



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA
FILHO”**

INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS DE BOTUCATU

Curso de Graduação em Física Médica



TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

KEROLYN ADORNE MODA

**PROTOCOLO DE AQUISIÇÃO DE EXAMES CONVENCIONAIS NO
SERVIÇO DE MEDICINA NUCLEAR DO HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA
FACULDADE DE MEDICINA DE BOTUCATU – UNESP (HCFMB-UNESP)**

Botucatu

2019

KEROLYN ADORNE MODA

**PROTOCOLO DE AQUISIÇÃO DE EXAMES CONVENCIONAIS NO
SERVIÇO DE MEDICINA NUCLEAR DO HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA
FACULDADE DE MEDICINA DE BOTUCATU - UNESP (HCFMB-UNESP)**

Monografia apresentada ao Instituto de Biociências de Botucatu,
Universidade Estadual Paulista *Júlio de Mesquita Filho*, para a
obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Sonia Marta Moriguchi

Co-orientador: Prof. Dr. Ednaldo Alexandre Zandoná

Botucatu

2019

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CÂMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ROSANGELA APARECIDA LOBO-CRB 8/7500

Moda, Kerolyn Adorne.

Protocolo de aquisição de exames convencionais no serviço de medicina nuclear do hospital das clínicas da faculdade de medicina de Botucatu(HCFMB-UNESP) / Kerolyn Adorne Moda. - Botucatu, 2019

Trabalho de conclusão de curso (bacharelado - Física Médica) - Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Instituto de Biociências de Botucatu

Orientador: Sonia Marta Moriguchi

Coorientador: Ednaldo Alexandre Zandoná

Capes: 10504001

1. Câmaras gama. 2. Medicina nuclear. 3. Radiologia médica. 4. Radiofarmacos.

Palavras-chave: Gama câmara; Medicina nuclear; Protocolos de aquisição.

AGRADECIMENTOS

Com todas mudanças ocorridas em minha vida, ao final deste trabalho só tenho a agradecer. Agradeço cada um que de alguma forma contribuiu para minha trajetória nesses anos de graduação.

Aos meus pais, dou minha vida pela de vocês e sou eternamente grata por tudo.

Ao meu companheiro Lucas, pela parceria de vida e por ser meu porto seguro.

Aos meus amigos de república Abner, Caio e Murilo pelos anos de risos e desesperos. Da sala de aula para a vida.

A todos amigos de faculdade, em especial à Julia, Patrícia, turma XI e República Bagudos. Gratidão ter encontrado vocês.

À Dr^a Sonia e ao Alexandre, que gentilmente aceitaram me orientar e contribuíram muito para o meu conhecimento.

Aos professores do curso de Física Médica, ao laboratório de Biomagnetismo e ao Núcleo de Física Médica e Radioproteção que ajudaram a me guiar nesta área e foram responsáveis por grande parte do conhecimento adquirido.

Ao serviço de Medicina Nuclear do HCFMB por toda colaboração nesse estudo e apoio no período de estágio.

RESUMO

Medicina nuclear (MN) é uma especialidade médica que utiliza materiais radioativos para fins diagnósticos e terapêuticos. Para isso, são administradas ao paciente substâncias compostas por elementos químicos emissores de radiação, denominados radiofármacos (RF), que são traçadores moleculares cuja distribuição no organismo é revelada por uma câmara de cintilação. O acúmulo do radiofármaco permite estudar a função dos tecidos proporcionando localizar alterações e/ou variações que, associadas às avaliações anatômicas obtidas por métodos de imagem, contribuem para o diagnóstico precoce e controle da evolução de muitas doenças.

A cintilografia e a tomografia por emissão de pósitrons (PET) são os procedimentos de aquisição de imagens em MN. A tecnologia híbrida, com associação de métodos de avaliação anatômica, como a tomografia computadorizada (TC) ou ressonância magnética, melhora a acurácia do método.

A qualidade da imagem para diagnóstico clínico depende dos parâmetros de aquisição e do tipo de processamento. Variáveis como o tempo de aquisição da imagem, o tamanho da matriz, o tipo do colimador, o número de contagens, o tipo de RF, a magnificação, a velocidade de varredura e o número de cortes são parâmetros que devem ser definidos para cada tipo de exame visando proporcionar imagens de qualidade técnica para a boa interpretação. Desse modo, esse projeto tem como objetivo o levantamento dos protocolos de aquisição e os métodos de processamento aplicados em prática clínica do Serviço de Medicina Nuclear do HCFMN-Unesp junto aos protocolos padronizados americano e europeu (*guidelines*). Os protocolos descritos desse Serviço foram baseados em sugestão do fabricante, baseado no *software Xeleris* da marca GE modelo *Discovery NM 630*. Os parâmetros de aquisição de imagem estipulados adotam o mesmo fundamento com o propósito de uma imagiologia de qualidade e um diagnóstico preciso, isto posto, satisfatórios.

Palavras chave: Medicina nuclear, câmara de cintilação, protocolos de aquisição, radioisótopos.

ABSTRACT

Nuclear Medicine (MN) is a medical specialty that uses radioactive materials for diagnostic and therapeutic purposes. For this purpose, the patient receives substances composed of chemical emitters of radiation, called radiopharmaceuticals (RF), which are molecular tracers whose distribution in the body are revealed by a scintillation chamber. The accumulation of the radiopharmaceutical allows to study the function of the tissues, allowing to locate alterations and/or variations that, together with the anatomical evaluations obtained by imaging methods, contribute to the early diagnosis and control of the evolution of many diseases.

Scintigraphy and positron emission tomography (PET) are the MN imaging procedures. Hybrid technology, with an association of anatomical evaluation methods such as computed tomography (CT) or magnetic resonance imaging, improves accuracy of the method.

The quality of the image for clinical diagnosis depends on the acquisition parameters and the type of processing. Variables such as image acquisition time, matrix size, collimator type, number of counts, RF type magnification, scanning speed and number of slices are parameters that must be defined for each type to provide technical-quality images for good interpretation. Thus, this project aims to raise the acquisition protocols and processing methods applied in clinical practice of the HCFMB-Unesp Nuclear Medicine Service next to standardized American and European protocols (Guidelines). The protocols described in this Service were based on the manufacturer's suggestion, based on the Xeleris software of the GE model Discovery NM 630. The stipulated image acquisition parameters have the same foundation for the purpose of quality imaging and accurate diagnosis, that said, satisfactory.

Key words: Nuclear medicine, scintillation chamber, acquisition protocols, radioisotopes.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Gama Câmara modelo <i>Discovery NM 630</i>	19
Figura 2 - Diagrama esquemático da eletrônica de uma gama câmara. Fonte: (Powsner e Powsner, 1998).....	19
Figura 3 - Tubo fotomultiplicador esquema electrónico com sinal amplificado ao longo dos dinodos. Fonte: (Suetens, Paul, <i>Fundamentals of Medical Imaging</i>).....	21
Figura 4 - Representação dos quatro tipos de colimadores utilizados na Gama Câmara: (a) furos paralelos, (b) pinhole e (d) convergente. (Powsner e Powsner, 1998)	25
Figura 5 - Imagens digitais do fígado e baço exibidas com diferentes tamanhos de matriz. Quanto maior o tamanho da matriz, maior o tamanho dos pixels e maior detalhamento. Fonte: (Sorenson, 2003)	27
Figura 6 - (A) Produção de uma projeção 2D em cintilografia ao longo de uma dada direção (B) Produção de múltiplas projeções 2D em um SPECT varredura com um scanner de cabeça dupla. (C) as distorções geométricas típicas geradas nas imagens reconstruídas. Fonte: (Sorenson, 2003)	30

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Radiofármacos usualmente utilizados e disponibilizados em medicina nuclear no Brasil. Fonte: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares-IPEN	17
Tabela 2 - Diferenças dos colimadores de baixa energia quanto à sensibilidade x resolução	23
Tabela 3 - Propriedades dos colimadores utilizados no Serviço de Medicina Nuclear do Hospital das Clínicas da faculdade Unesp de Botucatu	25
Tabela 4 - Classificação de isótopos quanto à energia	26
Tabela 5 - Relação matriz vs zoom.....	28
Tabela 6 – Cintilografia de Perfusão do Miocárdio	35
Tabela 7 - Angiocardiografia.....	40
Tabela 8- Ventriculografia.....	41
Tabela 9 – Infarto do Miocárdio (infarto AVID) Imagiologia	43
Tabela 10 - Cintilografia Glândulas Salivares.....	45
Tabela 11 - Cintilografia do Trânsito Esofágico	46
Tabela 12 - Cintilografia Refluxo Gastresofágicos	47
Tabela 13 - Cintilografia Esvaziamento Gástrico.....	49
Tabela 14 - Cintilografia do Divertículo de Meckel.....	50
Tabela 15 - Cintilografia Hepatobiliar.....	52
Tabela 16 - Cintilografia do fígado e baço	54
Tabela 17 - Cintilografia para Sangramento Gastrointestinal	56
Tabela 18 - Cintilografia Perfusão Cerebral.....	58
Tabela 19 - Cintilografia Neuro.....	59
Tabela 20 - Cintilografia Óssea	62
Tabela 21 - Cintilografia pulmão perfusão/inalação	65
Tabela 22 - Cintilografia Dinâmica Renal.....	67

Tabela 23 - Cintilografia Renal Estática (Quantitativa)	68
Tabela 24 - Cistocintilografia Renal.....	69
Tabela 25 - Cintilografia Mamária	71
Tabela 26 - Linfocintilografia e localização de Linfonodo Sentinela	73
Tabela 27 - Cintilografia com Gálio 67.....	77
Tabela 28 - Cintilografia Paratireóide	79

LISTA DE ABREVIACÕES

ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>
COL	Colimador
CT	Tomografia Computadorizada
DISIDA	2,6- cido diisopropilacetanilidoiminodiacetico
DMSA	cido dimercaptosuccnico
DTPA	Dietilenotriamina
ECD	Etilenodicistena dietil ster
ECG	Eletrocardiograma
EDTMP	Etilenodiamina
EF	Frao de ejeo
EP	Embolia pulmonar
ERNA	Angiocardiografia de radionuclídeos de equilíbrio
ERPF	Fluxo Plasma Renal eficaz
FEVE	Fator de ejeo do ventrículo esquerdo
FDG	Fluorodeoxyglucose
FOV	<i>Field of view</i>
FPRNV	<i>First-pass radionuclide ventriculography</i>
HIDA	cido iminodiactico <i>hepatobiliary</i>
HMPAO	Hexemetil Propileno Amina Oxima
LEGP	<i>Low Energy General Purpose</i>
LEHR	<i>Low energy high resolution</i>
LEUHR	<i>Low energy Ultra high resolution</i>
LOA	Orientação oblíqua esquerda
LV	Ventrículo esquerdo
MDP	Metilenodifosfonato

MIBG	Metaiodobenzilguanidina
MN	Medicina Nuclear
PACS	<i>Picture Archiving and Communication System</i>
PET	Tomografia por emissão de pósitrons
PMTs	<i>Photomultiplier tubes</i>
PROJ	Projeção
PROT	Protocolo
RF	Radiofármaco
ROA	Orientação oblíqua direita
ROI	<i>Region of interest</i>
SNM	Sociedade de medicina nuclear e imagem molecular
SPECT	Tomografia computadorizada por emissão de fóton único
SRF	Função Renal dividida
V/Q	Ventilação e Perfusão
VDF	Volume diastólico final
VSF	Volume sistólico final

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	4
RESUMO	5
ABSTRACT	6
LISTA DE FIGURAS	7
LISTA DE TABELAS	8
LISTA DE ABREVIÇÕES	10
1. INTRODUÇÃO	15
1.1 HISTÓRICO.....	15
1.2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	16
2. RADIOFÁRMACOS	16
3. GAMA CÂMARA	18
3.1. PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO	20
3.2. COLIMAÇÃO.....	21
3.3. RESOLUÇÃO ESPACIAL VS SENSIBILIDADE.....	22
4. FORMAÇÃO E PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO DE UMA IMAGEM DIGITAL.....	25
4.1. MATRIZ.....	25
4.2. ENERGIA E JANELA	26
4.3. RESOLUÇÃO ESPACIAL VS TAMANHO DA MATRIZ	27
5. IMAGENS E ARMAZENAMENTO DE DADOS	29
6. MATERIAIS E OBJETIVO.....	33
6.1. MATERIAIS	33
7. RESULTADOS E DISCUSSÃO	33
8. CONCLUSÃO	84
9. REFERÊNCIAS	85

'La vie n'est facile pour aucun de nous. Mais quoi, il faut avoir de la persévérance, et surtout de la confiance en soi. Il faut croire que l'on est doué pour quelque chose, et que, cette chose, il faut l'atteindre coûte que coûte.'

Marie Curie

1. INTRODUÇÃO

1.1 HISTÓRICO

Após a descoberta dos raios-x em 1896, iniciaram-se estudos com substâncias radioativas para observar o funcionamento de plantas. Elementos radioativos conhecidos nessa época eram muito tóxicos para seres humanos. A partir da década de 30, com a invenção do ciclotron, um acelerador de partículas criado por Ernest O. Lawrence, foi possível a produção de novos elementos radioativos artificiais. Isto permitiu uma utilização mais ampla da radioatividade na medicina, porém, não era possível obter imagens até então.¹

A partir dos anos 50 por meio do cintígrafo retilíneo foi possível obter as primeiras imagens da distribuição de substâncias radioativas no corpo humano. Nesta modalidade, as imagens eram produzidas com baixa qualidade. Além disso, os processos de formação dessas imagens eram muito lentos. Contudo, Hal Anger em 1958 desenvolveu o primeiro conceito de gama câmara com melhora significativa na qualidade das imagens. Esse conceito é utilizado na maioria de gama câmaras produzidas atualmente.¹

O grande marco na medicina nuclear (MN) foi por volta dos anos 60 com a utilização do Tecnécio – 99 – metaestável (^{99m}Tc). Esse elemento radioativo permitiu uma expansão das aplicações para exames diagnósticos. Isto se deve ao fato de que o elemento possui uma baixa energia de emissão, permitindo imagens de boa qualidade. Além disso, possui uma meia-vida de emissão radioativa curta resultando em baixa dose de radiação. Por fim, o ^{99m}Tc tem facilidade em marcar moléculas, o que permite um amplo estudo em diversos órgãos.¹

O desenvolvimento da Tomografia Computadorizada (TC), a qual utiliza raios-x, no início da década de 70 iniciou a aplicação dos princípios para a reconstrução de imagem em modalidades médicas.¹

Junto ao avanço da tecnologia, o domínio da matemática permitiu o desenvolvimento da reconstrução tomográfica, tecnologia que foi incorporada aos equipamentos de imagens médicas permitindo o estudo das estruturas biológicas em três dimensões. Essa prática é conhecida como tomografia computadorizada na radiologia e como SPECT em MN.

Todas essas evoluções foram acompanhadas de muitos benefícios, sendo os principais a melhora na qualidade das imagens, favorecendo a segurança nos diagnósticos, exames mais rápidos, proporcionando um maior conforto aos pacientes e diminuição na dose de radiação incidida nos pacientes.

1.2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Um dos princípios em MN, está na apreciação da distribuição radionuclídica em diversas partes do órgão a ser analisado. Isto permite o possível diagnóstico de anomalias encontradas baseadas em diferentes interações do tecido alvo com o radiofármaco administrado. Essa apreciação é relacionada à qualidade da imagem gerada, tendo como técnicas clássicas imagens estáticas, imagens sincronizadas (*GATED*), imagens dinâmicas e imagens tomográficas (*SPECT*).

A qualidade da imagem em MN para diagnóstico clínico depende da forma como essa é adquirida e do processamento que sofre após a sua reconstrução. Variações como o tempo de aquisição por imagem, o tamanho da matriz, o tipo do colimador, número de contagens, tipo de radiofármaco administrado e magnificação (zoom) e são fatores que contribuem para visualização da imagem a ser formada e, por conseguinte, para um diagnóstico médico seguro. A fim de estabelecer um comparativo entre os protocolos de aquisição local, Americano e Europeu (HCFMB, SNMMI E EANM) neste trabalho foram levantadas tais variações.

2. RADIOFÁRMACOS

O propósito para utilização de radionuclídeos é obter informações sobre a funcionalidade ou motilidade de um órgão ou sistema sem alterar seu estado ou função. Em MN a fim desse propósito, são utilizados radiofármacos, composto por um fármaco incorporado à um radionuclídeo com concentrações em níveis que não acometam os processos bioquímicos.²

A atividade específica do radionuclídeo determina a quantidade de massa necessária do componente para alcançar a atividade adequada para a realização do exame. Suas propriedades químicas determinam a afinidade de reação com o fármaco e com a biodistribuição no organismo. O tempo de meia-vida é a quantidade necessária para que metade de um radionuclídeo presente em uma amostra sofra decaimento. Uma meia-vida

muito curta pode acarretar insuficiência no tempo de preparo de um radiofármaco, e, se for muito longa, há probabilidade de oxidação do fármaco. ²

O tipo e a energia de emissão de um radionuclídeo determinam a porção dos raios gama ou fótons que são aproveitados para contagem ou para formação da imagem. Para que um radionuclídeo, que se encontra dentro do organismo, possa ser detectado, a energia dos fótons ou raios gama devem estar entre 50 a 600 keV. Energias menores apresentam grande possibilidade de interação com o organismo, podendo não ser detectáveis externamente. Uma baixa na energia para o diagnóstico tem como consequência um aumento na dose para o paciente. ²

A Tabela 1 apresenta os radiofármacos mais utilizados em MN no Brasil.

