

CENTRO ESTADUAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA PAULA SOUZA
FACULDADE DE TECNOLOGIA DE BOTUCATU
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA

BIANKA FERNANDES DA SILVA

**AVALIAÇÃO DA DOENÇA CORONARIANA EM SPECT COM CRISTAIS DE
IODETO DE SÓDIO E TELURETO DE CÁDMIO E ZINCO**

Botucatu-SP
Junho-2014

CENTRO ESTADUAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA PAULA SOUZA
FACULDADE DE TECNOLOGIA DE BOTUCATU
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA

BIANKA FERNANDES DA SILVA

**AVALIAÇÃO DA DOENÇA CORONARIANA EM SPECT COM CRISTAIS DE
IODETO DE SÓDIO E TELURETO DE CÁDMIO E ZINCO**

Orientador: Prof^ª. M^a Marjorie do Val Ietsugu

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
FATEC - Faculdade de Tecnologia de Botucatu,
para obtenção de título de Tecnólogo no Curso
Superior de Radiologia.

Botucatu-SP
Junho-2014

DEDICATÓRIA

A meu pai, Clóvis, mãe Vera, mãe Valéria e vó Rosa.

“Por vocês, eu faria isso mil vezes”
O Caçador de Pipas - Khaled Hosseini.

AGRADECIMENTOS

Sobretudo a Deus, pela grandiosidade, amor incondicional e por jamais permitir que eu desistisse dos meus objetivos.

A toda minha família, eterna gratidão em especial a minha mãe Vera e minha avó Rosa pelo carinho, paciência e toda a ajuda que me ofereceram, por me ensinar a ser persistente e sempre trazer um sorriso no rosto. Queria dizer que seria impossível chegar até este momento sem o respaldo que vocês me deram durante toda a jornada.

A minha mãe Valéria por me ensinar que a mansidão é uma dádiva, e que em todas as circunstâncias a transmissão da paz se faz necessário.

Ao meu pai Clóvis, exemplo de homem, por sua brandura, você é uma pessoa que tem grande valor aos olhos de Deus.

Ao meu noivo Alerson Paruker, que foi presente em todos os momentos, gostaria de conhecer mais pessoas como você, eis uma pessoa com honestidade, caráter, e bondade imensurável.

A minha orientadora Marjorie Ietsugu, obrigada pelo carinho com que corrigiu meu trabalho e pela transmissão do conhecimento e também por acreditar que as pessoas possam ser melhores a cada dia.

Meus amigos de Faculdade, Talita Galego, Luciana Vieira, Fabiane Novaes, Ana Carla Parolin, Paula Dias, Alexandre Scalabrin, Elisson Azuaga, Oswaldo Jorge, Paula Funchal, Jessica Fogaça, Michel Vettorato, Amado Cortez, Kelly Machado, Andreza Verônica, Pedro Ganthus, Nivaldo Darroz, Bruna Iwamoto, Nádia Réa, por ser uma turma unida, com vocês passei momentos inesquecíveis, compartilhei esforços e aprendi que não podemos ter medo de lutar para sermos felizes, devemos vencer nossos obstáculos, pois Deus sempre está do nosso lado.

As minhas amigas de trabalho Élen Farinelli, Aline Falossi, Andreia Moreira, Nathália Justo, Marisilvia Gonçalves, Mariangela Gonçalves, Raquel Almeida e ao chefe do setor Júlio César Bonsegno, obrigada pela compreensão, colaboração e flexibilidade de trocas na escala no setor, sem a ajuda de vocês esta etapa se concluiria com mais dificuldades.

Meu eterno agradecimento, a todos aqueles que vivenciaram comigo esta importante etapa da minha vida.

“Aquilo que se faz por amor está sempre além do bem e do mal” (Friedrich Nietzsche).

RESUMO

As doenças cardiovasculares (DCV) são as principais causas de morte em homens e mulheres no Brasil, sendo responsáveis por cerca de 20% de todas as mortes em indivíduos com idade superior a 30 anos. Fatores relacionados com o modo de vida sedentária e má alimentação nutricional são relevantes para principais acometimentos por doenças cardíacas. Este trabalho tem como objetivo comparar através da revisão de literatura a avaliação da doença coronariana através do SPECT com cristais de Iodeto de Sódio e Telureto de Cádmio e zinco. O método do estudo foi realizado a partir de periódicos e livros localizados com as palavras: Cádmio zinco Telúrio, doença coronariana e medicina nuclear. Foi realizado um levantamento através das pesquisas de sites com publicações científicas na área, bases de dados online, Bireme, Google acadêmico e SCOPUS, além de livros na biblioteca da UNESP e Fatec. Em resultados observou-se que a forma de preparo do paciente e as etapas do exame são desenvolvidas igualmente para ambos os SPECT's, embora os equipamentos tenham a mesma finalidade cintilográfica em exames cardiológicos, estes apresentam estruturas diferenciadas modificando o resultado da aquisição da imagem final sobressaindo-se em aspectos de qualidade de imagem superior aquelas obtidas com equipamento SPECT com Cádmio Zinco Telúrio. Concluiu-se que exames cintilográficos de perfusão miocárdica realizados com SPECT com Cádmio Zinco Telúrio possui qualidade de imagem, eficiência em tempo e tecnologia de ponta superior ao SPECT com Iodeto de Sódio.

Palavras-Chave: Cádmio Zinco Telúrio. Doenças coronarianas. Medicina nuclear.

ABSTRACT

Cardiovascular diseases (CVD) are the leading causes of death in men and women in Brazil, accounting for about 20% of all deaths in individuals aged over 30 years. Factors related to the mode of sedentary lifestyle and poor nutritional diet are relevant to major bouts from heart disease. This work aims to compare by reviewing literature review of coronary disease by SPECT with crystals of Sodium Iodide and Cadmium telluride and zinc. The study method was conducted from journals and books located with the words: Zinc Cadmium Tellurium, coronary disease and nuclear medicine. A survey was conducted through surveys of sites with scientific publications in the area, online databases, Bireme, SCOPUS and Google scholar, as well as books in the library Fatec and UNESP. In results it was observed that the form of preparation of the patient and the stages of examination are also developed for both SPECT 's, although the equipment has the same scintigraphic purpose in heart tests, these have differentiated structures by modifying the result of the acquisition of the final image projecting on aspects of image quality where that obtained with SPECT equipment with Zinc Cadmium Tellurium is best. It was concluded that scintigraphic examinations performed with myocardial perfusion SPECT with Zinc Cadmium Tellurium has picture quality, efficiency in time and superior to SPECT tip with Sodium Iodide technology.

Keywords : Zinc Cadmium Tellurium . Coronary heart disease. Nuclear medicine.

LISTA DE FIGURAS

Figura	Página
1 Localização do coração	13
2 Átrios e ventrículos do Coração	13
3 Válvulas cardíacas	14
4 Nó sinoatrial e atrioventricular	15
5 Ramos das artérias coronárias	16
6 Ramos das artérias coronárias e suprimento sanguíneo	16
7 Lesão por placa de ateroma	18
8 Infarto agudo do miocárdio	19
9 Gama câmara – Colimador, cristal, tubos fotomultiplicadores e a unidade de processamento	22
10 Fótons que atravessam os septos do colimador	23
11 Colimador de orifícios paralelos	24
12 Cristal de NaI(Tl).....	25
13 Conjunto de fotomultiplicadoras no cristal de NaI(Tl)	25
14 Estrutura básica do tubo fotomultiplicador acoplado ao cristal de NaI(Tl)	26
15 Cristal de CZT	27
16 Elementos de cada coluna detectora CZT	29
17 Conjunto detector CZT	29
18 SPECT convencional.....	33
19 SPECT com CZT.....	34
20 Aquisições de stress e repouso com equipamento SPECT com CZT (A) e SPECT convencional (B).....	37

LISTA DE QUADROS

Quadro	Página
1 Fases de repouso e stress no SPECT convencional e SPECT com CZT.....	32
2 Comparação das técnicas da cintilografia com SPECT convencional e SPECT com CZT.....	36

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CI - CARDIOPATIA ISQUÊMICA

CZT - CÁDMIO ZINCO TELÚRIO

DAC - DOENÇA ARTERIAL CORONARIANA

DCV - DOENÇA CARDIOVASCULAR

DIC - DOENÇAS ISQUÊMICAS DO CORAÇÃO

IAM - INFARTO AGUDO DO MIOCÁRDIO

keV - KILO ELÉTRON VOLT

LCD's - LIQUID CRYSTAL DISPLAY

MBq - MEGABECQUEREL

Mo-99 - MOLIBIDÊNIO

NaI - IODETO DE SÓDIO

PACS - PICTURE ARCHIVING AND COMMUNICATION SYSTEM

SPECT - SINGLE PHOTOM EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY

^{99m}Tc - TECNÉCIO METAESTÁVEL

²⁰¹Tl - TÁLIO

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO	10
1.1 Objetivo	11
1.2 Justificativa	11
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	12
2.1 Anatomia do Miocárdio	12
2.2 Doenças Cardiovasculares	17
2.3 Radiofármacos e Medicina Nuclear	20
2.4 Gama-câmara com NaI(Tl).....	21
2.5 Gama-câmaras com CZT.....	27
3 MATERIAL E MÉTODOS	30
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	31
5 CONCLUSÃO.....	39
REFERÊNCIAS	40

1 INTRODUÇÃO

A etiologia das doenças cardiovasculares (DCV) é importante para dimensionar problemas e caracteriza-los de acordo com a realidade e fatores condicionantes e determinantes de cada população (GODOY et al., 2007).

Existem meios para redução dos riscos de mortalidade por doenças cardiovasculares (DCV) no país e no mundo, mas, estudos indicam o aumento relativo de morte por DCV em países de baixa e média renda. Os principais fatores de risco considerados desencadeantes são: tabagismo, sedentarismo, dieta rica em gorduras saturadas e hipertensão (LENFANT, 2001 apud ISHITANI et al., 2006. p, 690).

Um dos meios utilizados para diagnóstico de DCV é a medicina nuclear, uma técnica importante para estudo de processos fisiológicos e minimamente invasiva que utiliza métodos cintilográficos complementares ao diagnóstico (LIMA; LAPA, 2008).

A especialidade da medicina nuclear é utilizar compostos marcados com radionuclídeos, os radiofármacos, para fins diagnósticos e terapêuticos. Esses compostos seguem caminhos fisiológicos sistêmicos e metabólicos específicos nos pacientes. Essa modalidade diagnóstica possui característica biológica única que não há em outras especialidades diagnósticas. Com a detecção externa emitida por meio do radiofármaco é possível diagnosticar precocemente muitas doenças que muitas vezes só se manifestam em estágios relativamente avançados com alterações anatômicas (ROBILOTTA, 2006).

Um dos métodos específicos para diagnósticos das doenças cardiovasculares dentro da medicina nuclear consiste na cintilografia de perfusão do miocárdio que utiliza a tomografia computadorizada por emissão de fóton único (SPECT) associada ao teste de esteira ergométrica ou por meio de medicamentos específicos com a finalidade de avaliar a irrigação e a capacidade funcional do coração (ZANDONÁ, 2013).

Segundo Thrall e Ziessman, (2003) as imagens com radionuclídeos em sistemas SPECT mostram ser de grande eficácia em estudo do coração. Lançaram-se recentemente

novos sistemas de detecção para aquisições tomográficas em medicina nuclear, utilizando detectores do estado sólido, mais especificamente cristais de Telureto de Cádmio e Zinco (CZT), esse equipamento é específico para realizar imagens cardiológicas (ZANDONÁ, 2013).

Dessa forma, é importante o conhecimento, pelo profissional das técnicas radiológicas, sobre os novos sistemas cintilográficos embasados na utilização de cristais de CZT em substituição aos cristais de Iodeto de Sódio dopados com tálio NaI(Tl).

1.1 Objetivo

Comparar, através da revisão da literatura, a avaliação da doença coronariana em SPECT com cristais de Iodeto de Sódio e Telureto de Cádmio e Zinco.

1.2 Justificativa

Devido ao aumento significativo de pacientes acometidos por doenças cardiovasculares e o elevado número de encaminhamentos médicos para a realização de exames cintilográficos para o diagnóstico, pesquisas estão sendo realizadas no ramo da medicina nuclear com exames cintilográficos, divulgando assim as novas técnicas diagnósticas, visando agilizar o tempo de exame na cintilografia, enriquecer o conhecimento dos profissionais tecnólogos e oferecer benefício aos pacientes.

