



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

**Quantificação da resolução do Sistema SPECT-
CZT através do uso da Função de
Transferência Modulada (MTF)**

EDNALDO ALEXANDRE ZANDONÁ

BOTUCATU

2013

EDNALDO ALEXANDRE ZANDONÁ

**Quantificação da resolução do Sistema SPECT- CZT através do uso da
Função de Transferência Modulada (MTF)**

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, campus de Botucatu, para obtenção do título de Mestre em Biologia Geral e Aplicada, área de concentração em *Biologia de Processos e Sistemas*.

Orientador: Prof. Adj. José Ricardo de Arruda Miranda

BOTUCATU – SP

2013

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.
DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: *ROSEMEIRE APARECIDA VICENTE*

Zandoná, Ednaldo Alexandre.

Quantificação do sistema SPECT-CZT através do uso da função de transferência modulada (MTF) / Ednaldo Alexandre Zandoná. – Botucatu : [s.n.], 2013

Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu

Orientador: José Ricardo de Arruda Miranda

Capes: 20903006

1. Medicina Nuclear. 2. Análise espectral. 3. Espectroscopia de alta resolução. 4. Diagnóstico por imagem – Técnicas digitais.

Palavras-chave: CZT; Medicina Nuclear; NM 530c; Resolução; SPECT.

AGRADECIMENTOS

À Minha esposa, companheira, namorada, amiga, verdadeiro porto seguro na minha existência. À você Ana Lucia, meu mais profundo amor, carinho e admiração. Sei que a caminhada foi árdua, e sem seu apoio incondicional, ela não seria possível.

Aos meus filhos Vincenzo e Lorenzo, por sempre estarem ao meu lado, alegrando-me, incentivando-me e fazendo minha vida muito, mas muito mais feliz!

Ao Dr. Rubens César Garcia Jorge, pela amizade, incentivo e apoio, pois se aqui cheguei, muito se deve a você.

Aos amigos Dr. Vagner Bertoli e Dr. Jorge Cardoso de Oliveira, pelo apoio incondicional.

Ao Paulo Cesar de Oliveira (PC), pela amizade e apoio durante toda essa jornada.

Ao Prof. Adjunto José Ricardo de Arruda Miranda que desde a minha graduação, acolheu-me como a um filho. Não tenho palavras para agradecer a confiança depositada. Sinto muito orgulho de ser orientado por alguém tão competente e amigo. Obrigado pelos momentos de descontração, paciência e dedicação.

Às Professoras: Dra. Clélia Akiko Hiruma Lima, Dra. Silvia Mitiko Nishida e Dra. Lúcia Regina Machado da Rocha por acreditarem no meu trabalho e concederem-me a oportunidade da aprendizagem.

Ao meu amigo Renato Dimenstein, pela orientação, liderança e amizade. Sempre fez o possível e impossível para me ajudar, trazendo novos conhecimentos e me abrindo portas nunca imaginadas. Muito Obrigado!

Ao pessoal do Laboratório de Biomagnetismo do Instituto de Biociências de Botucatu (IBB-UNESP): Uilian deAndreis, Paulo Roberto Fonseca, Fabiano Carlos Paixão, Caio Quini, Marjorie Ietsugo, Juliana Matos (entre outros) que nunca me negaram ajuda e amizade

Aos amigos Mateus Alvarez, Alexandre Velo e Marcos Calabrezi, por terem ajudado esse 'velho cansado de guerra'.

Aos amigos do Hospital Israelita Albert Einstein, em especial à Solange Amorim Nogueira, Dr. Jairo de Oliveira, Vivian, Carol (entre outros) pelo apoio e cessão das instalações daquela entidade durante a realização desse trabalho.

Aos amigos do Hospital Santa Paula, em especial ao Dr. Guilherme Rossi, Jean Pierre, Antonio Marcos pelos momentos de alegria, e amparo e cessão das instalações.

A todos que de uma forma ou outra tornaram isso possível.

RESUMO

A medicina nuclear é uma especialidade médica que se ocupa de técnicas de imagem para observar o estado fisiológico dos tecidos ou órgãos de forma não invasiva, através da marcação de moléculas participantes desses processos, com isótopos radioativos, originando assim os chamados radionuclídeos.

O SPECT é um equipamento que se utiliza de imagens planares, obtidas de vários ângulos ao redor do objeto de interesse, e, através de algoritmos computacionais, obtêm uma imagem tomográfica dessas projeções. Sua origem remete há aproximadamente cinquenta anos atrás, com criação da Câmara Anger (Hall Anger, 1964). Durante todo esse tempo, embora tenha havido alguma evolução, a estrutura dessas gama câmaras praticamente ficou inalterada.

Os constantes avanços em pesquisas empregando cristais semicondutores nos exames cintilográficos, bem como a necessidade do surgimento de novos sistemas detectores, compactos, com maior poder de resolução e alta sensibilidade conjugados a crescente preocupação mundial com a minimização das doses de radiação ionizante utilizadas nos exames diagnósticos e terapias, impulsionou o desenvolvimento de novos sistemas detectores.

Recentemente, duas Grandes Empresas lançaram comercialmente novos sistemas de detecção para aquisições tomográficas em medicina nuclear, utilizando detectores do estado sólido, mais especificamente cristais de telureto de cádmio e zinco (CZT).

Algumas vantagens desse tipo de detector são a melhora sensível da relação sinal/ruído, o aumento da resolução espectral e espacial, o que em suma, resultam numa maior nitidez das imagens obtidas. O emprego desses detectores abre novas perspectivas para os protocolos de imagem.

Entretanto, devido a inúmeros fatores, os equipamentos ditos CZT estão focados na área cardiológica, e devido a características próprias requerem a reformulação dos protocolos de aquisição de imagem além daqueles destinados ao Controle de Qualidade.

Palavras Chave: Medicina Nuclear –Resolução - CZT - SPECT – NM 530C

Abstract

Nuclear medicine is a medical specialty that deals with imaging techniques to observe the physiological status of the tissues or organs noninvasively, by dialing molecules participating in this process, with radioactive isotopes, thus giving the so-called radionuclides.

The SPECT is a device that uses planar images, taken from different angles around the object of interest, and, through computer algorithms, obtains a tomographic image of those projections. Its origin refers for nearly fifty years ago, with the creation of the Chamber Anger (Anger Hall, 1964). Throughout this time, although there has been some evolution, the structure of these gamma cameras was virtually unchanged.

The constant advances in research employing semiconductor crystals in scintigraphic examinations, as well as the need for the creation of new detectors systems, compacts, higher resolution and high sensitivity; combined with growing worldwide concern with minimization of doses of ionizing radiation used in diagnostic tests and therapies, spurred the development of new detector systems.

Recently, two large companies launched commercially new detection systems for nuclear medicine tomographic acquisitions, using solid-state detectors, specifically crystals of zinc and cadmium telluride (CZT).

Some advantages of this type of detector are sensitive improvement of signal / noise ratio, increased spectral and spatial resolution, which in short, resulting in greater clarity of the images obtained. The use of these detectors opens news perspectives for imaging protocols.

However, due to numerous factors, equipment said CZT are focused on cardiology area, and due to the inherent characteristics, require reformulation of image acquisition protocols beyond those intended for Quality Control.

Keywords: Nuclear Medicine-Resolution - CZT - SPECT - NM 530c

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Câmara Anger e seus principais componentes.....	13
Figura 2. Sistema SPECT dotado de duas cabeças detectoras e respectivos colimadores.....	14
Figura 3. Fotomultiplicadoras acopladas ao cristal cintilador, dotadas de blindagem magnética.....	17
Figura 4. Geração de Pulsos na Câmara Anger.....	18
Figura 5. Representação de um colimador de septos paralelos(hexagonais) e respectiva imagem formada [A]. Interação dos fótons gama, emitidos pelo paciente, com um colimador de septos paralelos [B].....	20
Figura 6. Colimador Pinhole	21
Figura 7. Conversão direta versus indireta	23
Figura 8. Cristal CZT pixelado associado a um ASIC. [A] visão superior. [B] visão inferior.	25
Figura 9. Gama Câmara D-SPECT	26
Figura 10. (Esquerda) Componentes de uma coluna detectora. (Direita) Disposição das colunas no “braço” detector	27
Figura 11. Diagrama mostrando a região de interesse (ROI) usada pela câmara para otimizar a aquisição de dados.....	28
Figura 12. Gama câmara NM 530c	29
Figura 13. (A) Os quatro módulos básicos que compõem cada um dos detectores. (B) Disposição dos 19 detectores em três linhas.*Os retângulos marcados em cinza escuro são desprovidos de elementos detectores*. (C) Configuração geométrica dos tripletos.....	30

Figura 14. (A) Visão oblíqua do sistema detector. (B) QFOV. (C) Disposição dos tripletos. (D) Disposição dos colimadores tipo <i>pinhole</i>	31
Figura 15. Sistema de colimação usado na NM 530c.	32
Figura 16. Representação esquemática do processamento de imagens da NM 530c	33
Figura 17. Comparação entre dois SPECT adquiridos de um mesmo paciente. (Superior) CZT. (inferior) NaI(Tl)	33
Figura 18. Espectros energéticos de uma mesma fonte pontual de Tc99m. (A) Gama Câmara CZT com FWHM de 5,4%. (B) Gama Câmara Tradicional com uma FWHM de 9,3%.....	34
Figura 19. Espectro Energético para uso de duplo isótopo (^{99m}Tc e ^{123}I). (A) Câmara CZT. (B) Câmara Convencional.	34
Figura 20. Aspecto final do Simulador.....	35
Figura 21. Posicionamento do simulador no Gantry da CZT.....	36
Figura 22. Etapas de processamento aplicadas na imagem para o cálculo da MTF	39
Figura 23. MTF calculada.....	39
Figura 24. Resolução Espacial média da CZT, calculada em milímetros nas diferentes posições de seu campo de visão.....	41
Figura 25. Posicionamento dos detectores com melhor resolução.....	42

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Principais cintiladores e suas características.	15
Tabela 2 - Resolução espacial da câmara Anger, quantificada através de diferentes métodos.....	40
Tabela 3 - Análise dos principais detectores.	42
Tabela 4 – Comparação das resoluções espaciais calculadas (cm^{-1}) para uma série de detectores (DET) a partir de dados colhidos em duas posições diferentes (A e B).	42

SUMÁRIO

1	Introdução	8
1.1	objetivos	12
2	fundamentos teóricos	13
2.1	Gama Câmara Anger	13
2.1.1	Detectores de Cintilação.....	15
2.1.2	Fotomultiplicadoras.....	16
2.1.3	Arranjo Eletrônico	17
2.1.4	Colimadores.....	19
2.1.5	Reconstrução Tomográfica.....	21
2.2	Gama Câmaras de Estado Sólido.....	22
2.2.1	Cristais semicondutores	23
2.2.2	Circuito Integrado de Aplicações Específicas (ASIC)	24
2.2.3	Gama Câmara D-SPECT	25
2.2.4	Gama Câmara NM 530c.....	29
2.2.5	Desempenho	33
3	Materiais e Métodos.....	35
3.1	Construção do simulador	35
3.2	Aquisição dos dados na CZT	36
3.3	Aquisição dos dados na gama câmara Tradicional (NaI(Tl)).....	37
3.4	Cálculo da Função de transferência modulada (MTF)	37
4	Resultados e discussão	40

4.1	Validação do novo método.....	40
4.2	Quantificação da Resolução da CZT.....	41
5	Conclusão.....	44
6	Referências.....	46

1 INTRODUÇÃO

A medicina nuclear é uma especialidade médica que se utiliza do emprego de radionuclídeos com finalidades terapêuticas e diagnósticas, na qual emprega imagens para observar o estado fisiológico dos tecidos ou órgãos de forma não invasiva, através da marcação de moléculas participantes desses processos fisiológicos com isótopos radioativos, o que origina os chamados radiofármacos.

Tal especialidade evoluiu não só como procedimento clínico, mas também como disciplina de pesquisa para a avaliação não invasiva da função fisiológica e molecular de tecidos normais ou doentes. (GAMBHIR, BERMAN, *et al.*, 2009)

A imagem da distribuição do radiofármaco é, sem dúvida, uma das aplicações mais importantes da radioatividade na Medicina Nuclear. A proposta desse método diagnóstico é administrar quantidades nanomolares de radiofármacos (GAMBHIR, BERMAN, *et al.*, 2009) e usar uma câmara de cintilação para obter imagens da distribuição desse marcador no tecido ou órgão de interesse.

Descrita há quase cinquenta anos (ANGER, 1964), a câmara Anger ou câmara cintiladora emprega um grande cristal de iodeto de sódio, volumosos tubos fotomultiplicadores e um aparato eletrônico para detectar os raios- γ e/ou partículas emitidos durante o decaimento do radiofármaco, empregando ainda colimadores, os quais auxiliam no processo de posicionamento dessas detecções, mas não sem um decréscimo na sensibilidade do sistema e consequente prolongamento do tempo de processamento das imagens, devido a diminuição da sensibilidade, em prol do aumento da resolução (ESTEVES, PAOLO, *et al.*, 2009; SHARIR, HAIM, *et al.*, 2008).

Paul Harper e colegas da Universidade de Chicago foram os primeiros pesquisadores a explorar o uso da câmara Anger para imagens tomográficas (HARPER, BECK, *et al.*, 1965); criando uma nova modalidade de câmara cintilográfica denominada *SPECT*¹.

Atualmente cerca de três quartos de todos os procedimentos clínicos realizados mundialmente utilizam o SPECT como equipamento padrão (GAMBHIR, BERMAN, *et al.*, 2009) e desses, aproximadamente 50% correspondem a exames correlacionados à cardiologia (DELBEKE e SEGALL, 2011).

¹ SPECT – *Single Photon Emission Computed Tomography* – Equipamento utilizado para obter uma imagem tomográfica (3-D) da distribuição de um radiofármaco em órgãos/regiões de interesse médico.

Segundo o Ministério da Saúde e a Sociedade Brasileira de Cardiologia as doenças cardíacas são a principal causa de óbito no Brasil e em todo mundo ocidental. Estima-se que as cardiopatias matam todos os anos cerca de 16,6 milhões de pessoas e que tal mortalidade tende a se intensificar, principalmente nos países em desenvolvimento (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2008).

A cintilografia de perfusão miocárdica é um exame de medicina nuclear que utiliza o *SPECT (Single Fóton Emission Computed Tomography)* associado ao teste de esteira ergométrica ou seu equivalente com uso de medicamentos específicos (teste farmacológico), e tem como finalidade avaliar a irrigação sanguínea e a capacidade funcional do coração.

Ele desempenha um papel importante na avaliação, diagnóstico e prognóstico de pacientes com doença arterial coronariana (DAC), bem como na estratificação de risco desses pacientes (SHARIR, HAIM, *et al.*, 2008; ESTEVES, PAOLO, *et al.*, 2009). Ao avaliar-se a extensão das lesões presentes no miocárdio isquêmico ou infartado, a cintilografia miocárdica fornece informações, de maneira não invasiva, e que se tornaram base sólida na tomada de decisões diante dessas patologias, determinando ou não, a necessidade de cateterismo cardíaco ou revascularização do miocárdio (GAMBHIR, BERMAN, *et al.*, 2009).

