

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

MARIANA SAIBT FAVERO

**AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE IMAGENS
ADQUIRIDAS EM CÂMARA DEDICADA A ESTUDOS CARDÍACOS
COM DETECTORES DE ESTADO SÓLIDO**

Porto Alegre

2016

Ficha Catalográfica

F273a Favero, Mariana Saibt

Avaliação da qualidade de imagens adquiridas em câmara dedicada a estudos cardíacos com detectores de estado sólido / Mariana Saibt Favero . – 2016.

92 f.

Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, PUCRS.

Orientadora: Profa. Dra. Ana Maria Marques da Silva.

1. SPECT. 2. Cardiologia. 3. CZT. 4. Qualidade da imagem. 5. Protocolos de aquisição. I. Silva, Ana Maria Marques da. II. Título.

MARIANA SAIBT FAVERO

**AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE IMAGENS
ADQUIRIDAS EM CÂMARA DEDICADA A ESTUDOS CARDÍACOS
COM DETECTORES DE ESTADO SÓLIDO**

Dissertação apresentada como requisito para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, área de concentração de Sinais, Sistemas e Tecnologia da Informação, linha de pesquisa em Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dra. Ana Maria Marques da Silva

Porto Alegre
2016



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

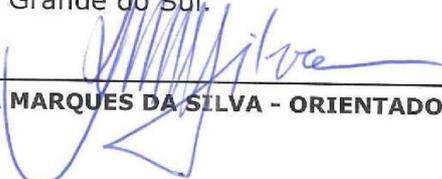
FACULDADE DE ENGENHARIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE IMAGENS ADQUIRIDAS EM CÂMARA DEDICADA A ESTUDOS CARDÍACOS COM DETECTORES DE ESTADO SÓLIDO.

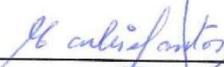
CANDIDATA: MARIANA SAIBT FAVERO

Esta Dissertação de Mestrado foi julgada para obtenção do título de MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

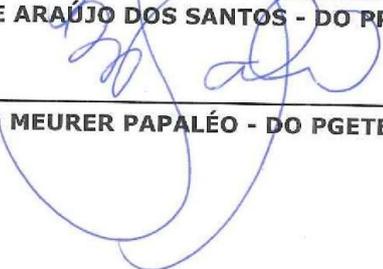


DRA. ANA MARIA MARQUES DA SILVA - ORIENTADORA

BANCA EXAMINADORA



DRA. MARLISE ARAÚJO DOS SANTOS - DO RPGE/FENG - PUCRS



DR. RICARDO MEURER PAPALÉO - DO PGETEMA/FENG - PUCRS

PUCRS

Campus Central

Av. Ipiranga, 6681 - Prédio 30 - Sala 103 - CEP: 90619-900

Telefone: (51) 3320.3540 - Fax: (51) 3320.3625

E-mail: engenharia.pg.eletrica@pucls.br

www.pucls.br/feng

*Dedico esta dissertação
à minha avó (in memoriam)
por toda sua dedicação
a minha pessoa.*

A única maneira de fazer um bom trabalho é amando o que você faz.
(STEVE JOBS)

AGRADECIMENTOS

Este espaço é dedicado àqueles que, de alguma forma, contribuíram para que esta dissertação fosse realizada. Não sendo possível nomear todos, porém existem pessoas que não posso deixar de manifestar o meu apreço e agradecimento sincero.

Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da PUCRS, este trabalho não teria sido possível sem o incentivo do Programa de bolsas Cota Extra.

À minha orientadora, Professora Doutora Ana Maria Marques da Silva, pelo seu apoio, disponibilidade manifestada e a confiança depositada esses contribuíram decisivamente para que este trabalho tenha sido concluído.

Ao serviço de Medicina Nuclear da Cardionuclear, pela disponibilidade do equipamento para pesquisa e a gentileza da equipe de profissionais, em especial ao físico Ilo de Souza Baptista.

À minha mãe, por sempre me incentivar perante os desafios, a fazer mais e melhor.

À minha Dengo, pela confiança que sempre depositou em mim.

Ao meu Benhê, ouvinte atento de todos os momentos, principalmente os de angústias e desânimos. Obrigada pelo apoio, pela confiança e pela valorização sempre tão entusiasta do meu trabalho. Te amo!

Uma palavra de reconhecimento muito especial para todos vocês, pelo amor incondicional e pela forma como ao longo destes anos, tão bem, souberam ajudar-me.

Obrigada por tudo!

RESUMO

Imagens de Perfusão Miocárdica (MPI) usadas em cardiologia nuclear têm sido amplamente aplicadas na prática clínica, pois seu valor está documentado no diagnóstico e prognóstico de doença arterial coronariana. Devido ao crescente uso, a indústria tem desenvolvido projetos para câmaras cardíacas dedicadas que restringem a área de detecção apenas para o coração. Dois sistemas de detecção para aquisições tomográficas em cardiologia nuclear, utilizando detectores do estado sólido, mais especificamente cristais de telureto de cádmio e zinco (CZT) são comercializados atualmente. Apesar de resultarem em um curto tempo de aquisição e redução da dose de radiação no paciente, existem dúvidas sobre os procedimentos de avaliação do desempenho do equipamento e a influência dos parâmetros de aquisição e processamento na qualidade das imagens. O objetivo desse trabalho é avaliar os impactos de mudanças de parâmetros de aquisição e processamento na qualidade de imagens cardíacas em equipamentos SPECT com detectores de estado sólido e gantry estacionário. Para esta avaliação foram adquiridas imagens de um simulador experimental antropomórfico com inserção cardíaca em uma câmara SPECT com detector de estado sólido do tipo CZT, visando avaliar a qualidade e visibilidade de lesões. As imagens adquiridas foram avaliadas por meio de indicadores quantitativos de qualidade, como a normalização do desvio padrão, contraste entre a parede do ventrículo e a cavidade, razão contraste-ruído e contraste efetivo da lesão. Como resultado da pesquisa foi possível observar que variações no tempo de aquisição não afetam os valores de indicadores de qualidade, diferentemente dos parâmetros de reconstrução e atividade administrada. O parâmetro de reconstrução é o que mais afeta os indicadores, sendo necessário definir um protocolo de aquisição para cada valor de atividade a ser administrada de acordo com as características do paciente.

Palavras chave: SPECT. Cardiologia. CZT. Qualidade da imagem. Protocolos de aquisição.

ABSTRACT

Myocardial Perfusion Imaging (MPI) used in nuclear cardiology have been widely applied in clinical practice, because its value is documented in the diagnosis and prognosis of coronary artery disease. Due to the increasing use, the industry has developed projects for dedicated cardiac chambers that restrict the detection area just to the heart. Two detection systems for tomographic acquisitions in nuclear cardiology, using solid-state detectors, specifically cadmium zinc telluride crystals (CZT) are currently marketed. Although resulting in a short acquisition time and reduced radiation dose to the patient, there are doubts about the assessment procedures of equipment performance and the influence of the acquisition parameters and processing quality of the images. The aim of this study is to assess the impacts of changes in acquisition parameters and processing as cardiac SPECT equipment with solid and stationary gantry detectors. For this evaluation have been acquired images of an anthropomorphic experimental simulator with heart insert into a SPECT camera with solid state CZT detector type, to evaluate the quality and visibility of injuries. The images obtained were evaluated by quantitative quality indicators, such as the standard deviation normalization, contrast between the wall of the ventricle and the cavity, contrast-to-noise ratio and effective contrast of the lesion. As a result of the survey, variations in the time of acquisition does not affect the quality indicators values, unlike the reconstruction parameters and administered activity. The reconstruction parameter is what most affects the indicators, it is necessary to define a protocol of acquisition value for each activity to be administered in accordance with the characteristics of the patient.

Key Words: SPECT. Cardiology. CZT. Image quality. Acquisition protocols.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 3.1 – Câmara Convencional e seus principais componentes.....	18
Figura 3.3 – Imagem das câmaras de semicondutores comercializadas. (A) D-SPECT (Spectrum Dynamics, Caesarea, Israel) e (B) Discovery NM530c (GE Healthcare, Haifa, Israel).	23
Figura 3.4 - Relatório de CQ aprovado	27
Figura 4.1 - Equipamento GE Discovery NM 530c	29
Figura 4.2 – Simulador Antropomórfico Torso (ECT/TOR/P), com <i>insert</i> cardíaco	30
Figura 4.3 – Simulador cardíaco (ECT/CAR/I) com as opções das lesões frias ou quentes....	30
Figura 4.4: Esquema representativo (a esquerda) e posicionamento da lesão sólida na região ínfero-basal no simulador (a direita).	31
Figura 4.5. Preparo do simulador antropomórfico para aquisição.	32
Figura 4.6. Posicionamento do simulador antropomórfico na câmara Discovery NM 530c. ..	32
Figura 4.7 – Detectores (A) posicionados para cima, com a fonte pontual de Tc-99m inserida no detector (B).	34
Figura 4.8 - Imagem do gráfico de aquisição para o teste de resolução energética.	34
Figura 4.9 - Imagem da aquisição para o teste de blindagem dos detectores.....	35
Figura 4.10 - Imagem da aquisição para o teste de avaliação de pixels deficientes, aglomerados de pixels deficientes e ruído.	36
Figura 4.11 - Imagem do posicionamento da fonte planar posicionada em uma das ranhuras no suporte da fonte.	37
Figura 4.13 - Seleção da ROI (em azul) para as diferentes imagens adquiridas.	40
Figura 4.14 - Seleção da ROI circular (em azul) na cavidade ventricular para as diferentes imagens adquiridas.	40
Figura 5.1 - Exemplo do relatório gerado para o teste de Avaliação pixels deficientes, aglomerados de pixels deficientes e ruído, sendo gerado para cada um dos detectores.....	45
Figura 5.2 - Exemplo do relatório gerado para os testes de controle de qualidade diários, sendo gerado para um dos detectores.....	46
Figura 5.3 – Gráfico das aquisições de hora em hora, considerando o decaimento radioativo.	47
Figura 5.4 – Gráfico da Avaliação da Normalização do Desvio Padrão, ao longo do decaimento radioativo.	49
Figura 5.5 – Gráfico da Avaliação do Contraste entre a Parede do Ventrículo e a Cavidade, ao longo do decaimento radioativo.	51
Figura 5.6 – Gráfico da Avaliação da Razão Contraste-ruído, ao longo do decaimento radioativo.	53
Figura 5.7 – Gráfico da Avaliação do Contraste Efetivo na Lesão, ao longo do decaimento radioativo.	56
Figura 5.8 – Comparativo visual entre as imagens adquiridas com o Parâmetro de Reconstrução HD, para um mesmo valor de atividade administrada e variações no tempo de aquisição.....	59

LISTA DE SIGLAS

AAPM	Associação Americana de Físicos em Medicina (do inglês, <i>The American Association of Physicists in Medicine</i>).
BG	Região de fundo (do inglês, <i>Background</i>)
CCTA	Tomografia Computadorizada Angiografia Coronariana (do inglês, <i>Coronary Computed Tomography Angiography</i>)
CE	Contraste efetivo
CNR	Razão contraste-ruído (do inglês, <i>Contrast-to-Noise Ratio</i>)
CPM	Cintilografia de perfusão miocárdica
CQ	Controle de qualidade
CZT	Telureto de cádmio e zinco (do inglês, <i>Cadmium Zinc Telluride</i>)
HVPL	Fontes de alimentação de alta tensão
HD	Alta Dose (do inglês, <i>High Dose</i>)
IPM	Imagens de perfusão do miocárdio
LD	Baixa Dose (do inglês, <i>Low Dose</i>)
LVPS	Fontes de alimentação de baixa tensão
MN	Medicina nuclear
NSD	Normalização do desvio padrão
OSEM	<i>Ordered-Subsets Expectation Maximization</i>
PET	Tomografia por emissão de pósitrons (do inglês, <i>Positron Emission Tomography</i>)
ROI	Região de interesse (do inglês, <i>Region of Interest</i>)
SER	Sensibilidade da Resolução Espacial
SPECT	Tomografia por emissão de fóton único (do inglês, <i>Single Photon Emission Computed Tomography</i>)
Tc-99m	Tecnécio-99 metaestável

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 OBJETIVOS.....	16
2.1 OBJETIVO GERAL	16
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	16
3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	17
3.1 MEDICINA NUCLEAR.....	17
3.2 SPECT CONVENCIONAL	17
3.3 SPECT COM DETECTORES SEMICONDUTORES.....	21
3.4 A CÂMARA DISCOVERY NM 530c	24
3.5 LIMITAÇÕES DAS CÂMARAS COM DETECTORES CZT.....	25
3.6 AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DAS IMAGENS EM CÂMARAS COM DETECTORES CZT.....	26
4 MATERIAIS E MÉTODOS	29
4.1 EQUIPAMENTO SPECT COM DETECTOR DE ESTADO SÓLIDO DO TIPO CZT	29
4.2 SIMULADOR EXPERIMENTAL ANTROPOMÓRFICO TORSO, COM <i>INSERT</i> CARDÍACO	29
4.3 PREPARO E POSICIONAMENTO DO SIMULADOR	31
4.4 AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DO EQUIPAMENTO.....	33
4.4.1 TESTES PARA A AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO	33
4.4.1.1 TESTES DE ACEITAÇÃO DO EQUIPAMENTO	33
4.4.1.2 TESTES DIÁRIOS DE CONTROLE DE QUALIDADE.....	36
4.5 AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DAS IMAGENS.....	37
4.5.1 PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO DAS IMAGENS CARDÍACAS DO SIMULADOR.....	37
4.5.2 IMPACTOS DOS PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO	38
4.5.2.1 VARIAÇÃO NA ATIVIDADE ADMINISTRADA	38
4.5.2.2 VARIAÇÃO NO TEMPO DE AQUISIÇÃO	38
4.5.2.3 VARIAÇÃO NO PARÂMETRO DE RECONSTRUÇÃO.....	39
4.5.3 ANÁLISE DA QUALIDADE DAS IMAGENS DO SIMULADOR.....	39
4.5.3.1 ANÁLISE DAS IMAGENS SEM LESÃO	39
4.5.3.2 ANÁLISE DAS IMAGENS COM LESÃO.....	41

4.5.3.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA	42
5.1 TESTES DE ACEITAÇÃO DO EQUIPAMENTO	43
5.1.1 RESOLUÇÃO ENERGÉTICA.....	43
5.1.2 PENETRABILIDADE.....	44
5.1.3 AVALIAÇÃO PIXELS DEFICIENTES, AGLOMERADOS DE PIXELS DEFICIENTES E RUÍDO	44
5.2 TESTES DE CONTROLE DE QUALIDADE DIÁRIOS.....	45
5.3 AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DAS IMAGENS DO SIMULADOR.....	46
5.3.1 VARIAÇÃO DA ATIVIDADE.....	46
5.3.2 VARIAÇÃO DO TEMPO DE AQUISIÇÃO	58
5.3.3 VARIAÇÃO DO PARÂMETRO DE RECONSTRUÇÃO.....	63
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS	69
REFERÊNCIAS	70
APÊNDICE A – Relatórios dos Testes de Aceitação	72
APÊNDICE B – Relatórios dos Testes de Controle de Qualidade Diários	88

1 INTRODUÇÃO

A doença arterial coronariana é uma das principais causas de morbidade e mortalidade em países industrializados. As lesões podem ser detectadas e quantificadas de forma não invasiva através das imagens de perfusão do miocárdio (IPM), o exame mais utilizado em medicina nuclear, não só para um diagnóstico preciso da doença arterial coronariana isquêmica, mas também para avaliar o prognóstico. No entanto, aquisições demoradas e protocolos complicados, os custos associados, o desconforto do paciente e a exposição à radiação, foram percebidas como limitações (HERZOG et al., 2010).

A instrumentação na área de cardiologia nuclear evoluiu significativamente nos últimos anos. Preocupações quanto à dose de radiação e tempo de aquisição têm impulsionado a evolução de *scanners* SPECT (do inglês *Single Photon Emission Computed Tomography*) dedicados à cardiologia (ACAMPA et al., 2016). Projetos com novos colimadores, como *multi-pinhole* ou colimadores focados dispostos em geometrias que são otimizadas para exames cardíacos, foram implementados para aumentar a sensibilidade de detecção dos fótons. Algumas dessas novas câmaras SPECT usam detectores de estado sólido, ao invés de cristais de cintilação e fotomultiplicadoras, para melhorar a qualidade de imagem e reduzir o tempo de aquisição do exame. As câmaras SPECT com detectores de estado sólido permitem redução de até 7 vezes do tempo de aquisição ou redução semelhante na exposição à radiação (SLOMKA et al., 2014).

Além dos novos detectores, talvez mais notavelmente, novos projetos de colimadores vêm sendo recentemente introduzidos para maximizar a detecção de fótons na região do miocárdio. Em uma câmara de cintilação convencional, menos de 0,01% dos fótons passam através do colimador de alta resolução. Portanto, melhorias na sensibilidade do colimador são susceptíveis para desempenhar um importante papel na qualidade geral da imagem (SLOMKA et al., 2014).

As câmaras SPECT com detectores de estado sólido possuem várias vantagens quando comparadas com as câmaras SPECT convencionais. Os guias regulatórios recomendam um tempo de aquisição de 20-30 min para os sistemas convencionais; a capacidade dos sistemas com detectores de estado sólido de converter os raios gama absorvidos diretamente para cargas elétricas permite maior sensibilidade e resolução espacial. Portanto, a câmara de SPECT cardíaca com detectores de estado sólido pode adquirir imagens em 3-6 min (TAKAHASHI et al., 2013).

A Discovery NM 530c, uma câmara de SPECT cardíaca ultra-rápida com detectores de estado sólido do tipo Telureto de Cádmio e Zinco (CZT), foi criada para atender esta demanda de desafios evolutivos atuais na área da cardiologia nuclear. Possui alta sensibilidade, bem como melhora nas resoluções espacial, temporal e energética, permitindo a redução do tempo de aquisição (BOCHER et. al, 2010).

Oddstig et al. (2012) mostraram que é possível realizar exames de perfusão miocárdica com a nova tecnologia CZT com uma significativa redução da dose e um tempo de aquisição mais curto e com qualidade da imagem comparável à um exame de SPECT convencional. Os resultados apresentados nesse estudo são consistentes com aqueles mostrados por Duvall (2012) confirmando que a alta qualidade de imagem pode ser obtida também com baixa atividade do radiofármaco administrado ao paciente.

Perrin et al. (2015) mostram em seu estudo, que a tecnologia CZT permite uma redução de 50% da atividade do radiofármaco administrada ao paciente quando comparada com os protocolos convencionais. Oldan et al. (2015) mostram que a tecnologia CZT pode ser utilizada para o prognóstico da mesma maneira que as câmaras SPECT convencionais, permitindo a possibilidade da utilização de protocolos de atividades inferiores, com um tempo menor de aquisição.

Miyagawa et al. (2016) concluem que é necessário pensar no conforto e radioproteção do paciente, controlando a exposição à radiação, projetando protocolos rápidos que não sacrifiquem a qualidade da imagem ou a precisão diagnóstica da nova modalidade.

Apesar das vantagens dos sistemas SPECT com detectores de estado sólido, a nova tecnologia vem levantando ainda uma série de questões de pesquisa que são alvos deste trabalho: Qual o impacto de variações de parâmetros de aquisição e processamento na qualidade da imagem cardíaca gerada por uma câmara SPECT com detector de estado sólido tipo CZT? Em que níveis tais mudanças afetam a visibilidade de lesões cardíacas na interpretação de imagens de SPECT cardíaco em câmaras com detectores CZT?

Esta pesquisa se propõe a investigar o impacto de variações de aquisição e processamento em imagens cardíacas produzidas em câmaras SPECT com detectores CZT, através de um estudo experimental com um simulador antropomórfico de torso, com inserção cardíaca.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral deste trabalho é avaliar os impactos de mudanças de parâmetros de aquisição e processamento na qualidade de imagens cardíacas em equipamentos SPECT com detectores de estado sólido e *gantry* estacionário.

Para esta avaliação serão adquiridas imagens de um simulador experimental antropomórfico de torso com inserção cardíaca (*Torso Phantom and Cardiac Insert, Data Spectrum Corporation, Hillsborough, NC, USA*) em uma câmara SPECT com detector de estado sólido do tipo CZT, visando avaliar a qualidade e visibilidade de lesões cardíacas.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar o desempenho do equipamento em termos da uniformidade, sensibilidade e resolução energética a partir de procedimentos de controle de qualidade recomendado pelo fabricante.

Para tanto, serão realizados testes de controle de qualidade, tais como os testes de resolução energética, penetrabilidade e avaliação de pixels deficientes, aglomerados de pixels deficientes e ruído conforme recomendações do manual Direction5372138-1EN, Rev. 1 do ano de 2011, denominado “Medições de Desempenho da Imagem”.

- Avaliar a qualidade das imagens reconstruídas para distintos valores de atividades inseridas no simulador, do ponto de vista qualitativo e quantitativo.

Para tanto, serão realizadas aquisições ao longo do tempo de decaimento do Tc-99m, considerando 100%, 50% e 25% da dose inicial injetada no simulador experimental.

- Avaliar os impactos da variação do protocolo de aquisição e processamento das imagens reconstruídas para SPECT na visibilidade de lesões cardíacas, através de um estudo com um simulador experimental.

Para tanto, serão realizadas aquisições com diferentes tempos de aquisição e reconstruídas com os diferentes parâmetros de reconstrução disponibilizados pelo fabricante para exames realizados com Tc-99m.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 MEDICINA NUCLEAR

A medicina nuclear (MN) é uma das mais importantes especialidades médicas. Ela utiliza isótopos radioativos para diagnóstico e fins terapêuticos, fornecendo informações necessárias sobre a anatomia de um determinado órgão, a sua localização e função (PLEŚNIAK, 2011). Habitualmente os materiais radioativos são administrados *in vivo*, por via venosa, oral, inalatória ou subcutânea, e apresentam distribuição para órgãos ou tipos celulares específicos, não havendo risco de reações alérgicas. Esta distribuição pode ser ditada por características do próprio elemento radioativo. Outras vezes, o mesmo é ligado a um outro grupo químico, formando um radiofármaco, com afinidade por determinados tecidos.

A tomografia por emissão é um ramo da imagem médica que engloba duas técnicas principais: o SPECT e o PET. A tomografia por emissão de fóton único (SPECT) e a tomografia por emissão de pósitrons (PET) diferem pelo tipo de radioisótopo que será administrado no paciente. Para os exames SPECT são utilizados radiofármacos emissores de fóton único e para os exames PET emissores de pósitrons.

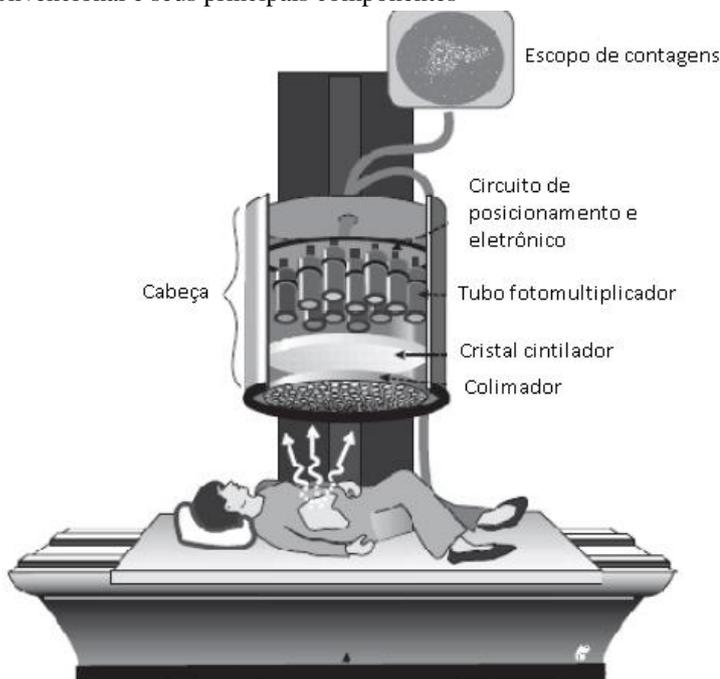
Em imagiologia cardíaca, um radiofármaco é injetado por via intravenosa e a concentração da atividade absorvida pelo miocárdio é grande em comparação com os tecidos ao redor, mas também há um aumento da absorção no fígado e nos intestinos. A radiação gama emitida é detectada por um dispositivo de imagem que produz um mapa visual da atividade distribuída, que é proporcional ao fluxo sanguíneo do miocárdio. Para que as imagens possam ser úteis ao diagnóstico um certo número de fótons precisa ser registrado. A dose efetiva pode ser reduzida quando a atividade administrada for reduzida e o tempo de aquisição tende a ser maior para compensar (MATTSON, 2013).