2 REVISÃO DE LITERATURA

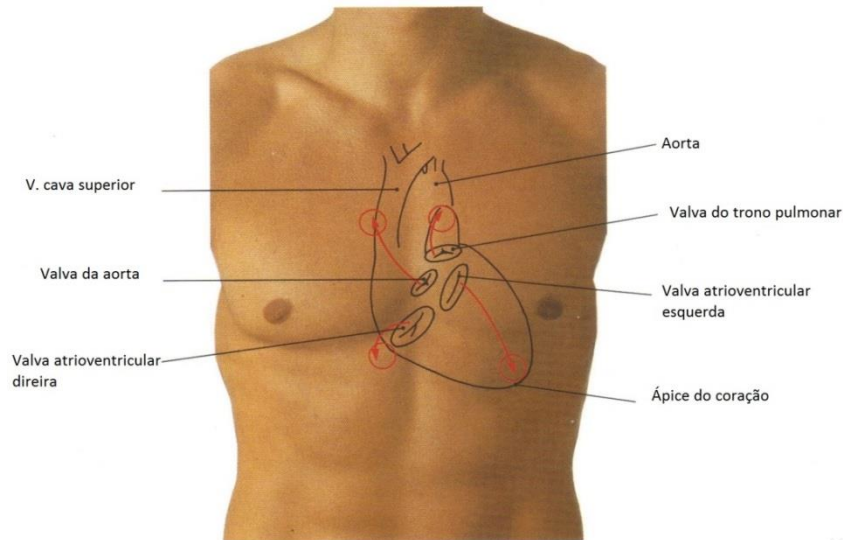
2.1 Anatomia do Miocárdio

O coração é um órgão muscular, com tamanho aproximado de um punho fechado medindo no corpo de um adulto em torno de doze centímetros de comprimento e nove centímetros de largura. Seu formato é semelhante a um cone ou uma pera, com a parte inferior (o ápice) inclinado para a esquerda. A localização do coração é à esquerda do centro do tórax entre os pulmões (Figura 1). Este trabalha como duas bombas coordenadas que enviam sangue para todo o corpo (VEJA, 2008).

O coração está revestido pela lâmina visceral do pericárdio, que, na veia cava superior, na aorta e no tronco da pulmonar reflete-se a lâmina parietal do pericárdio. A face esternocostal voltada em direção ântero-superior situa-se posteriormente ao esterno e às extremidades anteriores do terceiro ao sexto par de costelas, e a outra parte é encoberta pelas margens dos pulmões. Os átrios estão separados dos ventrículos através do sulco coronário (SPALTEHOLZ; SPANNER, 2006).

A base do coração é oposta ao ápice, sendo a face posterior do coração. É formada principalmente pelo átrio esquerdo e uma pequena parcela do átrio direito. Está voltada posteriormente em direção a sexta e a nona vértebras torácicas estando separadas das costelas através do pericárdio, seio pericárdico oblíquo, esôfago e aorta. Estende-se superiormente até a bifurcação do tronco pulmonar e inferiormente até o sulco coronário. Recebe as veias pulmonares em ambos os lados de sua porção atrial esquerda e as veias cavas superior e inferior nas extremidades superior e inferior de sua porção atrial direita (MOORE; DALLEY; AGUR, 2011).

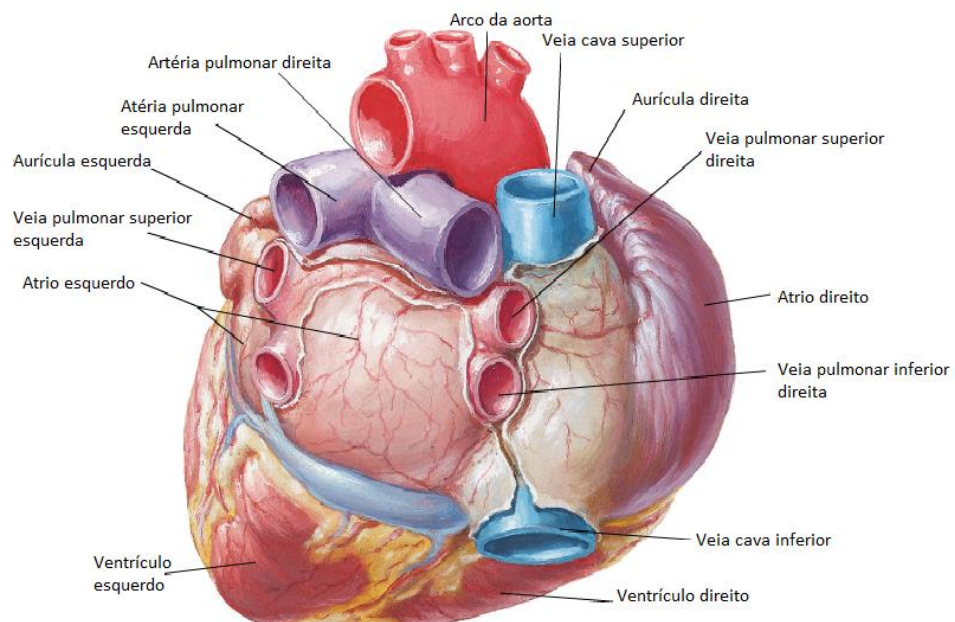
Figura 1- Localização do coração



Fonte: SOBOTTA, 2008. p. 77

O coração é formado por quatro faces. A Face esternocostal (anterior) é formada principalmente pelo ventrículo direito, a face diafragmática (inferior) é formada em sua maior parte pelo ventrículo esquerdo e pequena porção pelo ventrículo direito; está relacionada principalmente pelo centro tendíneo do diafragma. A face pulmonar direita é formada pelo átrio direito e a face pulmonar esquerda é formada principalmente pelo ventrículo esquerdo (MOORE; DALLEY; AGUR, 2011). Na figura 2 é possível observar as quatro câmaras cardíacas.

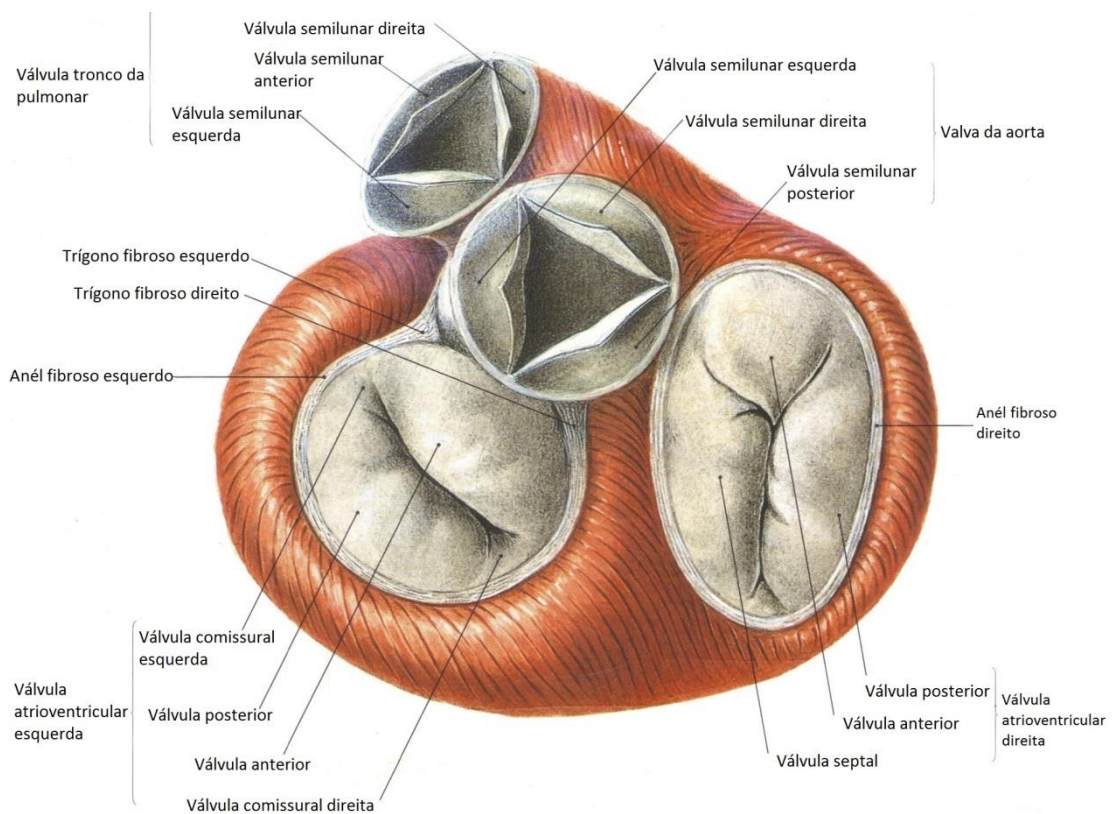
Figura 2- Átrios e ventrículos do coração



Fonte: NETTER, 2011. p.208.

O esqueleto cardíaco é formado anatomicamente por quatro fortes anéis fibrosos que envolvem os óstios arteriais e atrioventriculares e servem de inserção para a válvula das valvas. As valvas da aorta e do tronco pulmonar possuem três válvulas semilunares, sendo aquelas do óstio do tronco pulmonar: válvula semilunar anterior, válvula semilunar direita, válvula semilunar esquerda e do óstio da aorta: válvula semilunar direita, válvula semilunar esquerda, válvula semilunar posterior (SPALTEHOLZ; SPANNER, 2006). Na figura 3 visualizam-se as válvulas cardíacas.

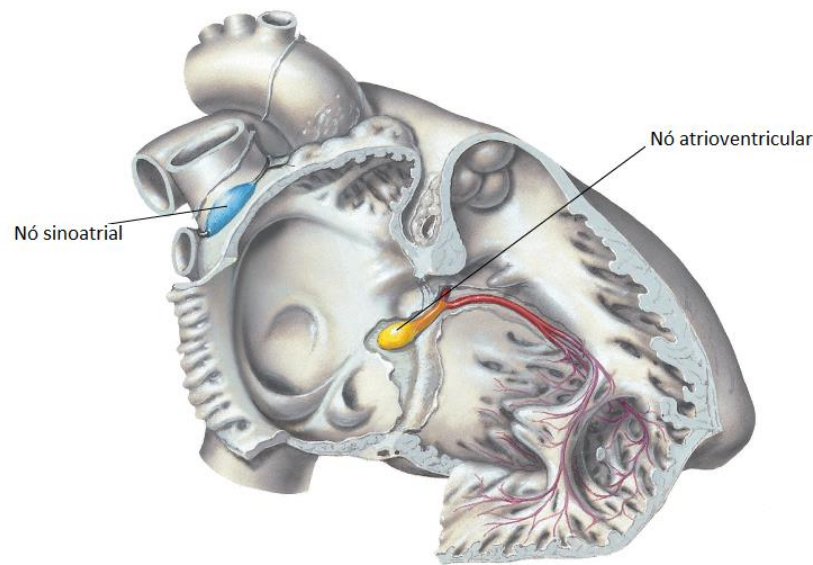
Figura 3- Válvulas cardíacas



Fonte: SOBOTTA, 2008. p, 77

O nó sinoatrial localiza-se anterolateralmente logo abaixo do epicárdio na junção da veia cava superior com o átrio direito, aproximando-se superiormente do sulco terminal (Figura 4). É o nó sinoatrial que inicia e controla os impulsos para as contrações cardíacas (MOORE; DALLEY; AGUR, 2011). Sua irrigação se faz em 70% dos casos por um ramo da artéria coronária direita, em 23% pela artéria coronária esquerda e em 7% por ambas (WATANABE, 2009).