O emprego de Gama Câmaras com duplo detector aliado a avanços computacionais aprimorou a qualidade da imagem (GARCIA, FABER e ESTEVES, 2011). No entanto, o conflito entre resolução e sensibilidade ainda domina o desempenho dessas câmaras e dita a necessidade do uso de doses maiores e um tempo prolongado para a aquisição das imagens (ESTEVES, PAOLO, *et al.*, 2009).

Pesquisas científicas vêm constantemente buscando aprimorar as técnicas cintilográficas, visando obter métodos e equipamentos mais eficientes, e o uso de detectores baseados em cristais de Telureto de Cádmio e Zinco (CdZnTe) têm sido investigado para uma variedade de aplicações na Medicina Nuclear. Constantes evoluções tornaram as imagens obtidas através desse dispositivo tão significativas quanto as obtidas através do sistema de NaI(Tl) (BLEVIS, TSUKERMAN, *et al.*, 2008).

Consonante a esse cenário, a preocupação da comunidade científica mundial com o progressivo aumento das doses empregadas nos procedimentos médico-diagnósticos que fazem uso de radiação ionizante (METTLER, HUDA, *et al.*, 2008; ARAÚJO, KHOURY e LIMA, 2010), corroboraram para a inserção, comercialmente,

de novos sistemas de aquisição tomográfica baseados no uso de cristais semicondutores de Teleruto de Cádmiio e Zinco (CZT), os quais apresentam como destaque uma melhora dos parâmetros qualitativos e quantitativos da imagem adquirida.

As vantagens apresentadas por essa nova Gama Câmara apontam para uma rápida disseminação dessa modalidade de equipamento entre os serviços de Medicina Nuclear brasileiros, e a instalação de equipamentos baseados nessa tecnologia no Hospital Israelita Albert Einstein e no Hospital do Coração, ambos localizados no Estado de São Paulo, e reconhecidamente centros de referência nacional em medicina nuclear, endossam essa previsão. Entretanto os testes de controle de qualidade para tais Gamas Câmaras ainda não foram estabelecidos no em nosso país.

O controle de qualidade das imagens obtidas através de uma Gama Câmara pode ser feito empregando simuladores apropriados – *jaszckzack ou Carlson* – e materiais comumente utilizados no setor de Medicina Nuclear. (BLEVIS, TSUKERMAN, *et al.*, 2008). A padronização desses procedimentos é previstos em normas nacionais e internacionais (Tec Doc 6.02 - IAEA, 1991; NU 1-2007, NEMA,2007, NM 3.01). Entretanto, devido às características próprias desses novos sistemas, alguns testes definidos nessas normas tornaram-se desnecessários ou não adequados a essa nova realidade. Um desses casos é o teste de resolução espacial, no qual é definido o uso de um simulador de barras, cujas dimensões são incompatíveis com esses novos sistemas detectores.

A comunidade científica tem se empenhado em achar soluções economicamente viáveis e altamente confiáveis para avaliação das imagens obtidas em Medicina Nuclear. Muitas delas utilizam algoritmos computacionais e simuladores para avaliar características das imagens digitais, que refletem o desempenho do equipamento com o qual as mesmas foram obtidas.

Em 1976, NUSYNOWITZ e BENEDETTO propuseram a avaliação da resolução espacial de uma Câmara Cintilográfica através do cálculo da Função de Transferência Modulada (*Modulation Transfer Function - MTF*) utilizando-se de uma fonte linear.

CARTON, *et al* (2005), utilizou um algoritmo baseado no cálculo da MTF para quantificar a resolução e dessa forma, a qualidade da imagem fornecida por equipamentos de mamografia digital. Nesse mesmo ano, MADHAV,

BRZYMIALKIEWICZ e CUTLER, construíram um novo simulador, e também através do uso da função de transferência modulada, quantificaram a qualidade das imagens adquiridas por um mamotomógrafo baseado em cristais semicondutores.

FOUNTOS, *et al.*(2012), utilizaram-se da Função de Espalhamento de Linha (*Line Spread Function - LSF*) para caracterizar as propriedades do sinal e qualidade das imagens obtidas por sistemas SPECT através do uso de filmes radiográficos impregnados de radiofármacos, inseridos no interior de um simulador desenvolvido para esse fim. SAMARTZIS, FOUNTOS, *et al.*(2010), utilizaram método semelhante na caracterização de sinais e imagens geradas por *Positron Emission Tomography* (PET).

Contudo, a literatura ainda é escassa quanto a utilização da MTF na quantificação da resolução espacial dos novos equipamentos comerciais dotados de CZT, embora tenhamos inúmeros trabalhos demonstrando as melhorias qualitativas acarretadas pelo uso de tais procedimentos de análise da resolução (BLEVIS, TSUKERMAN, *et al.*, 2008 ; ESTEVES, PAOLO, *et al.*, 2009; GARCIA, FABER e ESTEVES, 2011; SONGY e B., 2010).

Cabe ressaltar que essa nova tecnologia trouxe inúmeras inovações tecnológicas, entre elas o desuso dos tubos fotomultiplicadores. Isso exige uma revisão das normas que tratam do controle de qualidade das gama câmaras e o desenvolvimento de novos métodos, mais adequados, para avaliar o desempenho desses novos sistemas, de forma a poder compará-lo com outros sistemas, sendo esse o fator motivacional dessa pesquisa.

Esse trabalho apresenta um método baseado na construção de um simulador dotado de uma fonte linear móvel que pode ser posicionada em todo campo de visão da nova câmara CZT, sendo as imagens adquiridas analisadas através de um algoritmo embasado no emprego da MTF (CARTON, VANDENBROUCKE, *et al.*, 2005; SAMEI, FLYNN e REIMANN, 1998). Cabe ressaltar que essa nova tecnologia trouxe inúmeras inovações tecnológicas, entre elas o desuso dos tubos fotomultiplicadores. Isso exige uma revisão das normas que tratam do controle de qualidade das gama câmaras e o desenvolvimento de novos métodos, mais adequados, para avaliar o desempenho desses novos sistemas, sendo esse o fator motivacional dessa pesquisa.

Esse trabalho apresenta um método baseado na construção de um simulador dotado de uma fonte linear móvel que pode ser posicionada em todo campo de visão

da nova câmara CZT, sendo as imagens adquiridas analisadas através de um algoritmo embasado no emprego da MTF (CARTON, VANDENBROUCKE, *et al.*, 2005; SAMEI, FLYNN e REIMANN, 1998).

1.1 objetivos

Esse trabalho tem como objetivo principal a quantificação da resolução espacial da nova gama câmara CZT, bem como propor um novo método de controle de qualidade desse parâmetro, com possibilidade de empregá-lo em outros equipamentos que façam uso dessa mesma tecnologia. Para tal ímpeto, contou também com os seguintes objetivos específicos:

- Construção de um simulador que permitisse adquirir dados do sistema em vários pontos do seu campo de visão.
- Definição dos parâmetros de aquisição utilizados.
- Desenvolvimento de um novo algoritmo apropriado a esse novo sistema detector, que permitisse quantificar a resolução espacial das imagens adquiridas, de forma rápida e simplificada.
- Validação do método proposto e a comprovação de sua eficácia.

Para atingir tais objetivos, a presente dissertação foi dividida em seis capítulos assim definidos: introdução, fundamentos teóricos, materiais e métodos, resultados e discussões, conclusões e Referências.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Gama Câmara Anger

A associação de certo radionuclídeo a um fármaco específico resulta num composto denominado radiofármaco. Sua especificidade depende do órgão ou função a ser estudada ou patologia a ser tratada, pois é necessário que interaja com o sistema orgânico a fim de que a localização do radioisótopo corresponda ao ponto de interesse.

Tendo em vista a propriedade radioativa dos núclídeos presentes no composto, estes podem ser detectados externamente com equipamentos adequados, tornando possível a visualização e análise funcional do órgão ou função estudado.

A figura 1 apresenta o esquema de uma gama câmara Anger. Descrita há 50 anos (ANGER, 1964), a mesma possui um grande cristal de iodeto de sódio acoplado a volumosos tubos fotomultiplicadores. Colimadores fornecem informações de posicionamento e um arranjo eletrônico fornece a localização e projeção da imagem adquirida.

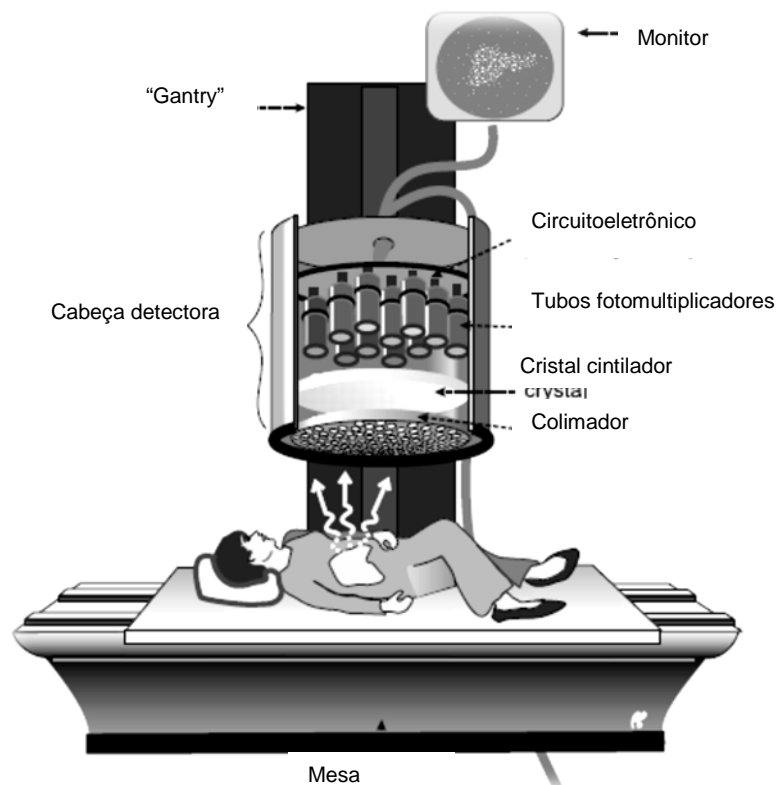


Figura 1 - Câmara Anger e seus principais componentes. Fonte: (POWSNER e POWSNER, 2006).

Desde que foi introduzida comercialmente a câmara Anger sofreu grandes avanços em seus parâmetros básicos, o desenvolvimento de cristais cintiladores menores e mais eficientes, o uso de novos algoritmos de reconstrução, entre outros.

Entretanto, a sua estrutura ficou inalterada, sendo amparada no trinômio: Cristal cintilador, fotomultiplicadoras e Colimadores; o que sempre resultou num grande custo à sensibilidade, e o conseqüente prolongamento do tempo de aquisição e processamento das imagens adquiridas (ESTEVES, PAOLO, *et al.*, 2009; SHARIR, HAIM, *et al.*, 2008).

O SPECT é uma técnica de diagnóstico na qual se adquire uma imagem tomográfica da distribuição de certo radionuclídeo, gerada pela detecção de fótons gama em inúmeras posições ao redor da distribuição (WERNICK e AARSVOLD, 2004). Há muitos anos a estrutura dos sistemas SPECT tem sido dominada pela câmara Anger (ERLANDSSON, KACPERSKI e GRAMBERG, 2009), sendo comum o uso de uma ou duas câmaras Anger num mesmo equipamento, sendo nesse caso comumente chamadas de cabeças detectoras - figura 2.

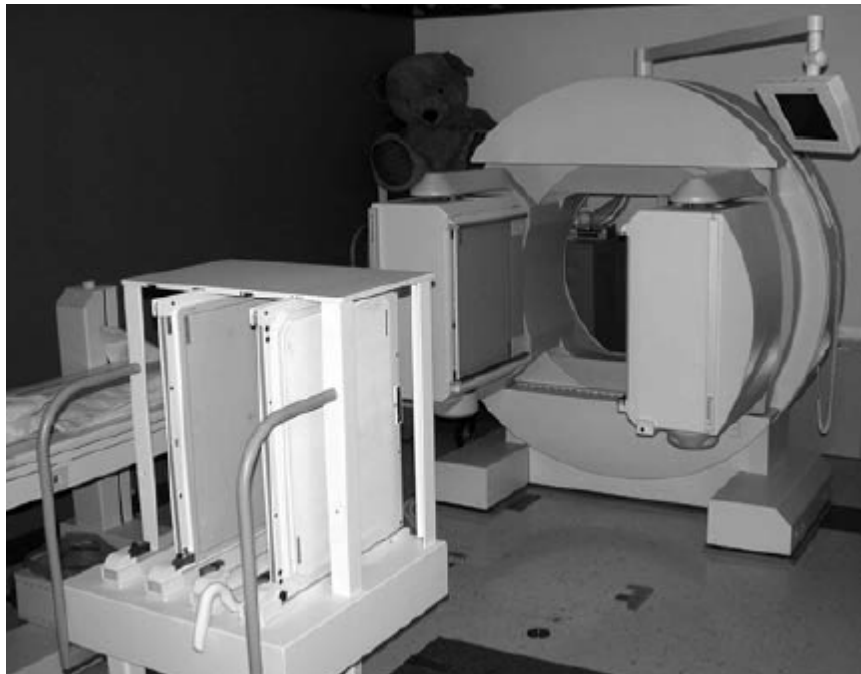


Figura 2 - Sistema SPECT dotado de duas cabeças detectoras e respectivos colimadores. (WERNICK e AARSVOLD, 2004)

O uso de uma câmara SPECT permite a aquisição de imagens planares ou tomográficas (WERNICK e AARSVOLD, 2004), característica que a tornou um dos

equipamentos mais empregados em medicina nuclear, principalmente na área cardiológica, sendo seus principais componentes detalhados nas páginas seguintes.

2.1.1 Detectores de Cintilação

Materiais que emitem luz visível quando absorvem partículas energeticamente carregadas, raios gama ou raios-x, são chamados cintiladores (MELCHER, 2005; WERNICK e AARSVOLD, 2004). Antraceno, naftaleno, vários plásticos, cristais de haletos alcalinos, dopados ou não de impurezas, tais como o iodeto de sódio dopado com tálio (NaI(Tl)), fluoreto de cério (CsF) ou germanato de bismuto, têm sido amplamente utilizados como cintiladores.

Os raios gama perdem sua energia no cintilador através de interações fotoelétricas, Compton ou produção de pares. Por sua vez, os elétrons assim gerados perdem essa energia em curtíssimas distâncias, através da excitação e ionização das moléculas do cintilador. Os pares de íons assim produzidos combinam-se entre eles mesmos ou com outros átomos ou moléculas do cintilador e produzem certos estados excitados, que durante o subsequente decaimento emitem luz.

Um bom cintilador é aquele que possui um número atômico elevado e alta densidade. A tabela 1 mostra cristais cintiladores com número atômico efetivo e densidades semelhantes, o que lhes confere eficiências similares para um dado fotopico.