3.2 SPECT CONVENCIONAL

A câmara de cintilação, também chamada de câmara *Anger* ou gama câmara, é o instrumento tipicamente utilizado em MN para formar tanto as imagens estáticas como dinâmicas dos estudos com radioisótopos *in vivo*. Desde que foi introduzida comercialmente em 1964, sofreu grandes avanços em seus parâmetros básicos como o campo de visão, uniformidade, resolução espacial, resolução de energia e outros. No entanto, a respeito da evolução computacional, os princípios de aquisição de imagens pouco foram alterados (ZANDONA, 2010).

Basicamente, a cabeça de detecção das câmaras convencionais é constituída pelos componentes: colimador, cristal cintilador, tubos fotomultiplicadores e circuitos de posicionamento e eletrônico. A figura abaixo ilustra uma câmara convencional e seus principais componentes.

Figura 3.1 – Câmara Convencional e seus principais componentes



Fonte: Zandona (2010).

O detector, durante a rotação em torno do paciente, detecta os fótons γ que são perpendiculares às aberturas do colimador. Existem diferentes formatos e tamanhos de colimadores, mas o mais utilizado é o colimador paralelo que parece com um favo de mel. Os fótons dos raios γ , depois de passar pelo colimador, são absorvidos por um cristal de cintilação. Quando os fótons γ incidem sobre o cristal, eles reagem com ele, perdendo energia através das interações e são transformados em fótons de luz. Depois de uma amplificação (utilizando a emissão secundária), os fótons de luz através do circuito eletrônico são convertidos em uma imagem digital. Esse sinal recolhido é transformado em uma imagem que é processada por uma unidade de computador (PLEŚNIAK, 2011).

A imagem de perfusão miocárdica (IPM), utilizando técnicas de cardiologia nuclear tem sido amplamente aplicada na prática clínica porque seu valor está bem documentado no diagnóstico e prognóstico da doença arterial coronariana. A indústria desenvolveu projetos

inovadores para câmeras cardíacas SPECT dedicadas que restringem toda a área do detector apenas para o coração.

Nas décadas de 70 e 80, as técnicas de cardiologia nuclear foram estabelecidas como efetivas na doença arterial coronariana fornecendo informações diagnósticas e prognósticas adicionais às fornecidas pelo exame clínico e o teste de esforço. A cintilografia de perfusão miocárdica (CPM) é a ferramenta de imagem cardíaca não-invasiva mais amplamente utilizada para o diagnóstico e prognóstico da doença arterial coronariana (LUI et al., 2015). As lesões podem ser detectadas e quantificadas de forma não invasiva através das imagens adquiridas, tornando-se o exame mais utilizado em medicina nuclear, não só para um diagnóstico preciso da doença arterial coronariana isquêmica, mas também para avaliar o prognóstico (HERZOG et al., 2010).

A análise permite a avaliação do fluxo coronário, a extensão, o grau e a localização do defeito perfusional, o tamanho da cavidade ventricular, a motilidade das paredes, o espessamento sistólico, a fração de ejeção do ventrículo esquerdo, o infarto do miocárdio e se correlaciona com os achados anatômicos da angiografia, fornecendo informações importantes para o prognóstico e estratificação de risco, consequentemente reduzindo o índice de eventos cardíacos, infarto agudo do miocárdio e óbitos.

O estudo de perfusão miocárdica deve ser feito em dois tempos: com o paciente em exercício físico máximo ou sob a ação de um potente vasodilatador coronariano; e com o paciente em repouso, ou seja, em condições basais. Os estudos devem ser comparados entre si. O protocolo de dois dias, de acordo com sua denominação, realiza os dois tempos em dias diferentes e utiliza doses iguais do traçador que variam de 925 a 1480 MBq (25 a 40 mCi), podendo iniciar-se por qualquer um dos tempos. O exame e imagens de estresse, ao invés de serem realizadas depois, podem anteceder as imagens de repouso. O protocolo de um dia, em que os dois tempos são feitos no mesmo dia, começa pelo repouso, que usa atividades baixas, em torno de 370 a 555 MBq (10 a 15 mCi), é seguido pelo tempo associado ao estresse (físico ou farmacológico), quando se injeta uma atividade maior, em torno de 1110 a 1665 MBq (30 a 45 mCi) (THOM, 2012).

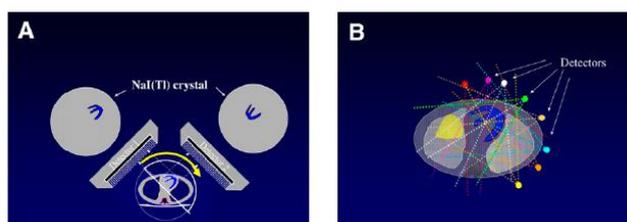
Os tempos de aquisição longos, como 15-20 minutos para cada etapa de estresse e repouso, resultam em artefatos que são provocados pelo movimento do paciente durante a aquisição, bem como o comprometimento do conforto do paciente.

As aquisições demoradas e protocolos complicados, os custos, o desconforto do paciente e a exposição à radiação, foram percebidas como limitações. Várias tentativas para melhorar foram realizadas como melhorias no algoritmo de reconstrução das imagens, usando o método iterativo, protocolos de aquisição ou marcadores diferentes. Esses estudos forneceram resultados valiosos, mas os avanços traduzidos não melhoraram a rotina clínica diária. Na imagem nuclear, o dilema entre o tempo de aquisição da imagem e os níveis de ruído tem determinado o protocolo padrão e tempos de imageamento. Os tempos de imageamento padrão tem sido reduzidos com sucesso pela introdução de câmaras com multi-cabeças da última década, permitindo em aquisição simultânea em múltiplas projeções. Outras tentativas de encurtar o tempo de imageamento, permitindo imagens mais ruidosas ou resolução espacial reduzida não resultaram em uma imagem de qualidade aceitável clinicamente (HERZOG et al., 2010).

O projeto básico da câmara SPECT com colimadores paralelos é mesmo do que 50 anos atrás e é ineficiente porque apenas uma pequena porção da área do detector de cristal de NaI é utilizada para a imagem do coração (Figura 3.2A). O algoritmo de reconstrução de retroprojeção filtrada utilizado pela maioria dos sistemas SPECT de hoje é ainda mais antigo, datando de mais de 90 anos atrás.

Garcia et al. (2011) descreve o projeto de nova câmara SPECT ultra-rápida dedicada para IPM e discute como esses dispositivos, em conjunto com novos algoritmos de reconstrução, estão preparados para atender os desafios de cuidados com a saúde, melhora na qualidade da imagem além de reduzir o tempo de aquisição, a atividade do radiofármaco administrado ao paciente, e, em última instância, o custo do estudo.

Figura 3.2 - Comparação entre o projeto de uma câmara SPECT convencional (figura 3.2A) e uma câmara cardíaca (figura 3.2B).



Fonte: Garcia, 2011

A figura 3.2B mostra o projeto de uma nova geração de *scanners* dedicados cardíacos, com 8 detectores circundantes para aquisição simultânea da imagem do coração. Estes novos modelos variam em número e tipo de detectores que são utilizados, se NaI ou detectores de

estado sólido do tipo CZT. Todos têm em comum potencial para um aumento de 5-10 vezes na sensibilidade de contagem, sem perda ou mesmo ganho de resolução (Garcia, 2011).

As técnicas de imagem da cardiologia nuclear sofreram mudanças revolucionárias nos últimos anos. Os métodos de reconstrução iterativa diminuíram o tempo de aquisição da imagem por um fator de pelo menos 2 ou mais com qualidade de imagem equivalente. Os detectores específicos e colimadores otimizados especificamente para IPM combinados com estes novos métodos de reconstrução podem alcançar tempo de aquisição tão curto quanto 2 minutos. Esses novos desenvolvimentos facilitaram novos protocolos de imagem com maior conforto para o paciente, maior rendimento, e dose de radiação reduzida (SLOMKA, 2009).

Recentemente, tornou-se muito importante resolver estas limitações, uma vez que MPS tem novos concorrentes na área da imagem não invasiva, mais notavelmente a Tomografia Computadorizada Angiografia Coronariana (CCTA), permite uma imagem de diagnóstico num tempo muito mais curto. Além disso, uma prática de combinar MPI com outras modalidades tais como CCTA tem intensificado as preocupações em relação à dose total de radiação entregues ao paciente. A dose de radiação e tempo de aquisição são intrinsecamente ligadas uma com a outra, pois a aquisição pode ser mais longa quando utilizada uma quantidade menor de atividade do radiofármaco e quando for uma atividade mais elevada pode ser encurtado o tempo de aquisição.

3.3 SPECT COM DETECTORES SEMICONDUTORES

O surgimento de novos sistemas cintilográficos está embasado na utilização de cristais de telureto de cádmio e zinco (CZT, do inglês *Cadmium Zinc Telluride*) em substituição aos de iodeto de sódio dopados com tálio. Os cristais semicondutores apresentam uma série de vantagens quando comparados aos cintiladores tradicionais, a começar pela possibilidade de conversão direta dos raios gama em pulsos elétricos, dispensando assim o uso de fotomultiplicadoras (ZANDONA, 2013).

Esses detectores são baseados em materiais semicondutores cristalinos, tais como silício e germânio. A operação básica de um detector semicondutor é análoga aos detectores de ionização; ou seja, a passagem da radiação ionizante cria pares elétron-buraco (ao invés de pares eletrônicos) que são coletados por um campo elétrico.

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

íon. Assim, a quantidade de ionização produzida para uma dada energia e uma ordem de magnitude maior, resultando numa melhor resolução em energia.

A câmara CZT tem melhor desempenho físico e qualidade de imagem com menos artefatos do que as câmaras SPECT convencional. As câmaras CZT também possuem menor atenuação da mama quando comparadas com as convencionais. Contudo, os tecidos moles extracardíacos podem degradar o desempenho da câmara CZT, e métodos de correção de atenuação ainda são necessários para resolver os problemas de atenuação na posição inferior e ínfero-lateral do miocárdio.

Recentemente duas câmaras de detectores de conversão direta e CZT tornaram-se disponíveis: o D-SPECT (Spectrum Dynamics, Caesarea Israel) e a Discovery 530c (D530c, GE Healthcare, Haifa Israel). Estes sistemas aumentam a sensibilidade da detecção permitindo a redução dos tempos de aquisição e/ou atividade dos radiofármacos usando tecnologias muito diferentes: 9 colunas de detectores CZT móveis com colimadores paralelos para D-SPECT e 19 detectores CZT estacionários com colimadores *multi-pinhole* para a Discovery 530c (ZOCCARATO et al., 2015).

Ambas têm um campo de visão limitado, devido ao custo substancial de semicondutores, e são, portanto, dedicadas principalmente à cardiologia. Estas duas câmaras usam o mesmo tipo de detector CZT com uma superfície de $2,5 \times 2,5 \text{ mm}^2$ e uma espessura de 5 mm. Consequentemente, a resolução energética é a mesma para ambas e muito melhor do que a do convencional. Esses detectores CZT fornecem uma melhoria na qualidade da imagem e, além disso, facilitam aquisições de dupla janela de isótopos, tais como os que envolvem traçadores de Tl-201 e Tc-99m. No entanto, as duas câmaras são baseadas em sistemas de colimação diferentes. Esta constitui a principal razão pela qual as características das imagens de perfusão miocárdica são significativamente diferentes (Imbert et al., 2015).

A figura 3.3 ilustra um comparativo entre as duas câmaras comercializadas.

Figura 3.3 – Imagem das câmaras de semicondutores comercializadas. (A) D-SPECT (Spectrum Dynamics, Caesarea, Israel) e (B) Discovery NM530c (GE Healthcare, Haifa, Israel).



Fonte: Slomka, 2014.

Imbert et al. (2012) realizaram uma análise abrangente das imagens SPECT de um simulador e de pacientes, fornecendo uma evidência de que o desempenho físico das câmaras CZT é dramaticamente maior do que a das câmaras SPECT convencionais. Comparando as duas câmaras CZT, que são intrinsecamente diferentes, a Discovery MN 530c apresenta melhor resolução espacial e razão contraste-ruído, enquanto que a sensibilidade de detecção é mais elevada com a D-SPECT.

As novas câmaras com detectores *multipinhole* de CZT permitem uma maior rapidez na aquisição das imagens e uma redução na dose de radiação para estudos de SPECT, mas a avaliação da capacidade de prognóstico é necessária (LUI et al.,2015).

Medidas objetivas, refletindo o desempenho já foram descritas para a câmara Discovery MN 530c. No entanto, as diferenças entre sensibilidade, taxa de contagem, assim como na qualidade da imagem, permanecem obscuros, especialmente na rotina de aquisição das imagens SPECT (IMBERT et al., 2012).

Num futuro próximo, IPM relacionadas com as atividades de radiação podem ser ainda mais reduzidas devido não só às melhorias da técnica, mas também com melhor adaptação de

protocolos de injeção para cada paciente. Como resultado, as câmaras CZT devem ser consideradas como uma verdadeira oportunidade para alcançar este fim (IMBERT et al., 2015).

As câmaras cardíacas de estado sólido fornecem IPM muito rápidas e com melhor resolução. Várias destas câmaras já foram validadas em ensaios clínicos multicêntricos, demonstrando boa correlação de medidas de perfusão e função quando comparadas com SPECT convencionais. Estas tecnologias proporcionam a oportunidade de desenvolver novos protocolos mais curtos, com redução da atividade de radiofármacos injetada e a exposição do paciente. Além disso, há um potencial para avaliar o fluxo coronário, uma medida que pode adicionar informação importante ao diagnóstico. Estudos futuros irão avaliar a viabilidade de protocolos de baixa dose e a utilidade de exames com fluxo dinâmico na rotina (SHARIR, 2010).

3.4 A CÂMARA DISCOVERY NM 530c

A câmara Discovery NM530c baseia-se num sistema de colimação estacionário do tipo *multi-pinhole*. Cada *pinhole* tem um diâmetro de abertura de apenas 5,1 mm que são propensos a vantagem resolução espacial e desvantagem na sensibilidade de contagem. No entanto, uma sensibilidade de contagem elevada pode ser conseguida, neste caso, pela simultânea aquisição da área cardíaca através dos 19 blocos de detectores (Imbert et al., 2015).

A câmara Discovery 530c NM foi o segundo equipamento introduzido no mercado. O uso da tecnologia *Alcyone*, consiste de uma matriz de 19 colimadores *pinhole*, cada um com 4 detectores de estado sólido CZT. Todos os 19 orifícios adquirem a imagem simultaneamente do coração sem nenhum componente de movimento durante a aquisição de dados. Nove dos detectores *pinhole* são orientados perpendicularmente ao longo do eixo do paciente, outros 5 são angulados acima e os restantes abaixo do eixo. O uso de visualizações adquiridas em simultâneo melhora a sensibilidade global, fornece todos os dados necessários para estudos dinâmicos e reduz os artefatos de movimento. Os artefatos provenientes da atenuação da mama também são minimizados porque nem todos os pontos de visão são afetados pelo atenuador, pois alguns estão acima e outros abaixo da região do tórax (Piccinelli, 2016).

3.5 LIMITAÇÕES DAS CÂMARAS COM DETECTORES CZT

Os primeiros resultados com de câmaras CZT alimentaram altas expectativas em relação à menor atividade, menor tempo de aquisição, e, possivelmente, uma melhor qualidade de imagem. Em particular, a geometria de *multipinhole* pode ter o potencial para diminuir artefatos extracardíacos e de atenuação de tecidos moles abdominais. Isto é de particular importância em indivíduos obesos, que representam uma proporção crescente dos pacientes submetidos à avaliação de doença arterial coronária. Por outro lado, como um resultado desta geometria, o coração deve estar centrado em um campo de visão bem menor do que com as câmaras convencionais, a aquisição da imagem pode muitas vezes ser um desafio em pacientes obesos, mesmo depois do reposicionamento do paciente.

Segundo Fiechter et al. (2012), o projeto real de câmaras CZT, com geometria de colimação *pinhole* e um menor campo de visão, é mais propenso a artefatos em pacientes muito obesos. A introdução das câmaras CZT, não resolveu a questão da degradação da qualidade da imagem de obesidade. O estudo conclui que os pacientes, com um índice de massa corporal acima de 40 kg /m², devem ser imageados em uma câmara convencional para SPECT.

Hindorff et al. (2014) investigou como o posicionamento do paciente afeta as imagens reconstruídas usando esta nova técnica. O objetivo de seu estudo foi avaliar o impacto de pequenas alterações no posicionamento do paciente sobre a imagem resultante reconstruída. O estudo foi realizado com dezoito pacientes. Todos os pacientes foram submetidos a IPM em uma câmara CZT GE Discovery NM 530c. Após a aquisição das imagens com o coração posicionado no centro do campo de visão, os pacientes foram reposicionados em diferentes posições, variando de 5-20 mm da posição inicial.

O estudo conclui que é importante posicionar cuidadosamente o coração do paciente dentro do centro da aquisição ao realizar imagens com a câmara CZT GE Discovery NM 530c para evitar artefatos de imagem que podem afetar a precisão do diagnóstico. Subestimar o posicionamento pode levar a perda de contagem de regiões dentro da imagem reconstruída e esses artefatos podem erroneamente ser interpretados como defeitos de perfusão do miocárdio, devido a infarto ou isquemia induzida pelo estresse. Assim, uma estratégia padronizada que inclui um controle de qualidade para aperfeiçoar o posicionamento do paciente é altamente recomendável quando as aquisições das imagens são adquiridas em uma câmara CZT GE Discovery NM 530c.

Adicionalmente não existem estudos que apresentem os impactos gerados pelas modificações de parâmetros de aquisição e processamento das imagens na visibilidade de lesões cardíacas.

3.6 AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DAS IMAGENS EM CÂMARAS COM DETECTORES CZT

Para avaliação da qualidade da imagem adquirida na máquina Discovery NM 530c, a GE Healthcare disponibiliza um manual Direction 5372138-1EN, Rev. 1 do ano de 2011, denominado “Medições de Desempenho da Imagem” fornecendo orientações para a realização de testes de desempenho de imageamento para a base tecnológica *Alcyone* dos equipamentos Discovery NM 530c/570c CT. A gama câmara cardíaca *Alcyone* difere das câmaras de Medicina Nuclear convencionais na medida em que é somente um scanner SPECT estacionário com base em:

- Detectores de estado-sólido CZT ;
- Colimadores com detectores Multi-pinhole;
- Algoritmo de reconstrução 3D;

Os testes descritos neste manual são baseados na filosofia e recomendações do NEMA, ASNC, ACR, IEC e outros padrões. Os testes, condições, fontes, *phantoms* e algoritmos de cálculo escolhidos são baseados em critérios orientados para a prática – *phantoms* prontamente disponíveis e simplicidade de preparação das fontes. O conjunto dos testes recomendados para a avaliação de desempenho de imagem inclui:

- Medidas de resolução energética;
- Resolução Espacial SPECT com espalhamento;
- Sensibilidade;
- Taxa de contagem;

O fabricante do equipamento dedica em seu manual Diretiva 5323161-1 PT-PT, Rev.3 do ano de 2009 um capítulo com as instruções para o fluxo de trabalho de controle de qualidade. Nesse capítulo são fornecidas instruções detalhadas para a execução dos procedimentos de controle de qualidade (CQ) e especificadas suas programações para execuções regulares.

O procedimento de controle de qualidade diário é utilizado para verificar se as imagens planares dos detectores têm uma qualidade aceitável para que as imagens reconstruídas alcancem a qualidade requerida.

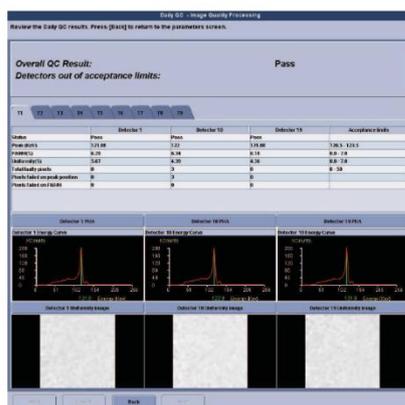
Os seguintes parâmetros são testados para cada um dos detectores:

- Número e conjunto de pixels deficientes;
- Uniformidade;
- Pico de energia;
- Largura a Meia Altura do Pico de Energia (FWHM);

Adicionalmente, o procedimento de CQ diário testa outros parâmetros do sistema que podem influenciar a qualidade de imagem, conforme as HVPL e LVPS (fontes de alimentação de alta e baixa tensão), e a retidão da ordem interna dos detectores. O CQ diário só gera relatórios sobre estes parâmetros em caso de falha.

Após a aquisição estar completa, os dados são processados e analisados, sendo o relatório apresentado ao operador, com um resultado final “aprovado/reprovado” (figura 3.4).

Figura 3.4 - Relatório de CQ aprovado



Fonte: GE Healthcare, 2009.

Todas as etapas de CQ são configuradas com valores pré-definidos que são recomendados pelo fabricante para obtenção dos melhores resultados. O usuário não deve alterar estes valores para utilização padrão. Quando um procedimento de CQ está aberto, uma lista de procedimentos de teste aparece automaticamente no lado esquerdo da tela.

Os procedimentos do CQ diário aplicáveis aos exames clínicos programáveis devem ser executados antes de executar os exames clínicos. O procedimento ajuda a verificar a estabilidade paramétrica do sistema e verifica se o sistema está calibrado.

O CQ diário consiste em fazer uma aquisição com uma fonte planar colocada em uma posição fixa relativamente à superfície do detector. Como os detectores estão organizados dentro da placa do detector em ângulos diferentes, a aquisição é realizada em três etapas. Em

cada etapa, a fonte planar está posicionada em uma ranhura diferente no suporte da fonte. O operador desloca a fonte planar para a respectiva ranhura entre as etapas. Cada etapa de aquisição demora cerca de três minutos. O tempo necessário para executar o procedimento é de aproximadamente dez minutos.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 EQUIPAMENTO SPECT COM DETECTOR DE ESTADO SÓLIDO DO TIPO CZT

Para esta pesquisa, as imagens foram adquiridas na clínica Cardionuclear localizada no Instituto de Cardiologia em Porto Alegre, no equipamento GE Discovery NM 530c (figura 4.1). As aquisições foram realizadas variando os parâmetros de acordo com cada objetivo do trabalho.

Figura 4.1 - Equipamento GE Discovery NM 530c

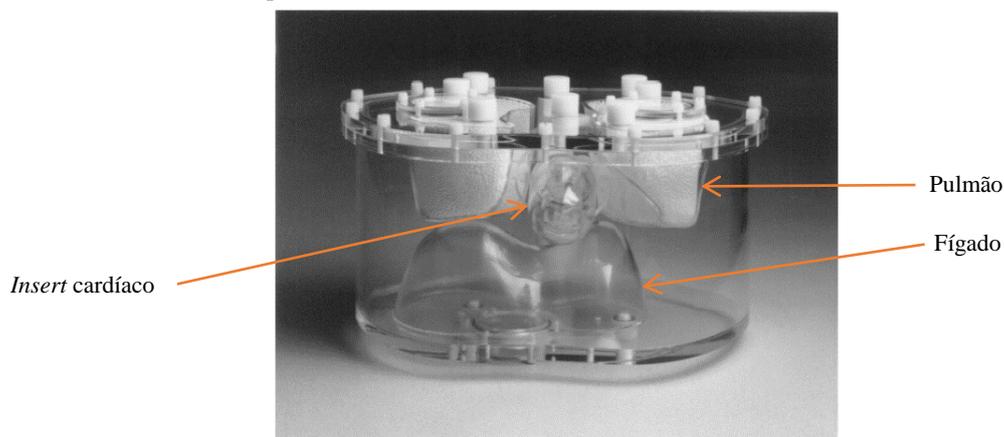


Fonte: GE Healthcare, 2016.

4.2 SIMULADOR EXPERIMENTAL ANTROPOMÓRFICO TORSO, COM *INSERT* CARDÍACO

Para o estudo foi utilizado um simulador experimental antropomórfico torso, modelo ECT/TOR/P com inserção cardíaca (*Torso Phantom and Cardiac Insert*, Data Spectrum Corporation, Hillsborough, NC, USA). A figura 4.2 ilustra o simulador antropomórfico torso utilizado nessa pesquisa.