Figura 4- Nó sinoatrial e atrioventricular



F. Netter M.D.

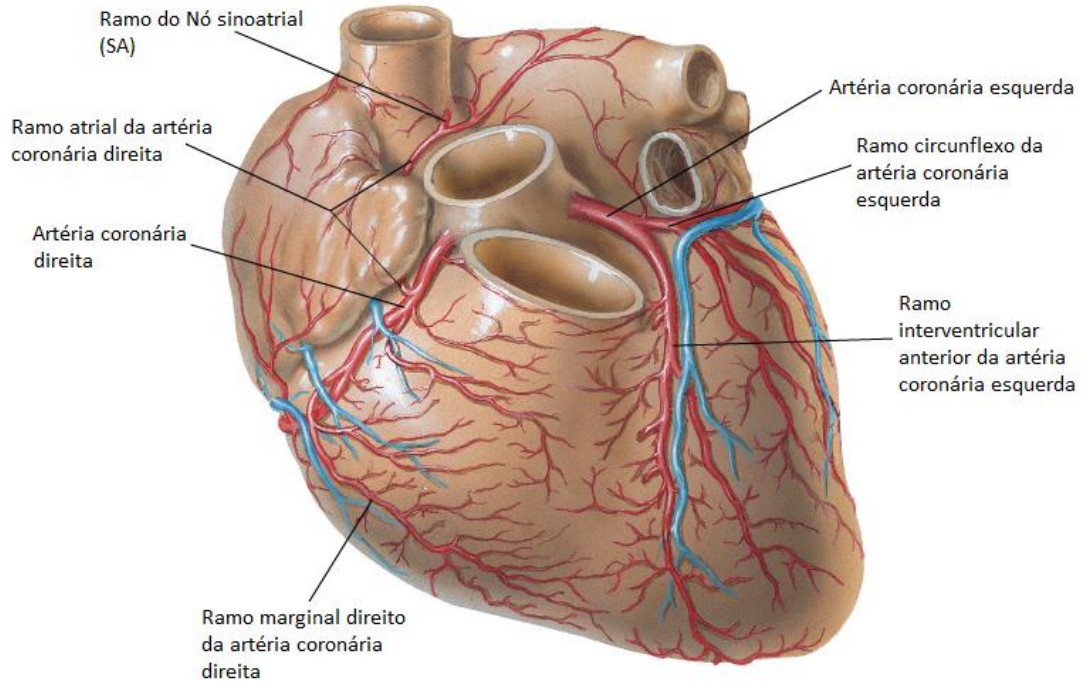
Fonte: NETTER, 2011. p. 219

A irrigação do músculo cardíaco realiza-se por meio das principais artérias coronárias direita e esquerda. A artéria coronária direita se origina anteriormente no seio da aorta, passando inicialmente entre a aurícula direita e o cone arterial, depois no sulco coronário, primeiro para a direita e, a seguir, posteriormente para a esquerda, sobre a face diafragmática, e ao final desvia-se para o sulco interventricular posterior, chegando próximo ao ápice do coração como ramo interventricular posterior, emitindo ramos maiores para o ventrículo direito e os menores para o átrio direito (SPALTEHOLZ; SPANNER, 2006).

A artéria coronária esquerda é mais calibrosa que a direita dividindo-se em dois ramos: ramo interventricular anterior que caminha ao longo de seu sulco até o ápice do coração, contornando a margem inferior que, por conseguinte, faz anastomose com o ramo interventricular posterior da artéria coronária direita. Este ramo nutre partes próximas de ambos os ventrículos, e através de ramos septais, nutre os dois terços anteriores do septo interventricular (MOORE; DALLEY; AGUR, 2011), o ramo circunflexo situa-se no sulco atrioventricular esquerdo e termina com trajeto descendente até a face posterior do coração (WATANABE, 2009). O ramo marginal esquerdo do ramo circunflexo segue a margem esquerda do coração e supre o ventrículo esquerdo. Na maioria das vezes, o ramo circunflexo da artéria coronária esquerda termina no sulco coronário na face posterior do coração

(MOORE; DALLEY; AGUR, 2011). Na figura 5 visualiza-se os ramos das artérias coronárias, e a figura 6 o suprimento sanguíneo.

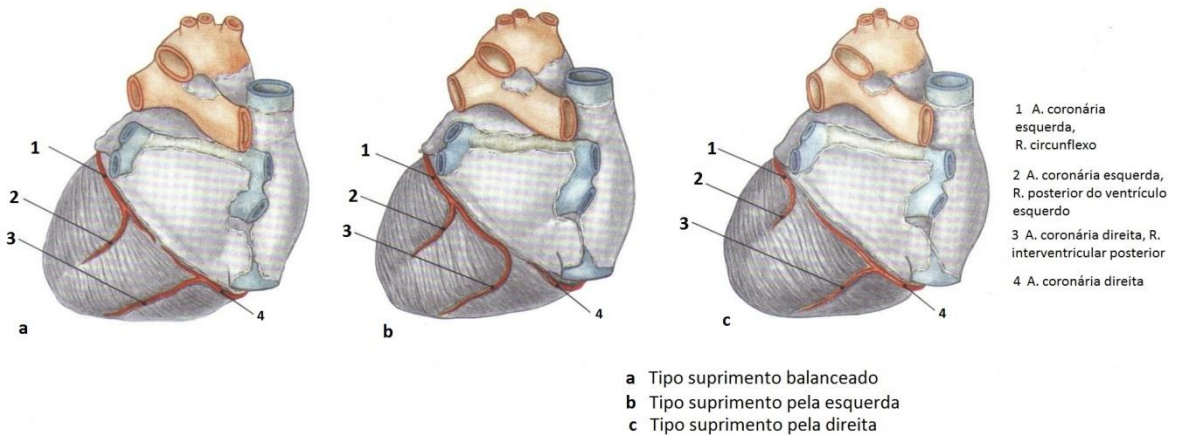
Figura 5- Ramos das artérias coronárias



F. Netter M.D.

Fonte: NETTER, 2011. p.211.

Figura 6- Ramos das artérias coronárias e suprimento sanguíneo



Fonte: SOBOTTA, 2008. p, 85

2.2 Doenças Cardiovasculares

As doenças cardiovasculares (DCV) são as principais causas de morte em homens e mulheres no Brasil, sendo responsáveis por cerca de 20% de todas as mortes em indivíduos com idade superior a 30 anos. Segundo o Ministério da Saúde, ocorreram 962.931 mortes em indivíduos com mais de 30 anos no ano 2009. As doenças isquêmicas do coração (DIC) foram responsáveis por 95.449 mortes. As causas cardiovasculares atribuíveis à aterosclerose foram responsáveis por 193.309 mortes (MANSUR; FAVARATO, 2012).

Hábitos desregrados interferem na qualidade de vida populacional desencadeando ao longo dos anos alterações no sistema cardiovascular, tais como arterioesclerose, diminuição da distensibilidade da aorta e das grandes artérias, comprometimento da condução cardíaca e redução na função barorreceptora (ZASLAVSKY; GUS, 2002).

O músculo cardíaco da parede do coração depende do suprimento constante de sangue que chega até ele pelas artérias coronárias. Se este suprimento é diminuído, o oxigênio e os nutrientes necessários não chegam ao músculo, o que provoca a chamada doença cardíaca coronária. A extensão e os sintomas dependem do local, da gravidade e da velocidade pelo qual o suprimento de sangue foi interrompido (VEJA, 2008).

Quatro categorias de doença cardíaca contribuem com cerca de 90% de todas as mortes cardíacas: cardiopatia isquêmica, cardiopatia hipertensiva e cardiopatia hipertensiva pulmonar, certas doenças valvares e cardiopatia congênita, sendo que a principal e grande responsável é a cardiopatia isquêmica (ROBBINS, 2005).

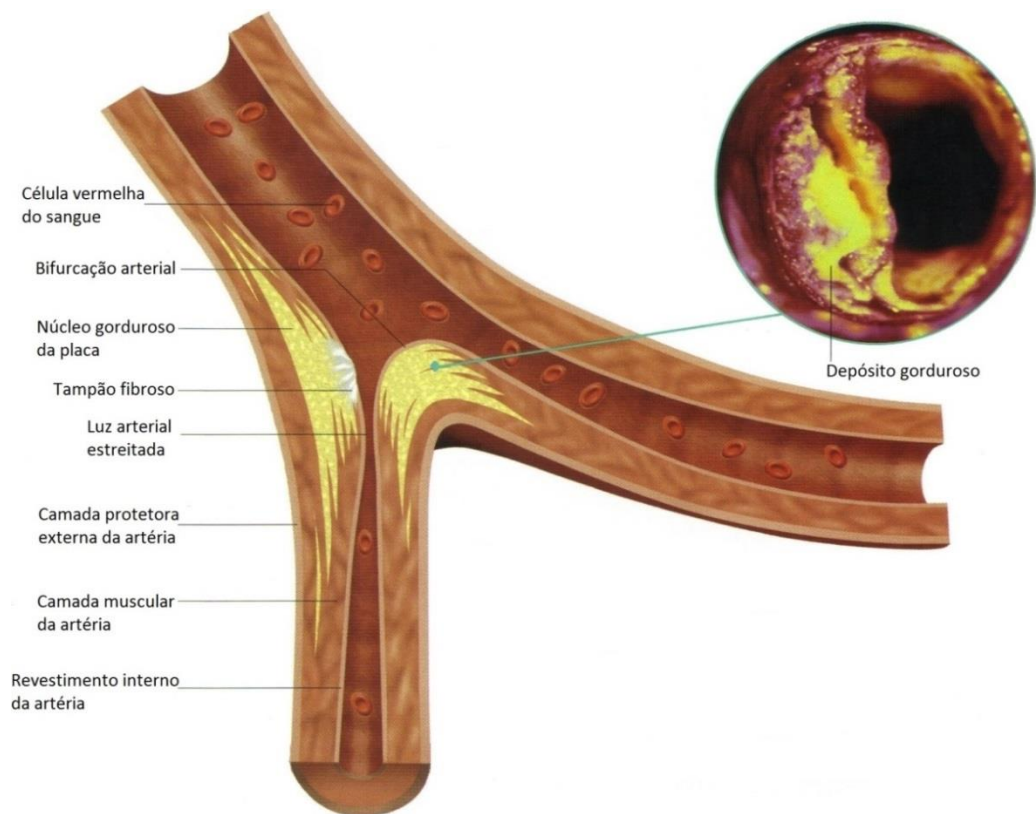
A cardiopatia isquêmica (CI) é um conjunto de síndromes que estão intimamente relacionados com isquemia do miocárdio, causando uma redução do fluxo sanguíneo coronariano em razão de uma obstrução aterosclerótica nas artérias coronárias. A isquemia abrange não apenas a insuficiência do oxigênio, mas também uma disponibilidade reduzida de substratos, nutrientes e uma remoção inadequada de metabólitos (ROBBINS, 2005).

Assim a CI é frequentemente denominada doença arterial coronariana (DAC). Na maioria dos casos há um longo período (décadas) de aterosclerose coronariana lentamente progressiva e silenciosa antes que esses distúrbios se manifestem. Dessa forma, as síndromes da CI são apenas as manifestações tardias da aterosclerose coronariana que provavelmente se iniciou na infância ou adolescência (ROBBINS, 2005).

Sendo frequentes as lesões dos vasos por obstrução aterosclerótica, na qual é sobreposta a formação de um trombo (Figura 7), acredita-se que é necessário reduzir cerca de 75% da luz para que haja surgimento de isquemia coronariana. Os locais mais afetados por

lesões ateroscleróticas acentuadas são as regiões proximais da artéria coronária direita e dos ramos interventricular anterior e circunflexo da artéria coronária esquerda. A gravidade da isquemia é influenciada pela extensão e por múltiplas lesões, pela pressão de perfusão coronária e por fatores que atuam na demanda de oxigênio, como aceleração do ritmo cardíaco e hipertrofia miocárdica (BOGLIOLO, 2011).