Tabela 1 – Principais cintiladores e suas características.

Cristal Cintilador	Número atômico efetivo	Densidade (g/cm ³)	Tempo decaimento (ns)	Comprimento de Onda (nm)	Conversão de Luz Relativa % NaI(Tl)
NaI(Tl)	50	3,67	200	415	100
CsI(Tl)	54	4,5	1000	550	45
CsI(Na)	54	4,51	630	420	85
LaBr₃:Ce	47	5,3	25	360	160

Adaptado de (MADSEN, 2007)

Os cristais de iodeto de sódio dopados com tálio (NaI(Tl)) tornaram-se os detectores de cintilação mais utilizados em medicina nuclear devido a inúmeras

vantagens, as quais incluem baixo custo de produção, variedade de tamanhos e espessuras e um bom “poder de freamento” para o espectro energético usualmente utilizado na medicina nuclear (70-364 keV)(ZIESSMAN, O’MALLEY e THRALL, 2006), produzindo um fóton de luz visível para cada 30 eV de energia absorvida (WERNICK e AARSVOLD, 2004).

A maioria das gama câmaras tradicionais (Anger), empregadas clinicamente, utilizam um único cristal de NaI(Tl) de grande área (40 cm x 50 cm) com espessura de aproximadamente 0,95 cm. Entretanto, cristais desenvolvidos para trabalharem com energias de 511 keV podem ter espessura entre 1,27cm e 1,90cm (WERNICK e AARSVOLD, 2004).

Aumentando a espessura dos detectores, aumentamos a probabilidade da completa absorção dos raios gama, e dessa forma melhoramos a sensibilidade da gama câmara. Entretanto, uma maior espessura dos detectores acarreta a uma maior probabilidade de ocorrência de múltiplos espalhamentos Compton, degrada a resolução do sistema (SAHA, 2006).

Dessa forma, a espessura dos cristais concorre diretamente com sua eficiência, o que restringe o menor tamanho com que podem ser fabricados. Além disso, os cintiladores requerem um estágio adicional para converter a fótons de luz gerados em pulso elétrico, o que acaba por limitar sua resolução energética.

2.1.2 Fotomultiplicadoras

Uma fotomultiplicadora (PMT) é um tubo de vácuo com um cátodo, um ânodo e inúmeros eletrodos intermediários chamados dinodos (WERNICK e AARSVOLD, 2004). Posicionadas adjacientemente ao cristal, têm por função converter os fótons de luz provenientes do cristal em pulso elétrico através da emissão de elétrons, conhecidos como fotoelétrons. Além disso, as fotomultiplicadoras amplificam o sinal e fornecem informações sobre a localização da interação do raio gama com o cristal cintilador.

As fotomultiplicadoras propiciam um ganho eletrônico relativamente alto (10^6 vezes), com um ruído relativamente baixo. Entretanto, sua eficiência de conversão quântica é baixa (20%), o que acarreta uma significativa perda de sinal, lhes conferindo baixas resoluções energéticas e espaciais intrínsecas (MADSEN, 2007).

Uma das principais desvantagens dos tubos fotomultiplicadores é que sua estabilidade é facilmente influenciada por fatores ambientais, tais como temperatura, umidade, campos magnéticos, e suas propriedades acabam degradando-se com o decorrer do tempo (MADSEN, 2007).

A figura 3 mostra fotomultiplicadoras de formato circular, que também podem ser retangulares ou hexagonais. Normalmente, uma gama câmara Anger possui de 37 a 93 fotomultiplicadoras dispostas num arranjo hexagonal, de forma a cobrir a maior área possível do cristal (WERNICK e AARSVOLD, 2004).

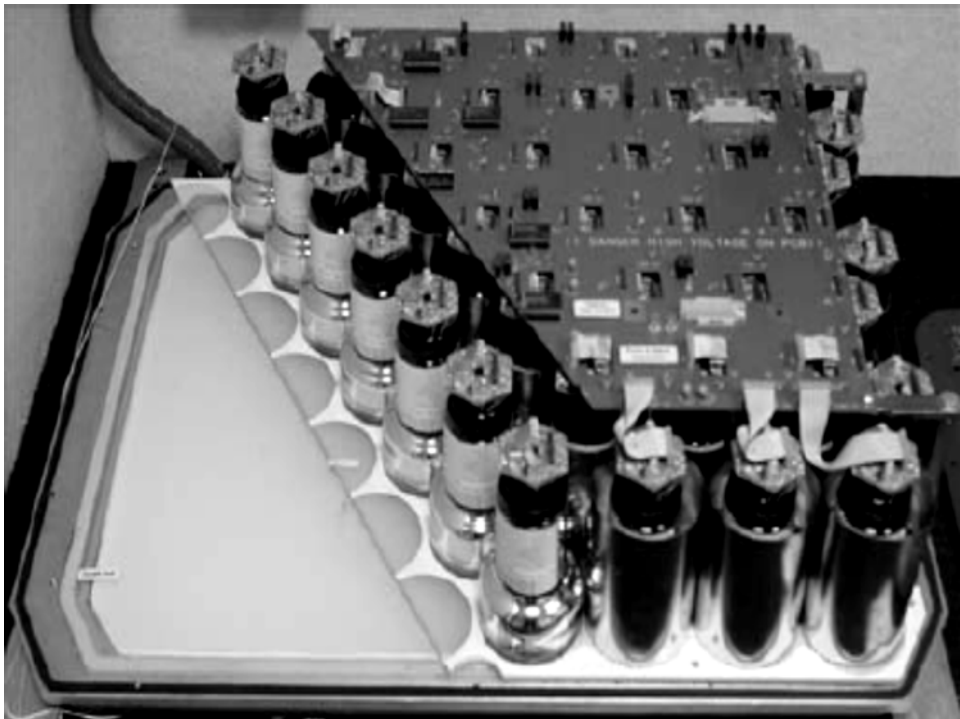


Figura 3- Fotomultiplicadoras acopladas ao cristal cintilador, dotadas de blindagem magnética (WERNICK e AARSVOLD, 2004).

2.1.3 Arranjo Eletrônico

O arranjo eletrônico é composto por um pré-amplificador, um amplificador e um analisador de pulso.

2.1.3.1 Pré-amplificador:

A maior parte dos pulsos de saída característicos da Medicina Nuclear produz um sinal com amplitude relativamente pequena e ainda com uma impedância de saída alta (POWSNER e POWSNER, 2006).

O pré-amplificador tem como função amplificar o sinal produzido pelo detector, igualando os níveis de impedância e formatando o pulso do sinal, para que o mesmo possa ser processado pelos componentes subsequentes do sistema.

2.1.3.2 Amplificador

O amplificador tem como objetivo amplificar o pulso, ainda pequeno, gerado pelo pré-amplificador (normalmente milivolts) para uma amplitude adequada ao processamento do sinal (figura 4), e ainda reformatar o pequeno decaimento gerado pelo pré-amplificador no pulso, evitando assim o problema da soma de diferentes pulsos (*pile-up*) em situações de alta razão de contagem, fenômeno que gera distorção na imagem e aumento do tempo morto do sistema.

Esse sistema de formação de pulso do amplificador deve fornecer uma saída de pulsos claramente separados ainda que o pulso de saída do pré-amplificador se sobreponha (POWSNER e POWSNER, 2006).

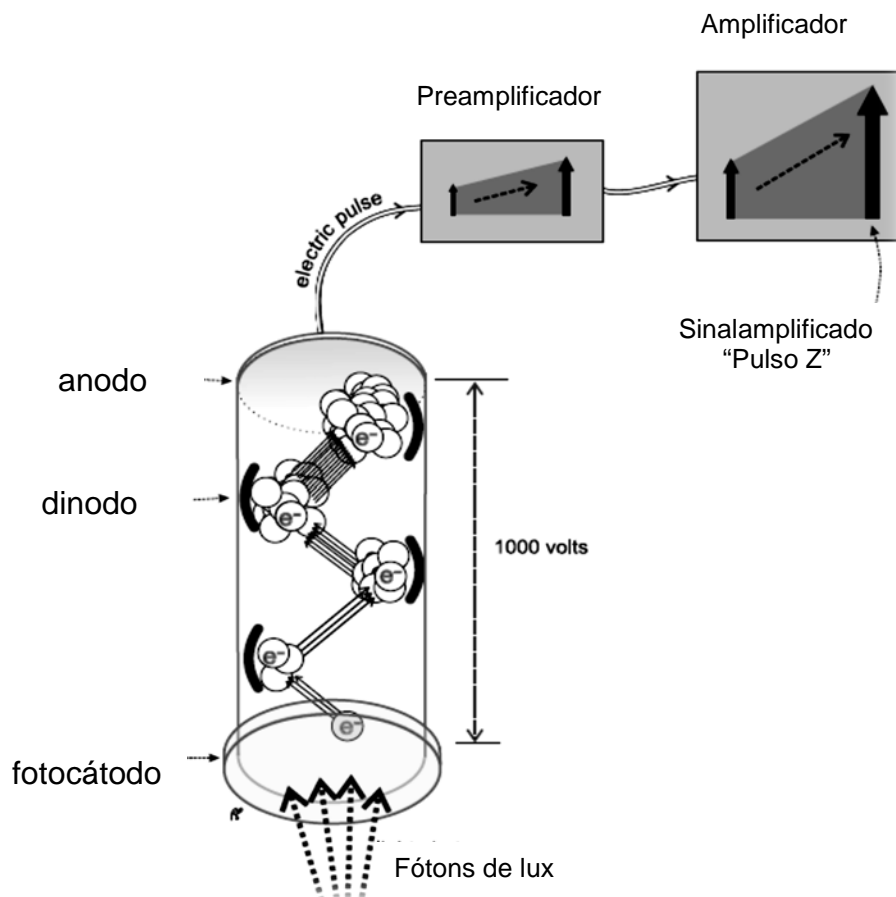


Figura 4 – Geração de Pulsos na Câmara Anger (POWSNER e POWSNER, 2006).

2.1.3.3 Analisador de Altura de Pulso – PHA

Os amplificadores são projetados para garantir que a amplitude de cada pulso seja proporcional à energia absorvida no cristal em razão da incidência de radiação gama. Essas amplitudes são analisadas através de um circuito elétrico denominado analisador de altura de pulso (PHA).

As primeiras gama câmaras possuíam circuitos passivos que calculavam a soma ponderada dos sinais produzidos pelos PMTs, os quais eram analógicos e subdivididos em x, y e Z; sendo que x e y representavam o centroide referente a interação do raio gama com o cristal e Z sua energia (WERNICK e AARSVOLD, 2004). O analisador de altura de pulso seleciona somente os “pulsos Z” que correspondem à seleção de energias aceitáveis, essas últimas denominadas janelas energéticas. Dessa forma, uma janela configurada em 20% para o fotopico do ^{99m}Tc (140 keV) significa que somente os pulsos “Z” compreendidos no intervalo de 126-154 keV serão aceitos, contados e irão compor a imagem.

As novas câmaras possuem uma série de circuitos digitais e algoritmos de correção que permitiram aumentar consideravelmente a localização dos eventos de cintilação, bem como a precisão da janela energética.

2.1.4 Colimadores

O propósito de um colimador numa gama Câmara é permitir que raios-X ou gama, oriundos de uma área específica atinjam uma área selecionada do detector. Assim, um colimador estabelece uma correspondência ponto a ponto entre o detector e a área formada.

Como os raios gama não podem ser focados através de lentes, as gama-câmaras utilizam o princípio da colimação absorptiva. Um colimador absorptivo projeta a distribuição da fonte radioativa no detector permitindo somente que fótons advindos de certas direções atinjam o detector, sendo os demais absorvidos. Essa técnica é um método ineficiente, pois a maior parte dos raios gama potencialmente usuais são absorvidos (ZIESSMAN, O'MALLEY e THRALL, 2006).

Os colimadores são fabricados a partir de materiais altamente absorvedores. Ligas de chumbo são as mais utilizadas e o formato de seus buracos podem ser circulares, retangulares, triangulares e hexagonais, sendo esse último o

mais empregado, devido à sua comprovada eficiência (WERNICK e AARSVOLD, 2004). Há quatro tipos de colimadores empregados em medicina nuclear: septos paralelos, *pinhole*, septos convergentes e divergentes.

Abordaremos aqui somente os dois primeiros, sendo que um estudo mais aprofundado sobre esse tema pode ser facilmente encontrado na literatura correlata.

2.1.4.1 Colimador de Septos Paralelos

A figura 5 representa um colimador de septos paralelos, o mais comum nos serviços de Medicina Nuclear. Consiste numa folha de chumbo com milhares de canais paralelos ou buracos uniformemente distribuídos. Ele fornece uma projeção de mesmo tamanho que a fonte, e a espessura de cada septo é um dos fatores determinantes na qualidade e resolução da imagem.

Existem vários tipos de colimadores de septos paralelos: colimadores para baixa, média e alta energia; os quais podem priorizar altas resoluções ou sensibilidades; resultando em inúmeras configurações, que podem ser empregadas de acordo com as características desejáveis na imagem.

Assim, colimadores de baixa energia para todos os propósitos ou LEAP (*Low-Energy All-Purpose*) possuem furos mais largos, o que lhes proporcionam maior sensibilidade e menor resolução; e colimadores de baixa energia e alta resolução ou LEHR (*Low-Energy High-Resolution*) possuem uma grande quantidade de furos, porém de tamanho menor e menos profundos, conferindo-lhes maior resolução e menor sensibilidade.

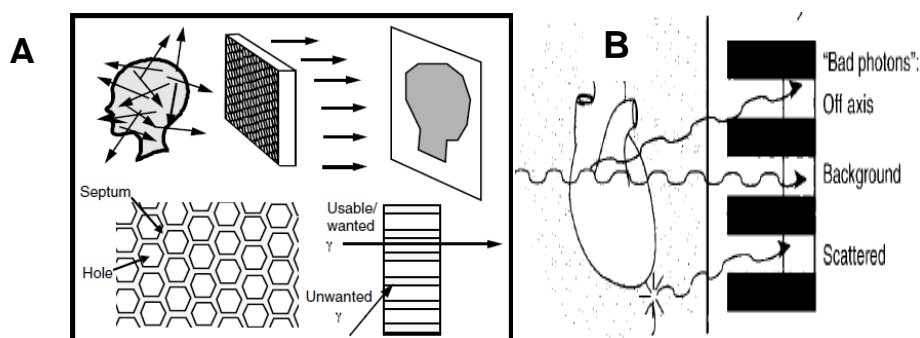


Figura 5—Representação de um colimador de septos paralelos(hexagonais) e respectiva imagem formada [A]. Interação dos fótons gama, emitidos pelo paciente, com um colimador de septos paralelos [B]. Adaptado de (ZIESSMAN, O'MALLEY e THRALL, 2006; WERNICK e AARSVOLD, 2004).

2.1.4.2 Colimador Tipo Pinhole

Consiste de uma pequena abertura, 2 a 8 mm de diâmetro, localizada no final de um cone de altura variando entre 20 e 30 cm, sendo a base maior do cone posicionada sobre o cristal e a menor sobre o objeto do qual se deseja uma imagem (figura 6).