Figura 4.2 – Simulador Antropomórfico Torso (ECT/TOR/P), com *insert* cardíaco

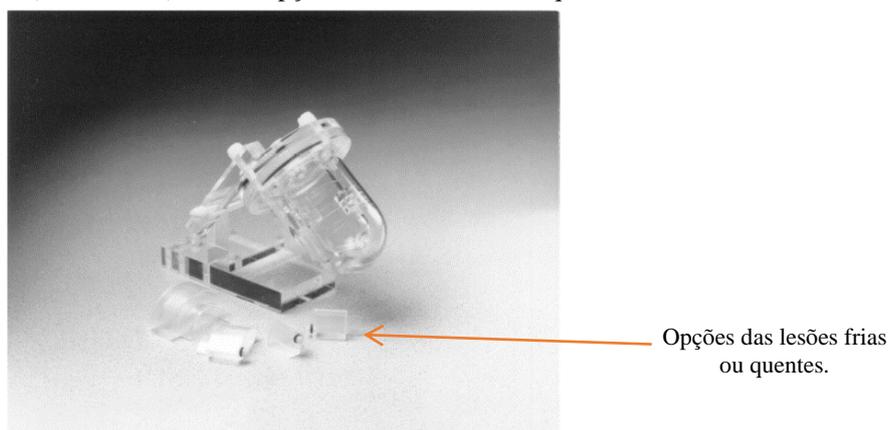


Fonte: Data Spectrum Corporation, 2008.

Esse simulador permite a aquisição de imagens de um tórax humano, com pulmão, fígado e inserções de coluna e miocárdio.

O *insert* cardíaco, modelo ECT/CAR/I, permite a simulação de um miocárdio normal e anormal, permitindo a inserção de lesões frias ou quentes. As lesões de acrílico sólidas, cada uma com 1 cm de espessura e 2 cm de comprimento, podem ser colocadas em várias posições dentro da parede do ventrículo, sendo anterior, lateral ou posterior. A figura 4.3 ilustra o simulador cardíaco com as lesões.

Figura 4.3 – Simulador cardíaco (ECT/CAR/I) com as opções das lesões frias ou quentes.



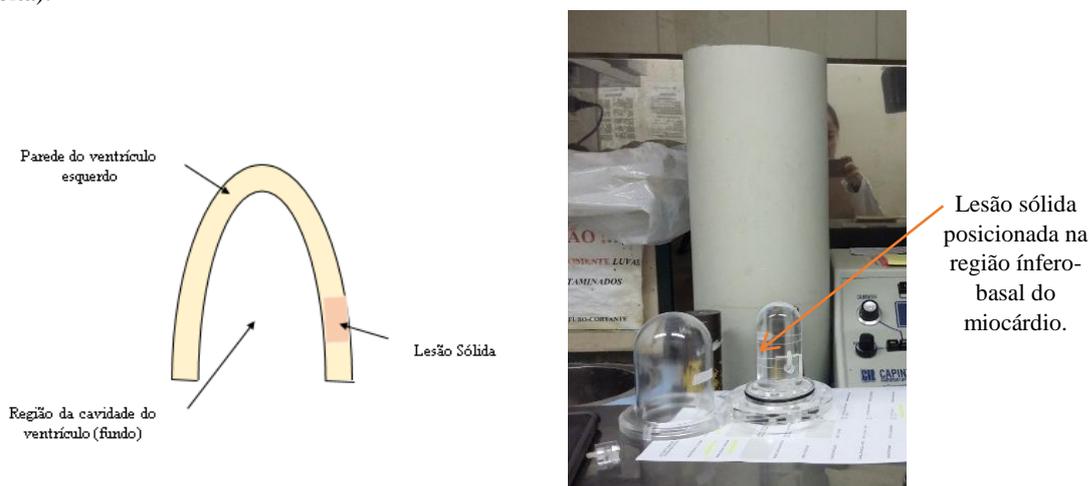
Fonte: Data Spectrum Corporation, 2008.

4.3 PREPARO E POSICIONAMENTO DO SIMULADOR

O simulador antropomórfico de tórax, com inserções simulando pulmões, fígado, coluna, miocárdio, e uma lesão sólida, foi utilizado para avaliar a qualidade das imagens cardíacas adquiridas.

A figura 4.4 mostra o momento em que a lesão sólida é posicionada na região ínfero-basal do miocárdio.

Figura 4.4: Esquema representativo (a esquerda) e posicionamento da lesão sólida na região ínfero-basal no simulador (a direita).



Fonte: O Autor (2016).

Os compartimentos do simulador antropomórfico foram preenchidos com soluções radioativas de Tc-99m com diferentes concentrações: $93,3 \pm 0,1$ kBq/ml ($2,6 \pm 0,01\mu\text{Ci/ml}$) para a parede do ventrículo esquerdo, $69,1 \pm 0,1$ kBq/ml ($1,9 \pm 0,01\mu\text{Ci/ml}$) para o fígado, e $7,6 \pm 0,1$ kBq/ml ($0,1 \pm 0,01\mu\text{Ci/ml}$) para o tórax e a cavidade do ventrículo esquerdo. Esses valores de concentração foram obtidos a partir de uma combinação de dados da literatura e dos resultados de análises anteriores. Uma vez que o manual do fabricante especifica as concentrações para aquisições em equipamentos convencionais. Todo o conteúdo do simulador foi muito bem misturado para evitar artefatos causados por uma atividade não homogênea.

O pulmão, preenchido com pequenas esferas de *Styrofoam TM*, material semelhante ao plástico, muito leve, foi utilizado para simular a densidade de atenuação tecidual.

A inserção da lesão sólida ($45^\circ \times 2$ cm) foi utilizada, a fim de simular uma lesão transmural e localizada na posição ínfero-basal na parede do ventrículo esquerda.

A figura 4.5 mostra o momento em que o simulador antropomórfico é montado para a aquisição.

Figura 4.5. Preparo do simulador antropomórfico para aquisição.



Fonte: O Autor (2016).

O posicionamento do simulador foi realizado conforme a rotina clínica para posicionamento dos pacientes. A fim de garantir que o simulador fosse adquirido sempre na mesma posição, foi demarcada a posição na mesa de exames, conforme mostra a figura 4.6.

Figura 4.6. Posicionamento do simulador antropomórfico na câmara Discovery NM 530c.



Fonte: O Autor (2016).

4.4 AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DO EQUIPAMENTO

Para avaliação do desempenho do equipamento Discovery NM 530c, a GE Healthcare disponibiliza dois manuais, o manual Direction5372138-1EN, Rev. 1 do ano de 2011, denominado “Medidas de Desempenho da Imagem” que fornece orientações para a realização de testes de desempenho de imageamento para a base tecnológica *Alcyone* dos equipamentos Discovery NM 530c/570c CT. O manual Diretiva 5323161-1 PT-PT, Rev.3 do ano de 2009 dedica um capítulo com as instruções para o fluxo de trabalho de controle de qualidade diários.

4.4.1 TESTES PARA A AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO

4.4.1.1 TESTES DE ACEITAÇÃO DO EQUIPAMENTO

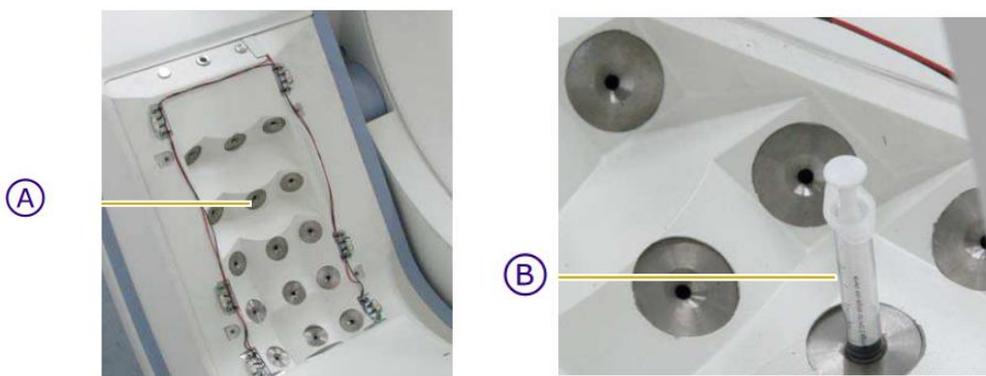
Os testes de aceitação foram realizados no momento de instalação do equipamento, conforme as orientações dos manuais do equipamento.

Resolução Energética

O teste de resolução energética foi realizado de acordo com as recomendações do fabricante durante os testes de aceitação da máquina. As medidas foram realizadas com duas fontes: uma fonte radioativa de Tc-99m, considerada como uma fonte pontual e com radioatividade ~ 37MBq (1 mCi) em 1 μ L de volume, e uma fonte radioativa de Co-57 plana de 740MBq (20 mCi).

Esse teste deve ser realizado com os revestimentos que protegem os detectores removidos (Figura. 4.7). Por isso, grande atenção deve ser dada às possíveis contaminações e/ou danos ao equipamento. De acordo com o fabricante do equipamento, esse teste deve ser realizado na presença de um engenheiro, técnico responsável pelo equipamento e um físico, responsável pelo serviço.

Figura 4.7 – Detectores (A) posicionados para cima, com a fonte pontual de Tc-99m inserida no detector (B).



Fonte: GE Healthcare, 2011.

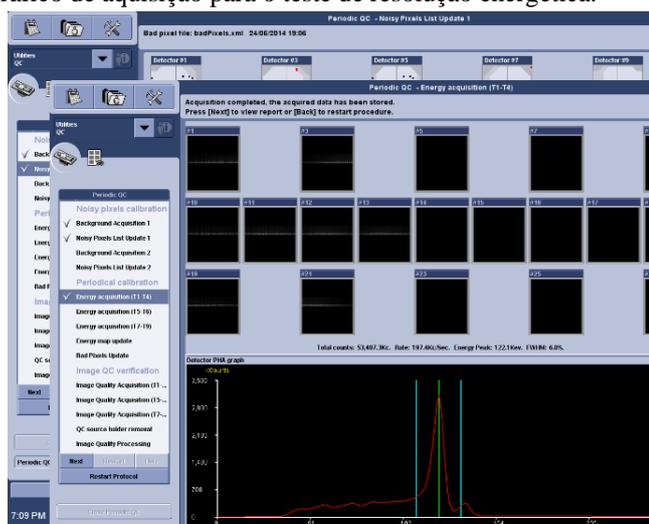
Após ser colocada a seringa no primeiro detector, as medidas necessárias para o teste são realizadas através de *software* do comando do equipamento, na opção “QC tab” do menu de opções.

Para calcular a resolução energética é utilizada a equação 1, para cada detector E_{ri} .

$$Er_i = \frac{c(b-a)}{140,5-122,1} \quad (1)$$

Onde a é a Posição de Pico [keV] do Co-57; b é a Posição de Pico [keV] do TC-99m; c é FWHM [%] do TC-99m. A Figura 4.8 mostra a imagem da tela de aquisição do teste de resolução energética.

Figura 4.8 - Imagem do gráfico de aquisição para o teste de resolução energética.



Fonte: Relatório de Aceitação da Cardionuclear, 2014.

Penetrabilidade

Para o teste de penetrabilidade foi necessária uma fonte de Tc-99m, considerada como uma fonte pontual e com radioatividade ~1 mCi em 1 ml de volume.

O procedimento é realizado para a verificação da real eficácia da blindagem plumbífera que envolve o arranjo de detectores do equipamento, bem como da eficiência do sistema colimador de *multi-pinholes*.

A realização do teste consiste na busca por pontos que possam ter blindagem insuficiente e/ou defeitos, como a presença de fissuras, falhas na montagem ou confecção dos componentes. A Figura 4.9 mostra a imagem da tela da estação de trabalho durante o teste de blindagem dos detectores.

Figura 4.9 - Imagem da aquisição para o teste de blindagem dos detectores.



Fonte: Relatório de Aceitação da Cardionuclear, 2014.

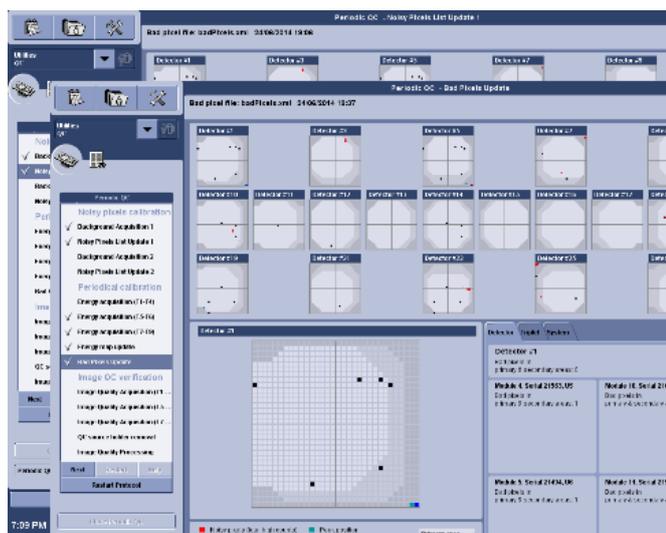
Avaliação Pixels Deficientes, Aglomerados de Pixels Deficientes e Ruído

A avaliação dos pixels deficientes, aglomerados de pixels deficientes e ruído é realizada através da obtenção de imagens em três diferentes posições de uma fonte planar de Co-57, cobrindo assim toda área imageada pelo sistema detector do equipamento.

A análise desses testes é considerada visual e quantitativa, através da análise do relatório final disponibilizado pelo fabricante.

A imagem da fonte pontual é analisada a fim de verificar se há a presença de algum pixel defeituoso na imagem, bem como a sua quantidade nas áreas primárias e secundárias da área total da imagem (Figura 4.10).

Figura 4.10 - Imagem da aquisição para o teste de avaliação de pixels deficientes, aglomerados de pixels deficientes e ruído.



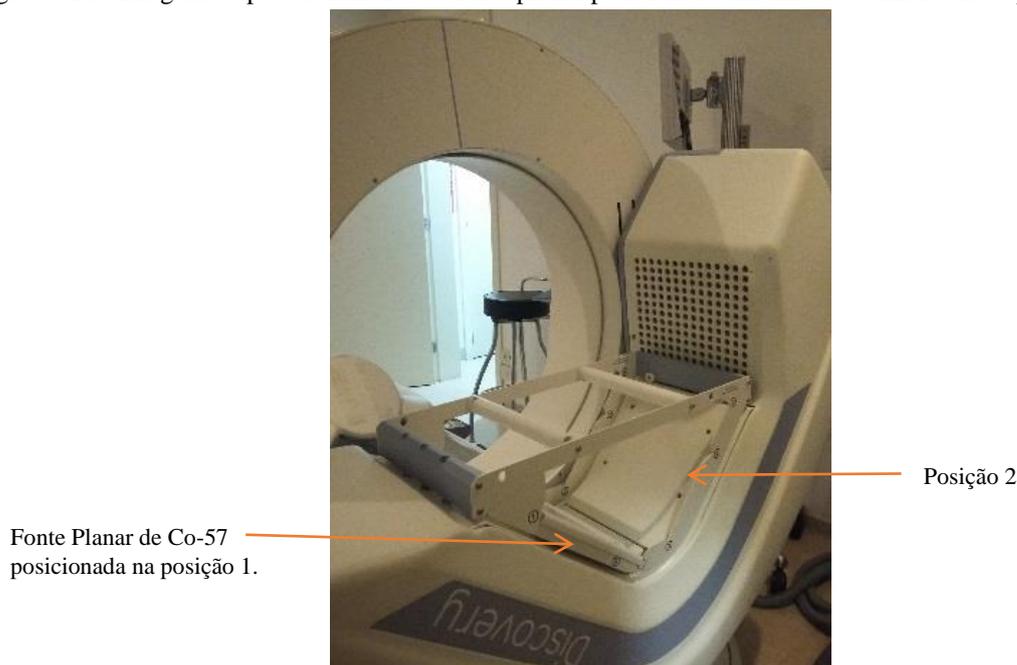
Fonte: Relatório de Aceitação da Cardionuclear, 2014.

4.1.1.2 TESTES DIÁRIOS DE CONTROLE DE QUALIDADE

O procedimento de Controle de Qualidade diário deve ser executado, de preferência todas as manhãs, antes de se realizar os exames dos pacientes. O procedimento de CQ diário permite verificar a estabilidade paramétrica do sistema e se o sistema está calibrado. Esse procedimento demora em torno de dez minutos para ser realizado.

Para calcular essa condição, o sistema deve fazer uma aquisição com uma fonte planar colocada em uma posição fixa relativamente à superfície do detector. Como os detectores estão organizados dentro da placa do detector em ângulos diferentes, a aquisição é realizada em três etapas. Em cada etapa, a fonte planar está posicionada em uma ranhura diferente no suporte da fonte (Figura 4.11). O operador desloca a fonte planar para a respectiva ranhura entre as etapas. Cada etapa de aquisição demora cerca de três minutos. Após a aquisição estar completa, os dados são processados e analisados, sendo o relatório apresentado ao operador, com um resultado final de “aprovado/reprovado”.

Figura 4.11 - Imagem do posicionamento da fonte planar posicionada em uma das ranhuras no suporte da fonte.



Fonte: O Autor (2016).

4.5 AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DAS IMAGENS

4.5.1 PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO DAS IMAGENS CARDÍACAS DO SIMULADOR

Os parâmetros disponíveis no comando do equipamento Discovery NM 530C no momento da aquisição são: tempo, valor de contagem e parâmetro de reconstrução. Para a opção “Parâmetro de Reconstrução”, o fabricante deixa disponível duas opções para os exames realizados com Tc-99m “High dose” para Alta Dose - HD ou “Low Dose” para Baixa Dose – LD.

Por definição do fabricante, o parâmetro de reconstrução HD é utilizado para atividades superiores à 12 mCi (444MBq). E o parâmetro de reconstrução LD é utilizado para atividades menores.

Após a aquisição das imagens, essas imagens são enviadas para uma sala de interpretação dos exames, onde localiza-se a estação de trabalho. As imagens são reconstruídas por um método de reconstrução fixo, não sendo possível realizar alterações.

As imagens são reconstruídas pelo algoritmo de reconstrução OSEM (do inglês, *Ordered-Subset Expectation Maximization*) que utiliza um filtro de reconstrução do tipo

Butterworth com frequência de corte 0,37mm e ordem 7. Sendo todas as imagens reconstruídas com uma espessura de corte e tamanho de pixel de 4,0 mm.

4.5.2 IMPACTOS DOS PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO

A fim de avaliar o impacto dos parâmetros de aquisição na qualidade das imagens cardíacas do simulador, foram realizadas variações na atividade administrada, no tempo total de aquisição e no parâmetro de reconstrução.

Foram realizadas aquisições considerando o decaimento radioativo do radioisótopo Tc-99m, tempos de aquisição de 3,0 e 5,0 minutos e os parâmetros de reconstrução HD ou LD, dependendo do objetivo de cada aquisição.

4.5.2.1 VARIAÇÃO NA ATIVIDADE ADMINISTRADA

Para simular as diferentes variações na quantidade de atividade administrada do radiofármaco, o simulador foi preenchido com um valor de atividade considerado alto, valor estimado para a atividade no paciente de 12mCi (740MBq), de acordo com o protocolo padrão da clínica.

As imagens do simulador foram adquiridas em série, de hora em hora. Considerando no momento da primeira aquisição (0h) e depois 6, 12h para simular uma redução da atividade de 50% e 25%, respectivamente.

A fim de avaliarmos somente o impacto da variação da atividade administrada, todas as aquisições foram realizadas considerando o protocolo clínico com tempo de aquisição de 3,0 minutos e o Parâmetro de Reconstrução de acordo com o valor de atividade.

4.5.2.2 VARIAÇÃO NO TEMPO DE AQUISIÇÃO

A fim de avaliarmos somente o impacto da variação do tempo de aquisição, as aquisições foram realizadas com o Parâmetro de Reconstrução LD e as aquisições foram realizadas uma após a outra, assim foi considerado o mesmo valor de atividade.

Foram realizadas aquisições com tempo de aquisição de 3,0 e 5,0 minutos.

4.5.2.3 VARIAÇÃO NO PARÂMETRO DE RECONSTRUÇÃO

A fim de avaliarmos somente o impacto da variação do parâmetro de reconstrução, as aquisições foram realizadas com o tempo de aquisição de 3,0 minutos e as aquisições foram realizadas em sequência, de forma que foi considerado o mesmo valor de atividade.

Foram realizadas aquisições com parâmetro de reconstrução HD e LD.

4.5.3 ANÁLISE DA QUALIDADE DAS IMAGENS DO SIMULADOR

As imagens foram reconstruídas na estação de trabalho e analisadas através do *software* livre ImageJ®.

Para todas as análises realizados foram definidas regiões de interesse pelo operador de forma manual durante três vezes a fim de garantir que não houvesse variações nos resultados.

4.5.3.1 ANÁLISE DAS IMAGENS SEM LESÃO

Para análise das imagens do simulador sem lesão no miocárdio foram consideradas as medidas de normalização do desvio padrão e o contraste entre a parede do ventrículo e a cavidade.

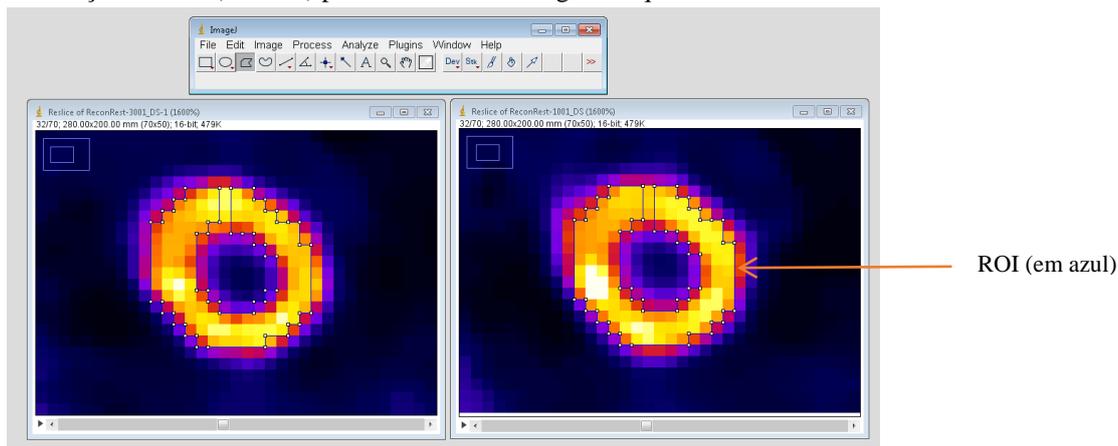
De acordo com Volock (2008) a normalização do desvio padrão (NSD) foi utilizada para caracterizar a uniformidade do miocárdio normal, sem lesões. A NSD é definida pela equação 2:

$$NSD = \frac{SD_M}{\eta_M} \times 100\% \quad (2)$$

Onde SD_M é o desvio padrão e η_M é a média estimada de contagem na superfície do miocárdio.

A região de interesse ou ROI (do inglês *Region of Interest*) foi definida de forma manual, e mantida idêntica para todas as imagens que foram analisadas. Para essa análise, foi considerada uma ROI na região de captação do miocárdio com área de 1824 mm² (Figura 4.13).

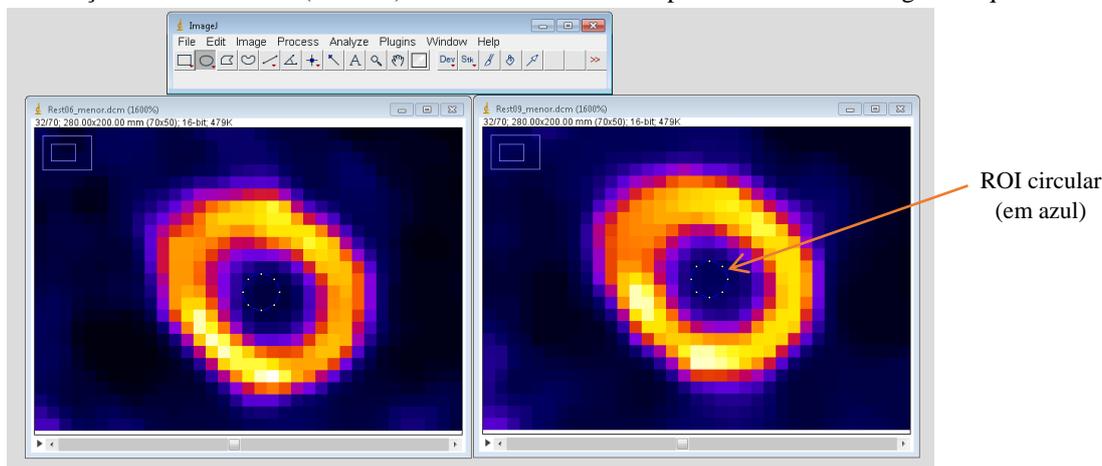
Figura 4.13 - Seleção da ROI (em azul) para as diferentes imagens adquiridas.