Figura 7- Lesão por placa de ateroma



Fonte: ABRIL, 2008. p. 64

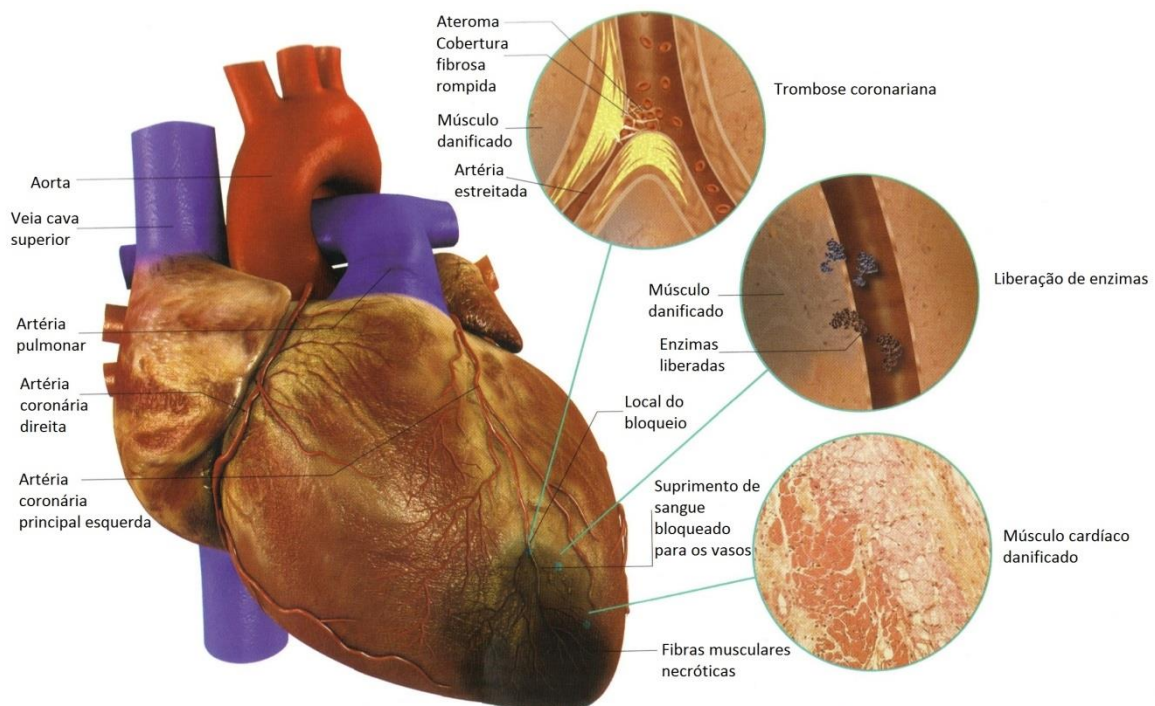
Outra manifestação clínica da doença cardíaca é o infarto agudo do miocárdio (IAM), também conhecido como “ataque cardíaco”, que consiste na morte do músculo cardíaco resultante de isquemia (Figura 8). Cerca de 1,5 milhões de pessoas nos Estados Unidos sofrem de IAM anualmente. Pelo menos 250 mil pessoas morrem por ano de ataque cardíaco antes de chegar a um hospital (ROBBINS, 2005). A manifestação clássica do infarto do miocárdio é a dor precordial caracterizando pressão, pontada, queimação, podendo irradiar para membros superiores, pescoço ou abdome (BOGLIOLO, 2011).

O infarto mais comum é transmural, onde ocorre uma necrose isquêmica envolvendo toda ou quase toda a espessura do ventrículo no segmento de uma artéria coronária. Este

infarto associa-se a aterosclerose coronária com rompimento de placa e trombose superposta. Ao contrário, o infarto não transmural (subendocárdio) consiste em uma área de necrose isquêmica limitada ao terço interno ou no máximo metade da parede ventricular, sua área de extensão lateral frequentemente vai além do território de perfusão de uma artéria coronária (ROBBINS, 2005).

O IAM pode ocorrer em qualquer idade, mas sua frequência eleva-se progressivamente com o aumento da idade e na presença de fatores que predis põe à aterosclerose, tais como hipertensão, tabagismo, diabetes melito, hipercolesterolemia genética e outras causas de hiperlipoproteinemia. Quase 10% dos infartos do miocárdio ocorrem em pessoas com menos de 40 anos, 45% ocorrem em pessoas com menos de 65 anos, independente da etnia populacional. Durante toda a vida os homens têm um risco significativamente maior de sofrer um IAM do que as mulheres. (ROBBINS, 2005).

Figura 8- Infarto agudo do miocárdio



Fonte: ABRIL, 2008. p. 65

2.3 Radiofármacos e Medicina Nuclear

A Medicina Nuclear é uma especialidade médica que emprega fontes abertas de radionuclídeos com finalidades diagnóstica e terapêutica. Quando tem por finalidade diagnosticar patologias, como por exemplo o infarto agudo do miocárdio, utilizam-se radionuclídeos, na composição dos radiofármacos, emissores de radiação gama (γ) como o Tecnécio-99-metaestável (^{99m}Tc) entre outros. Quando a finalidade é terapêutica, o efeito deletério da radiação é utilizado para destruir células comprometidas. Nesse caso, os radiofármacos são compostos por radionuclídeos emissores de radiação particulada, alfa ou beta negativo, (α ou β^-), que possuem pequeno poder de penetração, mas são altamente energéticas que atravessam o tecido e causam uma série de efeitos que resultam na morte das células comprometidas (ARAUJO, 2005).

Os radiofármacos não possuem ação farmacológica e têm na sua composição radionuclídeos que são utilizados em medicina nuclear com a função de diagnosticar e tratar de várias doenças (EUROPEAN PHARMACOPEIA, 2005 apud OLIVEIRA et al., 2006. p, 152). Suas características físico-químicas determinam a sua fixação no órgão alvo, metabolizando e eliminando-o do organismo (OLIVEIRA et. al, 2006).

O desenvolvimento de um radiofármaco para aplicações em diagnóstico ou terapia em medicina nuclear, depende da escolha de um radionuclídeo, excepcionalmente pelas suas características físicas, sendo elas: tipo de emissão nuclear, tempo de meia – vida e energia das partículas ou radiação eletromagnética emitida (OLIVEIRA, 2006).

Quando um núcleo se transforma em outro núcleo sem influência externa, o processo é chamado de decaimento espontâneo. Um núcleo radioativo desintegra-se espontaneamente pelos decaimentos alfa (α), beta (β) e gama (γ) (PUPO et al., 2011).

O decaimento γ corresponde a um fóton de alta energia emitido pelo núcleo atômico. Raios γ podem ser emitidos quando há núcleos atômicos instáveis excitados e um elétron é ejetado de sua órbita. Nem o número de massa nem o número atômico de um núcleo se alteram quando um raio γ é emitido (PUPO et al., 2011).

Os radiofármacos destinados ao diagnóstico clínico têm na sua composição um radionuclídeo emissor γ . Nesta situação é desejável que o radionuclídeo incorporado no radiofármaco não emita partículas α ou β , uma vez que estas apenas serviriam para aumentar a dose de radiação absorvida pelo paciente (OLIVEIRA, 2006).

A aplicação mais simples e frequente dos radiotraçadores é a avaliação da perfusão miocárdica (THRALL; ZIESSMAN, 2003). Durante 15 anos, o tálio-201 (^{201}Tl) foi o

principal radiofármaco utilizado nos estudos de perfusão miocárdica, no entanto, com a descoberta do novo traçador de perfusão miocárdica o ^{201}Tl foi substituído pelo $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Sestamibi por apresentar melhores características que favorecem a geração de imagens com excelente resolução (SANTOS; CWAJG; PANTOJA, 2003).

A cintilografia miocárdica com $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -sestamibi tem sido utilizada para a detecção de isquemia miocárdica (MANFROI et. al., 1999). Com esse radiofármaco, é possível obter imagens que sejam realizadas até 6 horas após sua injeção sem modificar o padrão de perfusão inicial (CAIXETA et. al., 1999).

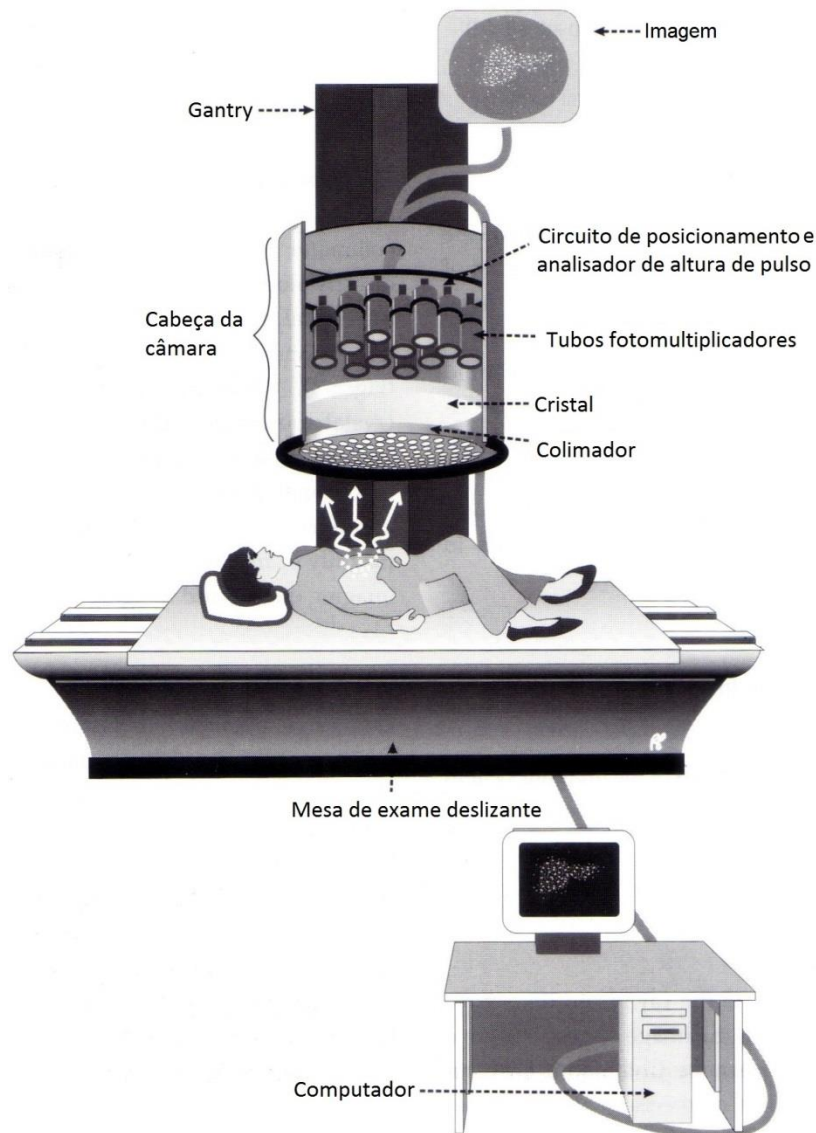
2.4 Gama-câmara com NaI(Tl)

O exame cintilográfico tem como finalidade obter uma imagem da distribuição de uma substância radioativa no interior do corpo, após ter sido administrada em um paciente. A obtenção das imagens é feita através da gravação das emissões decorrentes da radioatividade com detectores de radiação externo localizado sobreposto ao corpo do paciente. As principais emissões para essa aplicação são os raios γ com faixa de energia aproximada de 80 até 500 keV (CHERRY; SORENSON; PHELPS, 2003).

A câmara de cintilação Anger, também conhecida como gama-câmara, é o equipamento utilizado em medicina nuclear para formar as imagens estáticas e dinâmicas estudadas com radionuclídeo no organismo do paciente, obteve-se evolução importante em seus parâmetros básicos como o campo de visão, uniformidade, resolução espacial, resolução de energia e outros. Esta evolução foi guiada pela necessidade de reproduzir fielmente a radiação γ de 140 keV de energia emitidos pelo $^{99\text{m}}\text{Tc}$. A finalidade deste avanço somado ao advento do gerador de $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$, foi contribuir para que a medicina nuclear se tornasse uma poderosa ferramenta da medicina (OLIVEIRA, 2000).

A gama-câmara é dividida em quatro partes principais, mostradas na figura 9: o colimador, o cristal, os tubos fotomultiplicadores e a unidade de processamento.

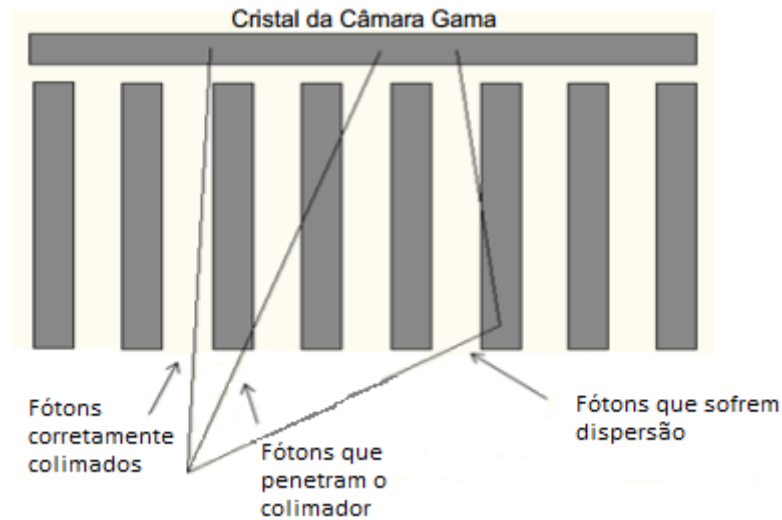
Figura 9- Gama câmara – Colimador, cristal, tubos fotomultiplicadores e a unidade de processamento.