Tabela 1 - Radiofármacos usualmente utilizados e disponibilizados em medicina nuclear no Brasil. Fonte: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares-IPEN

Nuclídeo	Componente	Uso clínico
^{99m} Tc	MDP	Cintilografia Óssea
^{99m} Tc	Sestamibi	Avaliação de perfusão do miocárdio e detecção de tumores de mama e paratireoide
¹⁸ F	FDG	Diagnóstico de funções cardíacas e de câncer de mama, linfoma, câncer de pulmão
²⁰¹ Tl	Cloreto de tálio	Imagem cardíaca; avaliação do nível de lesão no músculo cardíaco em repouso e em exercício
^{99m} Tc	DISIDA	Cintilografia hepatobiliar
^{99m} Tc	DTPA	Cintilografia renal e cerebral
^{99m} Tc	HMPAO	Disfunções neurológicas
^{99m} Tc	EC	Estudo da função renal
^{99m} Tc	ECD	Estudo de perfusão cerebral
¹³¹ I	Iodeto de sódio	Disfunções tireoidianas
⁶⁷ Ga	Citrato de gálio	Localização tumoral em tecido mole e lesões inflamatórias

^{111}In	Octreotídeo- DTPA	Estudos de tumores neuroendócrinos e outros tipos de câncer como linfoma, rim, pulmão, cérebro e mama
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	DMSA	Cintilografia Renal
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	GHA	Cintilografia Renal e Cerebral
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	Estanho Coloidal	Cintilografia hepatoesplênica
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	Fitato de sódio	Cintilografia hepática
^{131}I	MAA	Cintilografia Pulmonar
^{123}I	MIBG	Cintilografias de tumores da suprarrenal e feocromocitomas-neuroblastomas
^{153}Sm	EDTMP	Tratamento paliativo de metástases ósseas
	Pirofosfato de sódio	Cintilografia óssea, diagnóstico de infarto agudo do miocárdio, marcação de hemácias <i>in vivo</i>
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	Dextran-70/500	Estudo do sistema linfático

3. GAMA CÂMARA

Câmara Anger ou gama câmara, apresentada na Figura 1, é um equipamento de imagem capaz de detectar a radiação gama abrangente de todo campo e, simultaneamente, gerar imagens do paciente. Para tal, é constituída por:

- Cristal;
- Colimador;
- Tubos fotomultiplicadores (PMTs);
- Computador com *Software* específico para MN integrado ao equipamento, onde as imagens são formadas e processadas;
- Circuitos elétricos;
- Mesa de exame.



Figura 1 - Gama Câmara modelo *Discovery NM 630*

Os componentes básicos da eletrônica de uma gama câmara, como apresentado no diagrama da Figura 2, consiste de detector(es) de radiação, colimador para selecionar fótons, tubos fotomultiplicadores que convertem fótons de luz em pulso elétrico, pré-amplificador, amplificador, circuito de posicionamento XY, analisador de pulso-altura (PHA) e dispositivo para visualizar e gravar imagem.

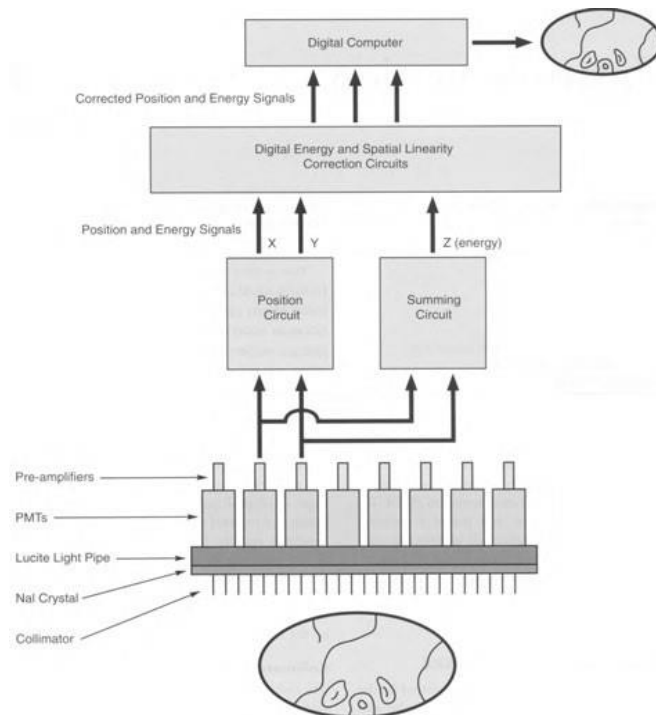


Figura 2 - Diagrama esquemático da eletrônica de uma gama câmara. Fonte: (Powsner e Powsner, 1998)

3.1. PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO

O colimador é a primeira parte do sistema ao qual o fóton, emitido pelo radioisótopo dentro do paciente, passará. Esse, seleciona o campo de visão de estudo e a direção de entrada dos fótons assim como as variações de energia.

Os detectores de radiação são constituídos por um cristal cintilador acoplado a tubos fotomultiplicadores. Esses, geralmente têm dimensões de 25-50 cm de diâmetro e 0,64-1,84 cm de espessura. O aumento dessa espessura, aumenta a probabilidade de absorção completa dos raios gama.³

O cristal cintilador absorve o fóton e através de interação fotoelétrica resulta na liberação de um elétron. Esse, atravessa o cristal enquanto distribui sua energia cinética através de múltiplas colisões. Dessa maneira, libera sua energia na forma de um fóton visível ao olho humano, o que designa a cintilação. O sinal detectado de cada isótopo decai com fótons de energia característica.³

A amplitude do pulso detectado é proporcional à energia depositada pelo fóton no cristal. O sinal obtido não é monoenergético.

O cristal mais usado para fótons únicos na gama câmara é o Iodeto de sódio (NaI) ativado com tálio de 140 keV. Como característica, o cristal cintilador precisa ter alta eficiência para barrar os raios gama, assim como barrar o espalhamento completamente. É necessário ter alta conversão de energia dos raios gama em luz e seu comprimento de onda de luz deve corresponder à resposta dos tubos fotomultiplicadores, do inglês photomultiplier tubes (PMTs).

PMTs são estruturas capazes de expandir a energia luminosa produzida nos cristais e transformá-la em sinal elétrico. A presença de maior número de sinais permite uma melhor resolução e localização espacial da imagem. Consistem em um fotocátodo seguido de uma cascata de dinodos. Os fótons cintiladores saem do cristal e atingem o fotocátodo, responsável pela conversão da energia transportada pelo fóton em energia cinética dos elétrons, o que o faz liberar alguns elétrons do cátodo. Esses elétrons formam uma nuvem em torno do fotocátodo e são acelerados em direção à carga positiva mais próxima do dinodo, como mostrado na Figura 3. Dinodos são responsáveis pela multiplicação da carga elétrica dentro da fotomultiplicadora. Porém, ao invés de fótons como nos PMTs, quem multiplica a carga são os elétrons que foram arrancados do fotocátodo e acelerados no campo elétrico.³

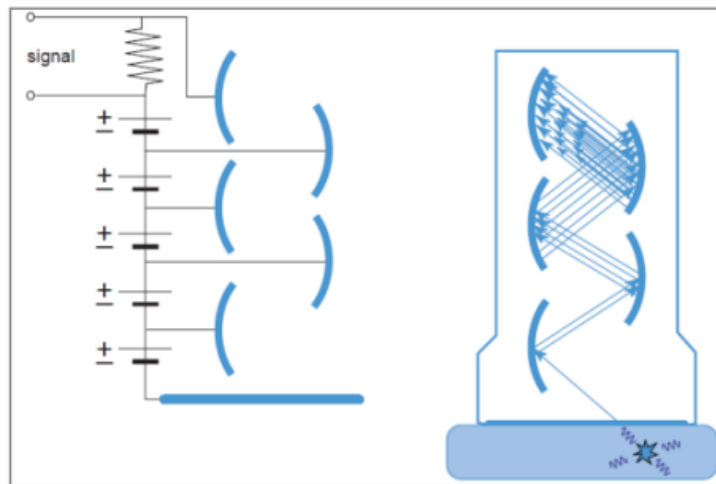


Figura 3 - Tubo fotomultiplicador esquema electrónico com sinal amplificado ao longo dos dinodos. Fonte: (Suetens, Paul, *Fundamentals of Medical Imaging*)

Após a fotomultiplicadora transformar o sinal luminoso em sinal elétrico, este sinal produzido pelos dinodos é captado, amplificado e digitalizado pelos pré-amplificadores.

O analisador de pulso seleciona a faixa do sinal para eventos cujo pulso sejam proporcionais à energia do fóton $\pm 10\%$ em relação ao ^{99m}Tc . Quando o sinal é dentro dos parâmetros desejáveis, é digitalizado para um conversor analógico e a imagem é armazenada em formato de matriz.³

O software é responsável por transformar a matriz em informações que serão processados e armazenados pelo computador. O circuito elétrico serve para movimentar o cabeçote, a mesa e selecionar a janela dos fotomultiplicadores.³

3.2. COLIMAÇÃO

Como primeira parte do sistema por onde o fóton passará, a propriedade do colimador é selecionar fótons que estejam na direção adequada. Trata-se de uma “lente”, a qual, entre outras possibilidades, permite ampliação, redução e manutenção das dimensões. Têm o importante papel de manter a correlação entre a distribuição de material radioativo no órgão em estudo e a imagem formada, limita o campo de visão a fim de que apenas fótons em direções desejadas possam atingir e interagir com o cristal.

Para realizarem a absorção, os colimadores podem ser confeccionados com ligas à base de chumbo, tungstênio e platina. Tais materiais possuem alto poder de absorção da radiação, sendo o chumbo, o material de escolha mais econômica para o serviço. A espessura e a quantidade dos septos (furos) também são fatores importantes de acordo com a energia do radionuclídeo utilizado e a visualização da área de interesse.

Em função dessas características, os colimadores recebem uma classificação com relação à energia que são destinados:

- Baixa energia (LEHR) – até 140 keV (^{99m}Tc)
- Média energia (MEGP) – até 400 keV (^{67}Ga – 93, 185, 300 e 395 keV)
- Alta energia (HEGP) – maiores que 364 keV (^{131}I)

Quando a energia do radionuclídeo aumenta, é necessário aumentar a espessura do septo (de forma não linear) em quantidades superiores ao número de vezes que se aumentou a energia. O aumento da espessura do septo produz redução da área útil por onde a radiação pode atravessar o colimador e, para compensar parte desta decorrência, aumenta-se o tamanho do furo. Essas modificações produzem redução na qualidade da imagem e perda de resolução espacial para radionuclídeos de alta energia.⁴

3.3. RESOLUÇÃO ESPACIAL VS SENSIBILIDADE

O conceito de resolução espacial corresponde ao poder do sistema em definir particularidades na imagem formada. Em MN, lesões quentes ou frias da ordem de 0,5 cm de diâmetros dificilmente são detectadas nas imagens. Isto ocorre pois há limitações intrínsecas do equipamento que impedem que apareçam nas imagens, apesar das lesões estarem presentes no órgão. Resolução é o tamanho mínimo do objeto, ou, a menor distância entre dois pontos com as mesmas propriedades físicas que o equipamento é capaz de detectar e separar na imagem formada.

Em uma câmara de cintilação, a resolução espacial é dividida em duas categorias:

- Resolução espacial intrínseca;
- Resolução espacial extrínseca;

A primeira considera os fatores que contribuem para a formação da imagem do cristal para diante, isto é, o espalhamento no cristal, formação do pulso elétrico no PMT e os ruídos produzidos na eletrônica do equipamento.

Quando o colimador é acoplado ao sistema de detectores, passa a integrá-lo. Este contribui na resolução espacial também, mas é denominada resolução extrínseca ou do sistema. No entanto, o próprio colimador possui resolução espacial determinada por sua geometria onde há dois aspectos que devem ser considerados: a geometria de furos e a geometria de “lente”.

A geometria de furos atua não somente na resolução espacial como na sensibilidade do colimador. Essa sensibilidade corresponde a capacidade de permitir a passagem de fótons incidentes. Existem várias geometrias, como a quadrada, triangular, circular e a hexagonal. Dentre essas, a hexagonal é a que permite maior área útil com a mesma espessura de colimador e, portanto, fornece maior sensibilidade.⁴

A sensibilidade de um colimador e sua resolução espacial ocorrem de forma inversamente proporcional, isto é, quanto maior a sensibilidade pior é a resolução espacial do colimador. Profundidade e área dos furos são fatores que determinam a resolução espacial do colimador. A Tabela 2 identifica as diferenças dos tipos de colimadores de baixa energia quanto à sensibilidade e a resolução.

Tabela 2 - Diferenças dos colimadores de baixa energia quanto à sensibilidade x resolução

Sensibilidade		Resolução
LEHR	Baixa	Boa (septos menores e profundos)
LEAP	Intermediário	Intermediário (septos finos e furos maiores)
LEHS	Alta	Ruim (septos maiores e menos profundos)

Os colimadores de baixa energia comumente apresentam a perspectiva de diversas combinações de profundidade e área dos furos. Já os colimadores de média e alta energia, possuem septos espessos e furos maiores para reduzir o efeito de perda de sensibilidade, a resolução neste tipo de colimador dentre os outros é a pior.

Podemos classificá-los quanto à energia, sensibilidade, resolução espacial e geometria, mas há ainda considerações sobre a geometria da lente. Com relação a este critério, existem os colimadores de septos paralelos, *Pinhole*, *Fan-beam*, divergente, convergente e *Slant-holes*.

Os colimadores de septos paralelos (LEHR, MEGP, HEGP) são os mais utilizados e possuem seus septos paralelos entre si e perpendiculares ao plano do cristal. Possui relação de 1-1 em relação a região do cristal utilizada e tamanho do órgão. Todos os furos devem ter centro de rotação em comum. Colimadores de baixa, média e alta energia possuem septos paralelos.

O *Pinhole* é um colimador que possui um único furo por onde passa a radiação. Fornece uma imagem invertida. Esse tipo de geometria permite a capacidade de ampliar objetos próximos ao furo (à uma distância inferior a distância focal) e reduzir objetos distantes ao furo (com distâncias do furo superiores a distância focal), características estas que o faz possuir ampla possibilidade de aplicação.

O *Fan-beam* é um colimador monoconvergente, isto é, convergente em uma direção e paralelo na outra. Sua região espacial “visível” corresponde a uma cunha.

O *Slant-holes* é um colimador com septos paralelos, porém com inclinação para realizar imagens onde a fonte não consegue entrar, abaixo do detector.

Os colimadores divergente e convergente possuem septos orientados em forma de cone ou prisma. O primeiro com a base voltada para a direção onde fica o paciente e o segundo a parte voltada para o paciente é o ápice. O primeiro é útil para redução de objetos que não cabem no campo útil da câmara e o segundo, para redução de objetos que sejam muito pequenos em relação ao campo de detecção.⁵

Tendo ênfase no SMN-HCFMB, os colimadores utilizados em prática clínica são o paralelo e o *pinhole*. A Tabela 3 distingue as principais características dos colimadores utilizados em prática clínica e a Figura 4 demonstra uma representação dos tipos de colimadores utilizados em serviço quanto a geometria da lente.