Fonte: O Autor (2016).

Para calcular o contraste entre a parede do ventrículo e a cavidade (CC), duas ROI são definidas para as imagens no eixo menor; a primeira é a mesma considerada para a análise descrita anteriormente na região do miocárdio. A segunda é uma ROI circular definida na região considerada como a cavidade do miocárdio com área de 144 mm² (Figura 4.14)

Figura 4.14 - Seleção da ROI circular (em azul) na cavidade ventricular para as diferentes imagens adquiridas.



Fonte: O Autor (2016).

De acordo com Caobelli (2014), o contraste entre a parede do ventrículo e a cavidade (CC), é definido pela equação 3:

$$CC = \left[\frac{(\eta_M - \eta_C)}{(\eta_M + \eta_C)} / \frac{(C_M - C_C)}{(C_M + C_C)} \right] \times 100 \quad (3)$$

Onde η_M é a média estimada de contagem na superfície do miocárdio e η_C da câmara ventricular, C_M e C_C são as concentrações reais do marcador inseridas para simular a parede do ventrículo esquerdo e da cavidade da parede, respectivamente.

As dimensões da ROI circular na cavidade ventricular foram mantidas idênticas para todos os conjuntos de imagens, com área de 144 mm².

4.5.3.2 ANÁLISE DAS IMAGENS COM LESÃO

Para análise das imagens do simulador com lesão no miocárdio foram consideradas as medidas de razão contraste-ruído e o contraste efetivo na lesão.

A razão contraste-ruído (CNR, do inglês *Contrast-to-Noise Ratio*) é determinada através da análise da imagem médio-ventricular do conjunto de imagens. A média estimada de contagem na região de fundo (BG) e o desvio padrão correspondente foram determinados com uma ROI em forma de meia-lua, a partir da parede lateral. A razão contraste-ruído foi determinada utilizando a equação 4:

$$CNR = \frac{\eta_M - \eta_{BG}}{\sqrt{SD_M^2 - SD_{BG}^2}} \quad (4)$$

Onde η_M e η_{BG} representam a média estimada de contagem na superfície do miocárdio e do BG, respectivamente. SD_M e SD_{BG} é o desvio padrão na superfície do miocárdio e do BG, respectivamente.

O contraste efetivo (CE) foi usado para caracterizar o contraste no volume e localização da lesão conhecida. O CE é dado pela equação 5:

$$CE = \frac{\eta_M - \eta_L}{\eta_M} \times 100\% \quad (5)$$

Onde η_M é média estimada de contagem na superfície do miocárdio e η_L é média estimada de contagem no local conhecido da lesão presente no simulador.

4.5.3.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para as análises estatísticas realizadas foram definidas regiões de interesse pelo operador de forma manual na imagem central, a mesma região de interesse foi colocada na imagem anterior e posterior, a fim de garantir que não houvesse variações nos resultados. As análises estatísticas foram realizadas utilizando a ferramenta de análise ANOVA: Fator único, considerando significância de 0,05 ou 5%.

A hipótese H_0 foi considerada “aceita” quando os valores de $p > 0,05$, significando que não existe diferença estatística entre os valores comparados. A hipótese H_0 foi considerada “rejeitada” quando os valores de $p < 0,05$, significando que existe diferença estatística entre os valores que estão sendo comparados.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1 TESTES DE ACEITAÇÃO DO EQUIPAMENTO

5.1.1 RESOLUÇÃO ENERGÉTICA

A tabela 1 apresenta os resultados obtidos para o teste de resolução energética do equipamento, considerando as aquisições com as fontes de Tc-99m e Co-57.

Tabela 1: Resultados do teste de resolução energética.

Detector	Co-57		Tc-99m		E _i
	Pico Energético (keV)	FWHM (%)	Pico energético (keV)	FWHM (%)	
1	122,22	6,40	140,642	5,539	5,5456
10	122,19	6,19	140,645	5,472	5,4884
19	122,17	6,20	140,597	5,659	5,6673
11	122,23	5,94	140,628	5,428	5,4274
3	122,19	5,98	140,551	5,515	5,5033
12	122,22	5,79	140,592	5,301	5,2929
21	122,21	5,88	140,561	5,383	5,3687
13	122,22	5,97	140,542	5,543	5,5195
5	122,20	5,86	140,608	5,279	5,2813
14	122,21	5,81	140,596	5,471	5,4668
23	122,19	6,03	140,503	5,645	5,6183
15	122,26	5,91	140,590	5,402	5,3814
7	122,22	5,80	140,558	5,323	5,3051
16	122,23	6,05	140,612	5,508	5,5026
25	122,23	6,00	140,682	5,650	5,6660
17	122,21	5,96	140,646	5,455	5,4657
9	122,17	5,88	140,627	5,349	5,3656
18	122,21	5,70	140,651	5,208	5,2196
27	122,23	5,78	140,661	5,291	5,2999

Fonte: Relatório de Aceitação da Cardionuclear, 2014.

De acordo com o fabricante, a resolução energética do sistema (SER) é dada pela equação 6:

$$SER = \frac{\sum E_i}{N^\circ \text{ de detectores}} \quad (6)$$

Onde E_i é o valor da resolução energética para cada detector, dada pela equação 1.

De acordo com o teste realizado, o valor obtido para a resolução energética do sistema é 5,44%. Esse valor está de acordo com os requisitos exigidos pela Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM, do inglês *The American Association of Physicists in Medicine*) que traz como valor de referência para o teste, ser menor do que 9% e também pelo fabricante do equipamento que traz como valor de referência, ser menor do que 6,2%.

5.1.2 PENETRABILIDADE

O teste de penetrabilidade dos detectores é um teste visual. De acordo com teste realizado, não foi observado pontos com blindagem deficiente.

5.1.3 AVALIAÇÃO PIXELS DEFICIENTES, AGLOMERADOS DE PIXELS DEFICIENTES E RUÍDO

De acordo com teste realizado, foram observados alguns pixels considerados como deficientes e alguns aglomerados de pixels. Porém, de acordo com relatório gerado os testes encontram-se em conformidade, estando com valores abaixo do número de pixels deficientes tolerados.

A figura 5.1 mostra um exemplo, para um detector, do relatório que é emitido no final do teste.

O Apêndice A apresenta o relatório completo dos testes de aceitação para todos os detectores.

Figura 5.1 - Exemplo do relatório gerado para o teste de Avaliação pixels deficientes, aglomerados de pixels deficientes e ruído, sendo gerado para cada um dos detectores.

Bad Pixels Check Report

Status: **Passed**

Camera name: UFC

IP address: 192.168.251.192

Date: 24/06/2014 19:06:51

User name: Service user

Input parameters

Name	Value
ImageName	Periodic QC_06_24_2014_19_03_56
Isotope	Open
MapName	Open
Heads	1,3,5,7,9,10,11,12,13,14,15,16,17,18,19,21,23,25,27
Peak	140.5
ChannelSize	0.5
PhaLocation	281.0
EnergyLow	0.0
EnergyHigh	255.0
Report Name	noisy_pixels_update/open/report_0005

Other_trailing

Name	Value	Status	Rule
Number of detectors with clusters bigger than 7 bad pixels	0	Passed	<=3,0

Detector 1

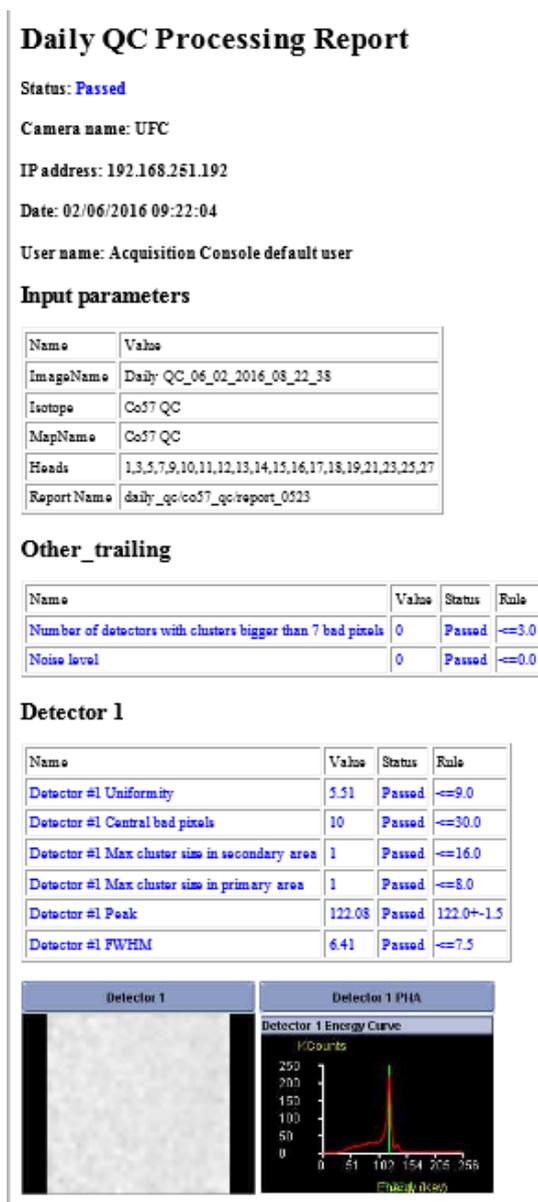
Name	Value	Status	Rule
Detector #1 Central bad pixels	6	Passed	<=30,0
Detector #1 Max cluster size in secondary area	1	Passed	<=16,0
Detector #1 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8,0

Fonte: Relatório de Aceitação da Cardionuclear, 2014.

5.2 TESTES DE CONTROLE DE QUALIDADE DIÁRIOS

Os relatórios de CQ podem ser impressos com uma impressora do Windows conectada ao Discovery NM 530c. Como alternativa, pode ser salvo um arquivo de imagem JPEG num diretório do Discovery NM 530c, que está acessível para impressão a partir do *Xeleris*. A Figura 5.2 mostra um exemplo de um relatório de teste de controle de qualidade diário. O Apêndice B apresenta o relatório completo dos testes de controle de qualidade diários para todos os detectores, realizado durante este trabalho.

Figura 5.2 - Exemplo do relatório gerado para os testes de controle de qualidade diários, sendo gerado para um dos detectores.



Fonte: Cardionuclear, 2016.

5.3 AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DAS IMAGENS DO SIMULADOR

5.3.1 VARIAÇÃO DA ATIVIDADE

A Tabela 2 apresenta os dados das aquisições das imagens realizadas de hora em hora, considerando o decaimento radioativo do radioisótopo, para um tempo de aquisição fixo de 3 minutos. São detalhadas as concentrações de atividade em cada região de interesse do simulador (miocárdio, fígado e fundo). Também são apresentados os parâmetros de reconstrução das imagens utilizados (HD - Alta Dose e LD - Baixa Dose).

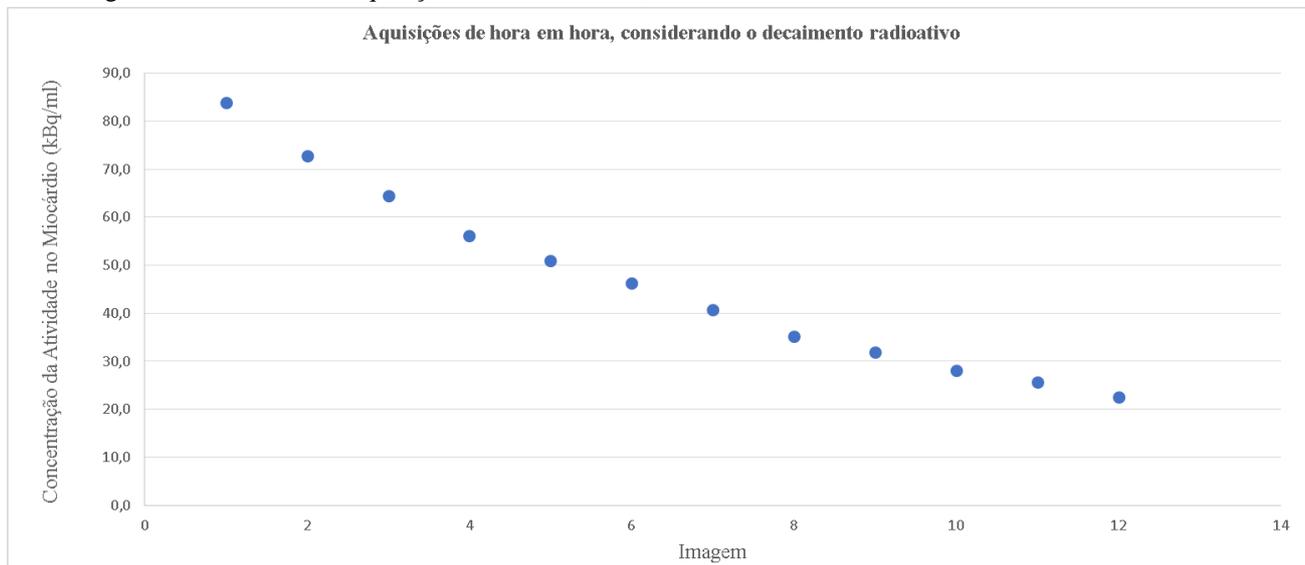
Tabela 2 - Aquisições de hora em hora, considerando o decaimento radioativo.

Aquisição	Horário	Atividade	Concentração da Atividade (kBq/ml)			Parâmetro de Reconstrução	Tempo (min)
			Miocárdio (M)	Fígado (F)	Background (BG)		
Image 01	09:10	A_0	83,8	61,6	2,8	HD	3,0
Image 02	10:24		72,7	53,4	2,4	HD	3,0
Image 03	11:26		64,5	47,4	2,1	HD	3,0
Image 04	12:39		56,1	41,2	1,8	HD	3,0
Image 05	13:29		51,0	37,4	1,7	HD	3,0
Image 06	14:20	$A_0/2$	46,2	33,9	1,5	LD	3,0
Image 07	15:24		40,8	30,0	1,3	LD	3,0
Image 08	16:41		35,2	25,9	1,1	LD	3,0
Image 09	17:33		31,9	23,4	1,0	LD	3,0
Image 10	18:41		28,0	20,5	0,9	LD	3,0
Image 11	19:24	$A_0/4$	25,7	18,9	0,8	LD	3,0
Image 12	20:20		22,6	16,6	0,7	LD	3,0

Fonte: O Autor (2016).

No gráfico a seguir (Figura 5.3), observa-se o decaimento radioativo, considerando a atividade administrada A_0 no momento da primeira aquisição (0h) e depois 6, 12h a redução da atividade administrada de 50% e 25%, respectivamente.

Figura 5.3 – Gráfico das aquisições de hora em hora, considerando o decaimento radioativo.



Fonte: O Autor (2016).

A Tabela 3 apresenta os resultados da NSD, com seus respectivos desvios-padrões, para as diferentes atividades utilizadas, para um tempo de aquisição fixo de 3 minutos, com as imagens reconstruídas com os dois parâmetros de reconstrução disponíveis no equipamento (HD - Alta Dose e LD - Baixa Dose). O valor da significância do teste ANOVA para a hipótese

H_0 (não há diferença entre as amostras), para os dados reconstruídos com cada um dos parâmetros, também é apresentado ao final de cada conjunto de dados.

Tabela 3 - Resultados da Normalização do Desvio Padrão considerando o decaimento radioativo.

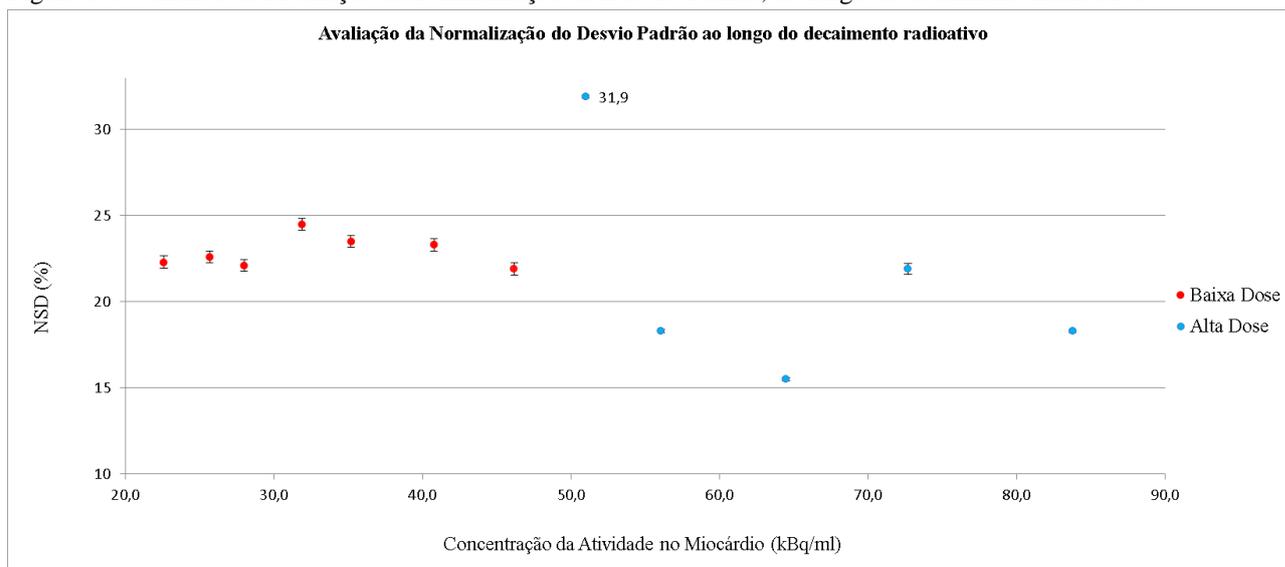
Concentração da Atividade no Miocárdio (kBq/ml)	Parâmetro de Reconstrução	NSD (%)
83,8	HD	18,3 ± 0,1
72,7	HD	21,9 ± 0,3
64,5	HD	15,5 ± 0,1
56,1	HD	18,3 ± 0,1
51,0	HD	31,9 ± 0,1
ANOVA: P valor	<0,05	1,36E-16
46,2	LD	21,9 ± 0,1
40,8	LD	23,3 ± 0,2
35,2	LD	23,5 ± 0,2
31,9	LD	24,5 ± 0,1
28,0	LD	22,1 ± 0,2
25,7	LD	22,6 ± 0,1
22,6	LD	22,3 ± 0,1
ANOVA: P valor	<0,05	1,85E-12

Fonte: O Autor (2016).

A hipótese H_0 para a NSD foi rejeitada para ambos os parâmetros de reconstrução (HD e LD), pois p é muito menor do que 0,05, considerando as variações da concentração da atividade no miocárdio para as imagens adquiridas com os parâmetros HD (> 48 kBq/ml) como LD (< 48 kBq/ml). Assim, existe diferença estatística entre os valores de NSD para os parâmetros HD e LD, dentro de um nível de significância de 5%.

O gráfico a seguir (Figura 5.4), apresenta os resultados da avaliação da NSD para as aquisições de hora em hora, considerando o decaimento radioativo.

Figura 5.4 – Gráfico da Avaliação da Normalização do Desvio Padrão, ao longo do decaimento radioativo.



Fonte: O Autor (2016).

Observa-se que a NSD, relacionada ao ruído da imagem, permanece em intervalos próximos para o parâmetro LD, considerando o mesmo tempo de aquisição. As variações nos valores de ruído nas imagens adquiridas com diferentes atividades para o parâmetro HD são significativas. No gráfico, observa-se um ponto, cuja concentração da atividade é 51 kBq/ml (próximo ao limiar para uso do parâmetro HD recomendado pelo fabricante), cujo valor de NSD (31,9%) é muito distinto do valor posterior (18,3%), cuja atividade é apenas um pouco maior (56,1 kBq/ml). Este fato revela a importância da escolha adequada do parâmetro de reconstrução quando a atividade no miocárdio está próxima de 48 kBq/ml.

Volock et al. (2008) em seu estudo comparativo entre uma câmara convencional e uma câmara ultra-rápida (UFC), apresentou valores de NSD na faixa de 12 – 14% para ambas as câmaras, reconstruídas com outro algoritmo, usando um simulador antropomórfico idêntico ao nosso trabalho. Comparando os resultados com o de nossa pesquisa, observa-se que as nossas imagens apresentam mais ruído, pois o valor de NSD para essa pesquisa sempre se manteve acima de 18%. Este resultado pode ser explicado pelas diferenças entre os equipamentos e métodos de reconstrução utilizados.

Imbert et al. (2015) relatam a necessidade da redução da atividade administrada em câmaras SPECT CZT, aliada à adaptação de protocolos de injeção para cada paciente. Nossos resultados indicam que a padronização dos protocolos deve ser específica para cada conjunto câmara-parâmetros de reconstrução, considerando as atividades injetadas nos pacientes.

A Tabela 4 apresenta os resultados do Contraste entre a Parede do Ventrículo e a Cavidade (CC) para as diferentes atividades utilizadas, para um tempo de aquisição fixo de 3 minutos, com as imagens reconstruídas com os dois parâmetros HD e LD.

Tabela 4 - Resultados do Contraste entre a Parede do Ventrículo e a Cavidade considerando o decaimento radioativo.

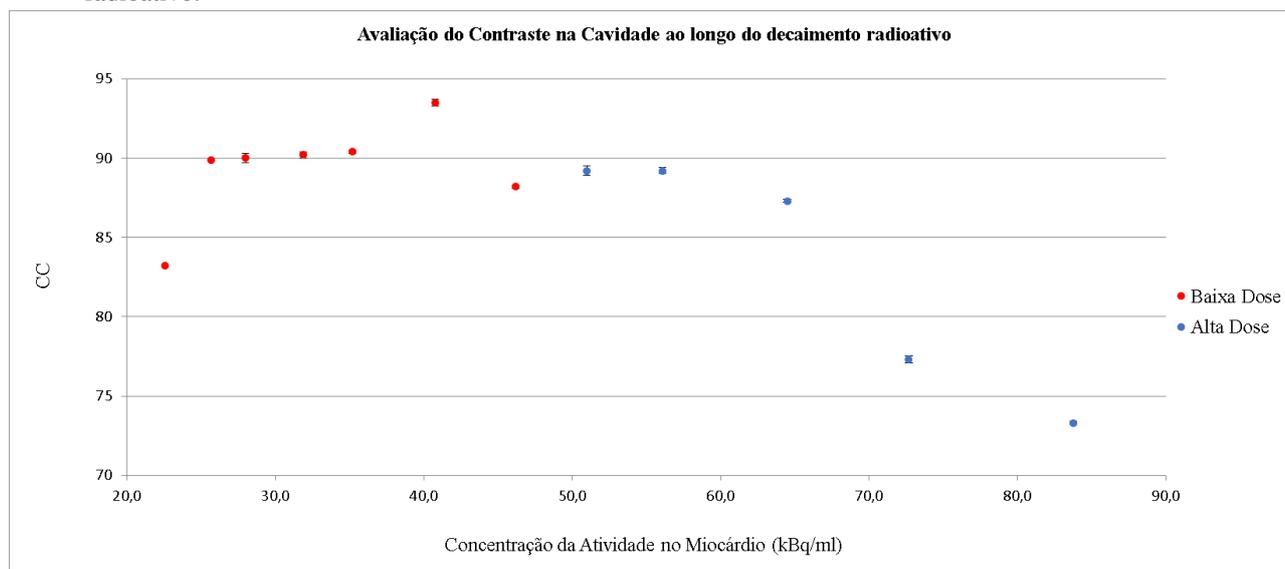
Concentração da Atividade no Miocárdio (kBq/ml)	Parâmetro de Reconstrução	CC
83,8	HD	73,3 ± 0,1
72,7	HD	77,3 ± 0,2
64,5	HD	87,3 ± 0,1
56,1	HD	89,2 ± 0,2
51,0	HD	88,2 ± 0,3
ANOVA: P valor	<0,05	3,32E-16
46,2	LD	93,5 ± 0,4
40,8	LD	90,4 ± 0,4
35,2	LD	90,2 ± 0,3
31,9	LD	90,2 ± 0,3
28,0	LD	90,0 ± 0,1
25,7	LD	89,9 ± 0,1
22,6	LD	83,2 ± 0,1
ANOVA: P valor	<0,05	4,58E-15

Fonte: O Autor (2016).

A hipótese H_0 para o CC foi rejeitada para ambos os parâmetros de reconstrução (HD e LD), pois p é muito menor do que 0,05, considerando as variações da concentração da atividade no miocárdio para as imagens adquiridas com os parâmetros HD (> 48 kBq/ml) com o LD (< 48 kBq/ml). Assim, existe diferença estatística entre os valores de CC para os parâmetros HD e LD, dentro de um nível de significância de 5%.