Fonte: Adaptado de POWSNER; POWSNER, 2006. p.66.

Um colimador consiste numa matriz de orifícios que se sobrepõem ao detector de cintilação de forma a restringir o direcionamento específico dos fótons que venham a ser detectados (Figura 10). O colimador é de extrema importância em SPECT, sua ausência tornaria impossível relacionar a posição de detecção dos fótons com o seu ponto de emissão. Os fótons que não são detectados são absorvidos pelos septos do colimador que são confeccionados normalmente de Chumbo ou Tungstênio (VALENTE, 2011).

Figura 10- Fótons que atravessam os septos do colimador

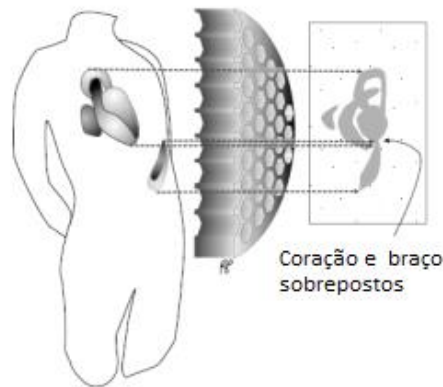


Fonte: MOORE; KOURIS; CULLUM, 1992, citado e adaptado por VALENTE, 2011. p, 13.

O desempenho da SPECT é limitado pelo colimador, considerando aspectos como resolução espacial e sensibilidade. Quanto maior a sensibilidade, menor a dose necessária a injetar no paciente (VALENTE 2011). O colimador mais comum utilizado nos serviços de medicina nuclear são os de septos paralelos, que consiste numa folha de chumbo com milhares de canais paralelos distribuídos uniformemente (Figura 11). A projeção é dada no mesmo tamanho que a fonte, e a espessura de cada septo é o que determina a qualidade e resolução da imagem (ZANDONÁ, 2013).

Existem vários tipos de colimadores de septos paralelos: colimadores para baixa, média e alta energia. Os colimadores de baixa energia ou LEAP (*Low-Energy All-Purpose*) possuem furos mais largos, oferecendo maior sensibilidade e menor resolução; e colimadores de baixa energia e alta resolução ou LEHR (*Low-Energy High-Resolution*) possuem uma grande quantidade de furos, porém de tamanho e profundidade menor, oferecendo maior resolução e menor sensibilidade (ZANDONÁ, 2013).

Figura 11- Colimador de orifícios paralelos



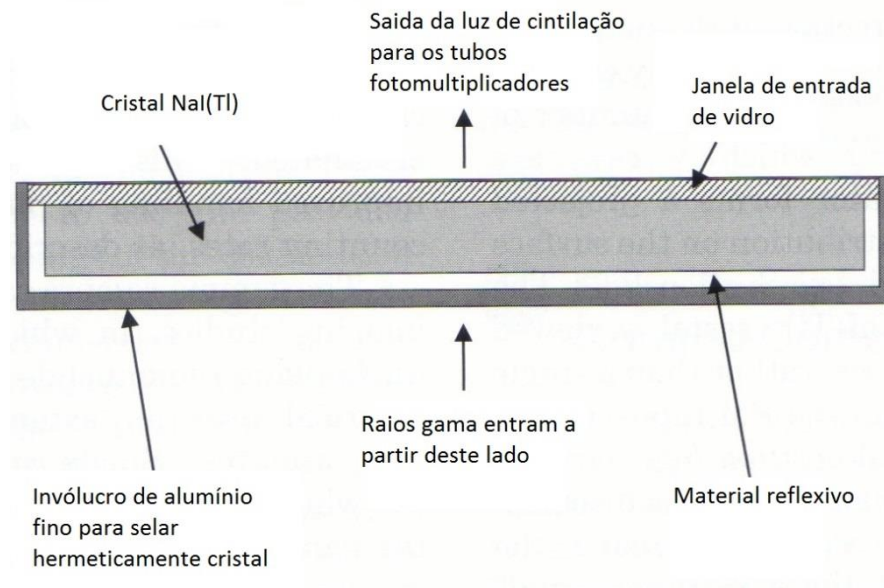
Fonte: Adaptado de POWSNER; POWSNER, 2006. p. 71.

O cristal é a substância ativa do detector localizado na cabeça da gama-câmara. É através de sua interação com o fóton γ que a detecção é possível. O cristal mais utilizado em gama-câmaras é o de NaI(Tl), tornando-se fluorescente quando expostos a radiação X ou γ . Tem elevado rendimento óptico, sua constante de tempo é curta, possui elevada densidade ($3,67 \text{ g/cm}^3$) e grande número atômico ($Z= 50$) devido ao iodo que contém, o que aumenta sua eficácia em relação aos fótons (OLIVEIRA, 2000). O cristal está hermeticamente selado no interior de um invólucro de alumínio fino para protegê-lo da umidade (CHERRY; SORENSON; PHELPS, 2003).

A interação dos raios X e γ com a matéria é dada de varias formas, sendo que, em detecção de radiação com detectores de cintilação três delas se destacam: absorção fotoelétrica, espalhamento Compton e produção de pares. Estes processos levam a uma transferência total ou parcial da energia do fóton de raio γ para os elétrons ou núcleos dos átomos alvos. A alta eficiência na conversão da radiação incidente em fótons da região do cristal motivou estudos objetivando conseguir um maior entendimento sobre os mecanismos de transferência de energia a partir dos fótons incidentes para os sítios de tálio responsáveis pela cintilação (SARMENTO, 2002).

A incidência de partículas de alta energia no cristal provoca a fluorescência do material que, para se estabilizar novamente, emite uma cintilação que é proporcional à quantidade de energia recebida, voltando então ao seu estado fundamental. A luz emitida pelo cristal irá produzir pulsos elétricos no aparelho, proporcionais ao número de fótons. Assim, obtém informações sobre a quantidade de energia de radiação depositada sobre o detector (SARMENTO, 2002). A figura12 representa um cristal de NaI(Tl) envolvido pelo invólucro de alumino.

Figura 12- Cristal de NaI(Tl)



Fonte: Adaptado de CHERRY; SORENSON; PHELPS, 2003. p, 214.

A função básica dos tubos fotomultiplicadores ou apenas fotomultiplicadoras (Figura 13) é coletar a luz produzida e transformá-la em pulsos de corrente elétrica, através da emissão de elétrons, conhecidos como fotoelétrons (OLIVEIRA, 2000). Estas estão posicionadas adjacentemente ao cristal e fornecem informações sobre a localização do raio γ com o cristal cintilador (ZANDONÁ, 2013).

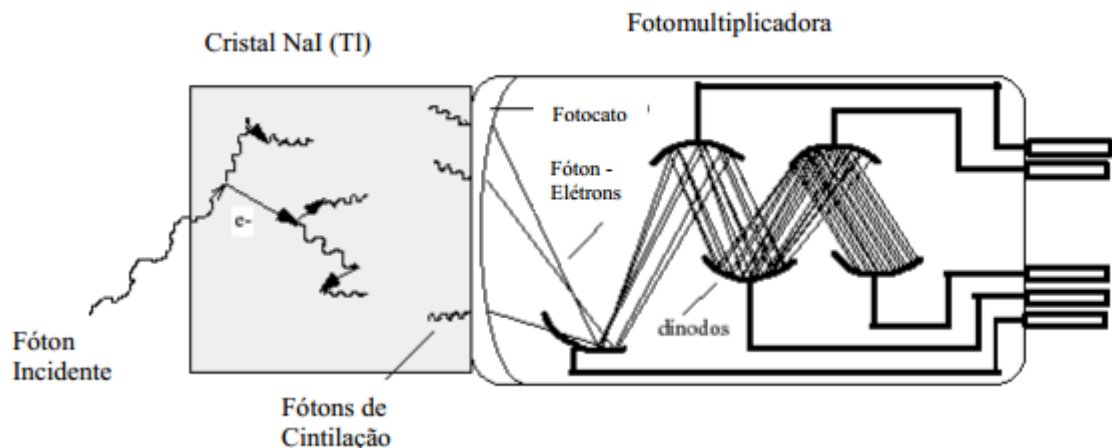
Figura 13- Conjunto de fotomultiplicadoras acopladas no cristal de NaI(Tl).



Fonte: Dr JOEL KARP, apud CHERRY; SORENSON; PHELPS, 2003. p, 214.

Os componentes principais da estrutura dos tubos fotomultiplicadores (Figura 14) são: o fotocatodo, a óptica de focalização dos elétrons, os dinodos e o anodo. O processo de multiplicação inclui inicialmente a transferência de energia do fóton para um elétron no fotocatodo, a migração do elétron até a superfície do fotocatodo, o transporte de elétron até o primeiro dinodo. A partir daí os elétrons são conduzidos num processo de multiplicação até o anodo (LIMA, 2006).

Figura 14- Estrutura básica do tubo fotomultiplicador acoplado ao cristal NaI(Tl)



Fonte: LIMA, 2006. p, 36.

Geralmente, quase todas as imagens de medicina nuclear moderna são registradas como imagens digitais. Isso é necessário para o processamento de imagens computadorizadas. A imagem digital é composta por uma matriz formada por pixels e voxels. Para uma imagem de gama - câmara, a intensidade de cada pixel dependerá de quantos eventos de fótons que foram registrados em cada local. Os voxels correspondem a volumes do tecido dentro de uma imagem de corte transversal (CHERRY; SORENSON; PHELPS, 2003).

Com o desenvolvimento dos computadores, nos anos 1960, foi possível adquirir, armazenar e processar as imagens obtidas com as câmaras de cintilação, como por exemplo: extrair parâmetros fisiológicos, corrigir distorções associadas ao processo de formação de imagens, assim como evidenciar estruturas de interesse (ROBILOTTA, 2006).

As imagens digitais em medicina nuclear são exibidas em monitores de cristal líquido (LCDs). Além da exibição de imagem, há também componentes essenciais de sistemas de comunicações de imagem e arquivos de redes (PACS), para visualização remota de imagens (CHERRY; SORENSON; PHELPS, 2003).

2.5 Gama-câmaras com CZT

O desenvolvimento de novos sistemas detectores foi impulsionado pelos constantes avanços em pesquisas empregando cristais semicondutores nos exames cintilográficos e com a necessidade do surgimento de novos sistemas compactos unindo o poder de resolução e a alta sensibilidade com a constante preocupação mundial em minimizar doses de radiação ionizante utilizadas nos exames diagnósticos e terapêuticos (ZANDONÁ, 2013).

Segundo Songy, 2010, apud Zandoná, 2013, o novo sistema cintilográfico tem como base em sua utilização cristais detectores semicondutores constituídos de CZT em substituição aos cristais detectores constituídos de NaI(Tl). A figura 15 demonstra os cristais de CZT

Figura 15- Cristais de CZT



Fonte: <http://www.mi-net.co.uk/Semiconductor-Materials/metals.php>.

A sensibilidade, resolução espacial e capacidade de taxa de contagem, são novas propostas dos materiais detectores à base de semicondutores que convertem fótons γ diretamente em um sinal elétrico, (CHAMBRON et. al., 2000, apud GUTIÉRREZ; AÑÉ, 2012. p, 83) com rendimento superior de até 20 vezes em comparação o cristal NaI acoplados ao sistema fotomultiplicador (GUTIÉRREZ; AÑÉ, 2012).

Os cristais de CZT possuem um conjunto de características que os tornam particularmente úteis em aplicações industriais, médicas e científicas. Dentre as principais vantagens destes cristais destacam-se: elevado número atômico ($Z \sim 50$), elevada densidade (6g/cm^3) garantindo alta eficiência quântica, significando a alta capacidade de transformar a

radiação gama em luz, mesmo com cristais pequenos, facilidade na elaboração de pixels de pequenas dimensões, resolução energética superior aos cristais de NaI(Tl) com a vantagem acrescida de estes últimos serem extremamente higrófilos e elevada resistividade (CARDOSO, 2001).