Seu princípio de funcionamento é o mesmo de câmeras fotográficas tipo “caixa”, onde os fótons que atravessam o *pinhole* projetam uma imagem invertida no detector. Quando a distância entre a abertura e o objeto for menor que a distância entre o cristal e a abertura, ocorrerá magnificação da imagem, sendo esse seu principal objetivo, magnificar e conseqüentemente melhorar a resolução de estruturas pequenas, tais como tireoide, coração ou ossículos das mãos e dos pés.

A principal desvantagem desse colimador é sua baixa sensibilidade, e qualquer aumento do diâmetro de sua abertura acarretará degradação em sua resolução espacial (ZIESSMAN, O'MALLEY e THRALL, 2006).

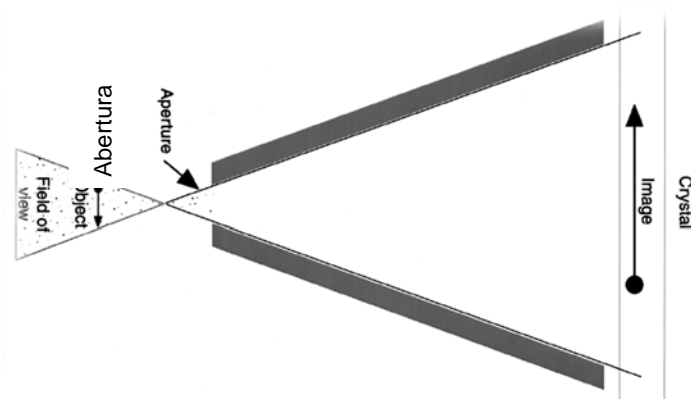


Figura 6 - Colimador Pinhole (ZIESSMAN, O'MALLEY e THRALL, 2006).

2.1.5 Reconstrução Tomográfica

Um problema básico na imagem convencional de radionuclídeos é a obtenção de projeções bidimensionais (2-D) provenientes de uma fonte de distribuição tridimensional (3-D). Imagens de estruturas que se encontram a certa profundidade no paciente são encobertas por imagens sobrepostas de estruturas que se encontram em posições acima ou abaixo do alvo de interesse.

Como resultado, o contraste entre as áreas de interesse e suas adjacências é reduzido significativamente. Essa redução limita a informação diagnóstica que está

sendo avaliado no estudo, o que prejudica a exata localização de uma anormalidade.

Imagens tomográficas removem essas dificuldades, mas como custo tem o tempo de aquisição aumentado, com conseqüente diminuição da resolução espacial e suscetibilidade ao surgimento de artefatos (MADSEN, 2007).

O princípio da reconstrução tomográfica foi apresentado em 1917, por Johann Radon, mas sua aplicação à imagem somente ocorreu na década de 70, quando Hounsfield e Cormack apresentaram o primeiro aparelho de TC.

O objetivo do SPECT é adquirir dados suficientes para gerar uma imagem de reconstrução tomográfica. Para essa finalidade, uma ou mais cabeças detectoras rotacionam ao redor do objeto de interesse e dados de múltiplos cortes são adquiridos simultaneamente. Protocolos padrão adquirem 64 ou 128 projeções transaxiais do objeto alvo, os quais são representados em matrizes digitais de tamanhos variados (WERNICK e AARSVOLD, 2004).

Existem métodos analíticos e iterativos para realizar a reconstrução tomográfica. Os analíticos, tais como a retroprojeção, baseiam-se no Teorema do Corte de Fourier (TFC), enquanto os iterativos procuram soluções numéricas para resolver as equações das projeções. Atualmente, devido aos progressos computacionais, os iterativos têm prevalecido.

2.2 Gama Câmaras de Estado Sólido

O surgimento de novos sistemas cintilográficos está embasado na utilização de cristais de telureto de cádmio e zinco em substituição aos de iodeto de sódio dopados com tálio (SONGY, 2010).

Os cristais semicondutores apresentam uma série de vantagens quando comparados aos cintiladores tradicionais, a começar pela possibilidade de conversão direta dos raios gama em pulsos elétricos, dispensando assim o uso de fotomultiplicadoras.

Dois novas câmaras que utilizam cristais semicondutores foram inseridas comercialmente no mercado mundial. A D-SPECT, desenvolvida pela companhia *Spectrum Dynamics* e a NM 530c desenvolvida pela *General Electric Company*, ambas dedicadas a realizar exames cardiológicos. Uma breve descrição de seus principais componentes será apresentada nas próximas páginas.

2.2.1 Cristais semicondutores

Detectores Semicondutores são dispositivos que convertem diretamente a energia provinda da detecção de raios- γ em um sinal eletrônico (figura 7) (DARAMBARA e TODD, 2002).

O fato desses detectores não necessitarem de dispositivos que convertam seu sinal, propicia o desenvolvimento de cristais mais compactos e não dependentes de alta energia.

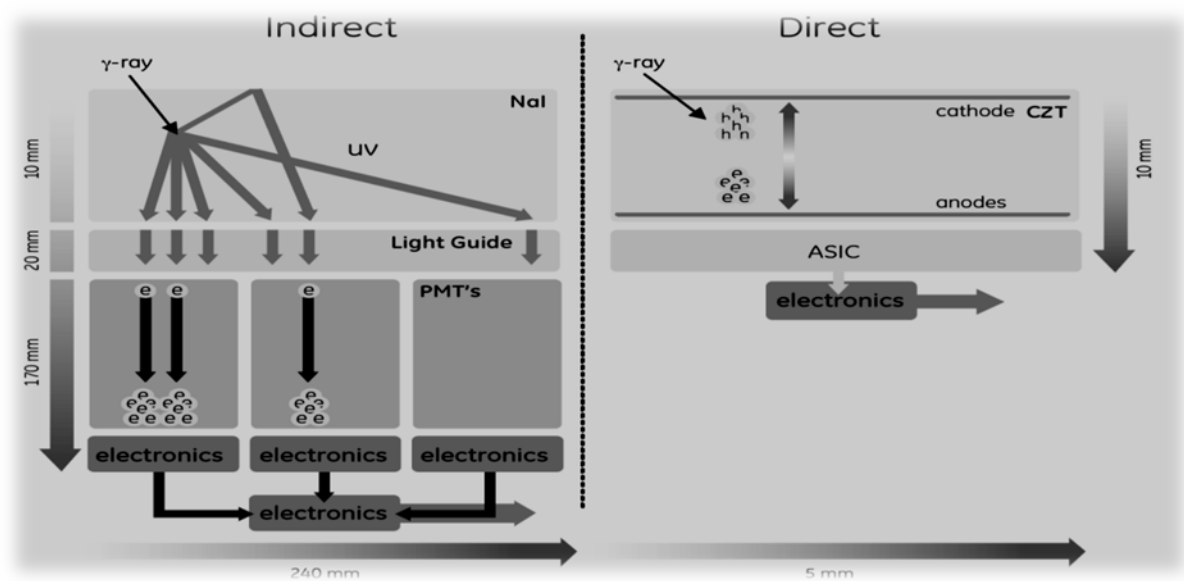


Figura 7 - Conversão direta versus indireta (GE HEALTHCARE, 2009).

O princípio de funcionamento dos cristais semicondutores baseia-se na absorção da energia do raio gama incidente, que libera os chamados pares elétrons-buraco, os quais induzem a formação de um pulso eletrônico com amplitude proporcional à energia absorvida. A esse cristal é associado um circuito eletrônico denominado *ASIC*, cuja função é amplificar o sinal proveniente do cristal semicondutor.

A vantagem de um semicondutor está na energia média necessária para criar um par elétron-buraco, que é cerca de 10 vezes menor do que a necessária para criar um par elétron-íon.

Assim, a quantidade de ionização produzida para uma dada energia é uma ordem de magnitude maior, resultando numa melhor resolução energética. Por exemplo, a 140 keV, um fóton Gama é convertido em 5000 fótons UV no cristal de iodeto de sódio. A eficiência dessa conversão é de aproximadamente 50%, o que

aliado à baixa eficiência quântica das PMTs (25%), resulta na produção de somente 700 elétrons. Já no CZT, o mesmo fóton gama é convertido em 33000 pares elétrons-buraco, o que no final lhe confere uma resolução energética duas vezes maior, quando comparado ao NaI(Tl) (GE HEALTHCARE, 2009).

Além do mais, devido a sua grande densidade, os semicondutores possuem um poder de freamento (Stopping Power) maior do que os cintiladores, sendo ainda compactos no tamanho e possuidores um tempo de resposta relativamente rápido.

Existe uma boa variedade de semicondutores que podem ser utilizados nesses dispositivos, sendo que os cristais de telureto de cádmio e zinco, também conhecidos como CZT, sobressaem-se aos demais devido ao fato dos mesmos poderem operar à temperatura ambiente.

Além de propiciarem uma eficiência intrínseca semelhante ao NaI(Tl), oferecem menor ruído e uma resolução espacial superior, com a vantagem de ainda serem mais compactos. Sua densidade de aproximadamente 5,8g/cm² e seu alto número atômico efetivo ($Z_{\text{eff}} \sim 50$) lhe conferem alto poder de freamento para as típicas energias utilizadas na medicina nuclear.

Na prática, os valores reais obtidos para o NaI(Tl) estão mais próximos dos teóricos se comparados aos obtidos no CZT. Isso se deve aos vários anos de aprimoramento empregados no desenvolvimento dos detectores baseados em cristais de NaI(Tl), frente ao recente avanço no uso do CZT.

A quantidade de zinco varia de fornecedor para fornecedor, mas uma composição típica é $\text{Cd}(1-x)\text{Zn}x\text{Te}$ com x valendo aproximadamente 0,1. É muito frequente a presença de outros elementos (dopantes) que são usados para aumentar as propriedades elétricas.

Uma das maiores desvantagens dos semicondutores é o seu alto custo de produção, o que até o presente momento inviabilizou a construção de equipamentos dedicados a adquirir imagens de corpo inteiro, limitando o seu uso ao estudo de órgãos específicos ou até mesmo de pequenos animais.

2.2.2 Circuito Integrado de Aplicações Específicas (ASIC)

A figura 8 ilustra um cristal CZT associado a um ASIC. Cada CZT geralmente é conjugado a um ou mais ASICs, os quais são dotados de uma série de canais que possibilitam o processamento dos sinais adquiridos por cada pixel, de forma

simultânea. Os circuitos integrados são montados próximos aos módulos detectores para reduzir a adição de ruído devido a fontes externas (SHANMUGAM, ACHARYA e PATEL, 2009).

Os mesmos possuem também, baixos níveis de ruído e consumo de energia além da capacidade de processamento de múltiplos sinais mistos. Esse processamento discrimina a energia, fornecendo ainda informações de posicionamento e apontando o canal acionado.

O primeiro estágio do canal ASIC contém pré-amplificador sensível à carga, que converte o pulso de carga do detector em um pulso de tensão, o que resulta um ganho de aproximadamente de 5mV/fC (SHANMUGAM, ACHARYA e PATEL, 2009).

Para melhorar a resolução, tais pulsos de tensão são convertidos em pulsos com formato gaussiano, usando para tanto um amplificador que contém um filtro de primeira ordem responsável pela produção do pulso gaussiano, o que resulta num ganho de cerca de quinze vezes (15x). A saída do amplificador é então enviada para um analisador de altura de pulso que identifica a validade do evento. Caso o evento seja validado, o circuito comparador produz um pulso de gatilho, que por sua vez aciona o endereço de pixel e as informações de energia.

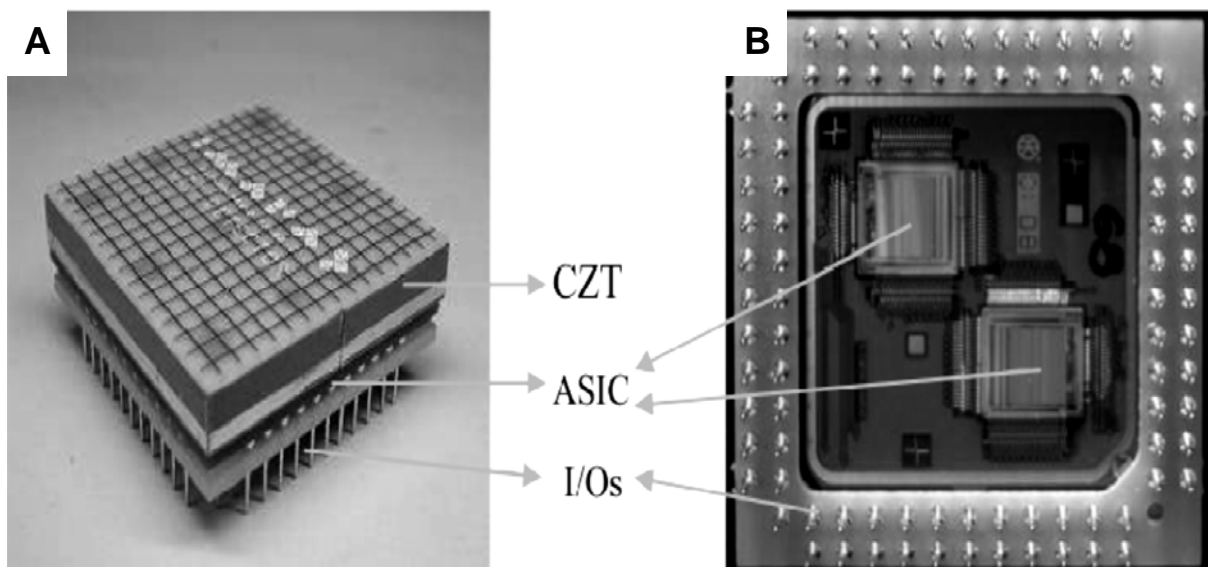


Figura 8 - Cristal CZT pixelado associado a um ASIC. [A] visão superior. [B] visão inferior.

2.2.3 Gama Câmara D-SPECT

O sistema D-SPECT, mostrado na figura 9, fabricado pela empresa *Spectrum Dynamics*, localizada em Israel, é um equipamento dedicado a estudos cardíacos e embasado no uso de cristais CZT e numa nova geometria.



Figura 9 - Gama Câmara D-SPECT (PATTON, SLOMKA, *et al.*, 2007).

Essa câmara possui nove colunas de detectores CZT pixelados, dispostos numa configuração curvilínea que permite a esse arranjo amoldar-se ao contorno da região torácica do paciente. Os componentes das colunas detectoras e sua disposição são mostrados na figura 10.

Uma coluna consiste de uma matriz de 1024 elementos CZT (2,46 x 2,46 x 5 mm de espessura), organizados em uma matriz de 64x16 elementos, com um tamanho aproximado de 40x 160 mm - 16 pixels x 64 pixels (PATTON, SLOMKA, *et al.*, 2007).