A figura 5.5, apresenta os resultados do Contraste entre a Parede do Ventrículo e a Cavidade para as aquisições de hora em hora, considerando o decaimento radioativo.

Figura 5.5 – Gráfico da Avaliação do Contraste entre a Parede do Ventrículo e a Cavidade, ao longo do decaimento radioativo.



Fonte: O Autor (2016).

Observa-se que o CC, relacionado ao contraste entre o miocárdio e o fundo, permanece próximo de 90 para ambos os parâmetros LD e HD, com exceção dos valores extremos menores e maiores. Observa-se que o CC é altamente afetado nas reconstruções com o parâmetro HD, particularmente para as altas atividades.

A Tabela a seguir apresenta os resultados do CC considerando somente o intervalo do gráfico acima, onde observamos um comportamento constante no resultado (40,8 – 25,7 kBq/ml), para o Parâmetro de Reconstrução LD. A fim de avaliarmos apenas esse comportamento, foi realizada uma nova análise, considerando o intervalo de concentração da atividade no miocárdio de 40,8 – 25,7 kBq/ml, equivalente à administração de 185–111MBq (5-3 mCi) do radioisótopo Tc-99m no paciente, que é um pouco menor do que o valor usado normalmente na clínica de 222 MBq (6 mCi).

Tabela 5 - Avaliação do Contraste entre a Parede do Ventrículo e a Cavidade, considerando o intervalo de concentração da atividade no miocárdio de 40,8 – 25,7 kBq/ml.

Concentração da Atividade no Miocárdio (kBq/ml)	Parâmetro de Reconstrução	CC
40,8	LD	90,4 ± 0,4
35,2	LD	90,2 ± 0,3
31,9	LD	90,2 ± 0,3
28,0	LD	90,0 ± 0,1
25,7	LD	89,9 ± 0,1
ANOVA: P valor	<0,05	0,095

Fonte: O Autor (2016).

Observa-se que, para uma redução de 37% da atividade administrada entre a primeira linha e a quinta linha, não existe diferença estatística entre os valores de CC, dentro de um nível de significância de 5%.

Este resultado é semelhante ao estudo de Zoccarato (2015), que compara dois modelos de câmaras CZT (D-SPECT e Discovery MN D530c), com o mesmo simulador antropomórfico, porém com concentração de atividade no miocárdio de 158 ± 5 kBq/ml, equivalente à administração de 740MBq (20mCi) do radioisótopo Tc-99m no paciente. O estudo mostra um valor de CC da Discovery NM 530c de 84,0%. O estudo conclui que, apesar das câmaras serem diferentes, não há diferenças significativas nos resultados. Os autores relatam que existe a possibilidade de redução na atividade injetada e/ou no tempo de aquisição, para ambos os sistemas. Nossos resultados mostram que a redução de atividade não afeta significativamente o valor do CC. Inclusive observa-se que as imagens adquiridas apresentam valores de CC acima do que vem sendo publicado na literatura, para atividades menores.

A Tabela 6 apresenta os resultados da Razão Contraste-ruído (CNR) para as diferentes atividades utilizadas, para um tempo de aquisição fixo de 3 minutos, com as imagens reconstruídas com os dois parâmetros de reconstrução disponíveis no equipamento (HD - Alta Dose e LD - Baixa Dose).

Tabela 6 - Resultados do Contraste entre a Parede do Ventrículo e a Cavidade considerando o decaimento radioativo

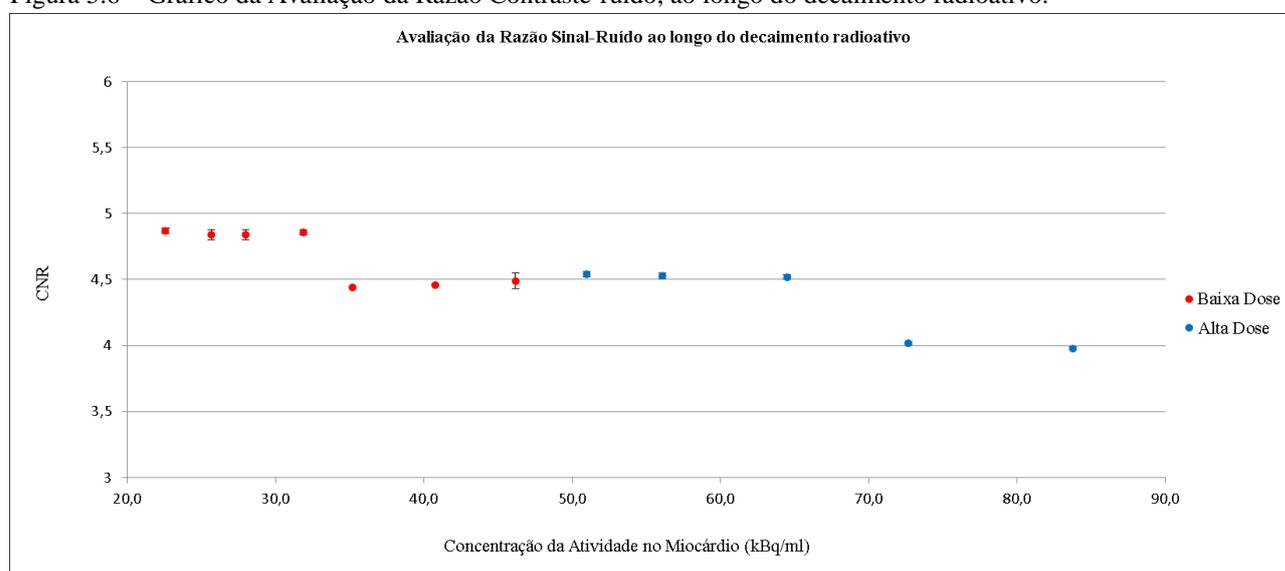
Concentração da Atividade no Miocárdio (kBq/ml)	Parâmetro de Reconstrução	CNR
83,8	HD	$3,98 \pm 0,01$
72,7	HD	$4,02 \pm 0,01$
64,5	HD	$4,52 \pm 0,02$
56,1	HD	$4,53 \pm 0,02$
51,0	HD	$4,54 \pm 0,02$
ANOVA: P valor	<0,05	1,17E-12
46,2	LD	$4,49 \pm 0,06$
40,8	LD	$4,46 \pm 0,01$
35,2	LD	$4,44 \pm 0,01$
31,9	LD	$4,86 \pm 0,02$
28,0	LD	$4,84 \pm 0,04$
25,7	LD	$4,84 \pm 0,04$
22,6	LD	$4,87 \pm 0,02$
ANOVA: P valor	<0,05	6,67E-11

Fonte: O Autor (2016).

A hipótese H_0 para o CC foi rejeitada para ambos os parâmetros de reconstrução (HD e LD), pois p é muito menor do que 0,05, considerando as variações da concentração da atividade no miocárdio para as imagens adquiridas com os parâmetros HD (> 48 kBq/ml) como LD (< 48 kBq/ml). Assim, existe diferença estatística entre os valores de CC para os parâmetros HD e LD, dentro de um nível de significância de 5%.

A Figura 5.6, apresenta os resultados da Razão Contraste-ruído para as aquisições de hora em hora, considerando o decaimento radioativo.

Figura 5.6 – Gráfico da Avaliação da Razão Contraste-ruído, ao longo do decaimento radioativo.



Fonte: O Autor (2016).

O gráfico acima nos mostra três comportamentos para a CNR, podendo ser considerado um para as altas atividades, um intervalo entre as altas e baixas doses e depois um comportamento para as baixas atividades. A fim de avaliarmos esses comportamentos, foram realizadas novas análises, considerando os quatro intervalos de concentração da atividade no miocárdio:

- De 83,8 – 72,7 kBq/ml, equivalente a administração de 389-337MBq (11-9mCi) do radioisótopo Tc-99m no paciente.
- De 64,5 – 51,0kBq/ml, equivalente a administração de 300-237MBq (8-6mCi) do radioisótopo Tc-99m no paciente.
- De 46,0 – 35,2kBq/ml, equivalente a administração de 215-163MBq (6-4mCi) do radioisótopo Tc-99m no paciente.

- De 31,9 – 22,6kBq/ml, equivalente a administração de 148-104MBq (4-2,8mCi) do radioisótopo Tc-99m no paciente.

Tabela 7 - Avaliação da Razão Contraste-ruído, considerando os três intervalos de concentração da atividade no miocárdio.

Concentração da Atividade no Miocárdio (kBq/ml)	Parâmetro de Reconstrução	CNR
83,8	HD	3,98 ± 0,01
72,7	HD	4,02 ± 0,01
ANOVA: P valor	<0,05	0,002
64,5	HD	4,52 ± 0,02
56,1	HD	4,53 ± 0,02
51,0	HD	4,54 ± 0,02
ANOVA: P valor	<0,05	0,517
46,2	LD	4,49 ± 0,06
40,8	LD	4,46 ± 0,01
35,2	LD	4,44 ± 0,01
ANOVA: P valor	<0,05	0,152
31,9	LD	4,86 ± 0,02
28,0	LD	4,84 ± 0,04
25,7	LD	4,84 ± 0,04
22,6	LD	4,87 ± 0,02
ANOVA: P valor	<0,05	0,372

Fonte: O Autor (2016).

Observa-se que, para o primeiro intervalo analisado (altas concentrações de atividade) existe diferença estatística ($p < 0,05$) entre os valores de CNR. Para os outros intervalos analisados, observa-se que não existe diferença estatística entre os valores de CNR, dentro de um nível de significância de 5%.

Com base nesse resultado, podemos considerar que nos intervalos de atividade centrais (HD: 64,5 – 51,0 kBq/ml e LD: 46,0 – 35,2 kBq/ml) é possível reduzir a atividade administrada em 36% e 29%, respectivamente, sem que haja variação significativa estatisticamente nos valores da CNR. Com base nesse resultado, podemos concluir que os valores de CNR são superiores para atividades menores (46,0 – 35,2 kBq/ml), evidenciando que as imagens adquiridas com maiores atividades trazem maior ruído para a aquisição.

O valor médio de CNR neste trabalho, calculado no intervalo de 64,5 – 35,2 kBq/ml, é de $4,49 \pm 0,04$. Este valor é semelhante àquele encontrado por Imbert et al. (2012), de CNR = 4,6 quando analisa imagens de pacientes e do simulador antropomórfico para a câmara

Discovery NM 530c. Lui et al. (2015) obtém CNR = 3,8 para um simulador antropomórfico na câmara Discovery NM 530c.

Assim, comparando esses resultados com o de nossa pesquisa, observa-se que as imagens adquiridas para atividades menores, considerando o equivalente 148-104MBq (4-2,8 mCi) do radioisótopo Tc-99m no paciente, apresentam valores superiores aos valores CNR que vem sendo publicado na literatura.

A Tabela 8 apresenta os resultados do Contraste Efetivo na Lesão (CE) para as diferentes atividades utilizadas, para um tempo de aquisição fixo de 3 minutos, com as imagens reconstruídas com os dois parâmetros de reconstrução disponíveis no equipamento (HD - Alta Dose e LD - Baixa Dose).

Tabela 8 - Resultados do Contraste Efetivo na Lesão considerando o decaimento radioativo

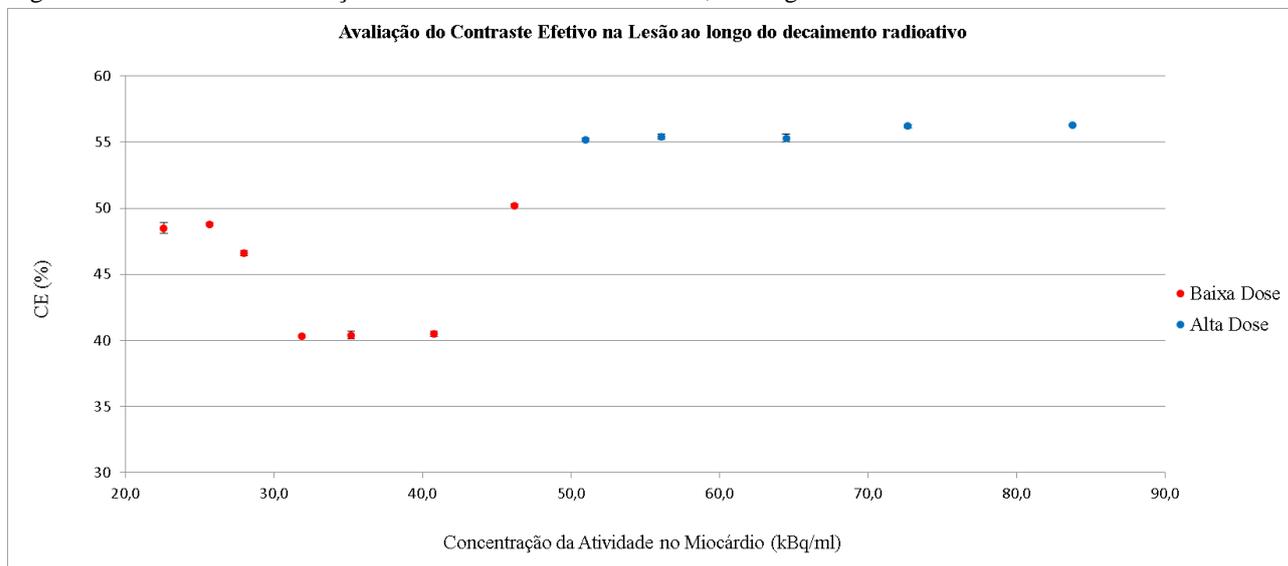
Concentração da Atividade no Miocárdio (kBq/ml)	Parâmetro de Reconstrução	CE (%)
83,8	HD	56,3 ± 0,1
72,7	HD	56,2 ± 0,1
64,5	HD	55,3 ± 0,3
56,1	HD	55,4 ± 0,2
51,0	HD	55,2 ± 0,1
ANOVA: P valor	<0,05	6,67E-11
46,2	LD	50,2 ± 0,1
40,8	LD	40,5 ± 0,2
35,2	LD	40,4 ± 0,3
31,9	LD	40,3 ± 0,1
28,0	LD	46,6 ± 0,2
25,7	LD	48,8 ± 0,1
22,6	LD	48,5 ± 0,4
ANOVA: P valor	<0,05	1,66E-18

Fonte: O Autor (2016).

A hipótese H_0 para o CNR foi rejeitada para ambos os parâmetros de reconstrução (HD e LD), pois p é muito menor do que 0,05, considerando as variações da concentração da atividade no miocárdio para as imagens adquiridas com os parâmetros HD (> 48 kBq/ml) como LD (< 48 kBq/ml). Assim, existe diferença estatística entre os valores de CNR para os parâmetros HD e LD, dentro de um nível de significância de 5%.

A figura 5.7, apresenta os resultados do Contraste Efetivo na Lesão para as aquisições de hora em hora, considerando o decaimento radioativo.

Figura 5.7 – Gráfico da Avaliação do Contraste Efetivo na Lesão, ao longo do decaimento radioativo.



Fonte: O Autor (2016).

O gráfico acima distintos comportamentos para o CE, para altas e baixas atividades. A fim de avaliarmos esses comportamentos, foram realizadas novas análises, considerando dois intervalos de concentração da atividade no miocárdio:

- De 64,5 – 51,0 kBq/ml, o equivalente a administração de 300-237MBq (8-6 mCi) do radioisótopo Tc-99m no paciente.
- De 46,0 – 31,9 kBq/ml, o equivalente a administração de 215-148MBq (6-4 mCi) do radioisótopo Tc-99m no paciente.

Tabela 9 - Avaliação do Contraste Efetivo na Lesão, considerando os dois intervalos de concentração da atividade

Concentração da Atividade no Miocárdio (kBq/ml)	Parâmetro de Reconstrução	CE (%)
64,5	HD	55,3 ± 0,3
56,1	HD	55,4 ± 0,2
51,0	HD	55,2 ± 0,1
ANOVA: P valor	<0,05	0,622
40,8	LD	40,5 ± 0,2
35,2	LD	40,4 ± 0,3
31,9	LD	40,3 ± 0,1
ANOVA: P valor	<0,05	0,441

Fonte: O Autor (2016).

Observa-se que, para os dois intervalos analisados internamente, não existe diferença estatística entre os valores de CE, dentro de um nível de significância de 5%.

Com base nesse resultado, podemos considerar que nos intervalos de atividade centrais (HD: 64,5 – 51,0 kBq/ml e LD: 40,8 – 31,9kBq/ml) é possível reduzir a atividade administrada em 20% e 22%, respectivamente, sem que haja variação significativa estatisticamente nos valores do CE. Com base nesse resultado, podemos sugerir que os valores de CE são superiores para atividades maiores (64,5 – 51,0 kBq/ml), evidenciando que as imagens adquiridas com maiores atividades trazem melhor contraste da lesão na região do miocárdio e melhor localização da lesão.

Zoccarato et al.(2015) apresenta os valores do CE de 55,8% e 59,3% para as câmaras Discovery NM 530c e D-SPECT, respectivamente, com 740MBq (20mCi). Em seu estudo, conclui que os valores do CE são comparáveis aos das câmaras convencionais que se encontram na faixa de 58 – 60%. Comparando esses valores com o resultado da nossa pesquisa, observa-se que nossas imagens, adquiridas com atividades consideradas como altas (equivalente à administração de 300-237MBq ou 8-6 mCi do radioisótopo Tc-99m no paciente) apresentam valores de CE similares ao apresentado no estudo de Zoccarato (2015), com possibilidade de redução a atividade administrada ao paciente.

Ao compararmos nosso resultado com o apresentado na literatura, podemos sugerir que para um mesmo valor de CE, podemos propor a redução da atividade administrada em 60% representando não somente uma redução da exposição do paciente à radiação como também, redução da exposição da equipe técnica e redução dos custos da clínica.

Observamos uma diminuição no valor de CE para as atividades menores, evidenciando que, para baixas atividades o contraste é menor, possivelmente devido ao fato da imagem ser suavizada pelo parâmetro de reconstrução LD.

5.3.2 VARIAÇÃO DO TEMPO DE AQUISIÇÃO

A Tabela 9 apresenta as aquisições que foram realizadas uma logo após a outra, desconsiderando o decaimento radioativo do radioisótopo e assim considerando que a concentração da atividade se manteve constante, com as imagens reconstruídas com o parâmetro de reconstrução LD e para as variações no tempo de aquisição: 3,0 e 5,0 minutos.

Tabela 10 - Resultados da Normalização do Desvio Padrão considerando os tempos de aquisição (3,0 e 5,0 minutos)

Tempo de Aquisição (min)	Parâmetro de Reconstrução	Concentração da Atividade no Miocárdio (kBq/ml)	NSD (%)
3,0	LD	51,0	29,4 ± 0,3
5,0	LD	51,0	30,5 ± 0,3
ANOVA: P valor		<0,05	8,90E-03
3,0	LD	28,0	31,2 ± 0,1
5,0	LD	28,0	31,4 ± 0,1
ANOVA: P valor		<0,05	0,057

Fonte: O Autor (2016).

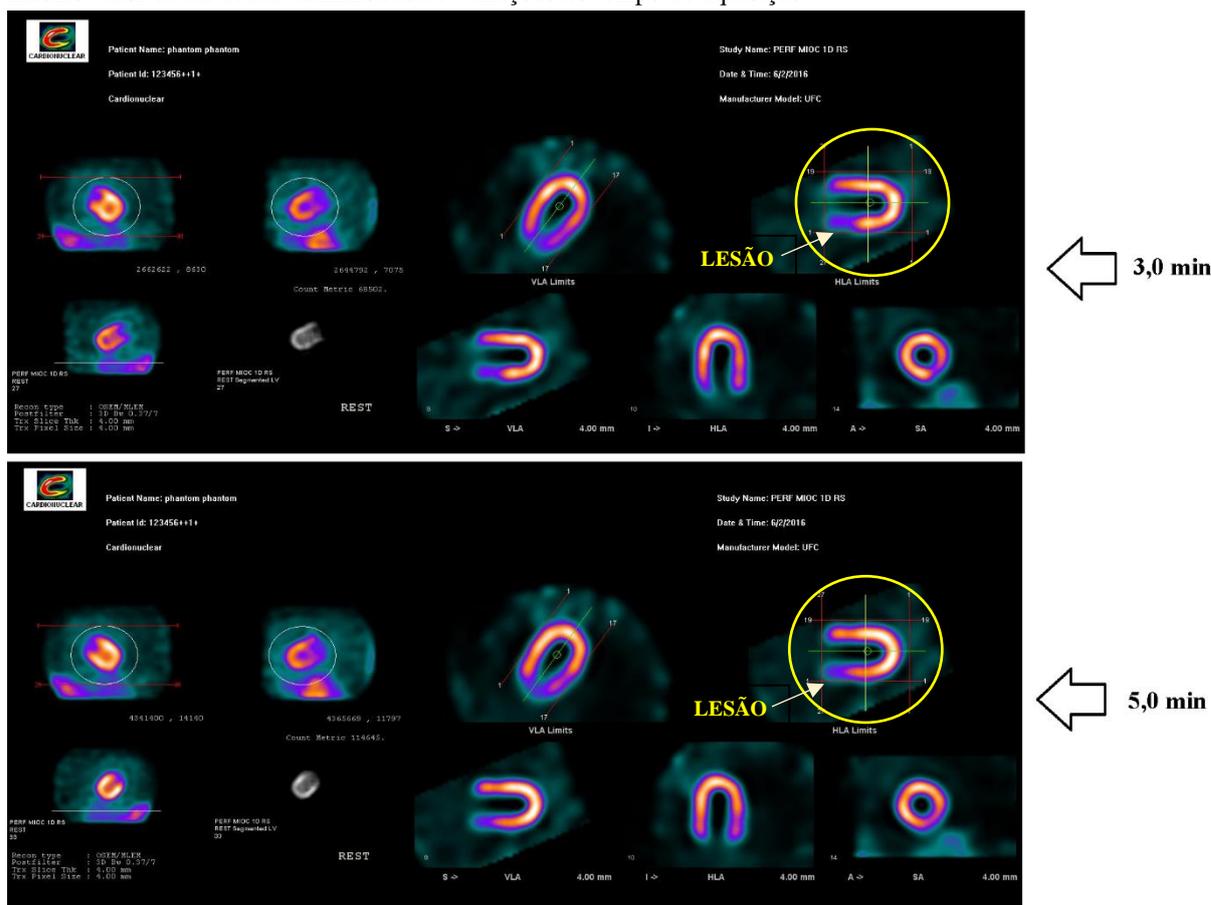
A hipótese H_0 para a NSD foi rejeitada para a primeira comparação, pois $p < 0,05$ para as variações do tempo de aquisição para as imagens adquiridas com o parâmetro de reconstrução LD. Assim, existe diferença estatística entre os valores de NSD para os tempos de aquisição de 3,0 e 5,0 minutos, dentro de um nível de significância de 5%.

A hipótese H_0 para a NSD foi aceita para a segunda comparação, pois $p > 0,05$ para as variações do tempo de aquisição para as imagens adquiridas com o parâmetro de reconstrução LD. O que significa que não existe diferença estatística entre os valores de NSD para os tempos de aquisição de 3,0 e 5,0 minutos, dentro de um nível de significância de 5%.

Com base nesse resultado, observa-se a necessidade da padronização de protocolos adequados e específicos para as imagens adquiridas em câmaras CZT, principalmente quando os valores de atividade ficam próximos aos valores que foram definidos pelo fabricante para os Parâmetros de Reconstrução a serem utilizados.

A Figura 5.8 mostra um comparativo visual para o parâmetro HD, para um mesmo valor de atividade administrada e variações no tempo de aquisição. A imagem em destaque amarelo, no canto superior direito das imagens nas aquisições de 3 e 5 minutos mostra a diferença na visualização da lesão na região ínfero-basal do miocárdio.

Figura 5.8 – Comparativo visual entre as imagens adquiridas com o Parâmetro de Reconstrução HD, para um mesmo valor de atividade administrada e variações no tempo de aquisição.



Fonte: O Autor (2016).

A Tabela 11 apresenta os resultados do Contraste entre a Parede do Ventrículo e a Cavidade (CC) para os tempos de aquisição de 3,0 e 5,0 minutos, usando o parâmetro de reconstrução LD - Baixa Dose.