Assim, a quantidade de ionização produzida para uma dada energia é uma ordem de magnitude maior, resultando numa melhor resolução energética. Por exemplo, a 140 keV, um fóton Gama é convertido em 5000 fótons UV no cristal de iodeto de sódio. A eficiência dessa conversão é de aproximadamente 50%, o que aliado à baixa eficiência quântica dos tubos fotomultiplicadores (25%), resulta na produção de somente 700 elétrons. Já no CZT, o mesmo fóton gama é convertido em 33000 pares elétrons-buraco, o que no final lhe confere uma resolução energética duas vezes maior, quando comparado ao NaI(Tl) (GE HEALTHCARE, 2009, apud ZANDONÁ, 2013).

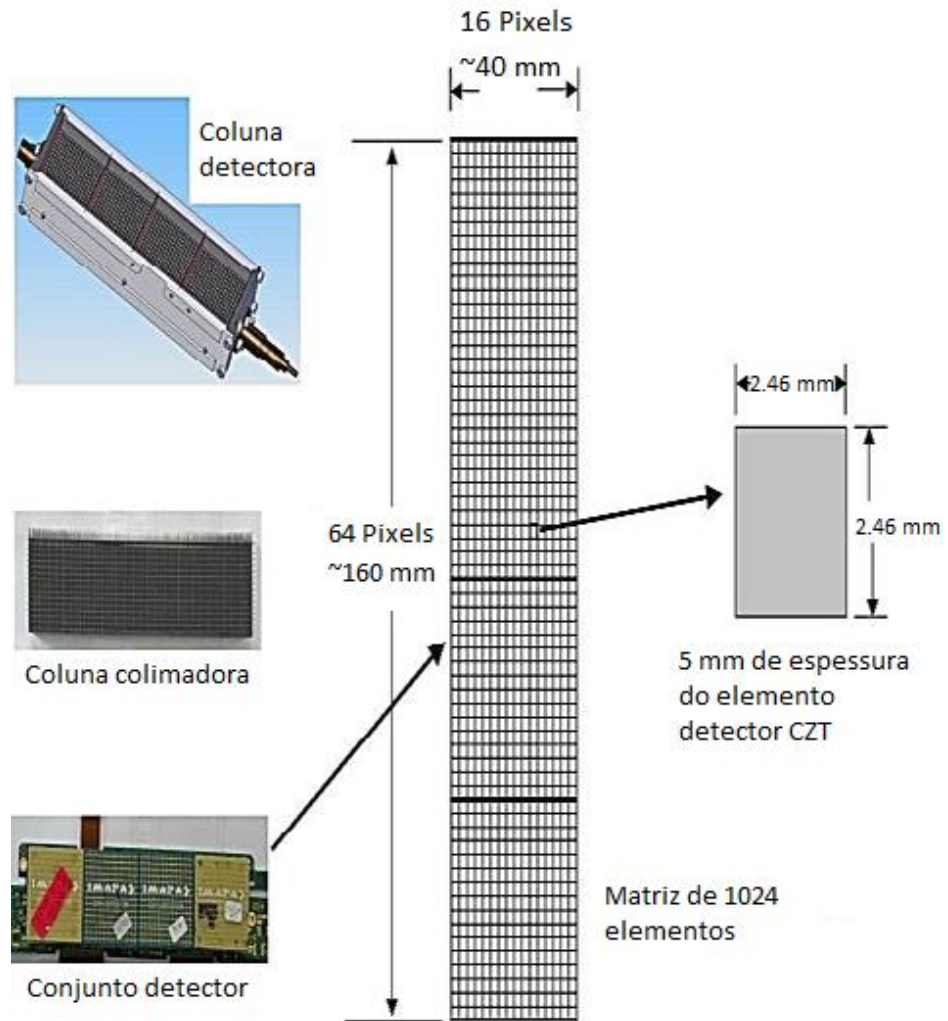
Porém há algumas limitações que impedem o uso integral do CZT particularmente em configurações com cristais de grande volume, sendo elas: dificuldade em obter cristais de CZT suficientemente homogêneos, os custos de um detector de alta qualidade são ainda relativamente elevados (CARDOSO, 2001).

A radiação incidente (raios γ) interage com a matriz de átomos de CZT criando, em média, um par elétron/lacuna por cada 5 eV de energia perdida no cristal pelo fóton (CARDOSO, 2001), induzindo a formação de um pulso eletrônico com amplitude proporcional à energia absorvida (ZANDONA, 2013).

O novo sistema, SPECT com CZT, utiliza nove colunas de detectores CZT colimados dispostas numa configuração curva, para amoldar-se à forma do lado esquerdo do tórax do paciente. Os colimadores são confeccionados de tungstênio em formatos paralelos e quadrados, sendo mais curtos (21,7 mm) e possuem maiores orifícios quadrados (2,26 mm) do que os colimadores de septos paralelos (comprimento de 45 mm e furos de 1,6 mm para um baixo consumo de energia de alta resolução ou LEHR), usados para SPECT convencional (GAMBHIR et al., 2008).

Uma matriz de cristais de CZT está alinhada por trás de cada coluna do colimador (largura: 16 pixels; comprimento: 64 pixels). Os furos quadrados do colimador estão em registro com o detector de matriz de cristais, com um pixel de CZT para cada furo. Cada colimador gira a coluna (máximo de 110°) de forma independente, por etapas ou continuamente, permitindo que o objeto de interesse possa ser visto a partir de centenas de diferentes ângulos de visão (GAMBHIR et al., 2008). A figura 16 representa os componentes de cada coluna detectora CZT, e a figura 17 representa o conjunto de colunas detectoras CZT dispostas numa configuração curva.

Figura 16- Elementos de cada coluna detetora CZT



Fonte: PATTON, SLOMKA, et al., 2007; GAMBHIR, BERMAN, et al., 2009 apud ZANDONÁ, 2013, p, 27.

Figura 17- Conjunto detector CZT



Fonte: SLOMKA et al., 2009, p, 260.

3 MATERIAL E MÉTODOS

Realizou-se estudo de revisão de literatura sobre a avaliação da doença coronariana em SPECT com cristais de Iodeto de sódio e Telureto de Cádmiio e Zinco.

O estudo foi realizado a partir de periódicos e livros pesquisados no período de fevereiro de 2013 a maio de 2014 incluindo sites com publicações científicas na área.

As bases de dados foram adquiridas online através dos sites: Bireme, Google Acadêmico e Scopus, além de livros na biblioteca da Fatec e UNESP de Botucatu. Palavras-chave: Cádmiio Zinco Telúrio, Doenças coronarianas, Medicina nuclear.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A cintilografia de perfusão miocárdica tem o objetivo de interpretar alterações devido ao bloqueio de ramo arterial, alterações metabólicas, confirmar ou invalidar um exame de eletrocardiograma (ECG) de esforço, quando o traçado não concorda com o quadro clínico, localizar a zona de isquemia, diferenciar a zona de isquemia de um infarto, sendo um indicador de prognóstico em pacientes com doença coronariana (SANTOS, 2012).

O preparo que antecede o exame abaixo descrito do exame cintilográfico é realizado de forma idêntica, tanto para o SPECT convencional como para o SPECT com CZT.

Antes de iniciar o exame o paciente é orientado a alimentar-se com pequena quantidade de pão ou bolacha, leite ou suco. Se o exame for ao período da tarde, deverá almoçar com pelo menos duas horas antes do exame com alimentos de fácil digestão, reservar o dia todo para o exame, suspender alimentos com cafeína, bebidas alcoólicas vinte e quatro horas antes do exame, interromper o uso de alguns medicamentos três dias antes do exame, mas apenas com autorização do médico, sendo eles: bloqueadores, bloqueadores de canais de cálcio e nitratos. Medicamentos que contenham cafeína devem ser suspensos 24 horas antes do exame, além de outros medicamentos como Dipiridamol, Aminofilina, Teofilina e Xantinas. Realizar higiene corporal, principalmente na região do tórax e não usar de nenhum tipo de creme hidratante a fim de melhorar o traçado do eletrocardiograma (SANTOS, 2012).

O exame cintilográfico realizado em SPECT convencional e SPECT com CZT são desenvolvidos em duas etapas, podendo ser realizados no mesmo dia ou em dias separados, dependendo do setor. A primeira etapa denomina-se fase de repouso com aquisição de imagens do estado de perfusão sanguínea do coração em repouso. Na segunda etapa denomina-se fase de estresse que verifica a diminuição da intensidade da captação do radioisótopo em alguma parte do músculo cardíaco (hipocaptação). Quando a hipocaptação é

transitória (só ocorre na etapa de estresse), indica isquemia coronariana, quando a hipocaptação é persistente (ocorrendo no repouso e no estresse) que pode indicar fibrose.

O quadro 1 corresponde as duas etapas do exame cintilográfico realizadas para o SPECT convencional e SPECT com CZT.

Quadro 1- Fases de repouso e stress no SPECT convencional e SPECT com CZT

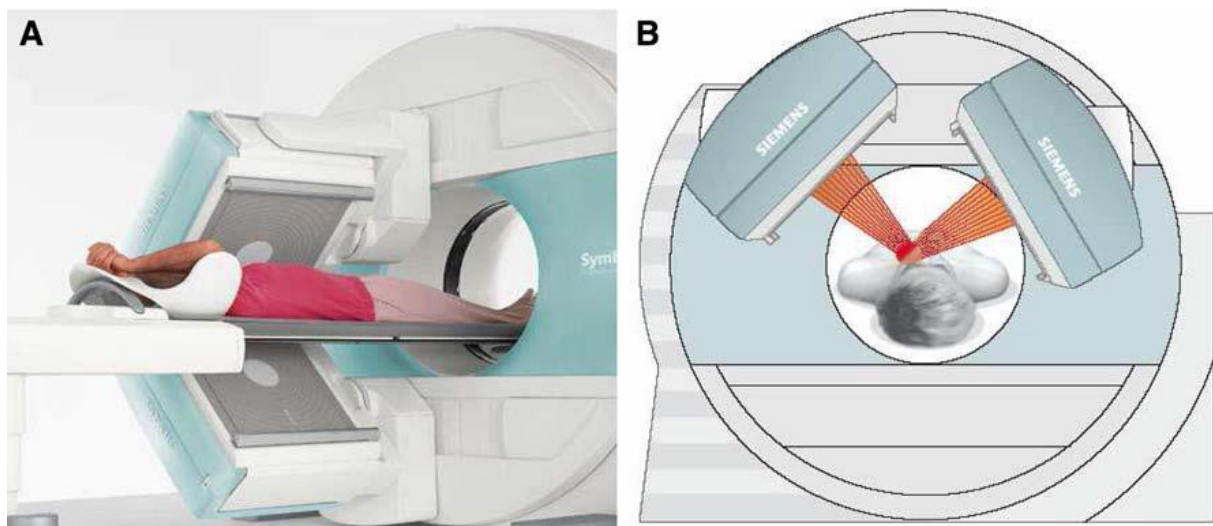
SPECT convencional e SPECT com CZT	
1ª fase: Repouso	2ª fase: Stress
<ul style="list-style-type: none"> No primeiro dia o paciente é encaminhado para a sala de injeção; 	<ul style="list-style-type: none"> No segundo dia o paciente realizará o teste ergométrico (esteira/bicicleta);
<ul style="list-style-type: none"> Injeta-se uma pequena quantidade de material radioativo (^{99m}Tc-sestamibi) na veia do paciente, preferencialmente do antebraço; 	<ul style="list-style-type: none"> Inicia-se o exercício e quando atingir o número de batimentos desejado por minuto injeta-se a segunda dose de ^{99m}Tc-sestamibi, em acesso venoso previamente puncionado;
<ul style="list-style-type: none"> Em seguida, recomenda-se que aguarde no mínimo 40 minutos para que o excesso de material seja eliminado pelo fígado e intestino; 	<ul style="list-style-type: none"> Após o término do teste ergométrico, será necessária a obtenção de novas imagens (imagens de stress);
<ul style="list-style-type: none"> Para ajudar a excreção, sugere-se também que o paciente alimente-se, isso faz que haja uma aceleração no processo de excreção do material e consequentemente melhor qualidade de imagem. Posteriormente o paciente é encaminhado para a sala de exame. 	<ul style="list-style-type: none"> Na incapacidade do paciente em realizar exercício físico ou não conseguir atingir a frequência cardíaca desejada, será feito o stress farmacológico, injetando-se Dipiridamol (4mg/ kg, dose máxima recomendada é de 60mg) no acesso venoso durante 4 minutos e o traçador é aplicado 7 a 10 minutos após, seguido para a aquisição das imagens nos 10 minutos seguintes.