Cada coluna é equipada com colimadores dotados de aberturas quadradas, e paralelas, tal que as dimensões de cada abertura são compatíveis com o tamanho de um único elemento detector. Embora semelhantes aos colimadores de septos paralelos utilizados na câmara Anger, os usados nesse novo sistema são menores (21,7 mm), com septos mais largos (2,26 mm) quando comparados às aberturas do colimador LEHR (45 mm de comprimento e 1,6 mm de largura). Tais características, aliadas ao fato de serem confeccionados de tungstênio; resulta na geração de um

ângulo sólido de aceitação oito vezes maior do que aquele obtido com o uso dos colimadores convencionais (GAMBHIR, BERMAN, *et al.*, 2009).

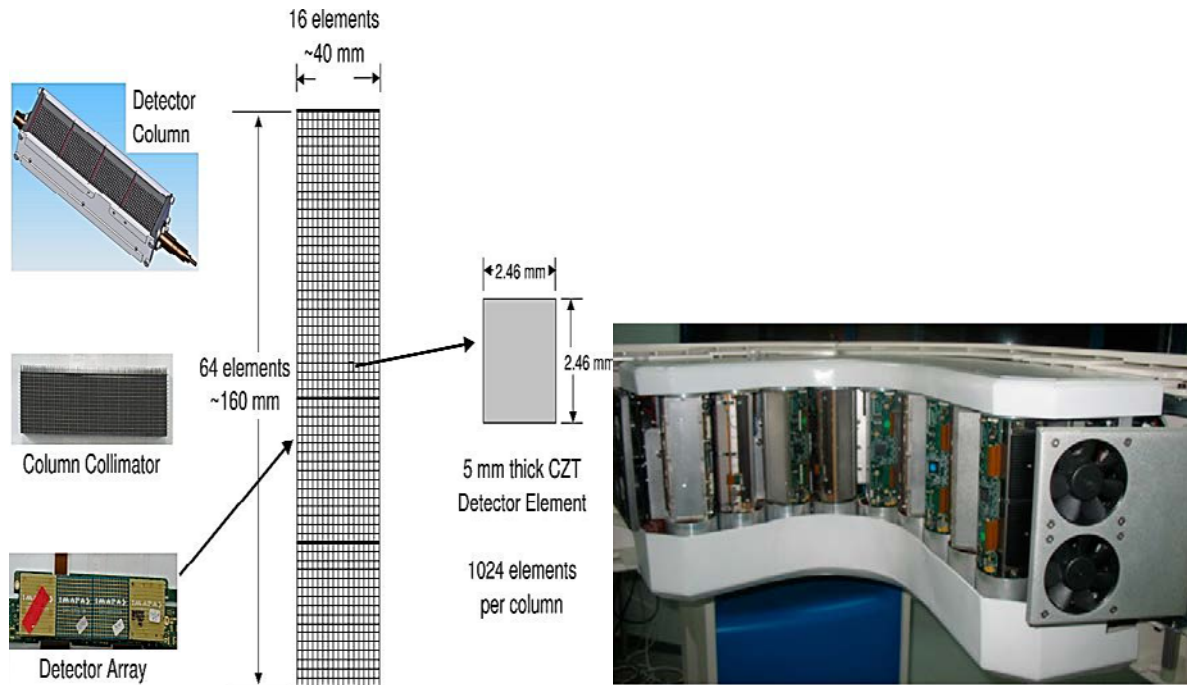


Figura 10 – **(Esquerda)** Componentes de uma coluna detectora. **(Direita)** Disposição das colunas no “braço” detector. (PATTON, SLOMKA, *et al.*, 2007; GAMBHIR, BERMAN, *et al.*, 2009)

Um arranjo de cristais de Telureto de Cadmio e Zinco (CZT) está alinhado atrás de cada coluna de colimadores, sendo que para cada septo do colimador há um cristal pixelado de CZT. Cada coluna detectora é dotada de movimentos rotacional e translacional (máximo de 110°), os quais são executados sincronizadamente entre todas as colunas, de forma pausada ou contínua, permitindo que os fótons provenientes da região de interesse sejam detectados de uma centena de ângulos diferentes - figura 11 (GAMBHIR, BERMAN, *et al.*, 2009; PATTON, SLOMKA, *et al.*, 2007; (ERLANDSSON, KACPERSKI e GRAMBERG, 2009).

Os dados adquiridos na Gama Câmara produzida pela empresa Spectrum Dynamics são processados utilizando algoritmos iterativos baseados no método MLEM (*Maximum Likelihood-Expectation Maximization*). Cria-se um mapa de probabilidades do raio γ ter sido emitido de coordenadas (i, j, k) relativas ao detector, o qual passa a ser usado pelo algoritmo de reconstrução. As características do colimador estão incluídas nesse mapa, mas o espalhamento e a atenuação não estão.

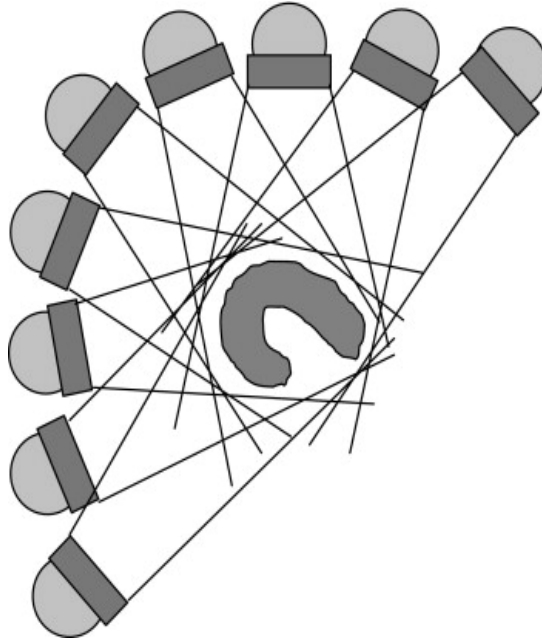


Figura 11 -Diagrama mostrando a região de interesse (ROI) usada pela câmara para otimizar a aquisição de dados (PATTON, SLOMKA, *et al.*, 2007).

O processo de reconstrução usa ainda uma variante do algoritmo OSEM (HUDSON e LARKIN, 1994) para acelerar a convergência dos dados adquiridos.

Esse algoritmo é combinado com uma técnica que foi desenvolvida especialmente para a aplicação cardíaca e que suaviza globalmente os níveis de intensidade dos “voxels” correspondentes às paredes do ventrículo esquerdo, sendo essa o início de uma segunda etapa da reconstrução tomográfica, que se findará após a remoção dos chamados *hot spots* através do emprego de filtros computacionais.

Outro aspecto importante é que a D-SPECT consegue focar automaticamente o objeto de interesse (ventrículo esquerdo), pois a sua mecânica permite que cada pixel, num mesmo ângulo, adquira dados desse órgão por tempos diferentes, priorizando regiões de interesse (como ventrículo Esquerdo) em detrimento a regiões de menor significância (como contorno corporal). (GAMBHIR, BERMAN, *et al.*, 2009).

2.2.4 Gama Câmara NM 530c

A figura 12 mostra a gama câmara modelo NM 530c, produzida pela empresa *General Electric Company*, ela utiliza cristais CZT como detectores e assim como a D-SPECT também é dedicada ao estudo de perfusões miocárdicas.

A NM 530C emprega um sistema de detecção baseado num arranjo de múltiplos detectores de CZT dispostos em módulos denominados tripletos. Ao todo são nove tripletos fixos e cada um deles cobre um determinado ângulo numa região espacial.



Figura 12 – Gama câmara NM 530c (GE HEALTHCARE, 2009).

Cada detector é constituído por quatro módulos básicos constituídos de elementos CZT, com dimensões de 80 x 80 mm - 32 x 32 pixels, dispostos em um quadrado, conforme demonstra a figura 13. Os 19 detectores são dispostos em três fileiras dispostas num arco de 180° (cinco detectores na linha superior, nove na linha medial e cinco na parte inferior) e estão associados a 19 colimadores tipo *pinhole*, fabricados de tungstênio. A aquisição é completamente fixa, sem qualquer movimento dos detectores (SONGY, 2010).

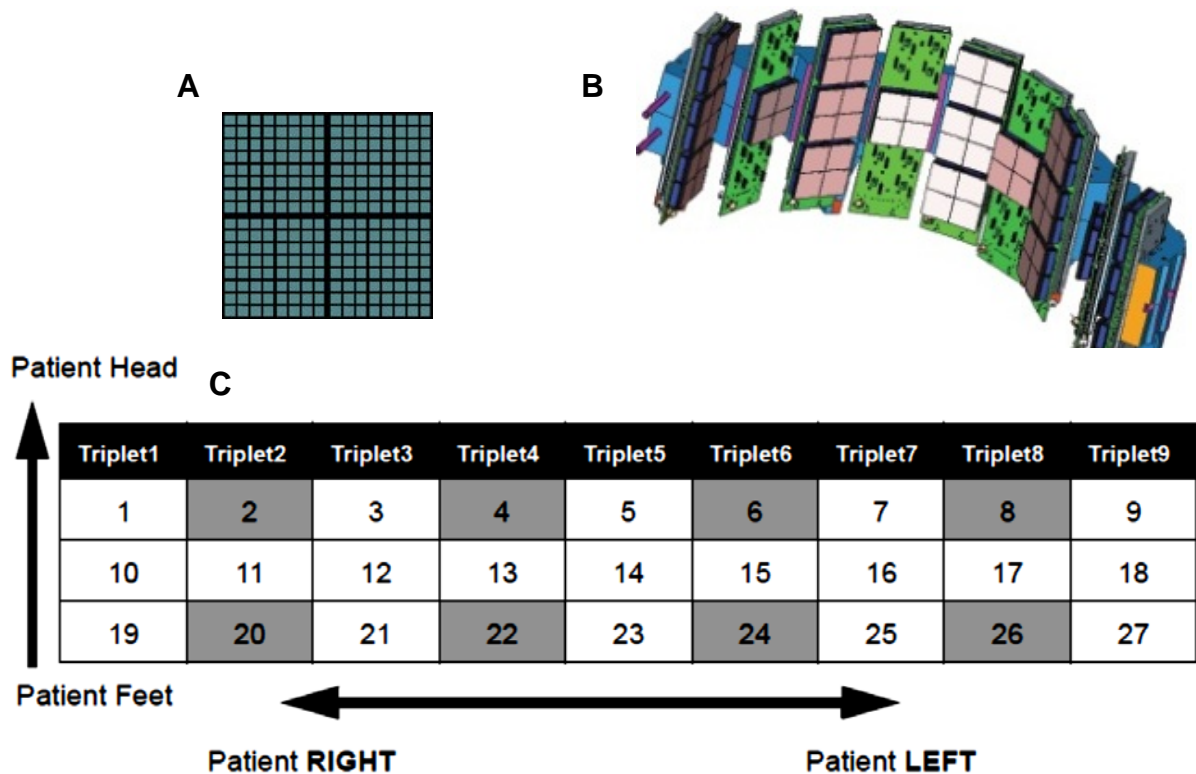


Figura 13 – (A) Os quatro módulos básicos que compõem cada um dos detectores. (B) Disposição dos 19 detectores em três linhas.*Os retângulos marcados em cinza escuro são desprovidos de elementos detectores*. (C) Configuração geométrica dos tripletos.

Esses detectores, e suas angulações intrínsecas, são posicionados de forma que quando associados ao sistema colimador, cobrem um volume espacial denominado “Quality Field of View” (QFOV) (GE HEALTHCARE, 2009). A figura 14 mostra esse arranjo, bem como o QFOV, que compreende uma área circular de aproximadamente 19 cm de diâmetro.

O sistema de colimação da NM 530c está baseado no uso de multipinholes. A obtenção de imagens através desse método tem sido usada historicamente em medicina nuclear para aquisição de imagens especializadas, que necessitavam de uma alta resolução.

A magnificação resultante do uso desse tipo de colimador propicia a obtenção de altas resoluções, com uma baixa eficiência do sistema. Entretanto, para imagens cardíacas, o aumento da resolução espacial não é uma vantagem, devido aos efeitos de “borramento” ocasionados pelo movimento do coração durante o ciclo cardíaco.

A combinação de colimadores tipo *pinhole* com detectores CZT possibilitou um novo método de se alcançar alta eficiência sem, contudo, perder resolução.

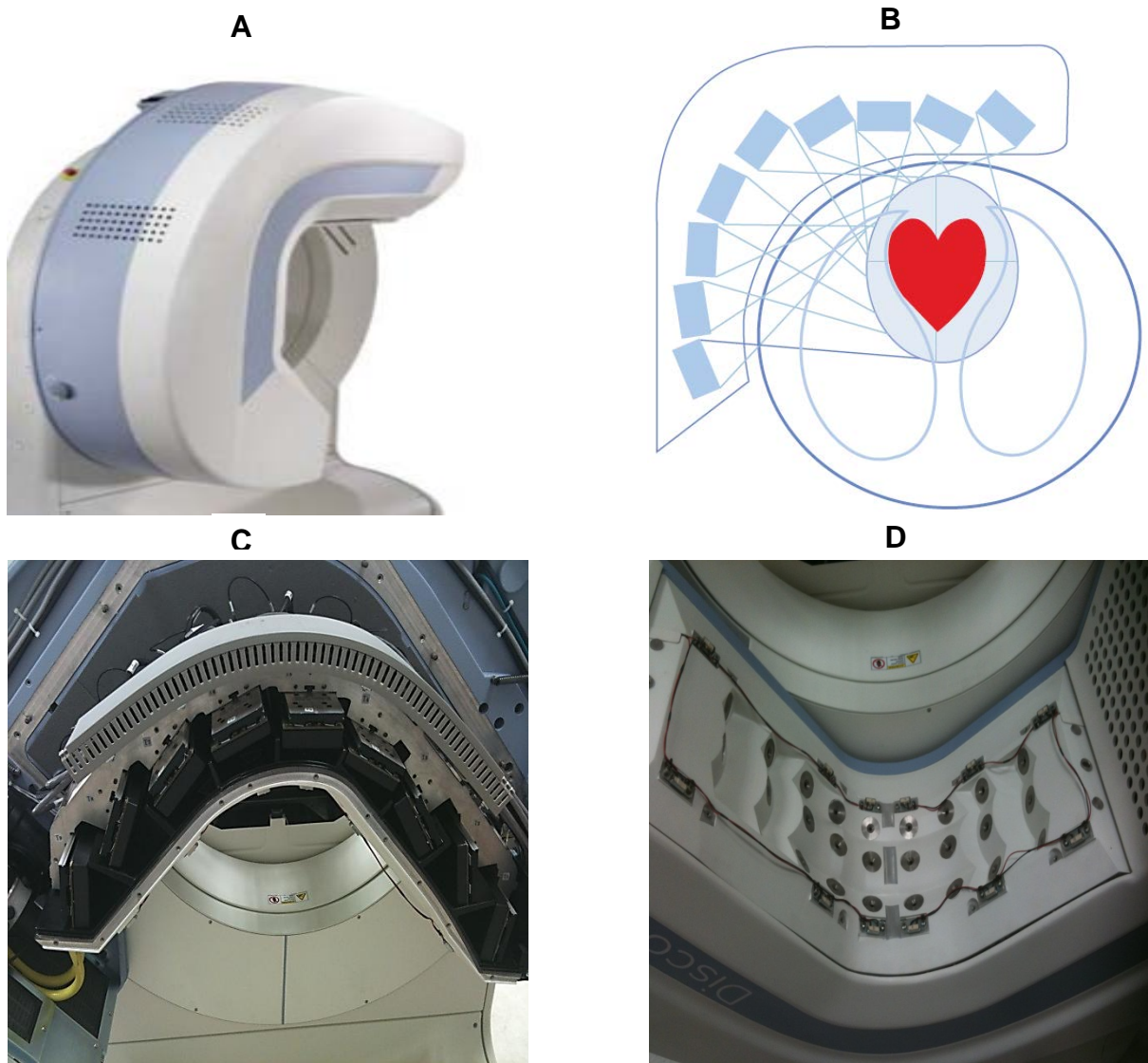


Figura 14 -(A) Visão oblíqua do sistema detector. (B) QFOV. (C) Disposição dos tripletos. (D) Disposição dos colimadores tipo *pinhole* (GE HEALTHCARE, 2009).