Tabela 11 - Resultados do Contraste entre a Parede do Ventrículo e a Cavidade considerando os tempos de aquisição (3,0 e 5,0 minutos)

Tempo de Aquisição (min)	Parâmetro de Reconstrução	Concentração da Atividade no Miocárdio (kBq/ml)	CC
3,0	LD	51,0	83,3 ± 0,2
5,0	LD	51,0	87,4 ± 0,3
ANOVA: P valor		<0,05	2,81E-05
3,0	LD	28,0	85,8 ± 0,2
5,0	LD	28,0	85,8 ± 0,2
ANOVA: P valor		<0,05	0,851

Fonte: O Autor (2016).

A hipótese H_0 para o CC foi rejeitada para a primeira comparação, pois $p < 0,05$ para as variações do tempo de aquisição para as imagens adquiridas com o parâmetro de reconstrução LD. Assim, existe diferença estatística entre os valores de CC para os tempos de aquisição de 3,0 e 5,0 minutos, dentro de um nível de significância de 5%.

A hipótese H_0 para o CC foi aceita para a segunda comparação, pois $p > 0,05$ para as variações do tempo de aquisição para as imagens adquiridas com o parâmetro de reconstrução LD. O que significa que não existe diferença estatística entre os valores de CC para os tempos de aquisição de 3,0 e 5,0 minutos, dentro de um nível de significância de 5%.

Considerando o resultado encontrado, podemos observar que variações no tempo de aquisição da imagem não afetam o valor de CC significativamente. Comparando o resultado com o que vem sendo publicado na literatura (Imbert et. al (2012), Zoccaratto et. al. (2015) e Liu et. al (2015)), observamos que para uma atividade administrada menor conseguimos um CC ainda maior.

A Tabela 12 apresenta os resultados da Razão Contraste-ruído (CNR) para os tempos de aquisição de 3,0 e 5,0 minutos, usando o parâmetro de reconstrução LD - Baixa Dose.

Tabela 12 - Resultados da Razão Sinal-Ruído considerando os tempos de aquisição (3,0 e 5,0 minutos)

Tempo de Aquisição (min)	Parâmetro de Reconstrução	Concentração da Atividade no Miocárdio (kBq/ml)	CNR
3,0	LD	51,0	4,51 ± 0,01
5,0	LD	51,0	4,62 ± 0,02
ANOVA: P valor		<0,05	8,92E-05
3,0	LD	28,0	4,86 ± 0,04
5,0	LD	28,0	4,90 ± 0,01
ANOVA: P valor		<0,05	0,196

Fonte: O Autor (2016).

A hipótese H_0 para a CNR foi rejeitada para a primeira comparação, pois $p < 0,05$ para as variações do tempo de aquisição para as imagens adquiridas com o parâmetro de reconstrução LD. Assim, existe diferença estatística entre os valores de CNR para os tempos de aquisição de 3,0 e 5,0 minutos, dentro de um nível de significância de 5%.

A hipótese H_0 para a CNR foi aceita para a segunda comparação, pois $p > 0,05$ para as variações do tempo de aquisição para as imagens adquiridas com o parâmetro de reconstrução LD. O que significa que não existe diferença estatística entre os valores de CNR para os tempos de aquisição de 3,0 e 5,0 minutos, dentro de um nível de significância de 5%.

Considerando o resultado encontrado, podemos sugerir que o tempo de aquisição da imagem não afeta o valor de CNR. Comparando o resultado com o que vem sendo publicado na literatura (Imbert et. al (2012), Zoccaratto et. al. (2015) e Liu et. al (2015)), observamos que para uma atividade administrada menor conseguimos um CNR ainda maior.

A Tabela 13 apresenta os resultados do Contraste Efetivo na Lesão (CE) para os tempos de aquisição de 3,0 e 5,0 minutos, usando o parâmetro de reconstrução LD - Baixa Dose.

Tabela 13 - Resultados do Contraste Efetivo na Lesão considerando os tempos de aquisição (3,0 e 5,0 minutos).

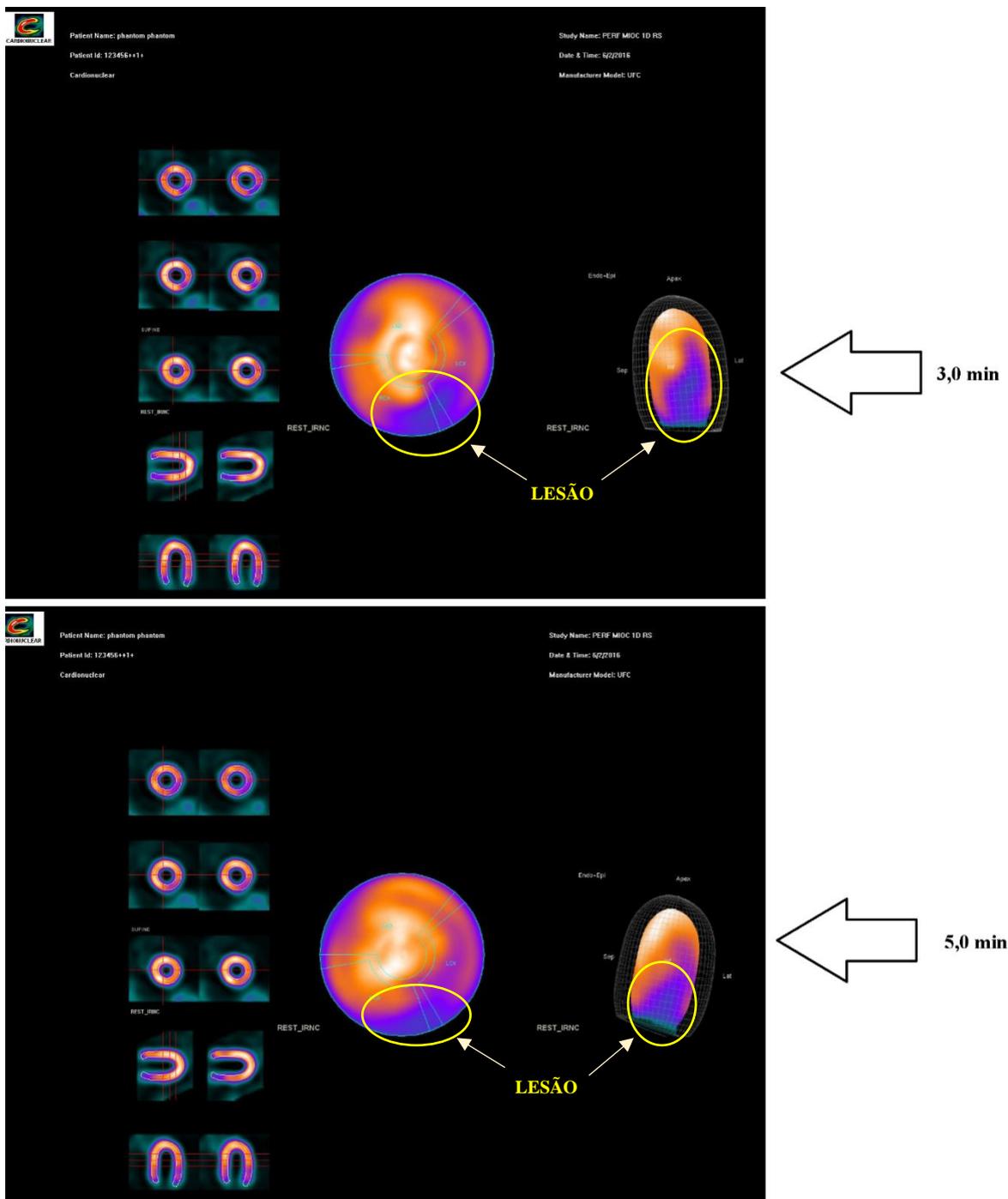
Tempo de Aquisição (min)	Parâmetro de Reconstrução	Concentração da Atividade no Miocárdio (kBq/ml)	CE (%)
3,0	LD	51,0	55,2 ± 0,1
5,0	LD	51,0	56,1 ± 0,1
ANOVA: P valor		<0,05	0,006
3,0	LD	28,0	46,4 ± 0,2
5,0	LD	28,0	55,6 ± 0,3
ANOVA: P valor		<0,05	1,99E-06

Fonte: O Autor (2016).

A hipótese H_0 para o CE foi rejeitada para as duas comparações, pois $p < 0,05$. Assim, existe diferença estatística entre os valores de CE para os tempos de aquisição de 3,0 e 5,0 minutos, dentro de um nível de significância de 5%.

A Figura 5.9 mostra um comparativo visual entre as imagens adquiridas em 3 e 5 min, com parâmetro HD. A imagem mostra a diferença na visualização da lesão na região ínfero-basal do miocárdio, mais evidente na imagem adquirida em 3 minutos.

Figura 5.9 – Comparativo visual entre as imagens adquiridas com o Parâmetro de Reconstrução HD, para um mesmo valor de atividade administrada e variações no tempo de aquisição. Região em destaque (na cor amarela) para a região da localização da lesão sólida.



Fonte: O Autor (2016).

5.3.3 VARIAÇÃO DO PARÂMETRO DE RECONSTRUÇÃO

A Tabela 14 apresenta as aquisições que foram realizadas uma logo após a outra, desconsiderando o decaimento radioativo do radioisótopo e assim considerando que a concentração da atividade se manteve constante, com o tempo de aquisição de 3,0 minutos e variações no Parâmetro de Reconstrução: LD e HD.

Tabela 14 - Resultados da Normalização do Desvio Padrão considerando os Parâmetros de Reconstrução LD e HD.

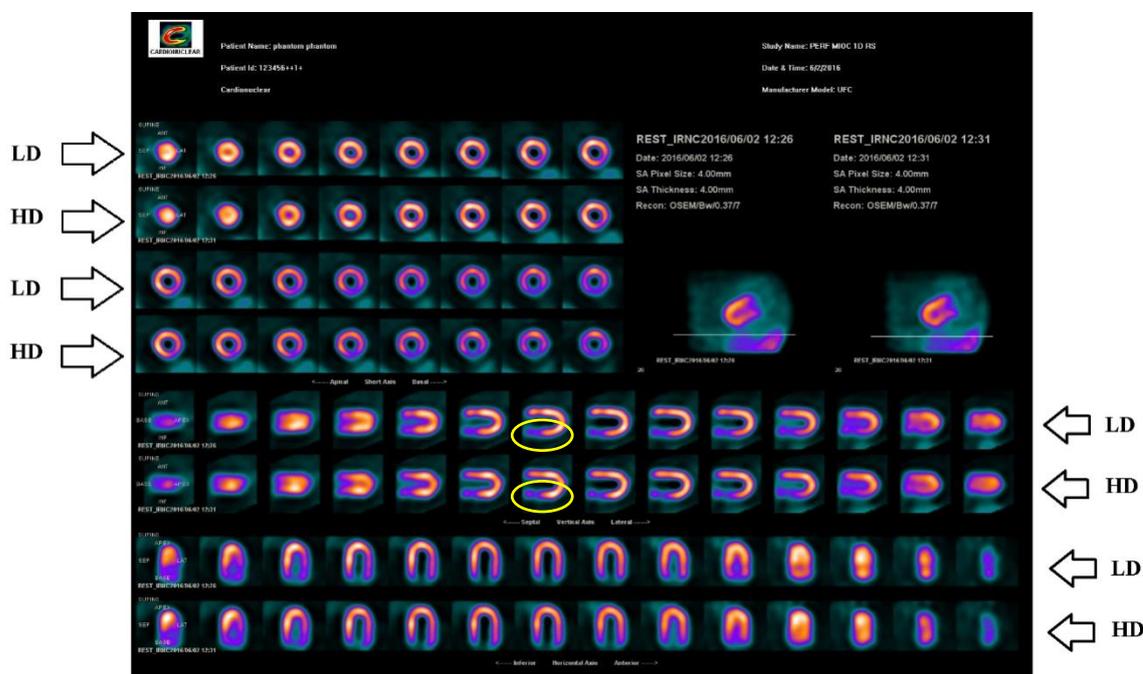
Parâmetro de Reconstrução	Tempo de Aquisição (min)	Concentração da Atividade no Miocárdio (kBq/ml)	NSD (%)
HD	3,0	64,0	15,4 ± 0,2
LD	3,0	64,0	13,6 ± 0,1
ANOVA: P valor		<0,05	7,42E-05
HD	3,0	46,0	32,2 ± 0,2
LD	3,0	46,0	29,7 ± 0,2
ANOVA: P valor		<0,05	4,52E-05

Fonte: O Autor (2016).

A hipótese H_0 foi rejeitada para as duas comparações, pois $p < 0,05$. O que significa que existe diferença estatística entre os valores de NSD para os parâmetros HD e LD, dentro de um nível de significância de 5%. Assim, a mudança de parâmetro de reconstrução afeta significativamente a NSD das imagens, nas duas faixas de atividade.

A Figura 5.10 mostra um comparativo visual entre as imagens adquiridas em 3 min, reconstruídas com os parâmetros HD e LD. A imagem mostra claramente a diferença na visualização da lesão na região ínfero-basal do miocárdio, mais evidente na imagem reconstruída com o parâmetro HD.

Figura 5.10 – Comparativo visual entre as imagens adquiridas, para um mesmo valor de atividade administrada e tempo de aquisição, variando o Parâmetro de Reconstrução LD (acima) e HD (abaixo). Região em destaque (na cor amarela) para a região da localização da lesão sólida.

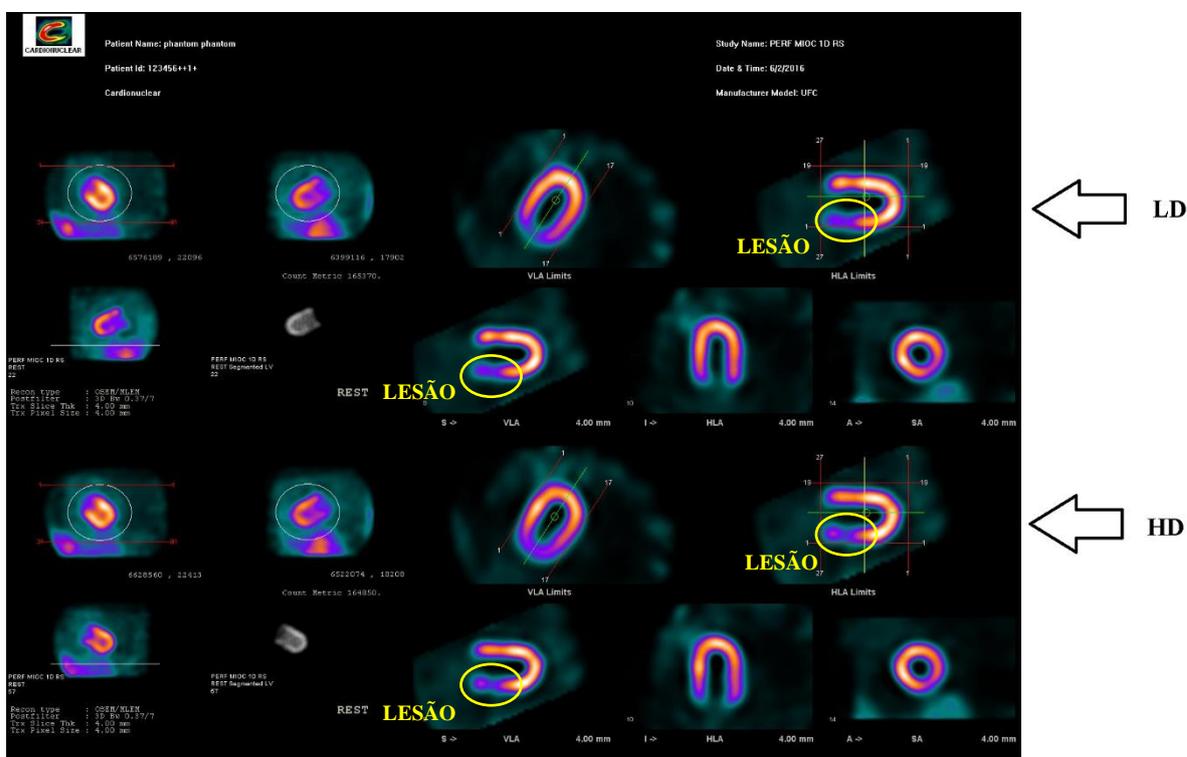


Fonte: O Autor (2016).

Conforme pode-se observar nas imagens de captura da tela da estação de trabalho do equipamento, as imagens cardíacas adquiridas com o parâmetro LD apresentam maior suavização, diminuindo o nível de contraste da lesão se comparado com as imagens adquiridas com o parâmetro HD, para um mesmo valor de atividade administrada.

A Figura 5.11 mostra uma outra forma de visualização das imagens adquiridas em 3 min, reconstruídas com os parâmetros HD e LD. A imagem mostra claramente a diferença na visualização da lesão na região ínfero-basal do miocárdio, mais evidente na imagem reconstruída com o parâmetro HD, no canto superior direito.

Figura 5.11 – Comparativo visual entre as imagens adquiridas com o Parâmetro de Reconstrução LD (acima) e HD (abaixo), para um mesmo valor de atividade administrada e tempo de aquisição. Região em destaque (na cor amarela) para a região da localização da lesão sólida.



Fonte: O Autor (2016).

A Tabela 15 apresenta os resultados do Contraste entre a Parede do Ventrículo e a Cavidade (CC) para os parâmetros HD e LD, mantendo constante o tempo de aquisição de 3,0 minutos e desconsiderando o decaimento radioativo.

Tabela 15 - Resultados do Contraste entre a Parede do Ventrículo e a Cavidade considerando os Parâmetros de Reconstrução LD e HD.

Parâmetro de Reconstrução	Tempo de Aquisição (min)	Concentração da Atividade no Miocárdio (kBq/ml)	CC
HD	3,0	64,0	87,3 ± 0,3
LD	3,0	64,0	77,4 ± 0,2
ANOVA: P valor		<0,05	4,75E-07
HD	3,0	46,0	88,4 ± 0,3
LD	3,0	46,0	63,2 ± 0,1
ANOVA: P valor		<0,05	2,13-08

Fonte: O Autor (2016).

A hipótese H_0 foi rejeitada para as duas comparações, pois $p < 0,05$. O que significa que existe diferença estatística entre os valores de CC para os parâmetros HD e LD, dentro de um nível de significância de 5%. Assim, a mudança de parâmetro de reconstrução afeta significativamente o CC das imagens, nas duas faixas de atividade.

A Tabela 16 apresenta os resultados da Razão Contraste-ruído (CNR) para os parâmetros HD e LD, mantendo constante o tempo de aquisição de 3,0 minutos e desconsiderando o decaimento radioativo.

Tabela 16 - Resultados da Razão Sinal-Ruído considerando os Parâmetros de Reconstrução LD e HD.

Parâmetro de Reconstrução	Tempo de Aquisição (min)	Concentração da Atividade no Miocárdio (kBq/ml)	CNR
HD	3,0	64,0	87,3 ± 0,3
LD	3,0	64,0	77,4 ± 0,2
ANOVA: P valor		<0,05	4,75E-07
HD	3,0	46,0	88,4 ± 0,3
LD	3,0	46,0	63,2 ± 0,1
ANOVA: P valor		<0,05	2,13-08

Fonte: O Autor (2016).

A hipótese H_0 foi rejeitada para as duas comparações, pois $p < 0,05$. O que significa que existe diferença estatística entre os valores de CNR para os parâmetros LD e HD, dentro de um nível de significância de 5%. Assim, a mudança de parâmetro de reconstrução afeta significativamente a CNR das imagens, nas duas faixas de atividade.

Considerando o resultado encontrado, podemos observar que o valor de CNR fica abaixo dos resultados que vem sendo publicados na literatura (Imbert et. al (2012), Zoccaratto et. al. (2015) e Liu et. al (2015)). Logo, confirma-se a necessidade da padronização de protocolos adequados e específicos para as imagens adquiridas em câmaras CZT, principalmente quando os valores de atividade ficam próximos aos valores que foram definidos pelo fabricante para os Parâmetros de Reconstrução a serem utilizados.

A Tabela 17 apresenta os resultados do Contraste Efetivo na Lesão (CE) para os parâmetros LD e HD, mantendo constante o tempo de aquisição de 3,0 minutos e desconsiderando o decaimento radioativo.

Tabela 17 - Resultados do Contraste Efetivo na Lesão considerando os Parâmetros de Reconstrução LD e HD.

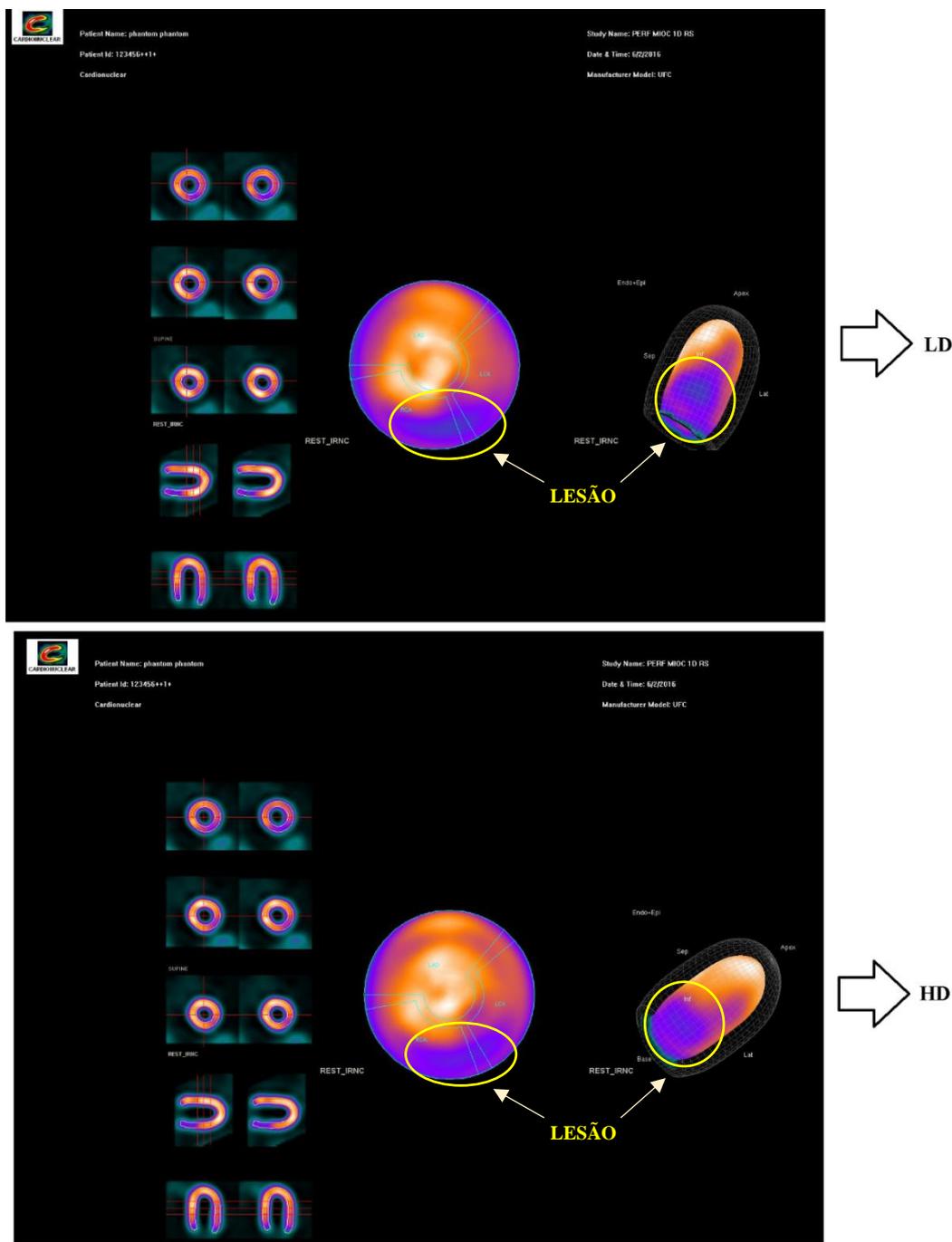
Parâmetro de Reconstrução	Tempo de Aquisição (min)	Concentração da Atividade no Miocárdio (kBq/ml)	CE (%)
HD	3,0	64,0	55,0 ± 0,2
LD	3,0	64,0	40,4 ± 0,2
ANOVA: P valor		<0,05	3,19E-08
HD	3,0	46,0	55,2 ± 0,1
LD	3,0	46,0	40,3 ± 0,1
ANOVA: P valor		<0,05	6,01E-10

Fonte: O Autor (2016).

A hipótese H_0 foi rejeitada para as duas comparações, pois $p < 0,05$. O que significa que existe diferença estatística entre os valores de CE para os parâmetros HD e LD, dentro de um nível de significância de 5%. Assim, a mudança de parâmetro de reconstrução afeta significativamente o CE das imagens, nas duas faixas de atividade.