Tabela 3 - Propriedades dos colimadores utilizados no Serviço de Medicina Nuclear do Hospital das Clínicas da faculdade Unesp de Botucatu

	Paralelo	Pinhole
Orientação dos septos em relação ao plano do cristal	Perpendicular	Forma cônica com um único furo
Tamanho da imagem (I) em relação ao objeto (O)	$I=O$	Satisfaz a relação: $\frac{I}{O} = \frac{d}{s}$
Indicação de uso	Geral	Magnificação do objeto

I imagem, **D** distância em relação à imagem, **O** objeto, **S** distância em relação ao objeto

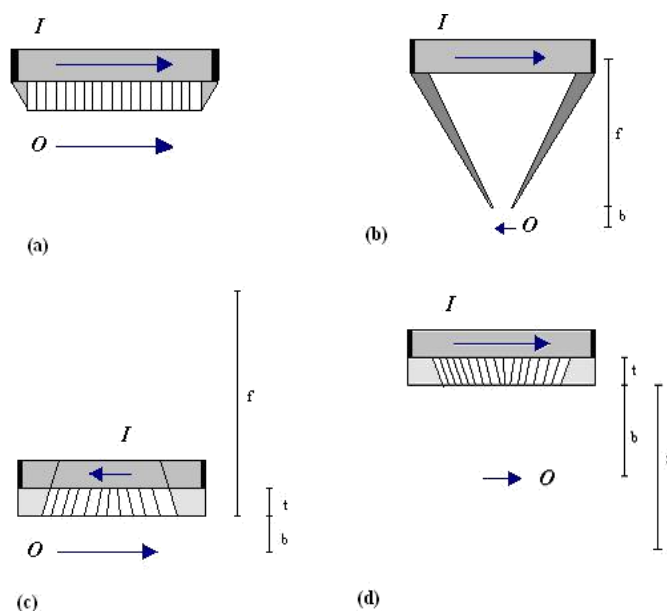


Figura 4 - Representação dos quatro tipos de colimadores utilizados na Gama Câmara: (a) furos paralelos, (b) pinhole, (c) divergente e (d) convergente. (Powsner e Powsner, 1998)

4. FORMAÇÃO E PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO DE UMA IMAGEM DIGITAL

4.1. MATRIZ

Ao final do processo de aquisição, a imagem é formada e armazenada em um arranjo matricial (pixels), associando-se a uma escala de cinza ou de cores em função do número de contagens de cada elemento. A contagem reflete o número de emissões ocorridas no órgão em estudo.⁶

A caracterização de imagens digitais é baseada no tamanho da matriz e pela profundidade do pixel. O número de elementos discretos da imagem contidos em uma matriz refere-se ao tamanho da mesma e por conseguinte, afeta seu grau de detalhamento espacial a ser apresentado. Os tamanhos de matriz utilizados no processamento de imagens em MN variam entre 64x64 à 512x512 pixels geralmente, sendo que seu tamanho envolve na maioria das vezes uma potência de dois, pelo fato do sistema numérico binário subjacente utilizado em computadores.⁷

A profundidade do pixel se refere ao número máximo de eventos registrados por pixel, variando entre 8bits (por exemplo, $2^8 = 256$ com contagem variando de 0 a 255) a 16 bits ($2^{16} = 65536$ com contagem variando de 0 a 65535), valores também relacionados ao sistema de números binários subjacentes utilizados no computador.⁶

Quando um número de eventos registrados em um pixel ultrapassa a profundidade do mesmo permitida, o contador interrompe o pixel e o redefine em 0, para começar novamente (o que resulta em uma imagem com artefatos). A profundidade do pixel afeta também a escala de níveis de cinza.⁶

4.2. ENERGIA E JANELA

A janela de energia determina a partir do fotopico qual a variação de energia que será detectada dependente do isótopo selecionado. Como mostrado na Tabela 4.

Tabela 4 - Classificação de isótopos quanto à energia

Isótopo	Energia (keV)
⁶⁷ Ga	93,184,296
¹²³ I	159
¹³¹ I	364
^{99m} Tc	140
²⁰¹ Tl	69-83 (radiação X), 135-166 (radiação gama)

A abordagem mais comum é a janela centrada no pico de energia do radionuclídeo em uso para a formação de imagem. A escolha da janela é feita em um valor de porcentagem

acima e abaixo do pico da energia do raio gama no espectro (por exemplo, para o ^{99m}Tc , o recomendado é uma janela de 20% centrada em 140 keV, ou seja, abrangendo de 126 a 154 keV). Para gama-câmaras que dispõem de um circuito de correção de energia, é possível fixar uma janela assimétrica para reduzir o espalhamento Compton. Uma janela de espessura estreita de 10 ou 15% também pode ser usada ao qual permite uma maior resolução.⁶

4.3. RESOLUÇÃO ESPACIAL VS TAMANHO DA MATRIZ

A resolução espacial de uma imagem digital é regida por dois fatores: (1) a resolução do próprio dispositivo de imagem (como o detector ou a resolução do colimador) e (2) o tamanho do pixel usado para representar a imagem digitalizada.

Para um campo de visão fixo, quanto maior o número de pixels, ou seja, quanto maior o tamanho da matriz, melhor resolução, como pode-se observar na Figura 4. Por conseguinte, um tamanho de pixel menor pode exibir maior detalhamento nas imagens, mas de certo ponto não há melhoria adicional no quesito resolução devido a limitações do próprio dispositivo de imagem.

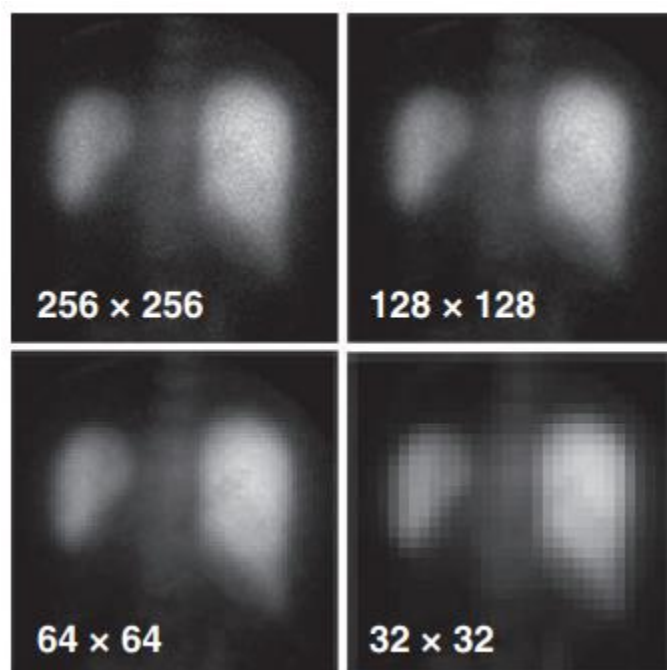


Figura 5 - Imagens digitais do fígado e baço exibidas com diferentes tamanhos de matriz. Quanto maior o tamanho da matriz, maior o tamanho dos pixels e maior detalhamento. Fonte: (Sorenson, 2003)

Imagens digitais são adquiridas no modo quadro *frame* ou no modo lista. Em uma aquisição no modo *frame* os eventos individuais são classificados com seus apropriados locais x, y dentro da matriz de imagem. Imediatamente após a captação da sua posição os sinais são digitalizados.

Após uma quantidade pré definida de tempo decorrido do exame, ou, o número pré definido de contagem forem registrados, a aquisição de imagem é interrompida e o pixel com seus valores $p(x, y) = \text{número de contagens por pixel}$ são armazenados na memória do computador. Quando uma serie dessas imagens são obtidas sequencialmente, as imagens individuais são chamadas de quadros. O tamanho da matriz de imagem pode variar e deve ser especificado antes da aquisição começar. O zoom determina o tamanho da resolução (mm/pixel) dos dados adquiridos na tela, como mostra a Tabela 5.

Tabela 5 - Relação matriz vs zoom

Matriz	Zoom	Tamanho do pixel
256x256	2	1,56 mm
128x128	4	3,12mm
64x64	8	6,25mm

Adicionalmente, o tempo (duração do quadro) estabelece limites na precisão temporal dos dados. Por exemplo, se um quadro é adquirido durante um minuto, o número de contagens registradas em cada pixel representa o número integrado de conta durante o período de aquisição de 1 minuto e não pode ser este valor subdividido em intervalos de tempos mais curtos.

Já a aquisição no modo de lista, na entrada x e y os sinais registrados pela posição da câmara são digitalizados. Porém, as coordenadas da posição x e y para eventos individuais são armazenados juntamente com marcadores de relógio periódicos (em intervalos de milissegundos por exemplo). Esta aquisição permite maior flexibilidade para análise de dados. No entanto, não é um método eficiente no quesito espaço de memória

durante a aquisição de imagens convencionais, especialmente para imagens com uma contagem mais alta, pois cada evento gravado ocupa um local de memória. Uma contagem de 1 milhão de imagens de matriz 128x128 gravado em modo lista exigiria 1 milhão de localizações de memória. Por outro lado, no modo quadro a mesma imagem exigiria aproximadamente 16.000 locais de memória. Contudo, o modo lista pode ser mais eficiente em algumas situações, como por exemplo, se o número médio de contagens for menor que 1 por pixel em um quadro de imagem. Neste caso, o modo lista exigiria menos locais de memória para gravar a imagem que em modo quadro. Situações como esta podem surgir em estudos dinâmicos rápidos.

Outro método de aquisição comumente usado é o de imagem bloqueada. Nesse método, os dados são adquiridos em sincronia com o batimento cardíaco ou com o ciclo respiratório, o que reduz o desfoque e outros possíveis artefatos de imagem causados pelo movimento do corpo.

Em imagens bloqueadas em modo quadro, os sinais do dispositivo de monitoramento de movimento são usados para iniciar um ciclo de aquisição de imagem. Esse ciclo consiste em várias imagens com cada uma representando o objeto no mesmo local, assumindo que o movimento é repetido de forma reproduzível durante o ciclo.

Com o modo de lista na aquisição, a sincronização retrospectiva é possível registrando o monitoramento de movimento junto com os sinais do detector. Em ambos os casos, os dados geralmente são adquiridos ao longo de um grande número de ciclos e as imagens são juntamente adicionadas até atingir um número total de contagens suficientes para fornecer estatísticas de contagens adequadas.⁶

5. IMAGENS E ARMAZENAMENTO DE DADOS

O processamento de uma imagem médica, consiste em uma variedade de métodos e modelos matemáticos utilizados para maximizar o rendimento de informações de uma imagem.

As imagens obtidas no SMN no exame de cintilografia convencional são bidimensionais de projeções tridimensionais. Os tipos variam em: estáticas (*spots*), dinâmicas, varredura (corpo total), tomográficas (SPECT) e *GATED* (SPECT).

Para tal visualização precisa do órgão em estudo, uma solução é a obtenção de imagens de projeções a partir de variações angulares (Figura 5-a).

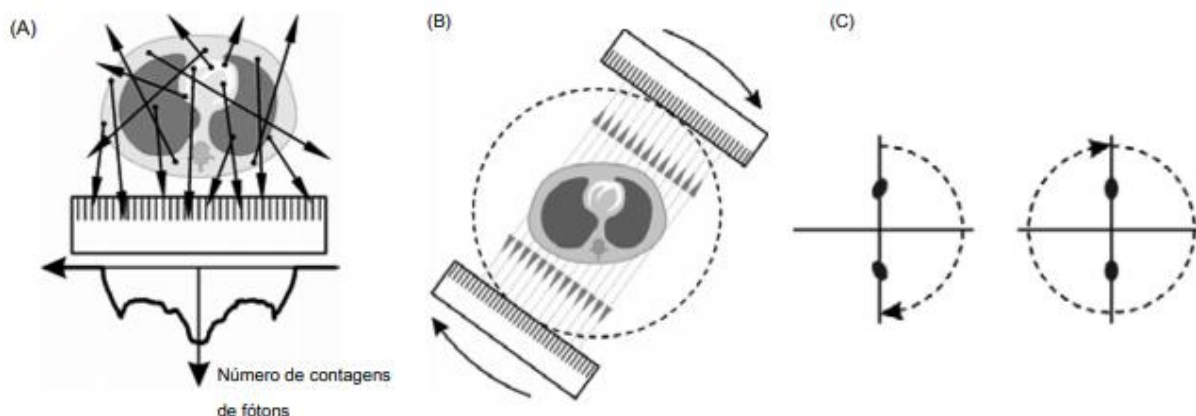


Figura 6 - (A) Produção de uma projeção 2D em cintilografia ao longo de uma dada direção (B) Produção de múltiplas projeções 2D em um SPECT varredura com um scanner de cabeça dupla. (C) as distorções geométricas típicas geradas nas imagens reconstruídas. Fonte: (Sorenson, 2003)

Imagens planares sequenciais adquiridas durante a aquisição tomográfica são chamadas visões de projeção. São um pouco mais que um passo intermediário em direção à criação de fatias ⁵. Uma vantagem do SPECT sobre MN planar é a capacidade de fornecer informações quantitativas mais precisas da atividade em locais específicos dentro do corpo.

Na imagem planar estática o detector permanece estático sobre o paciente, coletando informações de somente um ângulo durante um período inteiro de aquisição. Um estudo estático mais adequado é quando a taxa de contagem dos raios gama é mais tardia que o necessário em um longo tempo de aquisição, de forma a alcançar uma qualidade de imagem satisfatória. Com exceção do coração e do cérebro, esta técnica é utilizada na maioria dos tipos de indicações em MN.⁷

Na aquisição planar dinâmica o detector permanece fixo em uma mesma posição, sendo possível observar o trajeto do radiofármaco através do organismo obtendo uma série de imagens planares do paciente em decorrência do tempo. Cada imagem será o resultado da soma de dados durante um intervalo de tempo, geralmente 1-10 segundos. Nesse caso, adquire-se várias projeções gerando visualização da dinâmica do radiofármaco e proporcionando análise de dados após a aquisição.

As variações na distribuição do radiofármaco podem ser medidas desenhando regiões de interesse (*ROIs*) em torno das estruturas de interesse. O número de contagens nas *ROIs* varia entre os tempos da imagem. Nesse tipo de técnica pode ser monitorado o processo de irrigação nos tecidos e órgãos.

Por sua vez, a harmonização da aquisição de dados com um sinal de eletrocardiograma dá origem imagem *GATED*, que representa um ciclo cardíaco. O ciclo cardíaco é dividido em N intervalos de tempo (*frames*) de forma a obter uma sequência de N imagens (tipicamente 8 ou 16) específicas desse tipo de estudo.⁷

Contudo, em uma aquisição SPECT (tomográfica) a câmera se movimenta ao redor do paciente, (Figura 5-b) adquirindo imagens da distribuição do radiofármaco em diferentes ângulos, para que assim seja possível uma reconstrução tridimensional da distribuição do radiofármaco. A SPECT é ideal para analisar áreas que estão bem definidas e limitadas em tamanho, tais como o coração e o cérebro⁷. Projeções tomográficas são normalmente adquiridas num arco de rotação de 360° ou 180° dos detectores. O arco de rotação de 360° é utilizado regularmente para a maioria dos órgãos, enquanto o arco de 180° é usado para órgãos que estão posicionados em um dos lados do corpo, como o coração. Sob um arco completo de 360°, são adquiridas normalmente 64 ou 128 projeções tomográficas, enquanto um arco de 180° são obtidas 32 ou 64 projeções.

Como regra geral, as cabeças completam uma rotação de 360° para minimizar distorções nas imagens reconstruídas, tais distorções podem surgir da dependência da resolução espacial de cada cabeça de rotação em relação à fonte contendo radiação para com o colimador (Figura 5-c).

A aquisição radial em torno do objeto em estudo seguido pela reconstrução permite a aquisição de mapas tomográficos em MN.

Atualmente, a maioria dos estudos mostram apenas distribuição estacionária de atividade, e a análise das imagens resultantes é principalmente de natureza qualitativa. O problema da quantificação em SPECT é complexo, uma vez que é necessário determinar a distribuição e concentração de um traçador desconhecido em um conjunto desconhecido de tecidos absorventes. Quantificação através do uso de imagens funcionais dinâmica e quantitativa pode, no entanto, melhorar a qualidade do diagnóstico com o SPECT.

O mapeamento de cada fóton gama detectado no volume ativo do scanner permite que os dados brutos nestas técnicas nucleares sejam compilados em uma lista sequencial de eventos de detecção, onde cada entrada armazena um determinado conjunto de informações relevantes sobre o evento. Essa informação inclui a posição em que o fóton interagiu com o detector de cintilação ou com a energia depositada pelo fóton.⁷ Este formato de dados, conhecido como modo de lista é, no entanto, geralmente inadequado para reconstrução de imagens, como já dito, e o histograma em formato de dados é geralmente preferido.

O volume ativo do scanner é, portanto, discretizado em canais ou caixas, e o número total de fótons detectados em cada caixa é contado durante o exame. Para os exames de cintilografia, a correspondência entre entradas de matriz e caixas de scanner são escolhidos de modo que um único histograma coincida com a projeção 2D da distribuição de atividade ao longo da direção dos canais de colimador.

Em imagens SPECT, os eventos de detecção são armazenados em vários histogramas, conhecido como sinogramas. Ao contrário do que se poderia supor, os sinogramas não são as projeções 2D da distribuição da atividade ao longo das posições de aquisição da órbita. Em vez disso, eles são montados de uma forma que acaba por ser mais adequado para os algoritmos de reconstrução de imagens. A maioria dos scanners em SPECT registra os dados brutos do evento no formato de lista, convertendo-os posteriormente em formato de histograma. Essa conversão é facilmente executada uma vez que a discretização do volume ativo do scanner é conhecida em relação a localização das cabeças.⁷

Embora o histograma seja mais adequado à reconstrução de imagens, os dados do modo de lista têm um conteúdo de informações mais importante para a correção de efeitos físicos que diminuem a qualidade da imagem, como a radiação de fundo. Além disso é o formato mais flexível pois, diferentemente dos dados do histograma, os dados do modo de lista não dependem da discretização específica resultante da divisão da área ativa do scanner em canais.

6. MATERIAIS E OBJETIVO

O Serviço de Medicina Nuclear do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (SMN-HCFMB) disponibiliza para tal avaliação funcional, os protocolos utilizados em rotina provenientes do fabricante mais corpo médico e técnico do Serviço. Junto aos protocolos americano e europeu, adquiridos em formato de *guideline*.

6.1. MATERIAIS

O equipamento utilizado para este trabalho pertence ao HCFMB-UNESP, marca GE, modelo Discovery NM 630, número de Série 22538; composta por dois detectores, cristal de 3/8 de polegada, colimadores LEHR, MEGP, HEGP e *Pinhole*; apresentando um sistema digital com imagens planares, dinâmicas e tomográficas.

7. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Associação Europeia de Medicina Nuclear (AEMN) é uma associação médica profissional, sem fins lucrativos, que facilita a comunicação em todo o mundo entre indivíduos que buscam excelência clínica e de pesquisa em medicina nuclear. O EANM foi fundado em 1985.

A Sociedade de Medicina Nuclear e Imagem Molecular (SMNIM) é uma organização científica e profissional internacional, fundada em 1954 para promover a ciência, a tecnologia e a aplicação prática da medicina nuclear. Seus 18.000 membros são médicos, tecnólogos e cientistas especializados em pesquisa e prática de medicina nuclear.

Cada diretriz de prática, representando uma declaração de política pelo SNMMI / EANM, passou por um processo de consenso completo, no qual foi submetido a extensa revisão. O SNMMI / EANM reconhece que o uso seguro e eficaz de diagnóstico por imagem de medicina nuclear requer treinamento específico, habilidades e técnicas, conforme descrito em cada documento. Porém, escreveram e aprovaram estas diretrizes para promover o uso de procedimentos de medicina nuclear com alta qualidade. Estas, destinam-se a ajudar os profissionais na prestação de cuidados de MN adequados para os pacientes. Não são regras inflexíveis e não há exigências de prática, nem devem ser usados para estabelecer um padrão legal de cuidado.

O julgamento final sobre a propriedade de qualquer procedimento específico ou curso de ação deve ser feito por profissionais médicos, tendo em conta as circunstâncias únicas de cada caso. Assim, não há implicação de que uma abordagem diferente das diretrizes, sozinhas, esteja abaixo do padrão de atendimento. Ao contrário, um profissional consciencioso pode responsabilmente adotar um curso de ação diferente daquele estabelecido nas diretrizes quando, no julgamento razoável do praticante, tal curso de ação é indicado pela condição do paciente, limitações de recursos disponíveis, ou avanços no conhecimento ou na tecnologia após a publicação das diretrizes.

A prática da medicina envolve não apenas a ciência, mas também a arte de lidar com a prevenção, diagnóstico, alívio e tratamento de doenças. A variedade e a complexidade das condições humanas tornam impossível alcançar sempre o diagnóstico mais adequado ou prever com certeza uma resposta particular ao tratamento. Portanto, deve-se reconhecer que a adesão a essas diretrizes não garantirá um diagnóstico preciso ou um resultado bem-sucedido. O que se deve esperar é que o profissional siga um curso razoável de ação com base no conhecimento atual, recursos disponíveis e as necessidades do paciente para prestar assistência médica eficaz e segura. O único propósito dessas diretrizes é ajudar os profissionais a alcançar esse objetivo.^{9 10}

Na sequência serão apresentados os protocolos local, Americano e Europeu:

- **Cintilografia Cardíaca**

O objetivo da cintilografia cardíaca é a avaliação da perfusão e / ou função do miocárdio para detectar anormalidades fisiológicas e anatómicas do coração e determinar o prognóstico. Para tal imagiologia, são utilizados os protocolos descritos na tabela 6.

Tabela 6 – Cintilografia de Perfusão do Miocárdio

Brasil- Local		Estados Unidos		Europa	
Estudo estático/SPECT		Estudo estático/SPECT		Estudo estático/SPECT	
Prot.	Perfusão miocárdio	Prot.	Perfusão miocárdio	Prot.	Perfusão miocárdio
RF	tálio-201 (²⁰¹ Tl) Sestamibi- ^{99m} Tc	RF	tálio-201 (²⁰¹ Tl) Sestamibi- ^{99m} Tc Tetrofosmin- ^{99m} Tc	RF	tálio-201 (²⁰¹ Tl) Sestamibi- ^{99m} Tc Tetrofosmin- ^{99m} Tc
Col.	LEHR	Col.	LEAP LEHR	Col.	LEGP LEHR
Matriz	64x64 128x128	Matriz	64x64	Matriz	64x64 ou 128x128
Proj.	ANT, LAO 45°, LAO 60°, LAT E	Proj.	ANT, OAE, LAT E SPECT a 180° ou 360° supina	Proj.	SPECT a 180° ou 360 Supina ANT, 180 ° a partir de 45 ° RAO a 45 ° LPO
Zoom	2	Zoom	-	Zoom	À critério

Frame	7000.000 contagens	Frame	500.000 contagens (cada vista)	Frame	500.000 contagens Para ^{201}Tl é suficiente utilizar 32-64 vistas sobre 180°. Para $^{99\text{m}}\text{Tc}$, 64 ou 128 vistas de 180 ° ou 128 vistas de 360 °
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	
10% $^{99\text{m}}\text{Tc}$ a 140 keV		-		10% ou 20% $^{99\text{m}}\text{Tc}$ a 140 keV	
15% ^{201}Tl 70 keV 10% ^{201}Tl 167 keV		-		20% ^{201}Tl 72 keV e 167 keV	
Fases		Fases		Fases	
Repouso		Repouso		Repouso	
Estresse		Estresse		Estresse	
ANT anterior, LAO vista oblíqua anterior esquerda, LAT E lateral esquerda, LPO vista oblíqua posterior esquerda, RAO oblíqua anterior direita					

- **Perfusão**

A interpretação visual é o meio mais confiável para interpretar imagens de perfusão. Existem vários programas de software disponíveis para interpretar esse tipo de imagem, no entanto, a avaliação da perfusão miocárdica com programas de *software* deve ser considerada suplementar.

É viável revisar os dados brutos para controle de qualidade como movimentação do paciente, estatísticas de contagem, atenuação e atividade gastro-intestinal adjacente.

O estudo de estresse e repouso deve ser exibido simultaneamente. Uma escala de cores contínua deve ser usada.

Se a compensação de atenuação / dispersão tiver sido aplicada, as imagens sem compensação também devem ser avaliadas.

Descrever a localização, severidade e extensão das áreas com menor perfusão do radiotraçador. A variação normal nas taxas de contagem deve ser sempre lembrada, por exemplo, menor atividade na parede septal em relação à parede lateral, atenuação na parede anterolateral por mamas volumosas.

A classificação visual da perfusão pode ser descrita como seguida: normal, levemente reduzida, moderadamente reduzida, severamente reduzida e ausente na perfusão.

Se uma anormalidade de perfusão é vista no estudo de estresse, mas não no estudo de repouso, isso pode ser julgado como isquemia. Se uma anormalidade de perfusão é vista no estresse e no repouso, isso pode ser devido a um artefato de atenuação ou a um infarto do miocárdio.

- **Análise quantitativa**

A análise quantitativa dos dados do SPECT miocárdico é outra maneira de verificar as anormalidades da perfusão. No entanto, a análise quantitativa nunca deve ser usada sem uma revisão visual das imagens. Existem vários programas de software quantitativos disponíveis.

O miocárdio é exibido em um mapa polar com o ápice no centro e a base na periferia. Este é o chamado *Bull's eye*. Este “olho de touro” é feito para o estudo de repouso e estresse. A diferença nas contagens entre o círculo de estresse e repouso é exibida em um terceiro mapa polar. É importante que os mapas polares de repouso e estresse sejam baseados em delineamento e orientação idênticos do ventrículo esquerdo (VE).

Além disso, esse círculo representa o VE em segmentos. Estes segmentos são pontuados utilizando um modelo de cinco pontos de uma população de referência que varia de 0 (normal) a 4 (perfusão ausente). O *escore* total do VE é referido como *escore* somado de estresse (SSS), *escore* somado de repouso (SRS) e soma do *escore* de diferença

(SDS). Muitos parâmetros influenciam a distribuição por todo o miocárdio, como o sexo, traçador, protocolos de aquisição e processamento, posição do paciente, etc.

Volume e função do ventrículo esquerdo: *Gated* e as aquisições rotineiras de SPECT podem ocorrer simultaneamente para qualquer estudo de perfusão miocárdica. No entanto, como o ^{201}Tl tem estatísticas de contagem mais baixas do que os fármacos marcados com $^{99\text{m}}\text{Tc}$, a variabilidade interobservador para o movimento da parede e espessamento da parede é maior nos estudos com ^{201}Tl .¹¹

Se disponível, as informações funcionais devem ser sempre relatadas, pois são reconhecidamente marcadores prognósticos independentes para eventos cardíacos e morte cardíaca.

Embora boas correlações sejam encontradas entre diferentes programas de software e modalidades de imagem, valores normais para o volume diastólico final (VDF), volume sistólico final (VSF) e fração de ejeção (FE) dependem de protocolos de aquisição e processamento e variam entre diferentes programas de software e modalidades de imagem. Além disso, os valores normais para os volumes e FEVE diferem entre homens e mulheres.

Considerando todas essas variáveis, deve-se confiar na própria experiência do departamento em saber se os volumes do VE e os valores da FE são normais ou patológicos. É válido revisar rotineiramente as extremidades diastólicas e sistólicas finais nas quais os erros podem ocorrer. Grandes defeitos de perfusão, pequenos VEs, atividade cardíaca extra e hipertrofia do VE causam parâmetros funcionais menos confiáveis. O movimento regional da parede e o espessamento devem ser avaliados visualmente e relatados como normais, levemente afetados, severamente afetados, ausentes ou discinéticos. O movimento da parede e o espessamento da parede podem ser diferentes, portanto, ambos os parâmetros devem ser avaliados.

Deve-se enfatizar que os resultados de SPECT do estudo de estresse usando agentes marcados com $^{99\text{m}}\text{Tc}$ são adquiridos em condições de repouso do VE aproximadamente 30 a 60 minutos após o estresse.

- **Integração de perfusão e função**

Em imagens com defeitos de perfusão leves a moderados no estudo em repouso, pode-se diferenciar entre um infarto e um artefato de atenuação, avaliando-se o espessamento regional da parede. Em pacientes com um artefato, o espessamento regional da parede deve ser normal, enquanto os pacientes com infarto apresentarão espessamento patológico da parede regional. Se houver perfusão normal, mas diminuição da FE de VE e / ou dilatação do VE, o paciente pode ter uma cardiomiopatia não isquêmica.

É viável ressaltar em cintilografia do miocárdio o fato de que preferivelmente seja realizado estudos dinâmicos, pois obtém imagem do órgão a ser analisado em diferentes instantes para estudo do seu comportamento temporal, como no caso, o coração. O ciclo cardíaco é dividido em intervalos de tempo, junto ao eletrocardiograma, é possível estabelecer a duração do tempo de cada ciclo. A tomografia computadorizada por emissão de fóton único (SPECT) está amplamente disponível e é, de longe, o método não invasivo mais bem validado para essa finalidade.¹¹

Nos estudos com tálio-201, a distribuição inicial do traçador reflete o fluxo sanguíneo regional, enquanto as imagens mais tardias refletem a viabilidade. Em casos em que o paciente não pode se submeter a estresse, há a opção do estudo de repouso e redistribuição.

Como o sestamibi-^{99m}Tc o tetrofosmin-^{99m}Tc não sofrem redistribuição, duas injeções distintas dos radiofármacos para as etapas de estresse e repouso são necessárias. Para o sestamibi-^{99m}Tc o tempo mínimo da injeção e o início da aquisição é de 15- 20 minutos (para exercícios), 45-60 minutos para repouso e 60 minutos para estresse farmacológico. Já o tetrofosmin-^{99m}Tc o tempo mínimo entre a injeção e o início de aquisição para repouso e estresse é menor, sendo 10-15 minutos para exercícios, 30-45 minutos para repouso e 45 minutos para estresse farmacológico. A vantagem do estudo com duplo-isótopo é a redução na duração do exame completo.^{11 12}

Em pacientes com distorções graves nas imagens de perfusão de estresse e em pacientes onde a redistribuição acredita-se estar incompleta no momento da aquisição das imagens, uma injeção de repouso pode ser dada (idealmente contendo nitratos) com nova imagem após mais 60 minutos de redistribuição. Esse protocolo é normalmente suficiente para a avaliação da viabilidade miocárdica.

Tabela 7 - Angiocardiografia

Brasil- Local		Estados Unidos		Europa	
Estudo estático/SPECT		Estudo estático/SPECT		Estudo estático/SPECT	
Prot.	Função cardíaca	Prot.	Função cardíaca	Prot.	Função cardíaca
RF	pertecnato- ^{99m} Tc	RF	Células vermelhas do sangue marcadas com ^{99m} Tc (RBCs) albumina- ^{99m} Tc (MAA) pertecnato- ^{99m} Tc Sestamibi- ^{99m} Tc	RF	Células vermelhas do sangue marcadas com ^{99m} Tc DTPA, sestamibi- ^{99m} Tc MAA- ^{99m} Tc pertecnato- ^{99m} Tc
Col.	LEHR	Col.	LEAP / LEHR	Col.	LEGP / LEHR
Matriz	64x64	Matriz	32 × 32 ou 64 × 64	Matriz	32 × 32 ou 64 × 64
Proj.	LAO, ANT, RAO	Proj.	LAO, 45° LPO, 30°	Proj.	RAO 180 ° para a LAO
Zoom	1.0	Zoom	-	Zoom	-
Frame	450.000 contagens	Frame	300.000 contagens	Frame	> 150.000 contagens/ s
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	
20% ^{99m} Tc 140 keV		20% 140 keV		10 - 20% 140 keV	
Fases	Repouso	Fases	Repouso	Fases	Repouso
	Estresse		Estresse		Estresse
<p>No modo de lista, todas as contagens detectadas são armazenadas consecutivamente (com ou sem ECG GATED). A aquisição no modo quadro permite a sobreposição de vários ciclos sequenciais e, assim, aumenta a densidade de dados. Esta sobreposição pode levar a uma perda de resolução temporal no modo de quadro, que pode ser evitado no modo lista.</p>					
<p>ANT anterior, LAO vista oblíqua anterior esquerda, LPO vista oblíqua posterior esquerda, RAO oblíqua anterior direita</p>					

A avaliação da função e dos volumes do VE tem valor prognóstico importante e é um poderoso indicador do prognóstico a longo prazo após o infarto agudo do miocárdio. Além disso, em pacientes com insuficiência cardíaca conhecida ou suspeita, o exame pode ajudar a distinguir as causas sistólicas e diastólicas da insuficiência cardíaca congestiva. A avaliação da FEVE (fração de ejeção do ventrículo esquerdo) e dos volumes do VE e VD tem importante significado prognóstico.

A identificação de pacientes que poderiam se beneficiar de um desfibrilador cardioversor interno ou de uma terapia de ressincronização cardíaca é outra questão importante, e a imagem por radionuclídeo é uma das técnicas que pode fornecer uma avaliação precisa da FEVE. A avaliação da função cardíaca em pacientes submetidos à quimioterapia é considerada um parâmetro fundamental para monitorar a cardiotoxicidade induzida por drogas citotóxicas que podem causar FEVE deprimida e insuficiência cardíaca progressiva.

Tabela 8- Ventriculografia

Brasil- Local		Estados Unidos		Europa	
Estudo estático		Estudo estático		Estudo estático	
Prot.	primeira passagem	Prot.	primeira passagem	Prot.	primeira passagem Ventriculografia radioisotópica de equilíbrio planar
RF	pertecnato- ^{99m} Tc-	RF	Células vermelhas do sangue marcadas com ^{99m} Tc pertecnato- ^{99m} Tc Sestamibi- ^{99m} Tc	RF	Eritrócitos marcados com ^{99m} Tc (hemácias, eritrócitos) e albumina sérica humana marcada com ^{99m} Tc (HSA) primeira passagem- DTPA, colóide de enxofre, e sestamibi tetrofosmin.

Col.	LEHR	Col.	LEGP	Col.	LEGP / LEHR
Matriz	64x64	Matriz	64 × 64	Matriz	64 × 64
Proj.	LAO	Proj.	ANT, RAO	Proj.	ANT, LAO, RAO LAO a 30 - 45 °
Zoom	1.0	Zoom	-	Zoom	-
Frame	450.000 contagens	Frame	-	Frame	-
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	
20% ^{99m} Tc 140 keV		20% 140 keV		10 - 20% 140 keV	
Fases	Dinâmica	Fases		Fases	
ANT anterior, LAO vista oblíqua anterior esquerda, LPO vista oblíqua posterior esquerda, RAO oblíqua anterior direita					

A ventriculografia por radionuclídeos de primeira passagem (FPRNV) pode ser realizada imediatamente antes do equilíbrio ventriculografia com radionuclídeos (ERNV). Ao injetar agentes de perfusão marcados com Tecnécio-99m, é possível também adquirir, após o FPRNA, um SPECT de perfusão miocárdica.