A Figura 15 mostra o detector, o colimador, o coração, assim como alguns parâmetros pré-definidos. Como é sabido, na gama câmara tradicional, o uso de colimadores *pinhole* faz com que a resolução da imagem (R) decresça, à medida que a razão M aumente, e isso acontece quando aproximamos o detector da abertura do colimador.

No entanto, os pixels pequenos (PS) usados nos detectores CZT facilitam uma nova estratégia para melhorar o sistema, a fim de obter uma maior eficiência.

Para tanto, o detector é movido em direção ao colimador fazendo com que a área do detector utilizada para formação da imagem seja reduzida rapidamente.

Como o número de pixels da imagem é preservado devido ao seu tamanho reduzido, o sistema tem sua eficiência aumentada. A fim de preservar-se a resolução, o tamanho da abertura do colimador (PD) é diminuído, correlacionando-

se ao tamanho do pixel. De certa forma, podemos dizer que há uma “minificação” da imagem.

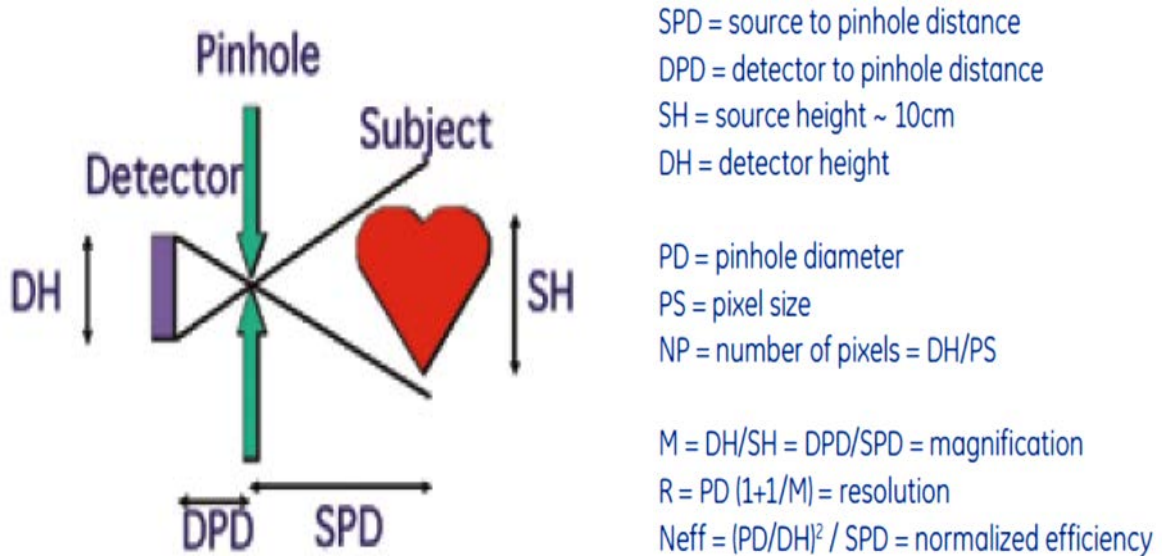


Figura 15 - Sistema de colimação usado na NM 530c (GE HEALTHCARE, 2009).

Os múltiplos detectores adquirem simultaneamente todas as projeções necessárias para reconstrução tomográfica, isso sem que haja qualquer movimento do detector. Esse recurso reduz o erro sistemático de todas as fontes de distorção advindas do movimento, incluindo-se os movimentos do detector, do paciente e o cardíaco.

Para reconstrução da imagem, a NM 530c utiliza um sistema iterativo, totalmente em 3D, desenvolvido e implantado com o intuito de gerar imagens da região do miocárdio, mais precisas e de fácil interpretação.

A condição inicial assumida é uma distribuição uniforme do marcador no paciente, sendo que em seguida, o algoritmo modifica essa condição através de múltiplas iterações. Dessa forma, a hipótese inicial de uma distribuição uniforme é transformada de maneira a descrever com precisão a distribuição física do rastreador no paciente.

As etapas de projeção e de retroprojeção exigem conhecimento de como o marcador, num local específico do paciente, leva à eventos captados no detector.

Idealmente, levam-se em conta vários fatores, dentre os quais: a própria aquisição, a geometria e física do detector, a atenuação e espalhamento no paciente e a eficiência específica do detector. Todas essas singularidades determinam a

probabilidade da totalidade de fótons emitidos dentro do corpo do paciente ser detectada.

O modelo de processamento de imagens é representado por uma matriz, o cada entrada $h(i, j)$ é a probabilidade de um fóton emitido por um voxel "j" ser detectado por um pixel "i". O componente geométrico da matriz sistema é pré-calculado e armazenado como parte do sistema de aquisição. Compensações são aplicadas antes ou durante o processamento, visando corrigir distorções dependentes dos pacientes ou do detector (figura 16).

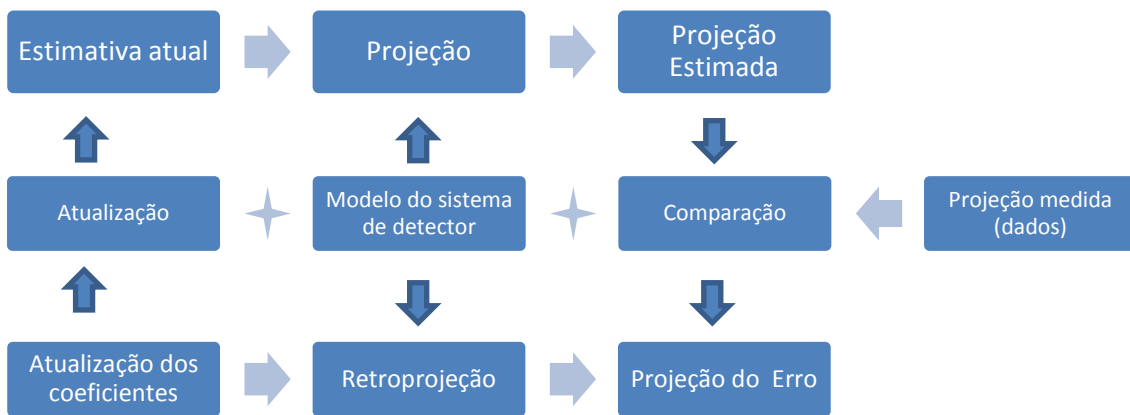


Figura 16 - Representação esquemática do processamento de imagens da NM 530c (GE HEALTHCARE, 2009).

2.2.5 Desempenho

O desempenho dos novos sistemas SPECT dotados de detectores CZT é objeto de inúmeros trabalhos. O aumento da qualidade das imagens adquiridas é notável, como podemos observar através da figura 17.

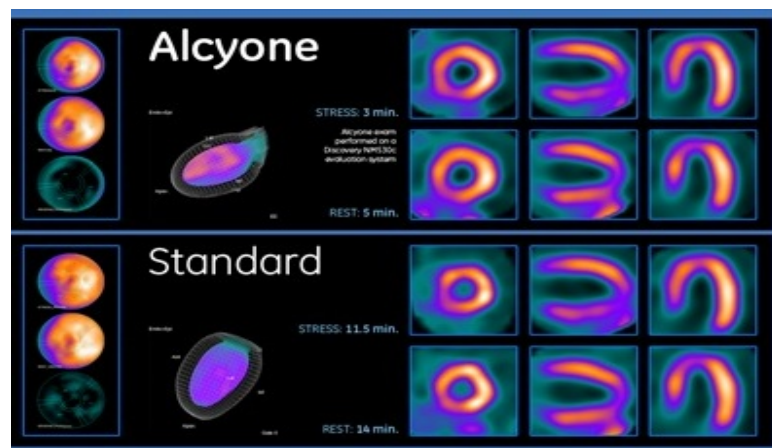


Figura 17 - Comparação entre dois SPECT adquiridos de um mesmo paciente. (Superior) CZT. (inferior) NaI(Tl) (GE HEALTHCARE, 2009).

A melhora da resolução energética propicia um fotopico mais estreito, o que aumenta a eficiência de detecção e conseqüentemente a qualidade da imagem.

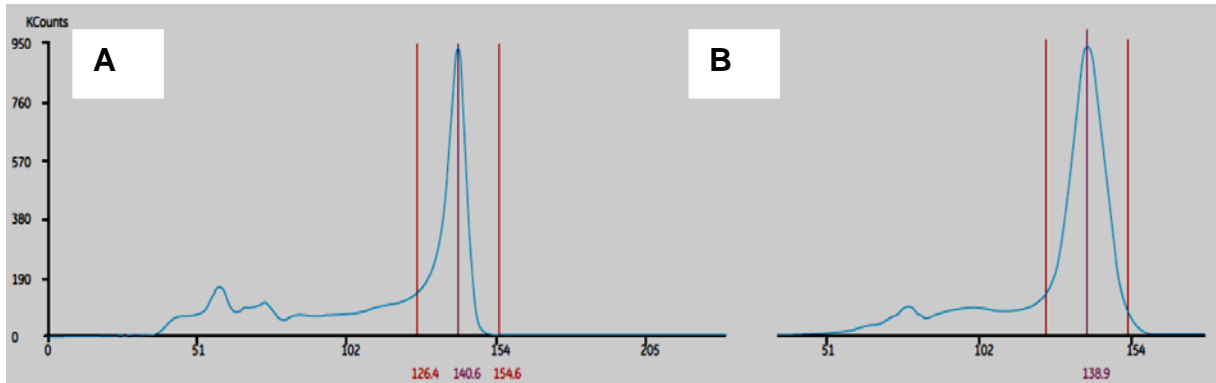


Figura 18 - Espectros energéticos de uma mesma fonte pontual de Tc99m. (A) Gama Câmara CZT com FWHM² de 5,4%. (B) Gama Câmara Tradicional com uma FWHM de 9,3%. (GE HEALTHCARE, 2009)

Outra inovação é a possibilidade de aquisição de imagens através do uso de duplo isótopo, pois há uma menor sobreposição de picos energéticos, reduzindo assim a necessidade de correções o que, por conseguinte, reduz o nível de distorção (figura 18).

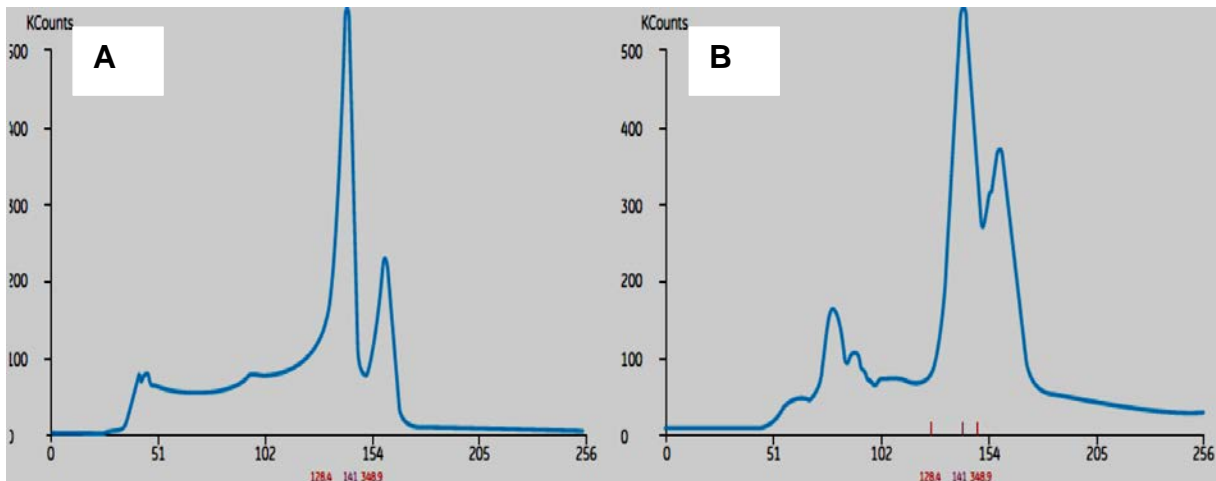


Figura 19 - Espectro Energético para uso de duplo isótopo (^{99m}Tc e ^{123}I). (A) Câmara CZT. (B) Câmara Convencional.

²FWHM –O termo técnico Largura completa na metade do máximo é usado para definir a resolução de um sistema de detecção através de um pico no histograma. É essencialmente uma linha geométrica traçada a meia altura do pico, expressa em unidades do eixo horizontal ou em porcentagem.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente trabalho foi desenvolvido no Hospital Israelita Albert Einstein, unidade Morumbi, localizada no município de São Paulo. Para tanto fora utilizado uma gama câmara CZT, modelo NM 530c, fabricada pela empresa *General Electric Company*, instalada no serviço de medicina nuclear daquela unidade hospitalar.

Além disso, para que pudéssemos comparar resultados, foram também realizadas aquisições numa gama câmara SPECT, equipada com cristal de iodeto sódio dopado com tálio, marca Siemens, modelo ECAM, instalada no serviço de medicina nuclear do Hospital Santa Paula, município de São Paulo.

Para alcançarmos os objetivos, as seguintes etapas foram implementadas:

3.1 Construção do simulador

Foi utilizado quatorze barras cilíndricas de Nylon®, com comprimento aproximado de dezoito centímetros (18 cm) cada, conectadas de modo a formarem uma estrutura cúbica. Um tubo capilar de acrílico, com aproximadamente vinte centímetros (20 cm) de comprimento e diâmetro interno de três milímetros (3 mm), foi acoplado à estrutura cúbica.

O capilar pode ser preenchido com solução de ^{99m}Tc , e após suas extremidades serem obstruídas com cola epóxi, o mesmo adquire a conformação de uma de fonte linear.

Através de peças deslizantes, era possível deslocar o tubo capilar através dos eixos vertical (y) e horizontal (x), possibilitando seu posicionamento dentro de certo volume espacial. A figura 20 mostra o arranjo final do simulador.