A Figura 5.12 mostra um comparativo visual entre as imagens adquiridas em 3 min, com os parâmetros HD e LD. A imagem mostra a diferença na visualização da lesão na região ínfero-basal do miocárdio, mais evidente na imagem reconstruída com o parâmetro LD.

Figura 5.12 – Comparativo entre as imagens adquiridas com os Parâmetros de Reconstrução HD e LD, para um mesmo valor de atividade administrada e tempo de aquisição. Região em destaque (na cor amarela) para a região da localização da lesão sólida.



Fonte: O Autor (2016).

Confirma-se a necessidade da padronização de protocolos adequados e específicos para as imagens adquiridas em câmaras CZT, principalmente quando os valores de atividade ficam próximos aos valores que foram definidos pelo fabricante para a mudança dos parâmetros de reconstrução a serem utilizados.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Como resultado da pesquisa foi possível observar que variações no tempo de aquisição das imagens SPECT adquiridas com detectores de estado sólido do tipo CZT não afetam os valores de indicadores de qualidade, diferentemente dos parâmetros de reconstrução e atividade administrada. O parâmetro de reconstrução é o que mais afeta os indicadores de qualidade das imagens, o que exige que, na prática clínica, seja necessário definir um protocolo de aquisição para cada valor de atividade a ser administrada, de acordo com as características antropométricas do paciente. A escolha do parâmetro de reconstrução é particularmente sensível quando os valores de concentração de atividade estão próximos ao limiar indicado pelo fabricante para uso dos parâmetros HD ou LD.

Conclui-se que a atividade a ser administrada aos pacientes que adquirem imagens em sistemas SPECT com detectores de estado sólido do tipo CZT pode ser reduzida sem alteração significativa da qualidade da imagem. Valores de concentração de atividade menores que o limiar indicado pelo fabricante (<48 kBq/ml no miocárdio) ainda apresentam resultado satisfatório em termos de indicadores quantitativos (contraste na cavidade) e qualitativos das imagens (visibilidade da lesão).

A variação do tempo de aquisição entre 3 e 5 minutos, para um valor de concentração da atividade específico, não apresenta variação significativa dos indicadores de qualidade da imagem para uma grande faixa de valores de concentração de atividade. Foi possível observar que pequenas variações no tempo de aquisição para diferentes valores de concentração da atividade administrada afetam significativamente os valores dos indicadores de qualidade, apenas quando próximos ao limiar estabelecido para uso do parâmetro de reconstrução LD ou HD.

Conclui-se que as imagens podem ser adquiridas com um tempo de 3 minutos, permitindo o aumento do fluxo de trabalho da clínica e gerando menor desconforto ao paciente durante a realização do exame.

Novas investigações devem ser realizadas para confirmar tais resultados com imagens de pacientes, visto que este estudo foi realizado com um simulador antropomórfico de torso com dimensões fixas. Maiores estudos devem ser considerados para avaliar os impactos das variações nos protocolos de aquisição, quando são consideradas variações extremas das características antropométricas do paciente, como altos e baixos índices de massa corporal.

REFERÊNCIAS

- ACAMPA, W. BUECHEL, R. R., GIMELLI, A. Low dose in nuclear cardiology: state of the art in the era of new cadmium–zinc–telluride cameras. **European Heart Journal – Cardiovascular Imaging**, v. 17, p. 591–595, 2016.
- BOCHER, M., et al. A fast cardiac gamma camera with dynamic SPECT capabilities: design, system validation and future potential. **European Heart Journal – Cardiovascular Imaging**, v. 37, p.1887–1902, 2010.
- DUVALL, W. L., et al. Reduced isotope dose and imaging time with a high-efficiency CZT SPECT camera. **Journal of Nuclear Cardiology**, v. 18, p. 847 – 857, 2012.
- GARCIA, E. V., FABER, L. T., ESTEVES, P. F. Cardiac Dedicated Ultrafast SPECT Cameras: New Designs and Clinical Implications. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 52, p. 210-217, 2011.
- Fiechter, M., et al. Cadmium-Zinc-Telluride Myocardial Perfusion Imaging in Obese Patients. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 53, p. 1401-1406, 2012.
- GE Healthcare (1). **Discovery NM 530c & NM/CT 570c Imaging Performance Measurements**, 2011.
- GE Healthcare (1). **Discovery NM 530c Guia do Usuário**, 2009.
- HERZOG, B. A., et al. Nuclear Myocardial Perfusion Imaging with a Cadmium-Zinc-Telluride Detector Technique: Optimized Protocol for Scan Time Reduction. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 51, p.46-51, 2010.
- HINDORF, C., et al. Importance of correct patient positioning in myocardial perfusion SPECT when using a CZT camera. **Journal of Nuclear Cardiology**, v. 21, p. 695–702, 2014.
- IMBERT, L., et al. Compared performance of high-sensitivity cameras dedicated to myocardial perfusion SPECT: a comprehensive analysis of phantom and human images. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 53, n. 12, p. 1897–903, 2012.
- IMBERT, L., et al. CZT cameras: A technological jump for myocardial perfusion SPECT. **Journal of Nuclear Cardiology**, v. 23, n. 4, p. 894-896, 2015.
- LIU, C., et al. A performance comparison of novel cadmium–zinc–telluride camera and conventional SPECT/CT using anthropomorphic torso phantom and water bags to simulate soft tissue and breast attenuation. **Annals of Nuclear Medicine**, v.29, p.342–350, 2015.
- MATTSON E., **The Alcyone CZT SPECT camera. Evaluation of performance using phantom measurement and Monte Carlo simulations**. 36 f. Dissertação (mestrado) - Clinical Sciences, Lund University, 2013.
- MIYAGAWA, M., et al. Emerging Trends and Future Perspective of Novel Cardiac SPECT Technology. **Perspectives on Nuclear Medicine for Molecular Diagnosis and Integrated Therapy**, v. 14, p. 183–191, 2016.
- ODDSTIG, J., et al. Reduced administered activity, reduced acquisition time, and preserved image quality for the new CZT camera. **Journal of Nuclear Cardiology**, v.1, n. 20, p. 38 -44, 2012.
- OLDAN, J. D., et al. Prognostic value of the cadmium-zinc-telluride camera: A comparison with a conventional (Anger) camera. **Journal of Nuclear Cardiology**, 2015.
- PERRIN, M., et al. Stress-first protocol for myocardial perfusion SPECT imaging with semiconductor cameras: high diagnostic performances with significant reduction in patient

- radiation doses. **Europe Journal Nuclear Medicine Molecular Imaging**, v. 42, p.1004-1011, 2015.
- PICCINELLI, M., GARCIA, E. Advances in Single-Photon Emission Computed Tomography Hardware and Software. **The Clinics Cardiology**, v. 34, p1-11, 2016.
- PLEŚNIAK, J. Single Photon Emission Computed Tomography as a diagnostic method in ischemic heart disease – basic technical aspects. **Polish Journal of Radiology**, v. 76, p.49-52, 2011.
- SHARIR, M. D. T., SLOMKA, P. J.,BERMAN, D. S. Solid-State SPECT technology: fast and furious. **Journal Nuclear Cardiology**, v. 17, p. 890–896, 2010.
- SLOMKA, P. J, et al. Advances in technical aspects of myocardial perfusion SPECT imaging. **Journal Nuclear Cardiology**, v. 16, p.255-276, 2009.
- SLOMKA, P. J., BERMAN, D. S., GERMANO, G. New Cardiac Cameras: Single-Photon Emission CT and PET. **Seminary Nuclear Medicine**, v. 44, p. 232-251, 2014.
- TAKAHASHI, Y., et al. Performance of a semiconductor SPECT system: Comparison with a conventional Anger-type SPECT instrument. **Annals of Nuclear Medicine**, v. 27, n. 1, p. 11–16, 2013.
- THOM, A. F. **Manual de Medicina Nuclear em Cardiologia** 1. Ed. São Paulo: Grupo São Camilo, 2012.
- ZANDONÁ, E. A. **Gama Câmara CZT: Alteração de Paradigmas na Aquisição de Imagens de Medicina Nuclear**. 55 f. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) - Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Instituto de Biociências de Botucatu, Botucatu, 2010.
- ZANDONÁ, E. A. **Quantificação da resolução do Sistema SPECT- CZT através do uso da Função de Transferência Modulada (MTF)**. 48 f. Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Instituto de Biociências de Botucatu, Botucatu, 2013.
- ZOCCARATTO, O., et. al. Comparative analysis of cadmium-zincum telluride cameras dedicated to myocardial perfusion SPECT: A phantom study. **Journal of Nuclear Cardiology**, v. 23, n. 4, p. 885-393, 2015.

APÊNDICE A – Relatórios dos Testes de Aceitação

Bad Pixels Check Report

Status: [Passed](#)

Camera name: UFC

IP address: 192.168.251.192

Date: 24/06/2014 19:06:51

User name: Service user

Input parameters

Name	Value
ImageName	Periodic QC_06_24_2014_19_03_56
Isotope	Open
MapName	Open
Heads	1,3,5,7,9,10,11,12,13,14,15,16,17,18,19,21,23,25,27
Peak	140.5
ChannelSize	0.5
PhaLocation	281.0
EnergyLow	0.0
EnergyHigh	255.0
ReportName	noisy_pixels_update/open/report_0005

Other_trailing

Name	Value	Status	Rule
Number of detectors with clusters bigger than 7 bad pixels	0	Passed	<=3.0

Detector 1

Name	Value	Status	Rule
Detector #1 Central bad pixels	6	Passed	<=30.0
Detector #1 Max cluster size in secondary area	1	Passed	<=16.0
Detector #1 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8.0

Detector 3

Name	Value	Status	Rule
Detector #3 Central bad pixels	2	Passed	<=30.0
Detector #3 Max cluster size in secondary area	2	Passed	<=16.0
Detector #3 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8.0

Detector 5

Name	Value	Status	Rule
Detector #5 Central bad pixels	5	Passed	<=30.0
Detector #5 Max cluster size in secondary area	1	Passed	<=16.0
Detector #5 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8.0

Detector 7

Name	Value	Status	Rule
Detector #7 Central bad pixels	3	Passed	<=30.0
Detector #7 Max cluster size in secondary area	1	Passed	<=16.0
Detector #7 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8.0

Detector 9

Name	Value	Status	Rule
Detector #9 Central bad pixels	1	Passed	<=30.0
Detector #9 Max cluster size in secondary area	1	Passed	<=16.0
Detector #9 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8.0

Detector 10

Name	Value	Status	Rule
Detector #10 Central bad pixels	6	Passed	<=30.0
Detector #10 Max cluster size in secondary area	2	Passed	<=16.0
Detector #10 Max cluster size in primary area	2	Passed	<=8.0

Detector 11

Name	Value	Status	Rule
Detector #11 Central bad pixels	1	Passed	<=30.0
Detector #11 Max cluster size in secondary area	1	Passed	<=16.0
Detector #11 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8.0

Detector 12

Name	Value	Status	Rule
Detector #12 Central bad pixels	1	Passed	<=30.0
Detector #12 Max cluster size in secondary area	1	Passed	<=16.0
Detector #12 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8.0

Detector 13

Name	Value	Status	Rule
Detector #13 Central bad pixels	0	Passed	<=30.0
Detector #13 Max cluster size in secondary area	0	Passed	<=16.0
Detector #13 Max cluster size in primary area	0	Passed	<=8.0

Detector 14

Name	Value	Status	Rule
Detector #14 Central bad pixels	3	Passed	<=30.0
Detector #14 Max cluster size in secondary area	1	Passed	<=16.0
Detector #14 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8.0

Detector 15

Name	Value	Status	Rule
Detector #15 Central bad pixels	0	Passed	<=30.0
Detector #15 Max cluster size in secondary area	0	Passed	<=16.0
Detector #15 Max cluster size in primary area	0	Passed	<=8.0

Detector 16

Name	Value	Status	Rule
Detector #16 Central bad pixels	0	Passed	<=30.0
Detector #16 Max cluster size in secondary area	0	Passed	<=16.0
Detector #16 Max cluster size in primary area	0	Passed	<=8.0

Detector 17

Name	Value	Status	Rule
Detector #17 Central bad pixels	0	Passed	<=30.0
Detector #17 Max cluster size in secondary area	0	Passed	<=16.0
Detector #17 Max cluster size in primary area	0	Passed	<=8.0

Detector 18

Name	Value	Status	Rule
Detector #18 Central bad pixels	4	Passed	<=30.0
Detector #18 Max cluster size in secondary area	2	Passed	<=16.0
Detector #18 Max cluster size in primary area	2	Passed	<=8.0

Detector 19

Name	Value	Status	Rule
Detector #19 Central bad pixels	4	Passed	<=30.0
Detector #19 Max cluster size in secondary area	1	Passed	<=16.0
Detector #19 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8.0

Detector 21

Name	Value	Status	Rule
Detector #21 Central bad pixels	1	Passed	<=30.0
Detector #21 Max cluster size in secondary area	1	Passed	<=16.0
Detector #21 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8.0

Detector 23

Name	Value	Status	Rule
Detector #23 Central bad pixels	6	Passed	<=30.0
Detector #23 Max cluster size in secondary area	2	Passed	<=16.0
Detector #23 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8.0

Detector 25

Name	Value	Status	Rule
Detector #25 Central bad pixels	2	Passed	<=30.0
Detector #25 Max cluster size in secondary area	1	Passed	<=16.0
Detector #25 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8.0

Detector 27

Name	Value	Status	Rule
Detector #27 Central bad pixels	1	Passed	<=30.0
Detector #27 Max cluster size in secondary area	1	Passed	<=16.0
Detector #27 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8.0

Background Acquisition 1 Report

Status: [Passed](#)

Camera name: UFC

IP address: 192.168.251.192

Date: 24/06/2014 19:05:07

User name: Service user

Input parameters

Name	Value
Energy session	Open
Isotope	Open
Stop on time	10 Sec.
Energy acquisition - channelsize	0.5
Energy acquisition - PHA location	281.0 Kev
ReportName	energyacq/report_0036

Energy Map Update Report

Status: [Passed](#)

Camera name: UFC

IP address: 192.168.251.192

Date: 24/06/2014 19:36:16

User name: Service user

Input parameters

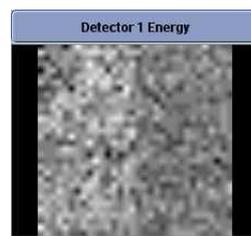
Name	Value
ImageName	Periodic QC_06_24_2014_19_03_56
Isotope	Co57
MapName	Inter
Heads	1,3,5,7,9,10,11,12,13,14,15,16,17,18,19,21,23,25,27
Peak	122.0
ChannelSize	0.5
PhaLocation	244.0
EnergyLow	109.8
EnergyHigh	134.2
ReportName	energymapupdate/co57/report_0007

Summary

Maps creation summary		
Map name	Status	Comments
map.1.e.Inter	Passed	
map.3.e.Inter	Passed	
map.10.e.Inter	Passed	
map.11.e.Inter	Passed	
map.12.e.Inter	Passed	
map.13.e.Inter	Passed	
map.19.e.Inter	Passed	
map.21.e.Inter	Passed	
map.5.e.Inter	Passed	
map.14.e.Inter	Passed	
map.15.e.Inter	Passed	
map.23.e.Inter	Passed	
map.7.e.Inter	Passed	
map.9.e.Inter	Passed	
map.16.e.Inter	Passed	
map.17.e.Inter	Passed	
map.18.e.Inter	Passed	
map.25.e.Inter	Passed	
map.27.e.Inter	Passed	

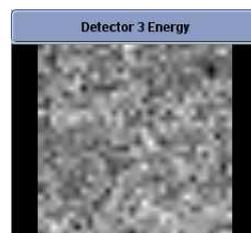
Detector 1

Name	Value	Status	Rule
Detector #1 Average offset	143.121	N/A	N/A
Detector #1 Maximal offset	1636.941	N/A	N/A
Detector #1 Maximal number of counts	11722.000	N/A	N/A
Detector #1 Minimal offset	-138.687	N/A	N/A
Detector #1 Minimal number of counts	0.000	N/A	N/A
Detector #1 Average number of counts	5883.000	N/A	N/A
Detector #1 Map File Name	map.1.e.Inter	N/A	N/A



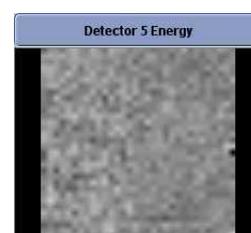
Detector 3

Name	Value	Status	Rule
Detector #3 Average offset	138.720	N/A	N/A
Detector #3 Maximal offset	452.111	N/A	N/A
Detector #3 Maximal number of counts	14341.000	N/A	N/A
Detector #3 Minimal offset	-178.145	N/A	N/A
Detector #3 Minimal number of counts	0.000	N/A	N/A
Detector #3 Average number of counts	7060.000	N/A	N/A
Detector #3 Map File Name	map.3.e.Inter	N/A	N/A



Detector 5

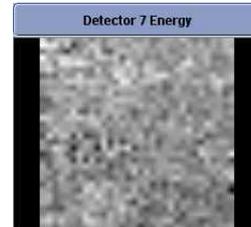
Name	Value	Status	Rule
Detector #5 Average offset	155.920	N/A	N/A
Detector #5 Maximal offset	1430.704	N/A	N/A
Detector #5 Maximal number of counts	10438.000	N/A	N/A



Detector #5 Minimal offset	-458.946	N/A	N/A
Detector #5 Minimal number of counts	0.000	N/A	N/A
Detector #5 Average number of counts	5809.000	N/A	N/A
Detector #5 Map File Name	map.5.e.Inter	N/A	N/A

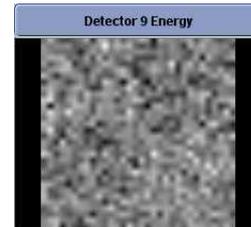
Detector 7

Name	Value	Status	Rule
Detector #7 Average offset	135.543	N/A	N/A
Detector #7 Maximal offset	507.382	N/A	N/A
Detector #7 Maximal number of counts	8194.000	N/A	N/A
Detector #7 Minimal offset	-163.343	N/A	N/A
Detector #7 Minimal number of counts	0.000	N/A	N/A
Detector #7 Average number of counts	4765.000	N/A	N/A
Detector #7 Map File Name	map.7.e.Inter	N/A	N/A



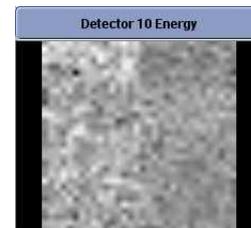
Detector 9

Name	Value	Status	Rule
Detector #9 Average offset	150.886	N/A	N/A
Detector #9 Maximal offset	442.214	N/A	N/A
Detector #9 Maximal number of counts	6710.000	N/A	N/A
Detector #9 Minimal offset	-150.640	N/A	N/A
Detector #9 Minimal number of counts	0.000	N/A	N/A
Detector #9 Average number of counts	4338.000	N/A	N/A
Detector #9 Map File Name	map.9.e.Inter	N/A	N/A



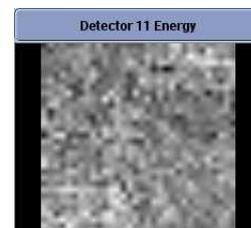
Detector 10

Name	Value	Status	Rule
Detector #10 Average offset	162.896	N/A	N/A
Detector #10 Maximal offset	637.679	N/A	N/A
Detector #10 Maximal number of counts	11904.000	N/A	N/A
Detector #10 Minimal offset	-128.496	N/A	N/A
Detector #10 Minimal number of counts	0.000	N/A	N/A
Detector #10 Average number of counts	6042.000	N/A	N/A
Detector #10 Map File Name	map.10.e.Inter	N/A	N/A



Detector 11

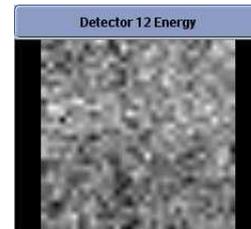
Name	Value	Status	Rule
Detector #11 Average offset	207.534	N/A	N/A
Detector #11 Maximal offset	508.034	N/A	N/A



Detector #11 Maximal number of counts	9814.000	N/A	N/A
Detector #11 Minimal offset	-91.698	N/A	N/A
Detector #11 Minimal number of counts	0.000	N/A	N/A
Detector #11 Average number of counts	6287.000	N/A	N/A
Detector #11 Map File Name	map.11.e.Inter	N/A	N/A

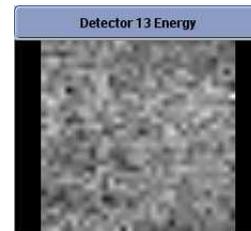
Detector 12

Name	Value	Status	Rule
Detector #12 Average offset	176.346	N/A	N/A
Detector #12 Maximal offset	458.010	N/A	N/A
Detector #12 Maximal number of counts	12297.000	N/A	N/A
Detector #12 Minimal offset	-109.684	N/A	N/A
Detector #12 Minimal number of counts	0.000	N/A	N/A
Detector #12 Average number of counts	7139.000	N/A	N/A
Detector #12 Map File Name	map.12.e.Inter	N/A	N/A



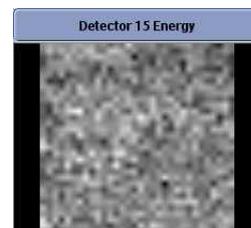
Detector 13

Name	Value	Status	Rule
Detector #13 Average offset	204.765	N/A	N/A
Detector #13 Maximal offset	559.140	N/A	N/A
Detector #13 Maximal number of counts	12667.000	N/A	N/A
Detector #13 Minimal offset	-55.756	N/A	N/A
Detector #13 Minimal number of counts	2174.000	N/A	N/A
Detector #13 Average number of counts	6990.000	N/A	N/A
Detector #13 Map File Name	map.13.e.Inter	N/A	N/A



Detector 14

Name	Value	Status	Rule
Detector #14 Average offset	154.717	N/A	N/A
Detector #14 Maximal offset	529.624	N/A	N/A
Detector #14 Maximal number of counts	9205.000	N/A	N/A
Detector #14 Minimal offset	-124.463	N/A	N/A
Detector #14 Minimal number of counts	0.000	N/A	N/A
Detector #14 Average number of counts	5811.000	N/A	N/A
Detector #14 Map File Name	map.14.e.Inter	N/A	N/A



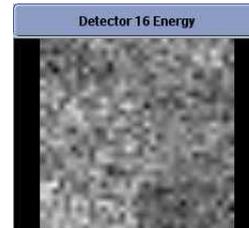
Detector 15

Name	Value	Status	Rule
Detector #15 Average offset	202.786	N/A	N/A

Detector #15 Maximal offset	507.220	N/A	N/A
Detector #15 Maximal number of counts	7844.000	N/A	N/A
Detector #15 Minimal offset	-73.974	N/A	N/A
Detector #15 Minimal number of counts	2099.000	N/A	N/A
Detector #15 Average number of counts	5181.000	N/A	N/A
Detector #15 Map File Name	map.15.e.Inter	N/A	N/A

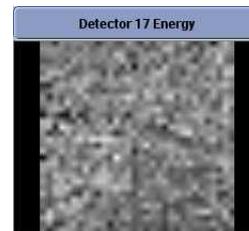
Detector 16

Name	Value	Status	Rule
Detector #16 Average offset	154.383	N/A	N/A
Detector #16 Maximal offset	476.095	N/A	N/A
Detector #16 Maximal number of counts	7418.000	N/A	N/A
Detector #16 Minimal offset	-159.288	N/A	N/A
Detector #16 Minimal number of counts	2174.000	N/A	N/A
Detector #16 Average number of counts	4831.000	N/A	N/A
Detector #16 Map File Name	map.16.e.Inter	N/A	N/A



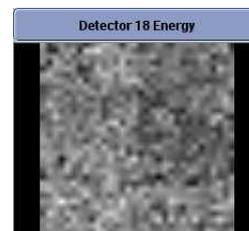
Detector 17

Name	Value	Status	Rule
Detector #17 Average offset	149.406	N/A	N/A
Detector #17 Maximal offset	453.895	N/A	N/A
Detector #17 Maximal number of counts	6636.000	N/A	N/A
Detector #17 Minimal offset	-237.752	N/A	N/A
Detector #17 Minimal number of counts	2007.000	N/A	N/A
Detector #17 Average number of counts	4390.000	N/A	N/A
Detector #17 Map File Name	map.17.e.Inter	N/A	N/A