Para a medição fração de ejeção do ventrículo direito (RVEF), FPRNV é ótima, ao passo que ERNV não pode ser utilizado. FPRNV é tecnicamente mais exigente do que ERNV plana, que é o modo de aquisição preferido para a medição da FEVE (fração de ejeção ventricular esquerda). FPRNV é melhor realizada em projeção RAO, geralmente como um estudo dinâmico e, de preferência, com a onda R. Para a medição da FEVE, um estudo planar ERNV é adquirido na projeção de LAO com “melhor separação do septo” dos dois ventrículos e ECG desencadeadores com, pelo menos, 16 quadros por ciclo. Outras projeções para avaliação da função ventricular esquerda regional, são opcionais na ERNV planar.^{13 14}

Tabela 9 – Infarto do Miocárdio (infarto AVID) Imagiologia

Brasil- HCFMB		Estados unidos		Europa	
Estudo estático		Estudo estático		Estudo estático	
Prot.	Infarto do Miocárdio	Prot.	Infarto do Miocárdio	Prot.	Infarto do Miocárdio
RF	Pirofosfato- ^{99m} Tc	RF	Pirofosfato- ^{99m} Tc	RF	Pirofosfato- ^{99m} Tc
Col.	LEHR	Col.	LEAP ou LEHR	Col.	LEAP ou LEHR
Matriz	128X128 64x64 (SPECT)	Matriz	-	Matriz	-
Proj.	ANT, POST, LAT D, LAT E, LPO-LAO (40 e 70°)	Proj.	ANT, LAO, LAT E	Proj.	ANT, LAO, LAT E
Zoom	1.5	Zoom	-	Zoom	-
Frame	1.000.000 contagens	Frame	300.000 a 500.000 contagens (SPECT) 500000-1.000.000 contagens	Frame	300.000 a 500.000 contagens (SPECT) 500000-1.000.000 contagens
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	
20% 140 keV		140 keV		140 keV	
ANT anterior, LAO oblíqua anterior esquerda, LPO oblíqua posterior esquerda LAT D lateral direita, LAT E lateral esquerda, POST posterior, RAO oblíqua anterior direita					

A cintilografia com pirofosfato tem sido utilizada em pacientes com suspeita de infarto do miocárdio em que não foi possível adquirir a curva enzimática (pacientes que procuram atendimento 2-3 dias após o evento), pacientes com ECG sem diagnóstico para infarto e os que apresentam dor do tipo anginosa.¹⁵

- **Cintilografia Gastro Intestinal**

A cintilografia gastrointestinal é geralmente indicada quando mais estudos anatômicos com base não têm sido capazes de diagnosticar a causa médica para a história do paciente, sinais e sintomas. Indicações clínicas são muito amplas. Elas incluem, mas não estão limitadas a:

1. Demonstração da função das glândulas salivares e tumores.
2. Detecção de mucosa gástrica funcionamento ectópica.
3. Demonstração da presença e do local de aguda sangramento gastrointestinal.
4. Verificação das suspeitas de aspiração.
5. A avaliação e a quantificação de trânsito através e refluxo no esófago.
6. A quantificação da taxa de esvaziamento de líquido e / ou refeições sólidas a partir do estômago.
7. Demonstração de trânsito através do pequeno e intestino grosso.
8. Avaliação de derivações peritoneais e permeabilidade.
9. Detecção de perfuração congênita ou adquirida do diafragma pleuroperitoneal.
10. Demonstração da presença ou ausência de loculações peritoneais antes da quimioterapia ou terapia intraperitoneal com radiofármaco.

Tabela 10 - Cintilografia Glândulas Salivares

Brasil- HCFMB		Estados unidos		Europa	
Estudo Estático		Estudo Estático		Estudo Estático	
Prot.	Glândulas salivares	Prot.	Glândulas salivares	Prot.	Glândulas salivares
RF	Pertecnetato- ^{99m} Tc	RF	Pertecnetato- ^{99m} Tc	RF	Pertecnetato- ^{99m} Tc
Col.	LEHR	Col.		Col.	LEHR
Matriz	64x64 (fluxo) 256x256	Matriz	-	Matriz	-
Proj.	ANT, RAO, LAO	Proj.	ANT, LAT, Obliqua	Proj.	
Zoom	-	Zoom	-	Zoom	-
Frame	500.000 contagens	Frame	300.000 a 500.000 contagens	Frame	-
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	
20% 140.5 keV					
Fases	Dinâmica ANT de cabeça e pescoço	Fases	fluxo de sangue fase angiográfica	Fases	
ANT anterior, LAO obliqua anterior esquerda, LAT lateral, RAO obliqua anterior direita					

Obs. Não existem recomendações EANMMI ou SNMMI, e o método deve ser validado em cada instituição individual para uma determinada população.¹⁶

Tabela 11 - Cintilografia do Trânsito Esofágico

Brasil- HCFMB		Estados unidos		Europa	
Estudo estático /dinâmico		Estudo estático		Estudo estático	
Prot.	Trânsito esofágico	Prot.	Trânsito esofágico	Prot.	Trânsito esofágico
RF	Sn Col- ^{99m} Tc	RF	enxofre coloidal- ^{99m} Tc	RF	enxofre coloidal- ^{99m} Tc
Col.	LEHR	Col.	LEAP	Col.	-
Matriz	256x256 128x128	Matriz	-	Matriz	-
Proj.	ANT	Proj.	POST	Proj.	supina
Zoom	1.0	Zoom	-	Zoom	-
Frame	600.000 contagens	Frame	-	Frame	-
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	
20% 140 keV					
Fases	Din deg1 Estatí deg1 Din deg 2 Estatí deg 2 Estática tardia (1º iniciar aquisição, a seguir pedir para engolir): 1 imagem / 0,25 seg por 30 seg,	Fases	O trânsito de bolus rápido inicial deve ser gravado num modo dinâmico de 0,25 a 1s por quadro	Fases	Imagens dinâmicas de 0,5 s cada são registradas imediatamente após ingerir o bolus por até 30 ou 60s. Geralmente na visão ANT, seguido por imagens de 30 a 60 s até 10 minutos

Obs. Não há consenso sobre a Cintilografia de Trânsito Esofágico (ETS) padronizada. A qualidade do trânsito esofágico é analisada após uma ingestão única da refeição (trânsito bolus). Múltiplas “engolidas” secas após a única ingestão da refeição também poderiam ser usadas para otimizar o trânsito esofágico e quantificar o esvaziamento esofágico total.¹⁷

Tabela 12 - Cintilografia Refluxo Gastresofágicos

Brasil- HCFMB		Estados unidos		Europa	
Estudo Dinâmico		Estudo Dinâmico		Estudo Dinâmico	
Prot.	Refluxo Gastresofágicos	Prot.	Refluxo Gastresofágico	Prot.	Refluxo Gastresofágicos
RF	Fitato- ^{99m} Tc	RF	Enxofre coloidal- ^{99m} Tc	RF	Enxofre coloidal- ^{99m} Tc
Col.	LEHR	Col.	LEAP	Col.	LEAP
Matriz	64x64 (dinâmica) 128x128 (estática)	Matriz	128x128	Matriz	128x128
Proj.	ANT, POST	Projeção	Supina	Projeção	Supina, POST
Zoom		Zoom	-	Zoom	-
Frame		Frame	-	Frame	-
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	
20% 140 keV					
Fases	0-30min	Fases		Fases	
	30-60min				
	1-dinâmica				
	2- estáticas				
ANT anterior, POST posterior, SUPINA : decúbito dorsal (barriga voltada para cima).					

Obs. Cintilografia para o refluxo gastroesofágico pode dar informações fisiológica original e útil em pacientes cuja história, sinais ou sintomas sugerem possível incompetência do esfíncter gastroesofágico relacionado com refluxo aguda ou crónica do conteúdo gástrico para o esófago. Não há consenso sobre o método cintilográfico do Refluxo Gastroesofágico padronizado (RGE).¹⁶

Tabela 13 - Cintilografia Esvaziamento Gástrico

Brasil- HCFMB		Estados unidos		Europa	
Estudo estático		Estudo estático		Estudo estático	
Prot.	Esvaziamento gástrico	Prot.	Esvaziamento gástrico	Prot.	Esvaziamento gástrico
RF	Sn Col- ^{99m} Tc	RF	enxofre coloidal- ^{99m} Tc DTPA- ¹¹¹ In (fase líquida)	RF	enxofre coloidal- ^{99m} Tc
Col.	LEHR	Col.	LEAP	Col.	LEAP
Matriz	256x256	Matriz	64x64 128x128	Matriz	64x64
Proj.	Supina, ANT, POST	Proj.	Supina, ANT, POST LAO	Proj.	ANT, POST
Zoom		Zoom	-	Zoom	-
Frame	600.000 contagens	Frame	-	Frame	-
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	
20% 140 keV		20% 140 keV		15% 140 keV	
Fases	Sólido Imed-1-2 e 4hrs Líquido Imed-1-2hrs	Fases	1-EG sólido 2- EG líquido	Fases	Vistas anteriores e posteriores em 0, 1, 2 e 4 horas após a ingestão da refeição

Obs. A cintilografia com esvaziamento gástrico (EG) permite a análise fisiológica e separada das funções proximal e distal. A taxa de retenção gástrica é

determinada calculando a atividade média geométrica das contagens corrigidas por decaimento; raiz quadrada do produto das contagens anterior e posterior em cada tempo de imagem.

Três abordagens são utilizadas: fase líquida, em fase sólida, e fases líquido-sólido combinado. Em ambos os casos, a refeição precisa ser introduzida no estômago rapidamente (ou seja, dentro de 10 minutos). Na fase sólida orientação recomenda é a utilização de um baixo teor de gordura, exemplo farinha de clara de ovo. E na fase líquida é preferível leite ou suco de laranja com o radiofármaco diluído de forma homogênea. Estudos de fase sólida e em fase líquida combinados são mais comumente utilizados quando há uma necessidade clínica para seguir a fase de líquido para medir o intestino delgado e o trânsito do cólon.

A matriz recomendada pela EANMMI e SNMMI é de pelo menos 64x64, sendo usualmente mais utilizada uma matriz de 128x128.¹⁸

Tabela 14 - Cintilografia do Divertículo de Meckel

Brasil- HCFMB		Estados unidos		Europa	
Estudo estático/SPECT		Estudo estático/SPECT		Estudo estático/SPECT	
Prot.	Cintilografia do Divertículo de Meckel.	Prot.	Cintilografia do Divertículo de Meckel.	Prot.	Cintilografia do Divertículo de Meckel.
RF	Pertecnetato- ^{99m} Tc	RF	Pertecnetato- ^{99m} Tc	RF	Pertecnetato- ^{99m} Tc
Col.	LEHR	Col.	LEHR	Col.	LEHR
Matriz	256X256 128x128 (SPECT)	Matriz	128x128 64x64 ou128x128 (SPECT)	Matriz	128x128 64x64 ou128x128 (SPECT)
Proj.	ANT POST, LAT D LAT E, LAO- RAO	Proj.	Supina, ANT, OA, LAT, POST	Proj.	Supina ANT, OA, LAT, POST

			3 ° por degrau, 30 s por quadro, rotação de 360 °		3 ° por degrau, 30 s por quadro, rotação de 360 °
Zoom	1.0	Zoom	Apropriado para o tamanho do paciente	Zoom	Apropriado para o tamanho do paciente
Frame	500.000 Contagens 30 min (SPECT)	Frame	fluxo dinâmico abdominal anterior (1-5 s / frame por até 1 min)	Frame	fluxo dinâmico abdominal anterior (1-5 s / frame por até 1 min)
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	
20% 140 keV		20% 140 keV		20% 140 keV	
Fases		Fases	dinâmica Fluxo estática	Fases	dinâmica fluxo estática
ANT anterior, LAT D LAT E lateral direita e esquerda, LAO-RAO obliqua anterior esquerda e direita, POST posterior					

Obs. O divertículo de Meckel é uma bolsa congênita no intestino delgado causada pelo fechamento incompleto do ducto onfalomesentérico. Esta anormalidade ocorre na parte distal do intestino delgado 40-150 cm proximal à válvula ileocecal. O divertículo de Meckel afeta 1-3% da população e é assintomático em 70-80% dos casos. Os sintomas relacionados a sangramento ou ulceração do divertículo geralmente ocorrem antes dos dois anos de idade e geralmente incluem perda de sangue gastrointestinal indolor em crianças, enquanto adultos podem apresentar diverticulite, invaginação, volvo ou perfuração. O sangramento do divertículo de Meckel é incomum após a idade de quarenta anos. A cintilografia também pode demonstrar a mucosa gástrica ectópica em locais incomuns em crianças, como em uma alça dupla do intestino delgado ou no esôfago.

Exames de acompanhamento do intestino delgado com sulfato de bário não descartam o divertículo de Meckel. A cintilografia é, portanto, o exame de escolha na avaliação do divertículo. Dependendo dos achados cintilográficos, exames complementares podem ser realizados para demonstrar também outras patologias. A sensibilidade deste exame é alta em crianças pequenas (aproximadamente 85%), mas apenas 60% em adultos. Um estudo negativo não exclui necessariamente o divertículo de Meckel, mas indica simplesmente que não existe mucosa gástrica ectópica funcional. Várias outras anormalidades abdominais podem causar resultados falso-positivos. Estes incluem inflamação intestinal, hemangioma, abscessos, defeitos dos vasos e tumores do intestino delgado.¹⁹

Tabela 15 - Cintilografia Hepatobiliar

Brasil- HCFMB		Estados unidos		Europa	
Estudo Estático		Estudo Estático		Estudo Estático	
Prot.	Hemangioma hepático	Prot.	Hemangioma hepático	Prot.	Hemangioma hepático
RF	Pertecnetato- ^{99m} Tc	RF	Disofenina- ^{99m} Tc Mebrofenina- ^{99m} Tc	RF	HIDA, Mebrofenina Disofenina- ^{99m} Tc
Col.	LEHR	Col.	LEHR	Col.	LEHR
Matriz	128x128 (fluxo) 128x128 (SPECT)	Matriz	128X128	Matriz	128X128
Proj.	Fluxo: ANT Estática imediata: ANT, POST LAT D/E RAO, LAO Estática tardia: ANT, POST LAT	Proj.....	ANT, OA Adicionais LD, LE, OAD	Proj....	ANT, OAD Adicionais LAT, Decúbito

	D/E RAO, LAO				
Zoom	1.0 1.0	Zoom	-	Zoom	-
Frame	500.000 contagens 60 s (fluxo)	Frame	-	Frame	-
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	
20% 140 keV					
Fases	Dinâmica inicial Estáticas	Fases	Dinâmica inicial Estáticas	Fases	Dinâmica inicial Estáticas
ANT anterior, LAT D/ E lateral direita e esquerda, LAO-RAO oblíqua anterior esquerda e direita, POST posterior					

Obs. Cintilografia hepatobiliar é um estudo de imagiologia de diagnóstico radionuclídeo (incluindo imagem planar, SPECT, ou imagens híbridas, tais como SPECT / CT) que avalia a função hepatocelular e sistema biliar, traçando a produção e fluxo da biliar a partir da fase de formação no fígado, a passagem através do sistema biliar para o intestino delgado. Imagens sequenciais (ou dinâmicas) do fígado, árvore biliar e intestino também são obtidas. Aquisições computacionais e outras análises, incluindo intervenções farmacológicas, são utilizados de acordo com diferentes indicações e necessidades de cada paciente.

O hemangioma é o tumor benigno mais comum no fígado. A cintilografia com hemácias marcadas com ^{99m}Tc é um método não invasivo de alta especificidade para o diagnóstico de hemangioma hepático, apesar de a sensibilidade variar dependendo do protocolo de aquisição das imagens e da localização e dimensões das lesões.²⁰

Tabela 16 - Cintilografia do fígado e baço

Brasil- HCFMB		Estados unidos		Europa	
Estudo Estático		Estudo Estático		Estudo Estático	
Prot.	Cintilografia do fígado e baço.	Prot.	Cintilografia do fígado e baço.	Prot.	Cintilografia do fígado e baço.
RF	Sn col/Enxofre coloidal- ^{99m} Tc	RF	Enxofre coloidal- ^{99m} Tc	RF	Enxofre coloidal- ^{99m} Tc
Col.	LEHR	Col.	LEAP/ LEHR	Col.	LEAP/ LEHR
Matriz	128x128	Matriz	128x128	Matriz	128x128
Proj.	ANT com/sem marcador RAO, LAT D, POST, LPO	Proj.	ANT, POST, RAO, LAO, RPO, LAT D, LPO, LAT E	Proj.	ANT, POST, LAT D/E, Obliquas ANT e POST
Zoom		Zoom		Zoom	
Frame	300.000 -350.000 contagens 60 s (fluxo)	Frame	300.000 contagens (mínimo habitual) 500.000 a 1.000.000 60s (fluxo)	Frame	800.000 a 1000.000 contagens
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	
^{99m} Tc 20% 140 keV		^{99m} Tc 20% a 140 keV		^{99m} Tc 20% a 140 keV	
Fases	Fluxo dinâmico	Fases	Fluxo	Fases	Fluxo Equilíbrio
ANT anterior, LAT D /E lateral direita e esquerda, LAO-RAO oblíqua anterior esquerda e direita, POST posterior					

Obs. As indicações para cintilografia de fígado e baço incluem, mas não estão limitados a:

1. Avaliar o tamanho, forma e posição do
2. fígado e baço.
3. Detectando, medindo e monitorando massas de
4. Fígado e / ou baço.
5. Diferenciando hemangiomas hepáticos e focais
6. hiperplasia nodular de outras lesões hepáticas.
7. Avaliação da função hepática em pacientes agudos ou crônicos
8. Doença hepática.
9. Confirmando a patência da artéria hepática
10. Cateteres de perfusão e avaliar o padrão de
11. Fluxo de sangue através destes cateteres, incluindo aberrante
12. Perfusão e manobras.
13. Identificando o tecido esplênico funcional.
14. Avaliar asplênia funcional suspeita.