Figura 20 - Aspecto final do Simulador

3.2 Aquisição dos dados na CZT

Após o preenchimento do capilar com 2m Ci de solução de ^{99m}Tc , simulador foi posicionado no centro do gantry da gama câmara NM 530c, e todos os parâmetros mecânicos (*gantry* e *mesa*) foram ajustados de forma que todo o campo de visão do equipamento (*Quality Field of View – QFOV*) fosse coberto pelo deslocamento da fonte linear dentro do volume espacial anteriormente citado, o que está ilustrado através da figura 21. Para aquisição das imagens foi definido o protocolo padrão de aquisição usado nesse equipamento, destinado a realizar exames de perfusão miocárdica, que emprega uma matriz de 32 x 32 pixels (cada pixel com 2,5 mm), colimação multipinhole, sistema de detecção estacionário, aquisição simultânea por todos os detectores.

As imagens foram reconstruídas, utilizando também, o protocolo padrão para perfusão miocárdica.

Ajustados os parâmetros, foram então adquiridas várias imagens da fonte linear, alterando sua posição dentro do QFOV, obtendo dados de várias posições.

Também foram adquiridas algumas imagens de uma fonte pontual, posicionada ao longo do “campo de visão” da gama CZT.

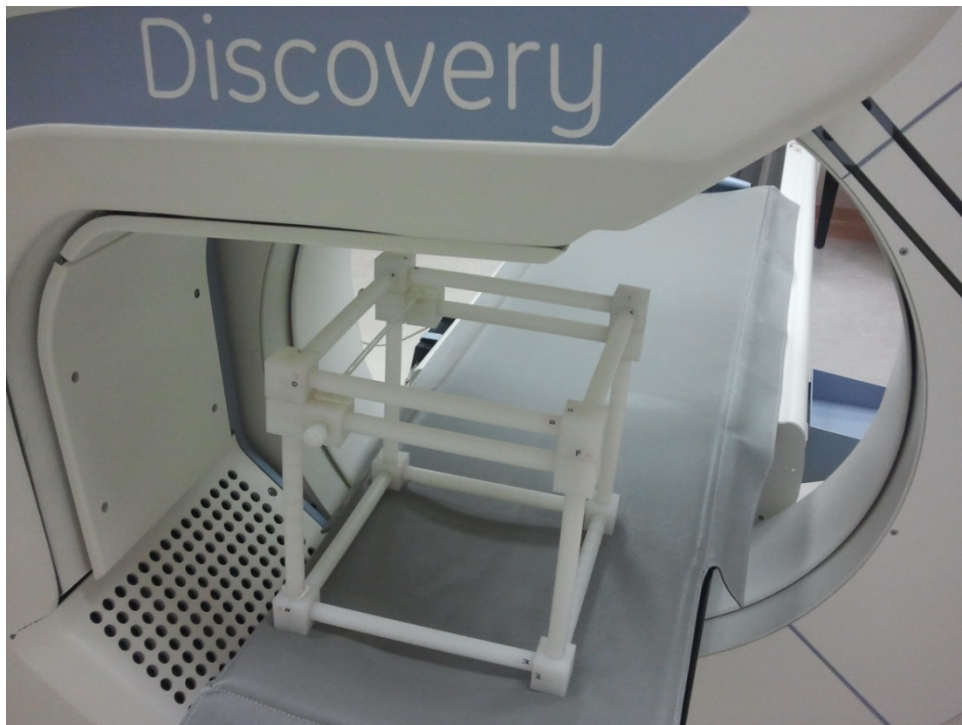


Figura 21 - Posicionamento do simulador no Gantry da CZT

3.3 Aquisição dos dados na gama câmara Tradicional (NaI(Tl))

O capilar foi preenchido com 5 mCi de solução de ^{99m}Tc , e o Simulador foi posicionado no centro do campo de visão (FOV) da gama câmara marca Siemens, modelo ECAM, equipada com uma única cabeça detetora. Os parâmetros de aquisição foram configurados para uma distância de 25 cm, matriz de 512 x 512 pixels, 4×10^6 contagens.

As imagens foram reconstruídas utilizando o protocolo padrão para o teste de resolução espacial, inerente ao equipamento.

Com a finalidade de possibilitar comparações, foram adquiridas imagens de uma fonte pontual, com os mesmos parâmetros acima mencionados. Além disso, realizou-se também o teste padrão, recomendado pelas normas internacionais (Tecdoc 6.02, Nema Nu-2007), para quantificação da resolução espacial desse tipo de gama câmara, utilizando para tanto um fantoma de barras.

3.4 Cálculo da Função de transferência modulada (MTF)

A função de transferência modulada é um método direto e quantitativo que descreve a intensidade espectral de um sistema em função da frequência espacial (CARTON, VANDENBROUCKE, *et al.*, 2005). A resolução pode ser obtida a partir do valor da intensidade a 10% do máximo.

Todos os dados adquiridos foram analisados em ambiente MatLab® (*Mathworks, Inc., Natick, MA, USA*) utilizando um algoritmo baseado nos trabalhos desenvolvidos por SAMEI, FLYNN e REIMANN, 1998 e CARTON, VANDENBROUCKE, *et al.*, 2005; que usa a MTF para o cálculo da resolução do sistema.

O algoritmo desenvolvido requer a existência de uma borda e que os sinais detectados sejam lineares com o detector utilizado.

Como ilustrado na figura 22, o processo para o cálculo da MTF inclui seis passos, descritos a seguir:

- Passo 1: Inicialmente, seleciona-se uma região de interesse (ROI) centrada na borda da imagem. Essa ROI é definida por uma largura “W” e um comprimento “L”, em que “W” é o número total de linhas utilizadas para a determinação da MTF e “L” é o comprimento dos perfis de borda.

- Passo 2: Aplica-se à imagem o operador *Sobel*, para detecção da posição da borda, e através do emprego da transformada dupla de *Hough* sobre a matriz resultante, obtemos o ângulo da borda; sendo a imagem então rotacionada, para obtermos uma borda com ângulo de zero graus.(0 °)
- Passo 3: A Função de Espalhamento de borda por alta amostragem (SESF – *Supersampled Edge Spread Function*) é gerada usando os valores de pixel de “N” linhas consecutivas sobre a borda: o valor do primeiro pixel da primeira linha dá os dados do primeiro ponto SESF, o primeiro pixel da segunda linha fornece os dados do segundo ponto, e assim consecutivamente, de forma que o primeiro pixel da enésima linha, nos dá os dados do enésimo ponto da SESF.
- Passo 4: A função espalhamento de linha (LSF – *Line Spread Function*) é calculada pela diferenciação de elementos finitos da SESF, usando um filtro de convolução com Kernel de [-1 1].
- Passo 5: Calcula-se o módulo da transformada de Fourier da LSF e o resultado é normalizado para os valores da frequência zero [MTF (0) = 1].
- Passo 6: Um filtro passa baixa de terceira ordem é então aplicado a MTF. Para evitar a distorção da MTF, o filtro é aplicado duas vezes: Uma cópia dos dados da MTF mãe é feita. Em uma matriz o filtro é aplicado a partir do primeiro ponto para o fim. Na segunda matriz, o filtro é aplicado no sentido inverso, do último para o primeiro ponto da MTF.

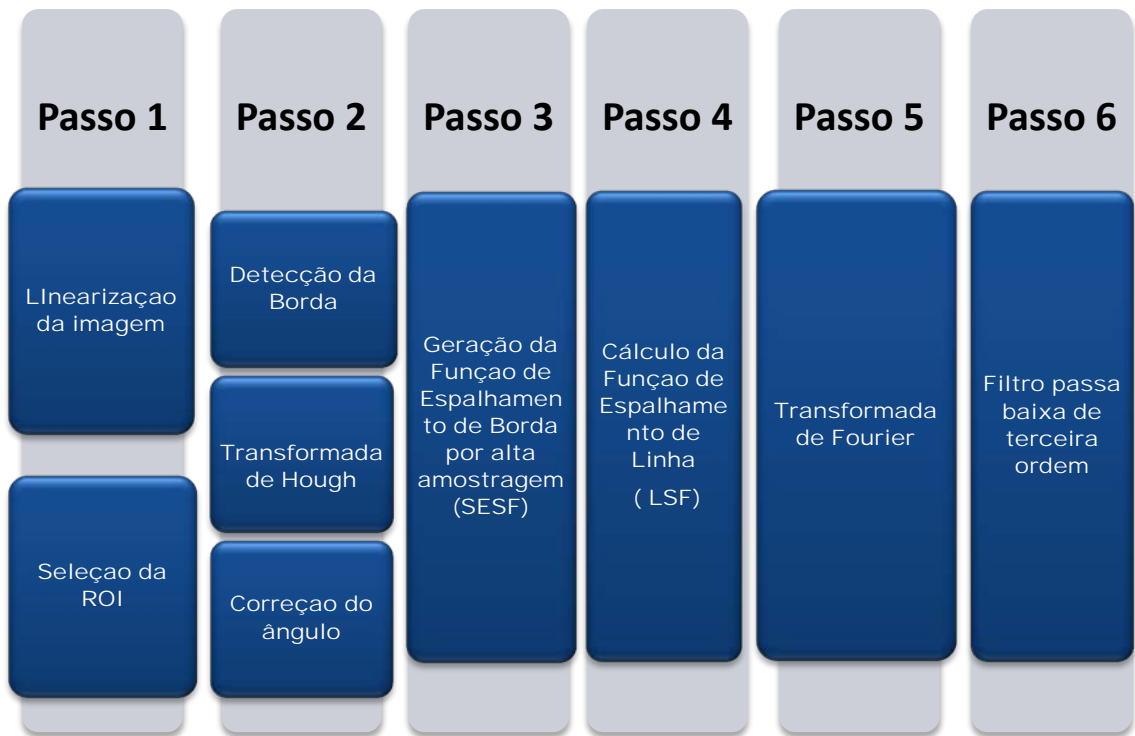


Figura 22 – Etapas de processamento aplicadas na imagem para o cálculo da MTF.

A figura 23 mostra resultado do procedimento acima descrito, quando aplicado às imagens adquiridas na gama CZT. A resolução limite do sistema é medida a 10% da MTF obtida, conforme recomenda a literatura correlata (CARTON, VANDENBROUCKE, *et al.*, 2005; SAMEI, FLYNN e REIMANN, 1998).

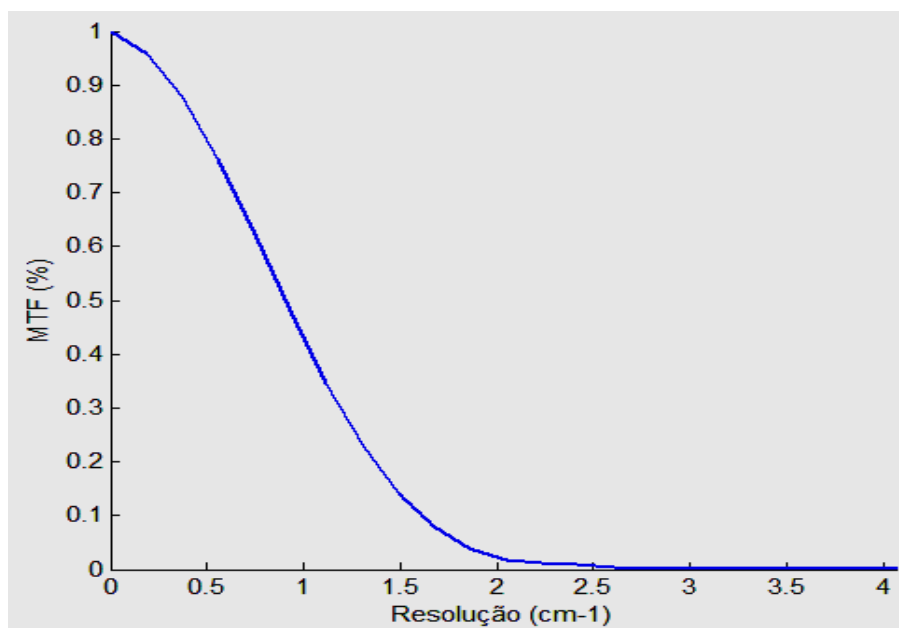


Figura 23 – MTF calculada

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Validação do novo método

Os dados adquiridos na câmara Anger, por meio do novo simulador, foram processados através do algoritmo desenvolvido para o cálculo da MTF. A tabela 2 mostra os resultados do cálculo da resolução espacial dessa gama câmara, obtidos através dos vários métodos anteriormente explicitados.

Tabela 2 - Resolução espacial da câmara Anger, quantificada através de diferentes métodos.

Método	Resolução Espacial (mm)
Simulador de Barras	8,35 \pm 0,70
Fonte Pontual	8,49 \pm 0,43
MTF	8,83 \pm 0,22
Informações do Fabricante	7,40 - 7,80

O equipamento usado nesse teste está em operação há mais de quinze anos, ostentando ainda os mesmos componentes da data em que fora adquirido da Siemens. Portanto, há de se esperar uma degradação correspondente a seu tempo de uso, o que pode ser percebido quando comparamos os valores de resolução espacial fornecidos pelo fabricante, com aqueles adquiridos experimentalmente pelos diferentes métodos apresentados.

Tomando como referência o resultado do teste realizado com o simulador de barras, ao compararmos esse valor com as médias resultantes dos outros dois métodos (fonte pontual e MTF), concluímos que os valores obtidos por esses métodos estão dentro do intervalo de confiança (95%) do valor de referência. E ainda, embasando-se nas normas que regulam o controle de qualidade em medicina nuclear, especialmente o Tec Doc 6.02, que sinaliza para a aceitação do teste de resolução espacial, desde que seus resultados estejam no máximo a 20% do pior valor indicado pelo fabricante, percebe-se que qualquer um dos métodos acima é apropriado para a quantificação de tal parâmetro.

4.2 Quantificação da Resolução da CZT

Os dados adquiridos na gama CZT, permitiram a construção de uma matriz virtual, que representa a resolução espacial média encontrada nas diversas posições em que nosso simulador fora posicionado ao longo do campo de visão do equipamento, mantendo sempre o espaçamento horizontal entre as posições em três centímetros (3 cm) e o vertical de acordo com o ilustrado na figura 24.