A descrição abaixo relata os protocolos de posicionamento e aquisição das imagens no SPECT convencional e SPECT com CZT.

De acordo com a literatura e o procedimento realizado nos estágios supervisionados no setor de medicina nuclear na faculdade de medicina de Botucatu, os protocolos de posicionamento dos pacientes submetidos ao exame de cintilografia de perfusão do miocárdio utilizando SPECT convencional é diferenciado do exame com SPECT com CZT, sendo que: no SPECT convencional o paciente é posicionado em decúbito dorsal na mesa de exame, com os membros superiores em flexão de ombro a 180° e de cotovelo a 90°, os membros inferiores permanecem com os joelhos em extensão, eletrodos são colocados no tórax do paciente para monitorizar os batimentos cardíacos (Gated-SPECT), possibilitando a avaliação da motilidade e espessamento miocárdicos regionais, parâmetros de função ventricular global sendo de grande importância clínica. O paciente permanecerá nesse posicionamento por aproximadamente 20 minutos.

Mediante a análise dos textos estudados, o protocolo de aquisição de imagens no exame de cintilografia convencional de perfusão miocárdica é realizado através da utilização de um colimador paralelo de alta resolução, dimensão da matriz 64 x 64 pixels, janela de 20% no fotopico de 140 keV em aquisições com ^{99m}Tc -sestamibi, órbita circular para o detector (180°), base de tempo em torno de 20 segundos, modo de aquisição “*Step-and-shot*”. Modo em que o detector da câmara de cintilação gira de forma não contínua durante a aquisição das imagens. Neste modo de aquisição o detector deve permanecer parado durante o intervalo de tempo definido pela base de tempo. Após este intervalo de tempo o detector avança para a próxima projeção e esta operação se repete até completar a órbita de 180°. A figura 18 representa a o SPECT convencional/ gama - câmara com cristais de NaI(Tl).

Figura 18- SPECT convencional



Na figura 18-A observa-se o paciente posicionado para o exame e as cabeças detectoras do SPECT convencional posicionadas a esquerda do tórax do paciente. Na figura 18-B observa-se o paciente em exame. Em destaque as cabeças detectoras posicionam-se em uma órbita de 180° sobre o tórax do paciente e a distância que a estrutura examinada mantém-se das cabeças detectoras é significativa para o aumento de artefatos que diminuem a qualidade da imagem.

Em comparação com o exame acima citado, no sistema SPECT com CZT (Figura 19) o paciente é posicionado sentado com discreta inclinação de tronco no encosto da cadeira não rotativa do equipamento, com o antebraço direito apoiado sobre a mesma e o membro superior esquerdo em abdução de ombro a 90° com flexão do cotovelo apoiando-o no topo da câmara, permitindo assim a visualização completa do campo torácico a ser examinado, os membros inferiores são mantidos com as panturrilhas apoiadas e relaxadas.

Figura 19- SPECT com CZT



Fonte: PATTON, SLOMKA *et al.*, 2007 apud ZANDONÁ, 2013. p. 26.

O SPECT com CZT é constituído por um arranjo de nove colunas verticais de detectores CZT e matriz, cada coluna detectora pode rotacionar 110° em torno do seu próprio eixo. Os detectores estão dispostos sobre um arco de 90° à esquerda do tórax do paciente. A sensibilidade do sistema é 634 cps / MBq para um ponto central (PATTON et. al., 2009 apud SMITH, 2013. p, 387). O tempo para a aquisição das imagens é mais curto em relação a gama-câmara convencional, sendo este aproximadamente de dois minutos (SHARIR et.al., 2008). Cada coluna do detector é fixada de forma mecânica de montagem, e a aquisição de dados é realizada através da rotação dessas múltiplas colunas em sincronia. Os fótons de um determinado local são detectados em vários ângulos por várias colunas como os campos de visão dos detectores que varrem a região de interesse (ROUSSO; NAGLER, 2007 apud SLOMKA et. al., 2009. p, 258).

Cada coluna de detectores é constituído por uma matriz de 1024 elementos CZT (2,46 x 2,46 x 5 mm de espessura), dispostos em um elemento de matriz de 16 x 64 com um valor aproximado de tamanho de 40 x 160 mm. Cada coluna possui colimadores com orifícios quadrados e paralelos, sendo estes, colimadores de alta sensibilidade e as dimensões de cada abertura estão adaptados ao tamanho de um único elemento detector (ROUSSO; NAGLER, 2007 apud SLOMKA et. al., 2009. p, 258).

Os colimadores são fabricados de tungstênio, têm um diâmetro maior do que o convencional utilizado na gama-câmara produzindo um ganho significativo em sua geométrica eficiência. O colimador tem um comprimento do furo de 24,5 mm com um passo de 2,46 mm e 2,26 mm de diâmetro do furo (ROUSSO; NAGLER, 2007 apud SLOMKA et. al., 2009. p, 259). O resultado é um ângulo sólido de aceitação oito vezes maior do que aquele obtido com o uso dos colimadores convencionais (GAMBHIR et al., 2008).

A aquisição de dados é realizada em duas etapas. Primeiramente, a 10 segundos de pré-scan é realizada para identificar a localização da região de interesse. Limites de varredura e horários são então ajustados para cada coluna detectora, e ao final a verificação é executada com cada coluna detectora rotativa dentro dos limites estabelecidos a partir dos dados de pré-digitalização. Este processo é denominado região de interesse (ROI)-Centric varredura pelo fabricante, porque o campo de leitura é limitado apenas a região do miocárdio (HINES et al., 1999 apud SLOMKA et. al., 2009. p, 259).

O quadro 2 corresponde à comparação das técnicas dos dois equipamentos discutidos acima.

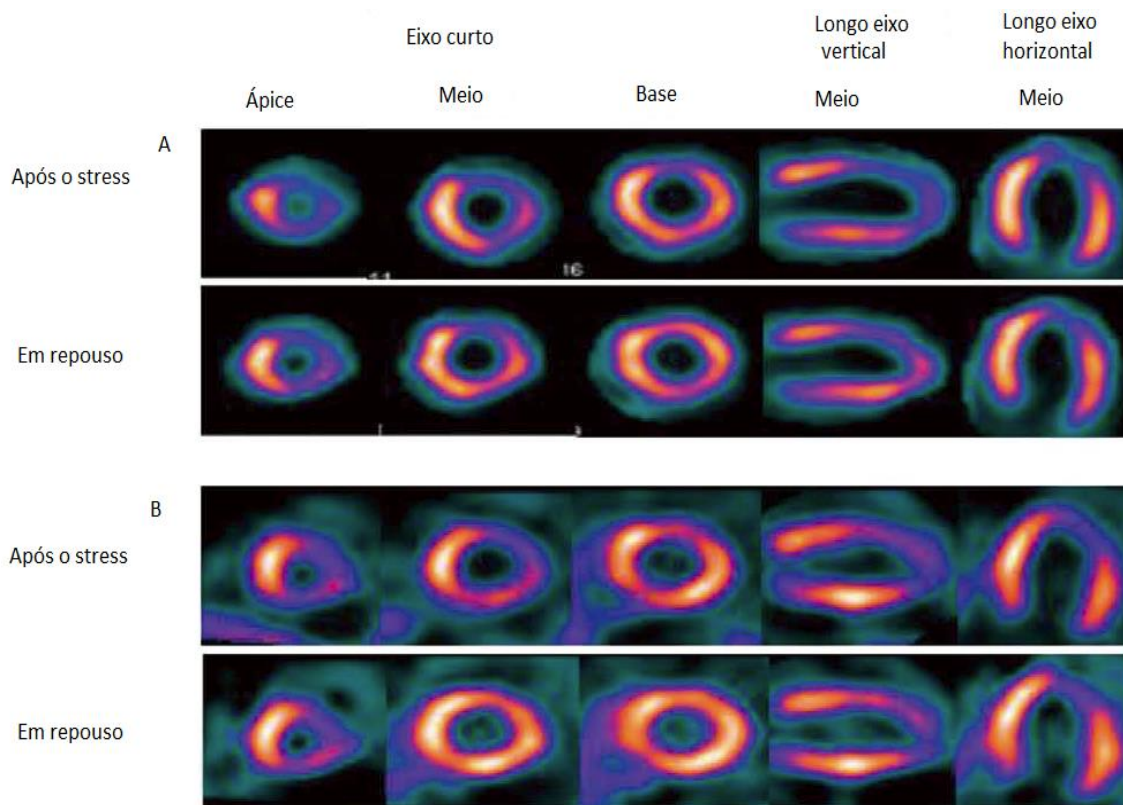
Quadro 2- Comparação das técnicas da cintilografia com SPECT convencional e SPECT com CZT

SPECT convencional	SPECT com CZT
<p>✚ Paciente é posicionado em decúbito dorsal;</p>	<p>✚ Paciente é posicionado sentado com discreta inclinação de tronco no encosto da cadeira;</p>
<p>✚ Membros superiores em flexão de ombro a 180° e de cotovelo a 90°;</p>	<p>✚ Antebraço direito apoiado sobre a cadeira e o membro superior esquerdo em abdução de ombro a 90° com flexão do cotovelo apoiando-o no topo da câmara;</p>
<p>✚ Membros inferiores permanecem com os joelhos em extensão;</p>	<p>✚ Membros inferiores são mantidos com as panturrilhas apoiadas e relaxadas.</p>
<p>✚ Os detectores estão dispostos em forma de 2 cabeças detectoras sobre o tórax do paciente</p>	<p>✚ Os detectores estão dispostos sobre um arco de 90° à esquerda do tórax do paciente;</p>
<p>✚ Aquisições das imagens com ^{99m}Tc-sestamibi (repouso ~ 10 a 15 mCi, estresse ~ 30 a 45 mCi)</p>	<p>✚ Aquisições das imagens com ^{99m}Tc-sestamibi (repouso ~ 5mCi, estresse ~ 15mCi)</p>
<p>✚ Tempo de aquisição das imagens: 20 minutos para Gated – SPECT</p>	<p>✚ Tempo de aquisição das imagens: 2 minutos para Gatec – SPECT</p>
<p>✚ Modo de aquisição “<i>Step-and-shot</i>”: o detector da câmara de cintilação gira de forma não contínua durante a aquisição das imagens. Neste modo de aquisição o detector deve permanecer parado durante o intervalo de tempo definido pela base de tempo. Após este intervalo de tempo o detector avança para a próxima projeção e esta operação se repete até completar a órbita de 180°.</p>	<p>✚ Aquisição de dados é realizada através da rotação máxima de 110° das múltiplas colunas detectoras em sincronia, sendo duas etapas:</p> <ul style="list-style-type: none"> -Primeiramente, a 10 segundos de pré-scan é realizada para identificar a localização da região de interesse; -Posteriormente a verificação da região de interesse é executada com cada coluna detectora rotativa dentro dos limites estabelecidos a partir dos dados de pré-digitalizados.

Enquanto detectores CZT são mais elevados em custo, eles têm vantagens em resolução de energia superior devido a alta sensibilidade do cristal e tamanho compacto, em comparação com a combinação de NaI(Tl) com tubos fotomultiplicadores da gama-câmara convencional (ROUSSO; NAGLER, 2007 apud SLOMKA et. al., 2009. p, 258).

Na figura 20 nota-se visualmente a diferença entre um exame com o novo equipamento SPECT com CZT (A) e o exame feito em SPECT convencional (B). Paciente é um homem de 76 anos de idade, com uma história anterior de infarto do miocárdio.

Figura 20- Aquisições de stress e repouso com equipamento SPECT com CZT (A) e SPECT convencional (B)



Fonte: TANAKA et al., 2013. p, 1015.

De acordo com o estudo realizado é possível evidenciar as vantagens do novo sistema SPECT com CZT em relação ao SPECT convencional. No sistema SPECT com CZT o paciente permanece sentado durante o exame, isso lhe proporciona mais facilidade para o posicionamento e conforto durante a aquisição das imagens.