É importante observar a existência e a localização do fígado e baço, assim como suas formas e dimensões. Com a administração do enxofre coloidal marcado com ^{99m}Tc , observa-se uma concentração maior do radiofármaco no fígado em relação ao baço. Na maioria das vezes as lesões que ocupam espaço não apresentam células do sistema retículo endotelial e apresentam-se fotopênicas.²¹

Tabela 17 - Cintilografia para Sangramento Gastrointestinal

Brasil- HCFMB		Estados unidos		Europa	
Estudo Dinâmico		Estudo Dinâmico		Estudo Dinâmico	
Prot.	Cintilografia de Sangramento Gastrointestinal	Prot.	Cintilografia de Sangramento Gastrointestinal	Prot.	Cintilografia de Sangramento Gastrointestinal
RF	Pirofosfato- ^{99m} Tc	RF	Enxofre coloidal- ^{99m} Tc	RF	Enxofre coloidal- ^{99m} Tc
Col.	LEHR	Col.		Col.	
Matriz	128x128 256x256	Matriz	128x128	Matriz	128x128
Proj.	ANT POST, LAT D LAT E Fluxo (sangramento intermitente)	Proj.	Supina ANT (abdomen e pelve)	Proj.	-
Zoom	1.0	Zoom		Zoom	-
Frame	300.0 3600.0 (fluxo intermitente) 600.000 contagens	Frame	Não deve exceder um quadro Por 60 s	Frame	-
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	
20% 140 keV		20% 140 keV		20% 140 keV	
Fases	Sangramento ativo Sangramento intermitente Estudo estático	Fases		Fases	
ANT anterior, LAT D /E lateral direita e esquerda, POST posterior					

Obs. Após a injeção do radiotraçador, a aquisição de imagens rápidas a uma taxa de 1 quadro por 1-3 segundos para 60 segundos (angiografia nuclear) pode ser realizada para visualizar a distribuição de estruturas vasculares e pode ajudar a diferenciar entre a atividade de uma acumulação de sangue e hemorragia em imagens posteriores. No entanto, essas imagens angiográficas raramente são adicionadas ao resultado geral do estudo e são consideradas opcionais. Imediatamente após o estudo angiográfico, imagens dinâmicas devem ser realizadas. Imagens estáticas de séries intermitentes não são recomendadas. A taxa máxima de quadros recomendada para esse segundo momento não deve exceder 1 quadro por 60 segundos. À medida que a taxa de quadros se torna mais longa, a resolução temporal da varredura diminui, possivelmente levando a uma imprecisa localização da fonte do sangramento. Taxas de 1 quadro por 10-20 segundos permitem maior resolução temporal, o que melhora a qualidade da imagem para localizar o sangramento. Por outro lado, um pequeno volume de sangue intraluminal ou um sangramento gastrointestinal lento se tornam mais difíceis de detectar quando as taxas de quadros mais rápidas são usadas, devido a menor densidade de contagens. Essa deficiência pode ser compensada pela reformatação do estudo adquirido, utilizando quadros mais longos. Por conseguinte, a taxa de quadros ideal para imagens dinâmicas não fora estabelecida pois não há estudos clínicos publicados que comparem as técnicas de aquisição.

Imagens dinâmicas sequenciais de 10-15 minutos podem facilitar o médico e por conseguinte seu diagnóstico pelo fato de ter uma sequência de imagens enquanto sequências subsequentes estão sendo adquiridas.

Uma vez que o sangramento gastrointestinal ocorre de forma intermitente, o modo de aquisição deve ser contínuo durante um tempo estabelecido de no mínimo 60 minutos para localizar sua fonte. Se a bexiga urinária estiver cheia, pode afetar, escurecendo o sangramento na porção sigmoide ou retal. Visualizações dos planos anterior, laterais posteriores ou subpúbicos, podem ajudar a identificar a atividade no reto que não pôde ser localizada devido a atividade da bexiga ou a atenuação no tecido mole. Todo o abdômen e pélvis devem ser examinados antes de se poder concluir que nenhuma hemorragia gastrointestinal é detectada.²²

- **Cintilografia do Sistema Nervoso Central**

Tabela 18 - Cintilografia Perfusão Cerebral

Brasil- HCFMB		Estados unidos		Europa	
Estudo SPECT		Estudo SPECT		Estudo SPECT	
Prot.	Perfusão cerebral	Prot.	Perfusão cerebral	Prot.	Perfusão cerebral
RF	ECD- ^{99m} Tc	RF	ECD- ^{99m} Tc HMPAO- ^{99m} Tc	RF	ECD- ^{99m} Tc HMPAO- ^{99m} Tc
Col.	LEHR	Col.	mais alta resolução disponível.	Col.	LEHR ou LEUHR
Matriz	256x256 128x128	Matriz	128x128	Matriz	128x128 rotação de 360°
Proj.	ANT,POST	Proj.		Proj.	
Zoom	1.0	Zoom		Zoom	
Frame	64 frames/25s	Frame		Frame	5.000.000
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	
10% 140 keV					
Tempo de varredura		Tempo de varredura		Tempo de varredura	
	20 min SPECT 26min			20-25min 30-35min	Câmaras de cabeça tripla Cabeça dupla
ANT anterior, POST posterior					

A interpretação dos dados deve considerar informações estruturais relevantes (tomografia computadorizada, ressonância magnética) inclusive com fusão de imagens, se disponível, tendo em conta os possíveis efeitos de atrofia e efeito de volume

parcial. Para avaliação da epilepsia, é obrigatória a correlação com os dados relevantes do eletroencefalograma e observações clínicas (relatar o momento exato da injeção do traçador em relação à atividade de apreensão comportamental ou elétrica observada). Estudos ictais e interictais devem ser comparados quando disponíveis. Antes da chegada, os pacientes devem ser instruídos a evitar fumar, drogas xantínicas (cacau, café, chá, cola), álcool e outras drogas que afetam o fluxo sanguíneo cerebral.^{22 23}

Tabela 19 - Cintilografia Neuro

Brasil- Local		Estados unidos		Europa	
Estudo FLUXO		Estudo FLUXO		Estudo FLUXO	
Prot.	CEREBRAL	Prot.	SPECT CEREBRAL	Prot.	SPECT CEREBRAL
RF	DTPA- ^{99m} Tc GHA- ^{99m} Tc Pertecnetato ^{99m} Tc	RF	acetato de cisteína dímero (ECD, Neurolite) e oxima hexametil propileno amina (HMPAO, Ceretec) - ^{99m} Tc DTPA; ácido dietileno-triamino-pentacético) - ^{99m} Tc *(Morte encefálica)	RF	acetato de cisteína dímero (ECD, Neurolite) e oxima hexametil propileno amina (HMPAO, Ceretec) - ^{99m} Tc
Col.	LEHR	Col.	Como regra geral, use o colimador de mais alta	Col.	LEHR ou LEUHR colimadores de furos paralelos

			resolução disponível. LEHR		
Matriz	128x128(fluxo) 256x256 (estática)	Matriz	128x128	Matriz	128 × 128 (ou superior)
	180 ° por detector de 3 em 3 °		-		amostragem angular: < 3 ° (360 ° de rotação)
Proj.	ANT, POST 60s (20quadros, 3s/Quadro) + região cervical	Proj.		Proj.	tempo de varredura de câmeras de cabeça triplos é de cerca de 20 - 25 min (por ex: 120, 40 projeções por cabeça, 20 - 25 s / projeção); para câmaras de cabeça dupla que está mais perto de 30 min (por exemplo, 120, 60 projeções, por cabeça, 30 s / projeção).

Zoom		Zoom		Zoom	
STEP-AND SHOOT	x	X		x	
Frame	350.000 contagens (estática)	Frame	500.000 a 1.000.000 contagens	Frame	5.000.000 Contagens
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	
20% 140 keV		20% 15% centrada em torno de 140 keV		-	
Fases	fluxo estática	Fases	1,5 a 3 h Após injeção	Fases	
ANT anterior, POST posterior					

OBS. Se um agente, tal como ^{99m}Tc -DTPA é utilizado, imagens planares estáticas são adquiridas no plano anterior (e posterior, se útil) e uma vista lateral. SPECT não é necessário.^{23 25}

- **Cintilografia Óssea**

A cintilografia óssea é uma técnica de diagnóstico por imagem utilizada para avaliar a distribuição da formação óssea ativa no esqueleto através do uso de um traçador radioativo. As moléculas de bifosfonatos marcadas com ^{99m}Tc exibem características de traçador favoráveis, com a boa localização no esqueleto após injeção intravenosa. A deposição do marcador ocorre em proporção ao fluxo sanguíneo local e à atividade de remodelação óssea (dependente da atividade osteoblástica-osteoclástica). O traçador não ligado é rapidamente eliminado dos tecidos moles circundantes.

A maioria das condições ósseas patológicas, seja de infecção, traumática, neoplásica ou outra origem, está frequentemente associada a um aumento da vascularização e remodelação óssea local.

Esta reação óssea acompanhante é refletida em uma varredura como um foco de aumento da captação de traçador radioativo.

Tabela 20 - Cintilografia Óssea

Brasil- Local		Estados unidos		Europa	
Estudo Estático/ PCI		Estudo Estático/ PCI		Estudo Estático/ PCI	
Prot.	Cintilografia Óssea	Prot.	Cintilografia Óssea	Prot.	Cintilografia Óssea
RF	difosfonato de metileno (MDP) - ^{99m} Tc Pirofosfato- ^{99m} Tc	RF	difosfonato de metileno (MDP), 2,3-dicarboxy-propane-1,1-difosfonato (DPD) - ^{99m} Tc difosfonato hidroxi-metileno (HMDP)	RF	difosfonato de metileno (MDP), 2,3dicarboxy-propane-1,1-difosfonato (DPD) difosfonato hidroximetileno (HMDP) ou difosfonato de hidroxietileno (HDP) - ^{99m} Tc
Col.	LEHR	Col.	LEHR <i>Pinhole</i> (lactantes e crianças)	Col.	LEHR <i>Pinhole</i> (lactantes e crianças)
Matriz	256x256	Matriz	128 x 128 ou 256 x 256	Matriz	128 x 128 ou 256 x 256
Proj.	ANT, POST <i>Whole-body*</i>	Proj.	ANT, POST <i>Whole-body*</i>	Proj.	Vistas laterais, <i>Whole-body*</i> obliquas e tangenciais

Zoom	-	Zoom	-	Zoom	-
Frame	300.000 LAT D/crânio/Perna 400.000 (Coxas) 500.000 abdômen/tórax 600.000 Pelve Contagens	Frame	500.000 a 1.000.000 para o tórax e abdômen 250.000 a 400.000 crânio/g. articulações 150.000 a 250.000 articulações- distais 75.000 a 100.000 <i>Pinhole</i> contagens	Frame	700.000 a 1.000.000 toraco- abdominal 250.000 a 400.000 crânio/grandes- articulações 150.000 a 250.000 articulações- distais 50.000 a 100.000 contagens <i>(Pinhole)</i>
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	
^{99m} Tc (140 keV) 20%		^{99m} Tc (140 keV) 15% ou 20%.		^{99m} Tc (140 keV) 15% ou 20%.	

Fases	Dinâmica	Fases	Dinâmica	Fases	Dinâmica
	Fluxo Matriz 128x128 3.0s/imagem		Fluxo antes da injeção do radiofármacos Poça de sangue Após fluxo Matriz 64x64 (SPECT) 10-40 s / paragem Matriz 128x128 300.000-cont.		injeção intravenosa de marcador Matriz 64x64 ou128x128
ANT anterior, POST posterior.					

Obs. tomografia por emissão de fóton único (SPECT) permite a visualização da distribuição tridimensional do radiofármaco no esqueleto.

Existem 4 tipos de cintilografia óssea:

- *Whole-body*: Cintilografia planar realizada para obter imagens estáticas anterior e posterior de todo o esqueleto axial e apendicular.
- Área limitada: Cintilografia planar esquelética (também chamado ponto-vista de imagem) realizada para obter vistas adicionais após imagem de corpo inteiro ou como imagem inicial sobre uma área fixa, específica de interesse
- Cintilografia óssea multifásico (também chamado fase 3): Inclui geralmente o fluxo sanguíneo, imagens vasculares (fase 1), uma acumulação de sangue imediata / imagens dos tecidos moles (fase 2), e imagens temporalmente retardadas / esqueléticos (fase 3). A fase 1 é uma sequência dinâmica das imagens planares obtidas da área de interesse com radiofármaco injetado. A fase 2 inclui uma ou mais imagens estáticas planares da área de interesse, imediatamente após a fase de fluxo e dentro de 10 minutos após a injeção do traçador. Já na fase 3, as imagens são geralmente adquiridas de 2-4 hrs após a

injeção. Se necessário, as elas podem ser adquiridas após um atraso adicional (por vezes referido como a fase 4) até 24 horas depois.^{26 27}

- **Cintilografia do Sistema Respiratório**

Tabela 21 - Cintilografia pulmão perfusão/inalação

Brasil- HCFMB		Estados unidos		Europa	
Estudo estático/SPECT		Estudo estático/SPECT		Estudo estático/SPECT	
Prot.	Perfusão/ Inalação	Prot.	Perfusão/inalação	Prot.	Perfusão/ Inalação
RF	MAA- ^{99m} Tc DTPA- ^{99m} Tc	RF	^{99m} Tc ¹³³ Xe MAA- ^{99m} Tc ácido dietilenotriaminopentacético (DTPA) - ^{99m} Tc enxofre coloidal- ^{99m} Tc	RF	MAA- ^{99m} Tc DTPA- ^{99m} Tc Pentetato- ^{99m} Tc
Col.	LEHR	Col.	LEAP/GAP	Col.	LEHR
Matriz...	128x128	Matriz		Matriz	256 × 256 64 × 64 (SPECT) tempo total de aquisição de 20 min
Proj.	ANT, POST, RPO, LPO, LAT D, RAO, LAT E, LAO	Proj.	ANT, POST, OA, OP Vertical, DD ou decúbito	Proj.	ANT, POST E, RPO Supina (SPECT) total de aquisição de 20 min
Zoom	1.0	Zoom		Zoom	

Frame	300.000 contagens	Frame	Ventilação 300.000 – 500.000 contagens (total)	Frame	1000 contagens
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	
10% 140 keV		fotopico de 140 keV (^{99m} Tc), 81keV (¹³³ Xe), 190 keV (^{81m} Kr)			
Fases	Perfusão ^{99m} Tc-MAA inalação ^{99m} Tc-DTPA	Fases	Perfusão ^{99m} Tc-MAA inalação ^{99m} Tc-DTPA	Fases	Perfusão ^{99m} Tc-MAA inalação ^{99m} TcDTPA
ANT anterior, LAT D /E lateral direita e esquerda, LAO-RAO oblíqua anterior esquerda e direita, POST posterior					

As partículas de albumina humana macroagregadas marcadas com ^{99m}Tc (^{99m}Tc-MAA) são utilizadas para avaliar a distribuição regional da perfusão pulmonar. O ^{99m}Tc-MAA é injetado por via intravenosa e passa através das artérias pulmonares para os capilares pulmonares e arteríolas, onde as partículas de ^{99m}Tc-MAA ficam presas devido ao seu tamanho relativamente grande (10-100 µm). Se não houver obstrução do fluxo, haverá uma distribuição uniforme da perfusão pulmonar. Os defeitos de perfusão são vistos perifericamente às obstruções do fluxo, por exemplo, da embolia pulmonar (EP). Como as anormalidades da ventilação primária com vasoconstrição hipóxica associada também podem criar defeitos de perfusão, a cintilografia de ventilação combinada com a perfusão (V / Q) são frequentemente realizadas para melhor diagnosticar a doença.