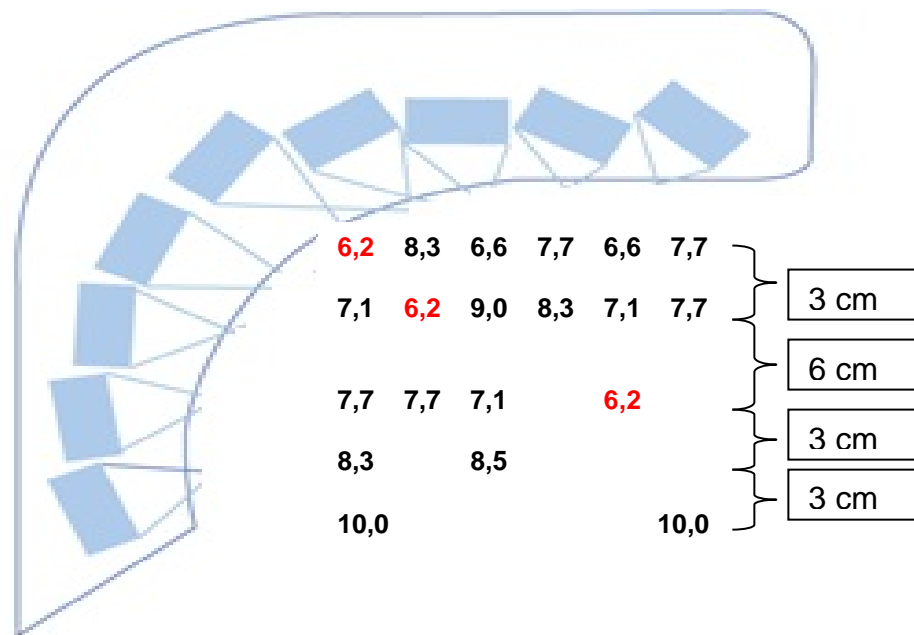


Figura 24 - Resolução Espacial média da CZT, calculada em milímetros nas diferentes posições de seu campo de visão.

A matriz formada com a aquisição dos dados permitiu que pudéssemos analisar a variação da resolução ao longo de uma determinada linha ou coluna.

No geral, percebe-se uma grande variação. Entretanto, a linha diagonal destacada na figura, mantém uma ótima resolução (6,2 mm). Essa linha parece ser determinada pelos dados coletados através de um subgrupo de detectores.

De fato, ao analisar os detectores individualmente, verifica-se que os detectores enumerados como 5, 7, 13, 14, 15, 16, 23 e 25 (figura 25) realmente apresentam as melhores resoluções para todas as posições, conforme demonstrado na tabela 3, na qual a primeira linha designa os referidos detectores, e as segunda, terceira e quarta linhas assinalam respectivamente a média, desvio padrão e desempenho geral desse subgrupo de detectores, considerando todas as imagens adquiridas.

Triplet1	Triplet2	Triplet3	Triplet4	Triplet5	Triplet6	Triplet7	Triplet8	Triplet9
1	2	3	4	5	6	7	8	9
10	11	12	13	14	15	16	17	18
19	20	21	22	23	24	25	26	27

Figura 25 - Posicionamento dos detectores com melhor resolução.

Tabela 3 - Análise dos principais detectores.

Detector	5	7	13	14	15	16	23	25
Resolução Espacial								
Média (mm)	5,86	6,04	6,68	6,15	5,82	6,13	5,83	6,14
Desvio Padrão	0,35	0,33	2,77	0,52	0,36	0,40	0,26	0,38
Média Geral	6,07 \pm 1,00 mm							

Ao que parece, o novo arranjo do sistema detector da gama CZT (tripleto angulados associados a colimadores, tipo *pinhole*, também angulados) gera um isocentro dentro do campo de visão do equipamento. Dessa forma, a resolução espacial apresenta melhores valores quando o objeto teste encontra-se numa posição pertencente a essa região. À medida que nos afastamos desse isocentro, a resolução espacial sofre decréscimos, que se acentuam cada vez mais, atingindo valores de 10 mm ou mais.

Observa-se ainda que para posições diferentes, as resoluções espaciais de cada detector alteram-se significativamente, de modo que se para uma posição “A” o detector apresenta ótima resolução, numa posição “B” essa resolução pode ser melhor, pior ou manter-se, o que pode ser comprovado através da tabela 4.

Tabela 4 – Comparação das resoluções espaciais calculadas (cm^{-1}) para uma série de detectores (DET) a partir de dados colhidos em duas posições diferentes (A e B).

POSIÇÃO	DET 1	DET 2	DET 3	DET 4	DET 5	DET 6	DET 7	DET 8	DET 9	DET 10
A	0,03	0,15	0,18	0,16	0,04	0,04	0,10	0,15	0,18	0,18
B	0,14	0,14	0,18	0,17	0,16	0,14	0,14	0,15	0,17	0,15

Outro fato importante é que certos detectores sempre resultaram em baixas resoluções, não importando a posição em que a fonte teste estivesse colocada. Isso

chama a atenção para o fato de uma possível manutenção corretiva, pois em virtude da dependência geométrica do sistema detector, qualquer inconformidade desse quesito, pode levar a uma degradação da imagem.

Embasando-se em todos os dados adquiridos e processados no presente trabalho, a resolução espacial da gama CZT foi de 7,48 mm, 15% acima da resolução máxima divulgada pelo fabricante: 6,5 mm.

No protocolo sugerido pelo fabricante da gama câmara NM 530c, o cálculo da resolução espacial é feito através do uso de três fontes micro esféricas, posicionadas numa região específica do *gantry*. Em seguida, são escolhidas as três melhores imagens dentre todos os detectores, as quais são utilizadas para o cálculo da resolução espacial.

Se adotarmos uma postura semelhante à por eles recomendada, ou seja, se desprezarmos todos os “*outliers*”, a resolução do equipamento converge para 6,25 mm. Como não se tem acesso ao código do algoritmo usado para reconstrução da imagem, é impossível afirmar se o equipamento desconsidera os piores dados, otimizando assim a reconstrução, ou se todos são utilizados.

Ressalta-se aqui, que embora o primeiro valor calculado esteja acima daquele aferido pela *General Electric Company*, o mesmo encontra-se dentro da faixa de aceitação (20%), recomendado pelas normas de controle de qualidade em medicina nuclear, o que nos sugere que esse novo método pode ser aplicado no controle de qualidade desse tipo de equipamento.

Outro destaque, é que o teste padrão utilizado para o cálculo da resolução espacial, não pôde ser empregado na gama CZT, pois o seu campo de visão (QFOV) é pequeno demais para acomodar o fantoma de barras utilizado no referido protocolo. Aliás, devido ao seu pequeno tamanho, o QFOV desse equipamento sequer acomoda o simulador *Jaszczack*, impossibilitando também seu uso nas quantificações.

Essas peculiaridades fazem com que esse novo método, que de certa forma é simples e apresenta baixo custo, possa ser utilizado satisfatoriamente no controle de qualidade da gama CZT, suprimindo a necessidade criada com a inserção desse nos sistema cintilográfico.

5 CONCLUSÃO

Nesse trabalho foi desenvolvido um novo método para a quantificação da resolução espacial da gama câmara NM 530c, equipada com detectores de cristais semicondutores. O método baseia-se no uso de um novo fantoma, construído para tal finalidade, e no emprego de um algoritmo que faz uso do cálculo da MTF para calcular a resolução.

Devido às características próprias do equipamento, o método tradicionalmente usado no cálculo da resolução não pode ser empregado, exigindo o desenvolvimento de novas abordagens para seu cálculo.

O novo método apresentou concordância de resultados quando comparado a outros empregados normalmente na quantificação da resolução espacial da gama Anger, o que atesta sua eficácia.

Os resultados obtidos na gama CZT, estão de acordo com normas nacionais e internacionais de controle de qualidade em medicina nuclear. Esses fatos nos induzem afirmar que esse novo método é uma alternativa para o cálculo da resolução espacial de equipamentos que utilizam tecnologia semelhante aquela presente na gama CZT utilizada nesse presente trabalho.

De fato, a introdução comercial desse novo sistema SPECT, criou a necessidade do surgimento de novos métodos de controle de qualidade, mais adequados a essa nova realidade, já que algumas características do equipamento, ou impossibilitam o uso de métodos tradicionais ou os torna dispensáveis.

A fim de atender essa necessidade, esse estudo deve ser aprofundado, visando quantificar todos os parâmetros inerentes a esse novo sistema, de forma a respaldar uma possível atualização das normas de controle de qualidade adotadas em nosso país.

Afinal, com o fixo durante a aquisição e o desuso das fotomultiplicadoras, os testes de centro de rotação e linearidade são desnecessários, mas uniformidade, fotopico e resolução energética ainda são variáveis importantes no ajuste do sistema.

Outrossim, o presente trabalho abre novas perspectivas para o controle de qualidade em medicina nuclear, pois o mesmo não deve limitar-se apenas a verificação do desempenho global do equipamento, mas sim de todos os detectores que o compõem, de forma a podermos quantificar não só a resolução espacial de

cada detector, mas também a sensibilidade, a uniformidade, a resolução energética e outros parâmetros, quantificando sua variação de acordo com a posição, de forma que possamos estabelecer critérios bem definidos para otimização dessa nova gama câmara.

6 REFERÊNCIAS

- AGÊNCIA INTERNACIONAL DE ENERGIA ATÔMICA. Tec Doc 6.02 - Quality Control of Nuclear Medicine Instruments, 1991.
- ANGER, H. O. Scintillation Camera With Multichannel Collimators. **Journal of Nuclear Medicine**, Berkeley, v. V, p. 515-531, 1964.
- ARAÚJO, A. R.; KHOURY, H. J.; LIMA, F. F. Dose efetiva coletiva na população pernambucana devido a. **Scientia Plena**, v. 6, n. 4, p. 1-7, 2010.
- BLEVIS, I. et al. CZT Gamma Camera with Pinhole Collimator. **IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record**, Nskayuna, 2008. 4931-4932.
- CARTON, A.-K. et al. Validation of MTF measurement for digital mammography quality control. **Medical Physics**, v. 32, n. 6, p. 1684-1695, Junho 2005.
- COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR - CNEN. **NM 3.01 - Requisitos de Radioproteção e Segurança para Serviços de Medicina Nuclear**. [S.l.]: [s.n.], 1996.
- DARAMBARA, D.; TODD, P. A. A solid state detectors in nuclear medicine. **Q J nuclear Medicine**, v. 46, p. 3-7, 2002.
- DELBEKE, D.; SEGALL, G. M. Status of and Trends in Nuclear Medicine in the United States. **The Journal of Nuclear Medicine**, v. 52, n. 12, p. 24S - 28S, Dezembro 2011. ISSN DOI: 10.2967/jnumed.110.085688.
- ERLANDSSON, K.; KACPERSKI, K.; GRAMBERG, D. V. Performance evaluation of D-SPECT: a novel SPECT system for nuclear cardiology. **Physics in Medicine and Biology**, Londres, v. 54, p. 2635-2649, Abril 2009.
- ESTEVES, F. P. et al. Novel solid-state-detector dedicated cardiac camera for fast myocardial perfusion imaging: multicenter comparison with standard dual detector cameras. **Journal of Nuclear Cardiology**, Agosto 2009. ISSN doi:10.1007/s12350-009-9137-2.
- FOUNTOS, G. P. et al. A novel easy-to-use phantom for the determination of MTF in SPECT. **Medical Physics**, v. 39, n. 3, p. 1561-1569, Março 2012.
- GAMBHIR, S. S. et al. A Novel Hight Sensitive Rapid Acquisition Single Photon Cardiac Imaging Câmara. **J Nucl Med**, v. 50, p. 635-643, 2009.
- GARCIA, E. V.; FABER, T. L.; ESTEVES, F. P. Cardiac Dedicated Ultrafast SPECT Cameras: New Designs. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 52, n. 2, p. 210-217, 13 Janeiro 2011. ISSN doi:10.2967/jnumed.110.081323.
- GARCIA, E. V.; FABER, T. L.; ESTEVES, F. P. Cardiac Dedicated Ultrafast SPECT Cameras: New Designs. **Journal of Nuclear Medicine**, Atlanta, v. 52, n. 2, p. 210-217, Janeiro 2011.

GE HEALTHCARE. **Alcyone Technology**. Waukesha. 2009.

GE HEALTHCARE. **CZT Technology: Fundamentals and Applications**. Waukesha. 2009.

HARPER, P. V. et al. Three dimensional mapping and display of radioisotope distributions. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 6, p. 338, 1965.

HUDSON, H. M.; LARKIN, R. S. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. **IEEE Tras. Med. Imaging**, p. 13601-13609, 1994.

MADHAV, P.; BRZYMIALKIEWICZ, C. N.; CUTLER, S. J. Characterizing the MTF in 3D for a Quantized SPECT Camera Having Arbitrary Trajectories. **IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record**, 2005. 1722-1726.

MADSEN, M. T. Recent Advances in SPECT Imaging. **The Journal of Nuclear Medicine**, v. 48, n. 4, p. 661-673, abril 2007.

MELCHER, C. L. Perspectives on the future development of new scintillators. **Nuclear Instrument Methods Phys R**, v. 537, p. 6-14, 2005.

METTLER, F. A. et al. Effective Doses in Radiology and Nuclear Medicine: Catalog. **Radiology**, v. 248, n. 1, p. 254-263, 2008.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Site do Ministério da Saúde**, 2008. Disponível em: <1. http://portal.saude.gov.br/portal/arquivos/pdf/seminario_homem_20108.pdf [Online]>. Acesso em: 22 Janeiro 2013.

NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION. **NU 1-2007: Performance measurement of gamma cameras**. [S.l.]: [s.n.], 2007.

NUSYNOWITZ, M. L.; BENEDETTO, A. R. Simplified Method to Determine The Modulation Transfer Function For The Scintillation Camera. **The Journal of Nuclear Medicine**, El Paso, Texas, v. 16, n. 12, p. 1200-1203, 1976.

PATTON, J. A. et al. Recent Technologic Advances in Nuclear Cardiology. **Journal of Nuclear Cardiology**, v. 14, n. 4, p. 501-513, 2007.

POWSNER, R. A.; POWSNER, E. R. **Essential Nuclear Medicine Physics**. 2. ed. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2006. 216 p.

SAHA, G. B. **Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine**. 3 ed. ed. Cleveland: Springer, 2006. 320 p.

SAMARTZIS, A. et al. The use of Modulation Transfer Function as an Overall Quality Control. **e-Journal of Science & Technology**, Atenas, p. 41-48, Abril 2010.

SAMEI, E.; FLYNN, M. J.; REIMANN, D. A. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. **Medical Physics**, v. 25, n. 8, p. 102-113, Janeiro 1998.

SHANMUGAM, M.; ACHARYA, Y. B.; PATEL, H. CdZnTe: The New Technology Semi Conductor Detector Based Nuclear Instrumento for Medical and Industrial Applications. **J. Instrum. Soc. India**, Ahmedabad, v. 37, n. 4, p. 249-257, 2009.

SHARIR, T. et al. High-speed myocardial perfusion imaging initial clinical comparison with conventional dual detector anger camera imaging. **JACC Cardiovasc Imaging**, p. 156-63; discussion164-156, 2008.

SONGY, B. Nouvelles caméras cardiaques à semi-conducteur cadmium–zinc–telluride (CZT) et scintigraphies myocardiques au thallium 201. **Médecine Nucléaire, Volume 34, Issue 8, August 2010, Pages 473-479**, Saint-Denis, França, v. 34, n. 8, p. 473-479, Agosto 2010.

WERNICK, M. N.; AARSVOLD, J. N. **Emission Tomography: The Fundamentals of PET and SPECT**. Chicago: Elsevier, 2004. 596 p. ISBN 9780080521879.

ZIESSMAN, H. A.; O'MALLEY, J. P.; THRALL, J. H. **Nuclear Medicine: The Requisites in Radiology**. 3 ed. ed. [S.l.]: Elsevier Mosby, 2006.