Neste sistema os detectores ficam mais próximos da região de interesse, tendo assim uma redução significativa de radiação espalhada, o tempo da aquisição das imagens reduz em torno de 90%, a ausência dos tubos fotomultiplicadores permite um designer mais compacto e flexível, o cristal de CZT tem sensibilidade mais elevada que o cristal de NaI(Tl) devido a utilização de colimadores de grande ângulo combinado com a região de aquisição de dados centrado.

A alta sensibilidade do cristal de CZT diminui aproximadamente 50% a dose necessária de radiofármaco a ser injetada no paciente, apresenta um aumento significativo da resolução e contraste das imagens e há notável diminuição dos artefatos. Infelizmente o CZT tem um custo maior do que o cristal NaI(Tl) e há maior complexidade de obter um cristal CZT homogêneo em grande proporção.

5 CONCLUSÃO

Neste trabalho de revisão de literatura comparou-se a eficiência da cintilografia de perfusão miocárdica entre os equipamentos SPECT convencional e SPECT com CZT. Concluiu-se que a cintilografia de perfusão miocárdica utilizando SPECT com CZT é de maior qualidade por ser um equipamento mais compacto e adequar o posicionamento do paciente de maneira mais confortável, favorecendo a visualização completa do campo de exame, proporcionando uma excelente imagem com resolução superior ao SPECT convencional com menos artefatos, proporciona menor dose de radiação ao paciente devido a alta sensibilidade do cristal e o tempo de aquisição das imagens sendo mais curto favorecendo o trabalho dos tecnólogos. Infelizmente o cristal de CZT tem um custo elevado, é difícil de obter cristais de CZT homogêneo em grande proporção e por enquanto ainda não há controle de qualidade específico para esse novo equipamento SPECT com CZT.

REFERÊNCIAS

ABRIL Coleções. Sistema cardiovascular. In: _____. **Atlas do corpo humano**. São Paulo: Abril, 2008. p. 60-65. (Guia Veja de Medicina e Saúde).

AIELLO, V. D.; GUTIERREZ, P. S.; BENVENUTI, L. A. Coração. In: BOGLIOLO, L. **Bogliolo Patologia**. 8. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011. p. 459-461.

ARAUJO, E. B. A utilização do elemento tecnécio-99m no diagnóstico de patologias e disfunções dos seres vivos. **Cadernos temáticos de química nova na escola**, São Paulo, n. 6, 2005. Disponível em: <<http://qnesc.sbjq.org.br/online/cadernos/06/a08.pdf>>. Acesso em: 22 mar. 2014.

CAIXETA, A. M. et al. Síndromes coronarianas agudas sem supradesnível de ST. **Sociedade de Cardiologia**, Rio de Janeiro, v. 12, n. 4, p. 49-61, 1999. Disponível em: <<file:///G:/Facul/5%C2%BA%20Ciclo/TCC/sestamibi%20e%20tetrafosmin.pdf>>. Acesso em: 13 mar. 2014.

CARDOSO, J. M. R. **Desenvolvimento e implementação de algoritmos de processamento digital de impulsos para aquisição rápida em espectrometria nuclear**. 2001. 80f. Dissertação (Mestrado em Física) - Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade de Coimbra, Coimbra, 2001. Disponível em: <<http://lei.fis.uc.pt/pdfs/Thesis001.pdf>>. Acesso em: 29 mar. 2014.

CHERRY, S. R.; SORENSON, J. A.; PHELPS, M. E. **Physics in nuclear medicine**. 3. ed. Philadelphia: Saunders, 2003. 523 p.

GAMBHIR, S. S. et al. A novel high-sensitivity rapid-acquisition single-photon cardiac imaging camera. **Journal of Nuclear Medicine**, Chicago, v. 50, n. 4, p. 635-643, 2009.

GODOY, M. F. Mortalidade por doenças cardiovasculares e níveis socioeconômicos na população de São José do Rio Preto, Estado de São Paulo, Brasil. **Arquivo Brasileiro de Cardiologia**, São Paulo, v. 88, n. 2, p. 200-206, 2007. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0066-782X2007000200011&script=sci_arttext>. Acesso em: 14/05/2014.

GUTIÉRREZ, P. S.; AÑÉ, R. P. Caracterización física de una gammacámara depíxel discreto. **Revista de Física Médica**, Barcelona, v. 13, n. 2, p. 83-88, Jul. 2012. Disponível em: <<http://revistadefisicamedica.sefm.es/index.php/rfm/article/view/2/1>>. Acesso em: 25 mar. 2014.

ISHITANI, L. H. et al. Desigualdade social e mortalidade precoce por doenças cardiovasculares no Brasil. **Revista Saúde Pública**, São Paulo, v. 40, n. 4, p. 684-691, mar. 2006. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S003489102006000500019&script=sci_arttext>. Acesso em: 21 nov. 2013.

LIMA, C. A. **Avaliação da performance dos detectores Iodeto de Sódio NaI(Tl) em centrais nucleares**. 2006. 118 f. Dissertação (Mestrado em Ciências - Engenharia Nuclear) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2006.

LIMA, J. M. P.; LAPA, P. Medicina nuclear. In: PISCO, J. M. **Imagiologia básica**: textos e atlas 2. ed. Lisboa: Lidel, 2009. cap. 3, p. 1-10.

MANFROI, W. C. et al. Estudo comparativo da identificação de isquemia miocárdica pela cineventriculografia contrastada sob o efeito de mononitrato de isossorbitol e pela cintilografia miocárdica perfusional em portadores de cardiopatia isquêmica. **Arquivo Brasileiro de Cardiologia**, Porto Alegre, v. 72, n. 2, p. 171-177, 1999. Disponível em: <<http://publicacoes.cardiol.br/abc/1999/7202/72020005.pdf>>. Acesso em: 13 mar. 201

MANSUR, A. P.; FAVARATO, D. Mortalidade por doenças cardiovasculares no Brasil e na região Metropolitana de São Paulo: Atualização 2011. **Arquivo Brasileiro de Cardiologia**, São Paulo, v. 99, n. 2, p. 755-761, 2012. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/abc/v99n2/aop05812.pdf>>. Acesso em: 16 jul. 2014.

MORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. Tórax. In: _____. **Anatomia orientada para clínica**. 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011. p. 137-149.

NETTER, F. H. **Atlas de anatomia humana**. 2. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011. p. 208-219.

OLIVEIRA, F. R. **Uma contribuição ao controle de qualidade de gamacâmeras**. 2000. 132 f. Dissertação (Mestrado) - Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2000. Disponível em: <<http://www.posmci.ufsc.br/teses/fao.pdf>>. Acesso em: 01 dez. 2013.

OLIVEIRA, R. et al. Preparações radiofarmacêuticas e suas aplicações. **Revista Brasileira de Ciências Farmacêuticas**, São Paulo, v. 42, n. 2, abr./jun., 2006. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rbcf/v42n2/a02v42n2.pdf>>. Acesso: em 10 mar. 2014.

POWSNER, R. A.; POWSNER, E. R. Imaging instrumentation. In: _____. **Essential nuclear medicine physics**. 2. ed. Malden: Blackwel, 2006. p. 66-71.

PUPO, P. D. et al. Materiais e referencial teórico para o ensino de física moderna para alunos com e sem deficiência visual. In: SIMPOSIO NACIONAL DE ENSINO DE FÍSICA, 19., 2011, Manaus. **Atas...** Manaus, AM, 2011. Disponível em: <<http://scholar.google.com.br/scholar?hl=pt-BR&q=decaimento+gama&btnG=&lr=>>>. Acesso em: 03 mar. 2014.

ROBBINS, S. L. O coração. In: _____. **Patologia**: bases patológicas das doenças. 7. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. p. 600-605.

ROBILOTTA, C. C. A tomografia por emissão de pósitrons: uma nova modalidade na medicina nuclear brasileira. **Revista Panamericana de Saúde Pública**, Washington, v. 20, n. 2, p. 134-142, mar. 2006. Disponível em: <<http://www.scielosp.org/pdf/rpsp/v20n2-3/10.pdf>>. Acesso em: 21 nov. 2013.

SANTOS, L. S. **Preparo do paciente para cintilografia miocárdica**. Teresina: Hospital Getulio Vargas, 2012. p. 115-117. Disponível em: <http://www.hgv.pi.gov.br/download/201207/HGV20_d747ba8b2b.pdf>. Acesso em: 21 abr. 2014.

SANTOS, M. M. S.; CWAJG, E.; PANTOJA, M. R. Valor prognóstico da tomografia miocárdica de perfusão com radiofármacos ligados ao tecnécio-99m no acompanhamento de pacientes submetidos à primeira cirurgia de revascularização miocárdica. **Arquivo Brasileiro de Cardiologia**, Rio de Janeiro, v. 80, n. 1, p. 19-24, 2003. Disponível em: <file:///G:/Facul/5%C2%BA%20Ciclo/TCC/radiofar2.pdf>>. Acesso em: 13 mar. 2014

SARMENTO, A. G. L. **Utilização da sonda a cintilação na captação de ¹³¹I pela tireóide**. 2002. 69 f. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2002 Disponível em: <<http://www.liber.ufpe.br/teses/arquivo/20031124114644.pdf>>. Acesso em 01 dez.2013.

SHARIR, T. et al. high-speed myocardial perfusion imaging initial clinical comparison with conventional dual detector angler camera imaging. **Collection on Nuclear Cardiology**, v. 1, n. 2, p. 156-163, Março 2008. Disponível em:<<http://imaging.onlinejacc.org/article.aspx?articleid=1109242>>. Acessoem: 24 abr. 2014.

SLOMKA, P. J. et al. Advances in technical aspects of myocardial perfusion SPECT imaging. **Journal of Nuclear Cardiology, St Louis**, v. 16, p. 255-276, 2009. Disponível em: <http://www.mp-spect.com/docs/ASNC-Review_Article.pdf>. Acessoem: 24 abr. 2014.

SMITH, M. F. Recent advances in cardiac SPECT instrumentation and system design. **Collectionon Nuclear Cardiology**, Philadelphia, v. 15, p. 387, aug. 2013.

SOBOTTA, J. Visceras torácicas. In:_____. **Atlas de anatomia humana**. 22. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006. p. 77-85.

SPALTEHOLZ, W.; SPANNER, R. Coração e sistema cardiovascular. In:_____.**Anatomia humana: atlas e texto** 16. ed.São Paulo: Roca, 2006. p. 408-428.

TANAKA, H. et al. Comparison of myocardial perfusion imaging between the new high-speed gamma camera and the standard angler camera. **Circulation Journal**, Kyoto, v. 77, p. 1009-1017, 2013.

THRALL, J. H.; ZIESSMAN, H. A. Tomografia computadorizada por emissão de fóton único e tomografia por emissão de pósitron. In:_____. **Medicina Nuclear**. 2. ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 2003. p. 45-68.

VALENTE, A. M. A. **Reconstrução de Imagem em SPECT utilizando um colimador convergente e detectores de imagem pixelizados**. 2011. 99f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Faculdade de Ciencia e Tecnologia, Lisboa, 2011. Disponível em: <<http://run.unl.pt/bitstream/10362/7060/1/Valente-2011.pdf>>. Acesso em: 02 maio. 2014

WATANABE, L. Sistema vascular. In:_____. **Earth: elementos da anatomia humana**. 10. ed. São Paulo: Atheneu, 2009. p. 174.

ZANDONÁ, E. A. **Quantificação da resolução do Sistema SPECT- CZT através do uso da Função de Transferência Modulada (MTF)**. 2013. 53 f. Dissertação (Mestrado em Biologia Geral e Aplicada) – Instituto de Biociências Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Botucatu, 2013. Disponível em: <http://www.ibb.unesp.br/posgrad/teses/bga_me_2013_ednaldo_zandona.pdf>. Acesso em: 21 nov. 2013.

ZASLAVSKY, C.; GUS, I. Idoso: doença cardíaca e comorbidades. **Revista Brasileira de Cardiologia**, São Paulo, v. 79, n. 6, p. 635-639, Dez. 2002. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0066-782X2002001500011>. Acesso em: 1 Dez. 2013.

Botucatu, ____ de _____ de 2014

Bianka Fernandes da Silva

De Acordo:

Prof^a. M^a. Marjorie do Val Ietsugu
Orientadora

Prof^a. M^a. Vivian Toledo dos Santos Gambarato
Coordenadora do Curso de Radiologia