Para cintilografia ventilação utiliza-se normalmente um rádio aerossol. O aerossol é um sistema de duas fases constituído por partículas suspensas no gás (ar). As partículas marcadas radioativamente podem ser líquidas, sólidas ou uma combinação dos dois. A percentagem de partículas remanescentes nos pulmões após a inalação (fração de

deposição) depende das propriedades aerodinâmicas das partículas, principalmente do seu tamanho. O ^{99m}Tc -DTPA é usado como parte de estudos de ventilação realizados como planares ou SPECT, e a indicação mais frequente é o diagnóstico de EP. Uma varredura de perfusão normal exclui EP e uma varredura de ventilação não é necessária. No entanto, se a análise de perfusão for anormal, é necessária uma análise de ventilação para a interpretação. A detecção de defeitos de ventilação e perfusão no nível subsegmentar é possível por imagem planar, mas é consideravelmente melhor pela SPECT. ^{28 29 30}

- **Cintilografia do aparelho Renal**

Tabela 22 - Cintilografia Dinâmica Renal

Brasil- HCFMB		Estados unidos		Europa	
Estudo Dinâmico		Estudo Dinâmico		Estudo Dinâmico	
Prot.	cintilografia dinâmica renal DTPA	Prot.	cintilografia dinâmica renal DTPA	Prot.	cintilografia dinâmica renal DTPA
RF	DTPA- ^{99m}Tc	RF	DTPA- ^{99m}Tc	RF	DTPA- ^{99m}Tc
Col.	LEHR	Col.	LEHR	Col.	LEHR, Pinhole
Matriz	64x64 (fluxo) 128x128	Matriz	64x64 ou 128x128	Matriz	128x128
Proj.	Abdômen posterior, anterior	Proj.	decúbito dorsal, POST, LAT	Proj.	ANT POST
Zoom	1.0	Zoom	-	Zoom	-
Frame	300.000 contagens	Frame	-	Frame	-
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	
10% 140 keV e 140.5keV		-		-	
LAT lateral, POST posterior					

A Cintilografia renal dinâmica (renografia radionuclídeo ou nefrograma) consiste em imagiologia de série após a administração intravenosa do radiofármaco para investigar a perfusão, absorção funcional, trânsito cortical e excreção. Recomenda-se obter uma imagem tardia estática após micção. A medição de SRF (função renal dividida) com cintilografia renal dinâmica requer desenho de uma região de interesse (ROIs) em torno de cada rim e a geração de curvas (renogramas) a partir de cada ROI. Após, faz-se uma subtração de ROIs normalizada da zona de fundo.^{31 32}

A medição de SRF com cintilografia renal estática requer desenho de uma região de interesse (ROI) em torno de cada rim para calcular a contribuição percentual de cada contagem de rim à contagem total.³³

Tabela 23 - Cintilografia Renal Estática (Quantitativa)

Brasil- HCFMB		Estados unidos		Europa	
Estudo estático		Estudo estático		Estudo estático	
Prot.	Cintilografia Renal Estática	Prot.	Cintilografia Renal Estática	Prot.	Cintilografia Renal Estática
RF	DMSA- ^{99m} Tc	RF	DMSA- ^{99m} Tc gluco-heptonato- ^{99m} Tc	RF	DMSA- ^{99m} Tc gluco-heptonato- ^{99m} Tc
Col.	LEHR	Col.	LEHR ou <i>pinhole</i>	Col.	LEHR ou <i>Pinhole</i>
Matriz	256x256 128x128 (SPECT)	Matriz	128x128 ou 256x256	Matriz	128 x 128
Proj.	ANT POST, RPO- LPO, LAT D- LAT E	Proj.	DD Posterior e 30 ° -35 ° oblíquos posteriores	Proj.	POST, OP Adicional ANT

					no caso de rim ou de rim ferradura pélvica ectópica.
Zoom	1.0	Zoom	ampliação (zoom) definido	Zoom	variando entre 1 e 2
Frame	500.000 contagens	Frame	200.000 contagens Se um colimador <i>pinhole</i> está sendo usado, 100000 a 150000 contagens totais	Frame	300.000 contagens Para vistas <i>pinhole</i> , recolher entre 100.000 e 150.000 contagens
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	
10% 140.5keV					
ANT anterior, DD decúbito dorsal, LAT D/E lateral direita/esquerda, LPO oblíqua posterior esquerda, OP oblíqua posterior, RPO oblíqua posterior direita.					

Tabela 24 - Cistocintilografia Renal

Brasil- HCFMB		Estados unidos		Europa	
Estudo estático		Estudo estático		Estudo estático	
Prot.	Cistocintilografia Renal	Prot.	Cistocintilografia Renal	Prot.	Cistocintilografia Renal
RF	^{99m} Tc	RF	Enxofre coloidal, DTPA- ^{99m} Tc	RF	Enxofre coloidal, DTPA- ^{99m} Tc
Col.	LEHR	Col.	LEAP	Col.	LEAP
Matriz	128x128 (fase enchimento/esvaziamento)	Matriz	64 x 64 128 x 128 (para detectores)	Matriz	64 x 64 128 x 128 (para detectores)

	to) Fluxo 256x256 (bexiga repleta/vazia)		maiores que 400mm de diâmetro)		maiores que 400mm de diâmetro)
Proj.		Proj.		Proj.	
Zoom	1.0	Zoom		Zoom	
Frame	600.0 (enchimento/esvaziamento) 1800.0 (fluxo) 300.000 contagens (bexiga repleta/vazia)	Frame	10 a 30 segundos por imagem	Frame	10 a 30 segundos por imagem
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	
10% 140 keV					
Fases	Cisto direta enchimento pré mic esvaziamento pos mic	Fases		Fases	
	Cisto indireta dinâmico Fluxo				
Mic micção					

Obs. A exposição à radiação para a mucosa da bexiga e da parede, embora pequena e bem dentro de níveis aceites de diagnóstico por imagem, pode ser ainda mais reduzida por uma diurese pós exame para eliminar a radioatividade residual, se o paciente não esvaziar completamente a bexiga. ³⁴

- Cintilografia Hematopoiético / Linfático

Tabela 25 - Cintilografia Mamária

Brasil- Local		Estados unidos		Europa	
Estudo estático e SPECT		Estudo estático e SPECT		Estudo estático e SPECT	
Prot.	Cintilografia de mamas	Prot.	Cintilografia de mamas	Protocolo	Cintilografia de mamas
RF	sestamibi- ^{99m} Tc	RF	sestamibi- ^{99m} Tc	RF	Sestamibi- ^{99m} Tc tetrafosmin- ^{99m} Tc
Col.	LEHR	Col.	LEHR	Col.	LEHR
Matriz	256x256 128x128 (SPECT)	Matriz	128x128 ou maior	Matriz	64x64 (planares) 256x256 ou maior
Proj.	LAT E, LAT D, OPE, OPD, ANT	Proj.	ANT, LPO, DD ou na VA paciente deitado de braços com a cabeça apoiada em seus braços	Proj.	LDL, ANT DD 360 °, 120 passos, 20 segundos por passo paciente deitado de braços com a cabeça apoiada em seus braços SPECT (opcional)
Zoom	2.0 1.0	Zoom	conforme necessário	Zoom	1.0
Frame	Stop on time 600s	Frame	175.000 contagens	Frame	-

Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	
^{99m}Tc (140 keV) 10%		^{99m}Tc (140 keV) 10%		^{99m}Tc (140 keV) 15%	
Fases	5-10 min após a administração do radiofármaco	Fases	5-10 min após a administração do radiofármaco	Fases	5-10 minutos imagens tardias (1 hora após a injeção) mesmas condições após a injeção SPECT
LDV vista lateral em decúbito ventral, ANT DD vista anterior em decúbito dorsal, LPO laterais posteriores obliquas, VA vertical anterior					

Obs. Embora atualmente a mamografia deva ser considerada a principal técnica de imagem para estudar o câncer de mama, a cintilografia de mama tem um papel nas seguintes indicações:

- Detecção de câncer de mama quando a mamografia é duvidosa, inadequada ou indeterminada. Em particular, pode servir como um procedimento complementar em pacientes com microcalcificações duvidosas ou distorções parenquimatosas, na presença de tecido cicatricial na mama após cirurgia ou biópsia, em tecido mamário denso, e nos peitos com implantes;

- Assistência na identificação de câncer de mama multicêntrico, multifocal ou bilateral pacientes com diagnóstico de câncer de mama;

- Estudo da resistência a múltiplas drogas;

- Avaliação e previsão da resposta tumoral à quimioterapia para mama com carcinoma.³⁵

Tabela 26 - Linfocintilografia e localização de Linfonodo Sentinela

Brasil- Local		Estados unidos		Europa	
Estudo estático/SPECT		Estudo estático/SPECT		Estudo estático/SPECT	
Prot.	Linfocintilografia linfonodo sentinela.	Prot.	Linfocintilografia linfonodo sentinela.	Prot.	Linfocintilografia linfonodo sentinela.
RF	Dextran Fitato- ^{99m} Tc	RF	enxofre coloidal - ^{99m} Tc (biopsia) dietileno-triamina-penta-acetato (DTPA) dextran.	RF	nanocolóides marcados com ^{99m} Tc
Col.	LEHR	Col.	LEHR LEUHR	Col.	LEGP
Matriz	128x128 (dinâmico)	Matriz	256 × 256 ou 128 × 128 (SPECT)	Matriz	128 × 128
Proj.	ANT, LAT (com/sem flood em ambas)	Proj.	ANT, LATERAL E 45°DD, OA projeções de 360° com 20 - 25 s / projeção.	Proj.	ANT, LAT,
Zoom		Zoom	1 2	Zoom	x 1,5
Frame	Dinâmico (60imagens de 10s.Total 10min.)	Frame		Frame	a duração de todos os conjuntos de imagens (dinâmico, estático e SPECT) deve ser longa o suficiente para gerar um número estatisticamente significativo de

				<p>contagens que assegure imagens de alta qualidade.</p> <p>Como tal, graus mais baixos de drenagem podem ser compensados pelo uso de imagens de SPECT mais sensíveis.</p> <p>120–300 " (s)</p>
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia
20% 140 keV		15% (\pm 5%) 140 keV		20% 140 keV

<p>Fases</p>	<p>Dinâmico</p> <p>Estáticas imediatas</p> <p>Estáticas tardias</p>	<p>Fases</p>	<p>Fluxo dinâmico</p> <p>pode fornecer informação útil para LNS.</p> <p>Se imagem dinâmica deve ser realizada, deve ser iniciado imediatamente após a conclusão de todas as injeções.</p>	<p>Fases</p>	<p>Imagens dinâmicas imediatas</p> <p>o estudo dinâmico abrangendo pelo menos os primeiros 10-15 min. Esta parte do processo de imagem é usada para identificar vasos linfáticos que drenam o tumor.</p> <p>Imagens tardias: uma imagem estática tardia de 60 a 120 minutos pós-injeção, usando as mesmas vistas que nas imagens estáticas iniciais, deve ser adquirida, pelo menos, vistas anteriores, se SPECT / CT também for realizada</p>
<p>ANT anterior, LAT lateral, OA oblíqua anterior, DD decúbito dorsal</p>					

Obs.: O resultado final foi discutido por especialistas de destaque da Comissão de EANM *Oncology*, o SNMMI e da Sociedade Europeia de Oncologia Cirúrgica (ESSO). Os radiocolóides são administrados localmente. A efluência precoce dos locais de deposição do traçador pode ser visualizada usando a linfocintilografia dinâmica, onde canais linfáticos são geralmente visualizados, e os linfonodos em uma via de drenagem direta podem ser distinguidos. Imagens posteriores visualizam os linfonodos sentinela (SLNs) que acumularam o traçador. O radiofármaco deve ser administrado com duas a quatro injeções superficiais (submucosas) dependendo do tamanho e da localização do tumor, nos pontos cardeais ao redor do câncer às 3, 6, 9 e 12 horas. Isto se deve à otimização de procedimentos de injeção, por exemplo, realizando injeções que visam o tumor ou a periferia profunda do tumor, pode potencialmente produzir uma melhor cobertura 3D da efluência linfática.

Imediatamente após a injeção, o paciente deve enxaguar a cavidade oral sem engolir, a fim de reduzir a captação oral do radiofármaco não injetado e evitar a contaminação da saliva. Em geral, as imagens planares precoces ajudam a identificar a ordem de drenagem. Primeiro, drenando os linfonodos como SLNs pela visualização dos ductos linfáticos. Esses linfonodos podem ser distinguidos dos linfonodos do segundo escalão, que aparecem principalmente em imagens planas tardias. Em suma, para estudos dinâmicos, é definido:

- a. Dutos linfáticos drenando diretamente do local da injeção para os linfonodos.
- b. Drenagem bilateral ou unilateral.

Para imagens estáticas imediatas e tardias:

- a. Número e intensidade de captação dos nós do primeiro escalão.
- b. Número de nós do segundo escalão.
- c. Linfonodos adicionais que aparecem em imagens atrasadas em outras bacias.

Em relação ao radiofármaco: Combinando uma assinatura fluorescente e radioativa em um único marcador, técnicas tradicionais de orientação por rádio, bem como orientação de fluorescência são fornecidas, preservando a especificidade do SLN.³⁷

Tabela 27 - Cintilografia com Gálio 67

Brasil- HCFMB		Estados unidos		Europa	
Estudo PCI/SPECT		Estudo PCI		Estudo PCI/SPECT	
Prot.	⁶⁷ Ga cintilografia	Prot.	⁶⁷ Ga cintilografia	Prot.	⁶⁷ Ga cintilografia
RF	⁶⁷ Ga	RF	⁶⁷ Ga		⁶⁷ Ga
Col.	MEGP	Col.	-	Col	-
Matriz	256x256 64x64 (imagens planares) SPECT	Matriz	-	Matriz	256x256 64x64 (imagens planares) SPECT
Proj.	ANT, POST	Proj.	ANT, POST	Proj.	Supina, ANT, POST
					30-40 segundos / quadro, 360 °. SPECT
Zoom	1.0	Zoom	-	Zoom	-
Frame	350.000 contagens Cabeça 700.000 contagens Tórax Abdômen Pelve	Frame	2.000.000 contagens imagens planares(peito) 1.500.000 contagens abdome e pelve 600.000 contagens cabeça e pescoço	Frame	1.500.000 contagens 2.000.000 contagens imagens planares(peito)
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	

93.0 (13%), 184 (10%), 300 (10%) keV.		93.3 (37.0%), 184.6 (20.4%), 300 (16.6%), e 393.5 (4.64%) keV.			
		20% a 93 keV e 15% a 187 keV			
Fases	(48hrs Pos injeção)	Fases	48hrs Pós injeção 72hrs	Fases	Pós injeção 48hrs Imagens tardias (até 5 dias) 72hrs
ANT anterior, POST posterior					

Obs. De acordo com a EANM e SNMMI essa diretriz não deve ser tomada como definitiva para todos os possíveis procedimentos que utilizam ⁶⁷Ga ou exclusiva de outros procedimentos de medicina nuclear úteis para obter resultados comparáveis. O SPECT deve ser usado rotineiramente para estudos em presença de resultados ambíguos e áreas de incerteza de imagens planares (principalmente no peito e do abdômen). A importância do SPECT é enfatizada como a reconstrução de múltiplos planos e é fundamental para avaliar lesões sutis no tórax e abdômen. ³⁸

- Cintilografia do Sistema Endócrino

Tabela 28 - Cintilografia Paratireóide

Brasil- Local		Estados unidos		Europa	
Estudo estático/SPECT		Estudo estático/SPECT		Estudo estático/SPECT	
Prot.	cintilografia paratireóide	Prot.	cintilografia paratireóide	Prot.	cintilografia paratireóide
RF	sestamibi- ^{99m} Tc ou tetrofosmin- ^{99m} Tc pertecnato- ^{99m} Tc ¹²³ I (delinear a glândula tireóide)	RF	sestamibi- ^{99m} Tc ou tetrofosmin- ^{99m} Tc pertecnato- ^{99m} Tc ¹²³ I (delinear a glândula tireóide)	RF	²⁰¹ Tl, sestamibi- ^{99m} Tc ou tetrofosmin- ^{99m} Tc (localização da paratireóide) Percnato- ^{99m} Tc e ¹²³ I (para a varredura da tireóide)
Col.	LEHR <i>Pinhole</i> (útil para pescoço)	Col.	LEHR <i>Pinhole</i> (útil para pescoço)	Col.	LEHR <i>Pinhole</i>
Matriz	64x64 (dinâmico) 256x256	Matriz	128x128 ou maior	Matriz	128 x 128 256 x 256 (<i>Pinhole</i>)
Proj.	Dinâmica, tórax ant imed., cervical imed/tardia, torax ant tardia. SPECT	Proj.	axial, coronal, sagital	Proj.	coronal, sagital e transaxiais 32 ao longo de 180 ° órbita circular
Zoom	1.0	Zoom		Zoom	
Frame	Dinâmico 960.0 sec. (32imag/60s)	Frame		Frame	600 s / por imagem 40 s

	600.000 contagens				
Janela de energia		Janela de energia		Janela de energia	
10% 140 e 140.5 keV		^{99m} Tc (140 keV) 10% 159 keV, ¹²³ I.		10% 140 keV ± 5% e 159 keV ± 5%	
ANT anterior, IMED. Imediata.					

Obs. A interpretação das imagens devem incluir uma descrição completa do modo de aquisição planar, SPECT, CT e conjuntos de imagens de fusão. O objetivo principal é encontrar alterações na presença de tecido anormal da paratireóide, tais como lesões. O colimador de buracos paralelos é o padrão para a imagiologia do pescoço e mediastino, embora o colimador *pinhole* pode melhorar a resolução do pescoço e permitir vistas laterais para a estimativa profundidade da lesão. A aquisição é necessária para a técnica *dual*-radiofármaco com subtração e muitas vezes é útil para análise visual qualitativa em estudos *single*-radiofármaco também. A peculiaridade de duplo marcador na cintilografia de paratireoide é derivada do fato de que um marcador específico para o tecido da paratireóide não exista. Na verdade, os traçadores utilizados em medicina nuclear para paratireoide em rotina, como ²⁰¹Tl - cloreto, mas acima de tudo ^{99m}Tc - sestamibi, e também ^{99m}Tc - tetrofosmin, são marcadores de perfusão do miocárdio e são levados para cima não só pelas glândulas paratireóides hipercaptantes, mas também pelo tecido da tireóide. Por isso, a necessidade de comparação com um segundo marcador, tal como ^{99m}Tc - pertecnetato (^{99m}Tc O⁴⁻) ou ¹²³I. As distribuições dos dois marcadores podem ser visualmente comparadas e, depois, a verificação da tireóide pode ser digitalmente subtraída da verificação da paratireoide para remover a atividade da tireóide e melhorar a visualização de tecido da paratireoide.

Não foi possível a comparação dos protocolos de cintilografia de tireóide, assim como outros exames efetuados no serviço MN-local, pois, estão dentro dos padrões de procedimento em desenvolvimento pelas diretrizes EANM e SNMMI ou foram retirados, citados abaixo: ^{39 40}

- **Padrões de Procedimento em Desenvolvimento**

Norma de Procedimento de Prática da EANM / Procedimento SNMMI Padrão para Imagiologia por Radionulina de Feocromocitoma e Paraganglioma (*Novo*)

18F-Fluciclovina: Diretriz de Prática EANM Conjunta / Padrão de Procedimento SNMMI para Imagem de Câncer de Próstata (*Novo*)

Orientação Prática da EANM / Norma de Procedimentos SNMMI para Imagiologia Dopaminérgica em Síndromes Parkinsonianas (*Novo*)

Orientação para a Prática da EANM / Procedimento SNMMI Padrão para FDG-PET / CT Planejamento do Tratamento da Radioterapia por Raio Externo no Câncer do Colo Uterino (*Novo*)

Diretriz Prática de EANM / Procedimento SNMMI Padrão em FDG-PET / CT em Planejamento de Tratamento Radioterápico em Câncer de Pulmão (*Novo*)

Diretriz Padrão do Procedimento SNMMI para Cintilografia para Câncer de Tireóide Papilar e Folicular Diferenciado, V3.0

Diretriz de Prática da EANM / Procedimento SNMMI Padrão para RAIU e Cintilografia, V 3.0

Norma de Procedimento SNMMI para Cintilografia de Leucócitos Marcada por HMPAO Tc-99m para Suspeita de Infecção / Inflamação

Norma de Procedimento SNMMI para Cintilografia de Leucócitos In-111 para Suspeita de Infecção / Inflamação

Padrão de Procedimento SNMMI para Terapia de Câncer de Tireóide com Iodo-131

Padrão de procedimento SNMMI para tratamento paliativo de metástases ósseas dolorosas

- **Padrões de procedimento retirados**

Os padrões de procedimento abaixo foram retirados e, portanto, não atualizados desde a última aprovação. Portanto, esses padrões podem não refletir o conhecimento e as práticas atuais no campo da medicina nuclear. A SNMMI está fornecendo esses procedimentos "no estado em que se encontram", apenas para fins de informação geral, e não aceita qualquer responsabilidade pela exatidão, integridade, atualidade, relevância, confiabilidade ou adequação das informações nele contidas.

Data Aprovada	Título do documento
20 de junho de 2003	Norma de Procedimento SNMMI para Imagiologia Hepática e Esplênica 3.0
23 de junho de 2001	Padrão de Procedimento SNMMI para Cintilografia com Gálio na Avaliação de Doença Maligna 3.0
7 de fevereiro de 1999	Padrão de Procedimento SNMMI para Imagiologia de Tumor Usando o F-18 FDG 2.0
7 de fevereiro de 1999	Norma de Procedimento SNMMI para Sangramento Gastrointestinal / Cintilografia dos Divertículos de Meckel 1.0
	Norma de Procedimento SNMMI para Ventriculografia com Radionuclídeos Equilibrados de Equilíbrio V4.0

O tamanho do pixel, a matriz da imagem e o número de projeções na tomografia estão correlacionados. Em uma dada secção transversal, o número de pixels e o tamanho do pixel são inversamente relacionados. Quanto menor o tamanho do pixel, maior o número de pixels da matriz. Na prática clínica, o tamanho da matriz como visto, pode variar em 64x64 ou 128x128 resultando em 4096 ou 16.384 pixels. O tamanho do pixel influencia o tempo necessário para completar o estudo. Por sua vez, a resolução do estudo depende do tamanho do pixel; o que varia de instituição para instituição dependendo do estudo desejado, da anatomia do paciente e do sistema de detecção de imagem utilizado. A resolução da imagem digital está relacionada com a matriz e o FOV

(*field of view*-campo de visão). Quanto maior o tamanho da matriz e mantido o FOV, melhor será sua resolução.

Em gama-câmaras modernas, o fotopico do isótopo e a janela são selecionados na interface do programa de aquisição. Em alguns modelos, dois ou três picos podem ser selecionados para se fazer a aquisição simultânea de duas ou três diferentes energias e, para garantir uma alta qualidade nas imagens produzidas nos equipamentos, vários testes de controle de qualidade devem ser realizados rotineiramente nas câmaras. O ajuste do fotopico é feito no ganho do analisador ao movimentar a janela em torno do radionuclídeo mais usado rotineiramente⁴⁰. No serviço local, é utilizado uma janela em torno de 20% do fotopico do ^{99m}Tc, compatível com ambas regiões comparadas.

A escolha do colimador é um fator muito importante, porém, a variedade depende da disposição do serviço. Em suma, um colimador de propósito geral com furos paralelos é o preferido. No entanto, o colimador de alta resolução e furos paralelos (LEHR) pode substituí-lo. Esse, é o mais utilizado no serviço local.

Convém observar que a qualidade da imagem é um conceito subjetivo que depende dos requisitos da aplicação e métodos utilizados. O que diferencia são as marcas dos equipamentos, tipo e modelos. Esses fatores podem alterar alguns parâmetros, adequando-se conforme necessidade do serviço. Equipamentos mais modernos utilizam uma matriz maior, dependendo do software. Por exemplo, para imagens de fluxo não é preciso muita definição, uma matriz maior sobrecarregaria o software e o PACS (sistema de armazenamento).

A capacidade de armazenamento em massa é indispensável em aplicações de processamento de imagens. Uma imagem com tamanho 1024x1024 pixels, no qual a intensidade de cada pixel requer 8 bits, necessita de um espaço de armazenamento de 1 megabyte se a imagem não estiver comprimida.⁴¹

Apesar da tecnologia de armazenamento ter avançado significativamente ao longo dos últimos anos, o mesmo não pode ser dito em relação à capacidade de transmissão via rede em que a otimização do seu uso sempre será necessária.

Contudo, os três padrões de procedimentos seguem essencialmente a mesma orientação a fim de uma imagiologia de qualidade e um diagnóstico preciso. As dificuldades se deram no processo de construção dos quadros comparativos tendo em vista as variações de tecnologia e os tipos de radiofármacos que são aprovados nos

diferentes países. A comparação foi construída baseada na tecnologia local utilizando uma gama câmara com imagens tomográficas, tendo em vista, os protocolos norte americano e europeu usualmente seguem padrões mais avançados de imagiologia como a aquisição por PET-CT/CT.

8. CONCLUSÃO

Por segurança em relação à saúde e diagnóstico, radiologistas, físicos médicos, técnicos de imagem e todos os médicos supervisores têm a responsabilidade de minimizar a dose de radiação para pacientes individuais, a equipe, e para a sociedade como um todo, mantendo a qualidade de imagem de diagnósticos necessários. Os três protocolos de imagiologia em Medicina Nuclear aqui descritos visam este conceito, que é conhecido como ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) “tão baixo quanto razoavelmente exequível”.

Os padrões de processamento de imagens levantados são satisfatórios e convergem. Não foram encontradas variações significativas a fim de alterações na qualidade de imagem e bem-estar do paciente. Todos procedimentos relacionam entre si com variações de parâmetros cada qual com sua localidade, porém, não influenciando na acurácia do resultado.

9. REFERÊNCIAS

1. I.N.A.L CENTRO DE MEDICINA NUCLEAR". **inalmedicinuclear**. Disponível em: <http://inalmedicinuclear.com.br/publicacoes;publicacoes_detalhes.asp?id=6>.
2. AARSVOLD, M. N. W. E. J. N. **Emission Tomography - The Fundamentals of PET and SPECT**. San Diego: Elsevier, 2004.
3. REIS, A. R. R. **Aquisição, Processamento e Análise de Imagens de Medicina Nuclear**. Engenharia Biomédica e Biofísica, Engenharia Clínica e Instrumentação Médica. [S.l.]. 2012.
4. MATTOS, F. R. D. **SPECT (Single Photon Emission Tomography): Gama Câmara, Reconstrução Tomográfica e Características Funcionais**. Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho. Botucatu. 2009.
5. POWSNER, R. A. E. P. E. R. **Essential Nuclear Medicine Physics**. [S.l.]: [s.n.], 2006. ACR–SNM–SPR PRACTICE GUIDELINE FOR THE PERFORMANCE OF GASTROINTESTINAL SCINTIGRAPHY, 2010.
6. HERRY, S. R.; SORENSON.; PHELPS. **Physics in Nuclear Medicine**. 3º. ed. Pennsylvania: [s.n.], 2003. 523 p.
7. MILES N. WERNICK, J. N. A. **Emission Tomography - The Fundamentals of PET and SPECT**. San Diengo: Elsevier, 2004.
8. ZIMMERMANN, R. **Nuclear Medicine: Radioactivity for Diagnosis ans Therapy**. [S.l.]: EDP Sciences, 2007.
9. ARTURO CHITI, P. C. J. D. K. D. A. F. B. J. K. E. H. D. R. **J. of Nuclear Medicine Technology**, 28 jun. 2012.
10. DOMINIQUE DELBEKE AND ARTURO CHITI (COCHAIRS), P. C. J. D. K. D. A. F. B. J. K. A. H. D. R. SNM/EANM Guideline for Guideline Development 6.0
11. HEIN J. VERBERNE AND BIRGER HESSE AUTHORS: HEIN J. VERBERNE, W. A. C. A. J. B. F. B. P. D. B. R. R. B. A. C. B. L. F. V. E.-S. A. F. M. H. C. H. EANM procedural guidelines for radionuclide myocardial perfusion imaging with SPECT and SPECT/CT Chair of writing committee (responsible for the coordination of the overall process), 2015.
12. H. WILLIAM STRAUSS, D. D. M. M. D. W. M. D. C. E. V. G. A. S. I. H. R. S. F. J. W. H. R. B. O. L. A. J. M. Procedure Guideline for Myocardial Perfusion Imaging 3.3, 14 jun. 2008.
13. JAC SCHEINER, A. S. Society of Nuclear Medicine Procedure Guideline for Gated Equilibrium Radionuclide Ventriculography version 3.0, 15 jun. 2002.
14. GERMANO, B. H. & T. B. L. & W. A. & C. A. & J. B. & J. J. B. & L. E. & A. F. & G. EANM/ESC guidelines for radionuclide imaging of cardiac function, 2008.

15. B. HESSE, T. B. L. W. A. & C. A. J. B. J. J. B. L. E. A. F. & G. G. ACR–SNM–SPR PRACTICE GUIDELINE FOR THE PERFORMANCE OF CARDIAC SCINTIGRAPH, 2008.
16. ACR–SNM–SPR PRACTICE GUIDELINE FOR THE PERFORMANCE OF GASTROINTESTINAL SCINTIGRAPHY, 2010.
17. ALAN H. MAURER (CHAIR), M. C. K. D. L. C. K. J. L. M. G. M. H. P. P. A. J. V. D. The SNMMI and EANM Practice Guideline for Small-Bowel and Colon Transit 1.0.
18. KEVIN J. DONOHOE, A. H. M. H. A. Z. J.-L. C. U. H. D. R. A. J. M.-C. Procedure Guideline for Adult Solid-Meal Gastric-Emptying Study 3.0, 2009.
19. STEPHANIE E. SPOTTSWOOD1 (CHAIR), T. P. (. S. P. B. D. B. N. B. SNMMI and EANM Practice Guideline for Meckel Diverticulum Scintigraphy 2.0, 2014.
20. MARK TULCHINSKY, B. W. C. D. D. A. H. K. A. H.-L. M. G. S. A. H. A. Z. SNM Practice Guideline for Hepatobiliary Scintigraphy 4.0, 2010.
21. ACR–SNM–SPR PRACTICE GUIDELINE FOR THE PERFORMANCE OF LIVER AND SPLEEN SCINTIGRAPHY, 2010.
22. HUNG Q. DAM (CHAIR), D. C. B. V. V. G. A. J. H. D. M. H. The SNMMI Procedure Standard/EANM Practice Guideline for Gastrointestinal Bleeding Scintigraphy 2.0, 2014.
23. NÅGREN, Ö. L. K. & F. N. & A. V. & J. B. & T. V. B. & K. EANM procedure guideline for brain perfusion SPECT using 99mTc-labelled radiopharmaceuticals, version 2, 2009.
24. JACK E. JUNI, A. D. W. M. D. D. S. . R. S. T. M. I. R. L. V. H. R. F. C. A. C. C. C. Procedure Guideline for Brain Perfusion SPECT Using 99mTc Radiopharmaceuticals, 2003.
25. KEVIN J. DONOHOE (CHAIR), G. A. K. A. F. V. H. G. G. M. J. S. N. B. L. S. M. G. S. A. M. K. S. SNM Practice Guideline for Brain Death Scintigraphy 2.0, 2012.
26. ON, T. V. D. W. & K. S. & W. U. K. & T. K. & W. V. D. B. & H. K. M. & G. G. & R. D.-B. & W. A. W. & M. B. & W. L. & F. G. & F. M. M. & F. P. & The EANM practice guidelines for bone scintigraphy, 2016.
27. TWYLA B. BARTEL (CHAIR), M. K. G. G. M. B. E. J. C. A. F. W. A. T. L. Y. SNMMI Procedure Standard for Bone Scintigraphy 4.0, 2018.
28. JONSON, M. B. & J. B. N. & M. M. & C. S. & M. M. & B. EANM guidelines for ventilation/perfusion scintigraphy Part 1. Pulmonary imaging with ventilation/perfusion single photon emission tomography, 27 jun. 2009.
29. JONSON, M. B. & J. B. N. & M. M. & C. S. & M. M. & B. EANM guidelines for ventilation/perfusion scintigraphy Part 2. Algorithms and clinical considerations for diagnosis of pulmonary emboli with V/PSPECT and MDCT, 24 jul. 2009.

30. ANTHONY PARKER¹, R. E. C. E. G. H. D. R. B. A. S. M. G. S. H. D. S. A. A. J. W. H. SNM Practice Guideline for Lung Scintigraphy 4.0, 2011.
31. GUIDELINES for standard and diuretic renogram in children Isky Gordon & Amy Piepsz & Rune Sixt # EANM, 2011
32. ANDREW T. TAYLOR, D. C. B. . D. D. P. M. D. B. E. D. B. E. S. F. G. SNMMI Procedure Standard/EANM Practice Guideline for Diuretic Renal Scintigraphy in Adults With Suspected Upper Urinary Tract Obstruction 1.0, 2018.
33. AMY PIEPSZ¹, P. C. . I. G. . K. H. . P. O. . I. R. . R. S. . J. V. V. GUIDELINES ON ^{99m}Tc-DMSA SCINTIGRAPHY IN CHILDREN Issued, 3 out. 2009.
34. FINAL draft March 2018 21 22 THE SNMMI AND EANM PRACTICE GUIDELINE FOR RENAL SCINTIGRAPHY IN 23 ADULTS.
35. STANLEY J. GOLDSMITH, W. P. M. J. G. L. H. S. L. L. J. W. T. F. H. E. J. J. B. A. M. G. S. SNM Practice Guideline for Breast Scintigraphy with Breast-Specific g-Cameras 1.0.
36. EMILIO BOMBARDIERI, C. A. . R. P. B. . A. B.-D. . J. B. . J. F. C. . L. M. . R. M. . L. M. . S. N. R. BREAST SCINTIGRAPHY PROCEDURE GUIDELINES FOR TUMOUR IMAGING, 2003.
37. RECE, F. G. & N. A. & J. N. A. & R. A. A. & E. G. & S. F. G. & J. K. & M. L. & V. M. M. & R. F. U. & W. J. G. O. & R. A. V. O. & S. V. S. The EANM and SNMMI practice guideline for lymphoscintigraphy and sentinel node localization in breast cancer, 2016.
38. CHRISTOPHER J. PALESTRO, (. I. J. M. C. N. H. P. N.; MANUEL L. BROWN, M. (. F. H. D. M.; FORSTROM, L. A. Society of Nuclear Medicine Procedure Guideline for Gallium Scintigraphy in Inflammation Version 3.0, 2004.
39. RUBELLO, E. H. & Ö. U. & D. F. & M. O. & G. G. & P. U. & K. & S. A. G. & F. P. & D. EANM parathyroid guidelines, 2009.
40. BENNETT S. GREENSPAN, G. D. C. I. W. C. L. M. O. C. J. P. 6. W. S. M. G. S. D. S. A. M. T. SNM Practice Guideline for Parathyroid Scintigraphy 4.0, 2011.
41. FAUSTO HARUKI HIRONAKA, C. R. O. C. A. B. M. T. S. M. S. L. Medicina Nuclear – Principios e Aplicações, 2017.