Detector 18

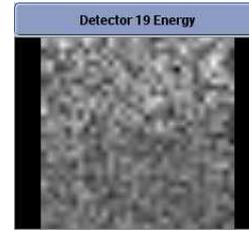
Name	Value	Status	Rule
Detector #18 Average offset	140.821	N/A	N/A
Detector #18 Maximal offset	418.842	N/A	N/A
Detector #18 Maximal number of counts	6851.000	N/A	N/A
Detector #18 Minimal offset	-179.652	N/A	N/A
Detector #18 Minimal number of counts	0.000	N/A	N/A
Detector #18 Average number of counts	4307.000	N/A	N/A
Detector #18 Map File Name	map.18.e.Inter	N/A	N/A



Detector 19

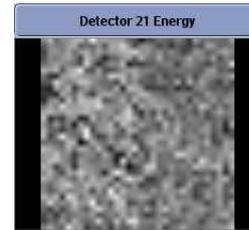
Name	Value	Status	Rule
------	-------	--------	------

Detector #19 Average offset	186.230	N/A	N/A
Detector #19 Maximal offset	519.185	N/A	N/A
Detector #19 Maximal number of counts	12617.000	N/A	N/A
Detector #19 Minimal offset	-108.478	N/A	N/A
Detector #19 Minimal number of counts	0.000	N/A	N/A
Detector #19 Average number of counts	5793.000	N/A	N/A
Detector #19 Map File Name	map.19.e.Inter	N/A	N/A



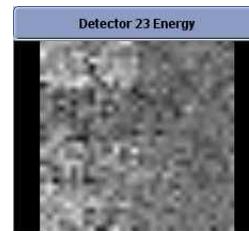
Detector 21

Name	Value	Status	Rule
Detector #21 Average offset	158.094	N/A	N/A
Detector #21 Maximal offset	420.985	N/A	N/A
Detector #21 Maximal number of counts	15119.000	N/A	N/A
Detector #21 Minimal offset	-218.838	N/A	N/A
Detector #21 Minimal number of counts	0.000	N/A	N/A
Detector #21 Average number of counts	7059.000	N/A	N/A
Detector #21 Map File Name	map.21.e.Inter	N/A	N/A



Detector 23

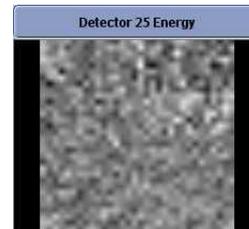
Name	Value	Status	Rule
Detector #23 Average offset	167.366	N/A	N/A
Detector #23 Maximal offset	527.266	N/A	N/A
Detector #23 Maximal number of counts	10706.000	N/A	N/A
Detector #23 Minimal offset	-194.653	N/A	N/A
Detector #23 Minimal number of counts	0.000	N/A	N/A
Detector #23 Average number of counts	5755.000	N/A	N/A
Detector #23 Map File Name	map.23.e.Inter	N/A	N/A



3

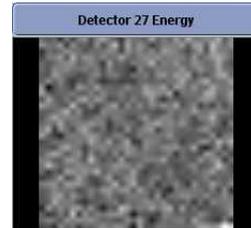
Detector 25

Name	Value	Status	Rule
Detector #25 Average offset	177.001	N/A	N/A
Detector #25 Maximal offset	536.088	N/A	N/A
Detector #25 Maximal number of counts	7758.000	N/A	N/A
Detector #25 Minimal offset	-113.482	N/A	N/A
Detector #25 Minimal number of counts	0.000	N/A	N/A
Detector #25 Average number of counts	4743.000	N/A	N/A
Detector #25 Map File Name	map.25.e.Inter	N/A	N/A



Detector 27

Name	Value	Status	Rule
Detector #27 Average offset	175.691	N/A	N/A
Detector #27 Maximal offset	584.150	N/A	N/A
Detector #27 Maximal number of counts	7180.000	N/A	N/A
Detector #27 Minimal offset	-156.411	N/A	N/A
Detector #27 Minimal number of counts	0.000	N/A	N/A
Detector #27 Average number of counts	4263.000	N/A	N/A
Detector #27 Map File Name	map.27.e.Inter	N/A	N/A



QC Processing Report

Status: **Passed**

Camera name: UFC

IP address: 192.168.251.192

Date: 26/06/2014 20:58:20

User name: Service user

Input parameters

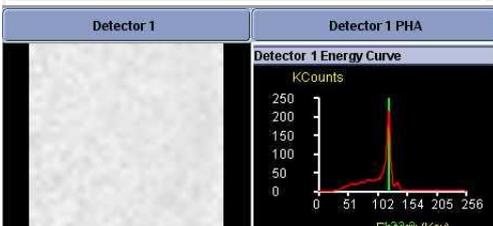
Name	Value
ImageName	Daily QC_06_26_2014_20_46_39
Isotope	Co57 QC
MapName	Co57 QC
Heads	1,3,5,7,9,10,11,12,13,14,15,16,17,18,19,21,23,25,27
ReportName	daily_qc/co57_qc/report_0036

Other_trailing

Name	Value	Status	Rule
Number of detectors with clusters bigger than 7 bad pixels	0	Passed	<=3.0
Noiselevel	0	Passed	<=0.0

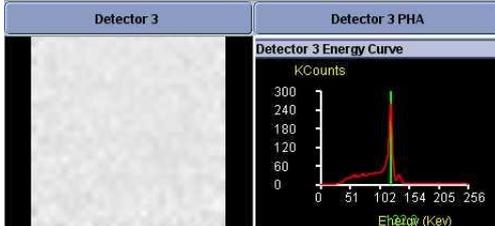
Detector 1

Name	Value	Status	Rule
Detector #1 Uniformity	4.52	Passed	<=9.0
Detector #1 Central bad pixels	6	Passed	<=30.0
Detector #1 Max cluster size in secondary area	1	Passed	<=16.0
Detector #1 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8.0
Detector #1 Peak	122.22	Passed	122.0+/-1.5
Detector #1 FWHM	6.4	Passed	<=7.5



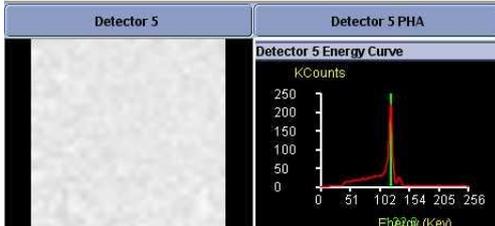
Detector 3

Name	Value	Status	Rule
Detector #3 Uniformity	3.52	Passed	≤ 9.0
Detector #3 Central bad pixels	2	Passed	≤ 30.0
Detector #3 Max cluster size in secondary area	2	Passed	≤ 16.0
Detector #3 Max cluster size in primary area	1	Passed	≤ 8.0
Detector #3 Peak	122.19	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #3 FWHM	5.98	Passed	≤ 7.5



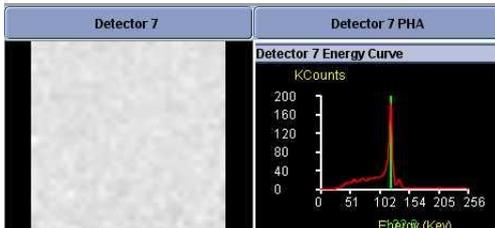
Detector 5

Name	Value	Status	Rule
Detector #5 Uniformity	5.65	Passed	≤ 9.0
Detector #5 Central bad pixels	5	Passed	≤ 30.0
Detector #5 Max cluster size in secondary area	1	Passed	≤ 16.0
Detector #5 Max cluster size in primary area	1	Passed	≤ 8.0
Detector #5 Peak	122.2	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #5 FWHM	5.86	Passed	≤ 7.5



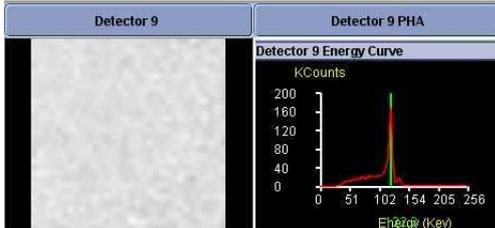
Detector 7

Name	Value	Status	Rule
Detector #7 Uniformity	4.8	Passed	≤ 9.0
Detector #7 Central bad pixels	3	Passed	≤ 30.0
Detector #7 Max cluster size in secondary area	1	Passed	≤ 16.0
Detector #7 Max cluster size in primary area	1	Passed	≤ 8.0
Detector #7 Peak	122.22	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #7 FWHM	5.8	Passed	≤ 7.5



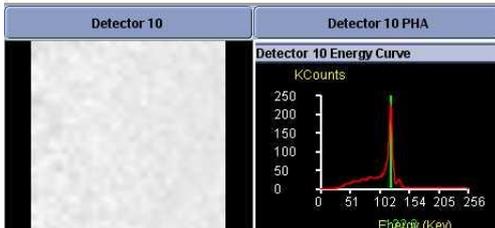
Detector 9

Name	Value	Status	Rule
Detector #9 Uniformity	4.77	Passed	≤ 9.0
Detector #9 Central bad pixels	1	Passed	≤ 30.0
Detector #9 Max cluster size in secondary area	1	Passed	≤ 16.0
Detector #9 Max cluster size in primary area	1	Passed	≤ 8.0
Detector #9 Peak	122.17	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #9 FWHM	5.88	Passed	≤ 7.5



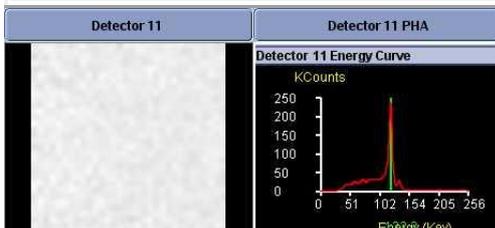
Detector 10

Name	Value	Status	Rule
Detector #10 Uniformity	4.1	Passed	≤ 9.0
Detector #10 Central bad pixels	6	Passed	≤ 30.0
Detector #10 Max cluster size in secondary area	2	Passed	≤ 16.0
Detector #10 Max cluster size in primary area	2	Passed	≤ 8.0
Detector #10 Peak	122.19	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #10 FWHM	6.19	Passed	≤ 7.5



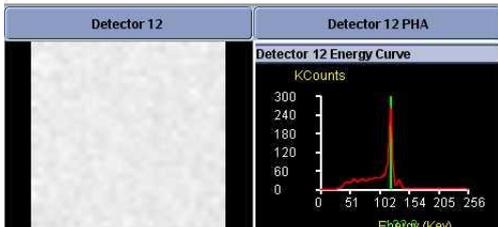
Detector 11

Name	Value	Status	Rule
Detector #11 Uniformity	3.49	Passed	≤ 9.0
Detector #11 Central bad pixels	1	Passed	≤ 30.0
Detector #11 Max cluster size in secondary area	1	Passed	≤ 16.0
Detector #11 Max cluster size in primary area	1	Passed	≤ 8.0
Detector #11 Peak	122.23	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #11 FWHM	5.94	Passed	≤ 7.5



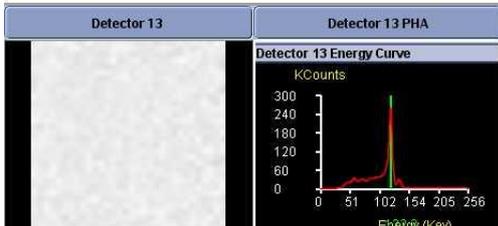
Detector 12

Name	Value	Status	Rule
Detector #12 Uniformity	3.69	Passed	<=9.0
Detector #12 Central bad pixels	1	Passed	<=30.0
Detector #12 Max cluster size in secondary area	1	Passed	<=16.0
Detector #12 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8.0
Detector #12 Peak	122.22	Passed	122.0+-1.5
Detector #12 FWHM	5.79	Passed	<=7.5



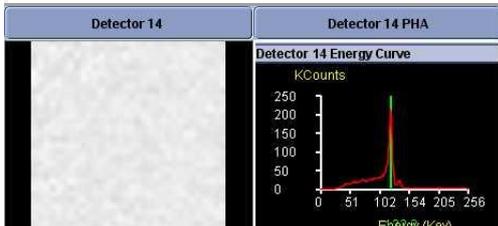
Detector 13

Name	Value	Status	Rule
Detector #13 Uniformity	3.26	Passed	<=9.0
Detector #13 Central bad pixels	0	Passed	<=30.0
Detector #13 Max cluster size in secondary area	0	Passed	<=16.0
Detector #13 Max cluster size in primary area	0	Passed	<=8.0
Detector #13 Peak	122.22	Passed	122.0+-1.5
Detector #13 FWHM	5.97	Passed	<=7.5



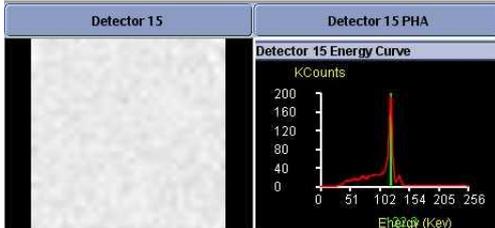
Detector 14

Name	Value	Status	Rule
Detector #14 Uniformity	3.43	Passed	<=9.0
Detector #14 Central bad pixels	3	Passed	<=30.0
Detector #14 Max cluster size in secondary area	1	Passed	<=16.0
Detector #14 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8.0
Detector #14 Peak	122.21	Passed	122.0+-1.5
Detector #14 FWHM	5.81	Passed	<=7.5



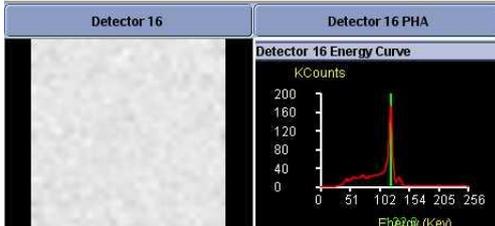
Detector 15

Name	Value	Status	Rule
Detector #15 Uniformity	3.77	Passed	<=9.0
Detector #15 Central bad pixels	0	Passed	<=30.0
Detector #15 Max cluster size in secondary area	0	Passed	<=16.0
Detector #15 Max cluster size in primary area	0	Passed	<=8.0
Detector #15 Peak	122.26	Passed	122.0+-1.5
Detector #15 FWHM	5.91	Passed	<=7.5



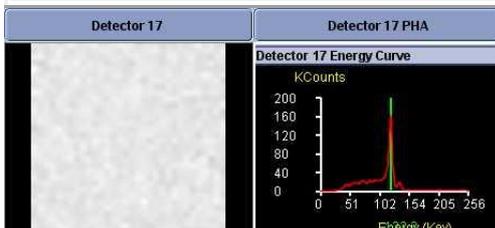
Detector 16

Name	Value	Status	Rule
Detector #16 Uniformity	4.79	Passed	<=9.0
Detector #16 Central bad pixels	0	Passed	<=30.0
Detector #16 Max cluster size in secondary area	0	Passed	<=16.0
Detector #16 Max cluster size in primary area	0	Passed	<=8.0
Detector #16 Peak	122.23	Passed	122.0+-1.5
Detector #16 FWHM	6.05	Passed	<=7.5



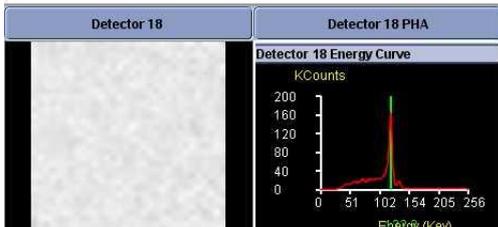
Detector 17

Name	Value	Status	Rule
Detector #17 Uniformity	4.46	Passed	<=9.0
Detector #17 Central bad pixels	0	Passed	<=30.0
Detector #17 Max cluster size in secondary area	0	Passed	<=16.0
Detector #17 Max cluster size in primary area	0	Passed	<=8.0
Detector #17 Peak	122.21	Passed	122.0+-1.5
Detector #17 FWHM	5.96	Passed	<=7.5



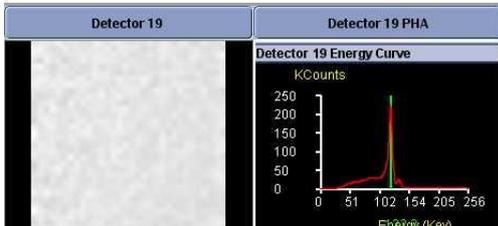
Detector 18

Name	Value	Status	Rule
Detector #18 Uniformity	5.37	Passed	<=9.0
Detector #18 Central bad pixels	4	Passed	<=30.0
Detector #18 Max cluster size in secondary area	2	Passed	<=16.0
Detector #18 Max cluster size in primary area	2	Passed	<=8.0
Detector #18 Peak	122.21	Passed	122.0+-1.5
Detector #18 FWHM	5.7	Passed	<=7.5



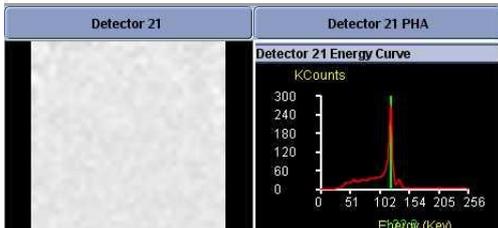
Detector 19

Name	Value	Status	Rule
Detector #19 Uniformity	4.47	Passed	<=9.0
Detector #19 Central bad pixels	6	Passed	<=30.0
Detector #19 Max cluster size in secondary area	2	Passed	<=16.0
Detector #19 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8.0
Detector #19 Peak	122.17	Passed	122.0+-1.5
Detector #19 FWHM	6.2	Passed	<=7.5



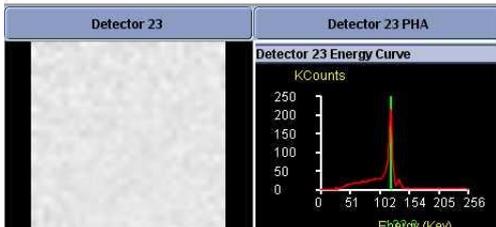
Detector 21

Name	Value	Status	Rule
Detector #21 Uniformity	4.06	Passed	<=9.0
Detector #21 Central bad pixels	1	Passed	<=30.0
Detector #21 Max cluster size in secondary area	1	Passed	<=16.0
Detector #21 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8.0
Detector #21 Peak	122.21	Passed	122.0+-1.5
Detector #21 FWHM	5.88	Passed	<=7.5



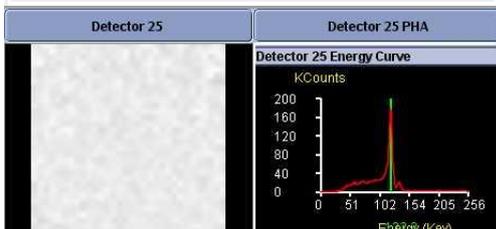
Detector 23

Name	Value	Status	Rule
Detector #23 Uniformity	4.26	Passed	<=9.0
Detector #23 Central bad pixels	6	Passed	<=30.0
Detector #23 Max cluster size in secondary area	2	Passed	<=16.0
Detector #23 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8.0
Detector #23 Peak	122.19	Passed	122.0+-1.5
Detector #23 FWHM	6.03	Passed	<=7.5



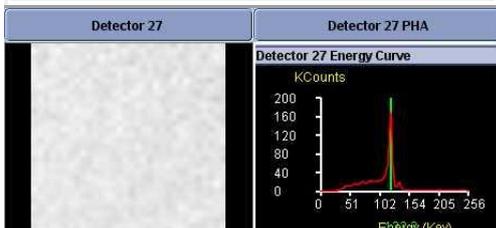
Detector 25

Name	Value	Status	Rule
Detector #25 Uniformity	4.8	Passed	<=9.0
Detector #25 Central bad pixels	2	Passed	<=30.0
Detector #25 Max cluster size in secondary area	1	Passed	<=16.0
Detector #25 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8.0
Detector #25 Peak	122.23	Passed	122.0+-1.5
Detector #25 FWHM	6.0	Passed	<=7.5



Detector 27

Name	Value	Status	Rule
Detector #27 Uniformity	4.97	Passed	<=9.0
Detector #27 Central bad pixels	1	Passed	<=30.0
Detector #27 Max cluster size in secondary area	1	Passed	<=16.0
Detector #27 Max cluster size in primary area	1	Passed	<=8.0
Detector #27 Peak	122.23	Passed	122.0+-1.5
Detector #27 FWHM	5.78	Passed	<=7.5



APÊNDICE B – Relatórios dos Testes de Controle de Qualidade Diários

Daily QC Processing Report

Status: Passed

Camera name: UFC

IP address: 192.168.251.192

Date: 01/06/2016 09:16:22

User name: Acquisition Console default user

Input parameters

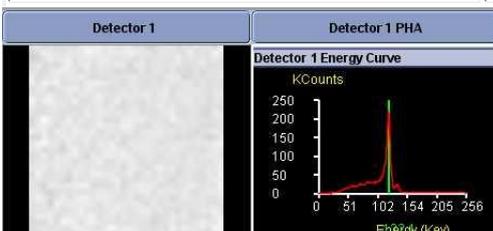
Name	Value
ImageName	Daily QC_06_01_2016_08_14_48
Isotope	Co57 QC
MapName	Co57 QC
Heads	1,3,5,7,9,10,11,12,13,14,15,16,17,18,19,21,23,25,27
ReportName	daily_qc/co57_qc/report_0522

Other_trailing

Name	Value	Status	Rule
Number of detectors with clusters bigger than 7 bad pixels	0	Passed	≤ 3.0
Noiselevel	0	Passed	≤ 0.0

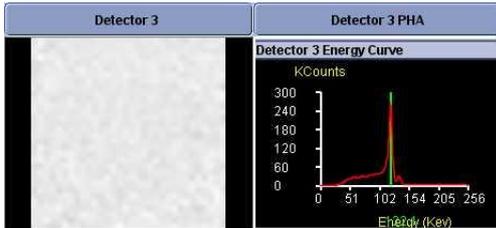
Detector 1

Name	Value	Status	Rule
Detector #1 Uniformity	5.07	Passed	≤ 9.0
Detector #1 Central bad pixels	10	Passed	≤ 30.0
Detector #1 Max cluster size in secondary area	1	Passed	≤ 16.0
Detector #1 Max cluster size in primary area	1	Passed	≤ 8.0
Detector #1 Peak	122.07	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #1 FWHM	6.44	Passed	≤ 7.5



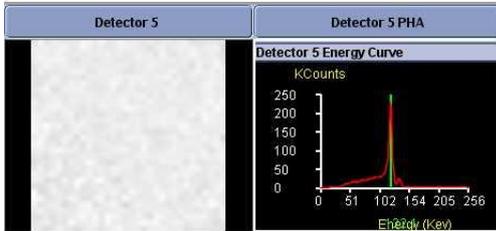
Detector 3

Name	Value	Status	Rule
Detector #3 Uniformity	3.99	Passed	≤ 9.0
Detector #3 Central bad pixels	4	Passed	≤ 30.0
Detector #3 Max cluster size in secondary area	2	Passed	≤ 16.0
Detector #3 Max cluster size in primary area	1	Passed	≤ 8.0
Detector #3 Peak	122.11	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #3 FWHM	6.02	Passed	≤ 7.5



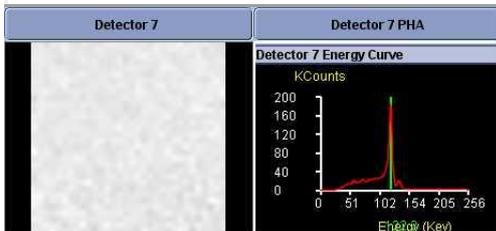
Detector 5

Name	Value	Status	Rule
Detector #5 Uniformity	4.25	Passed	≤ 9.0
Detector #5 Central bad pixels	14	Passed	≤ 30.0
Detector #5 Max cluster size in secondary area	5	Passed	≤ 16.0
Detector #5 Max cluster size in primary area	1	Passed	≤ 8.0
Detector #5 Peak	122.14	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #5 FWHM	5.82	Passed	≤ 7.5



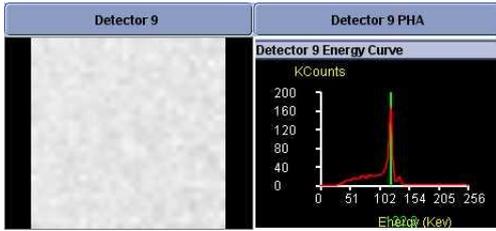
Detector 7

Name	Value	Status	Rule
Detector #7 Uniformity	4.11	Passed	≤ 9.0
Detector #7 Central bad pixels	5	Passed	≤ 30.0
Detector #7 Max cluster size in secondary area	1	Passed	≤ 16.0
Detector #7 Max cluster size in primary area	1	Passed	≤ 8.0
Detector #7 Peak	122.16	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #7 FWHM	5.82	Passed	≤ 7.5



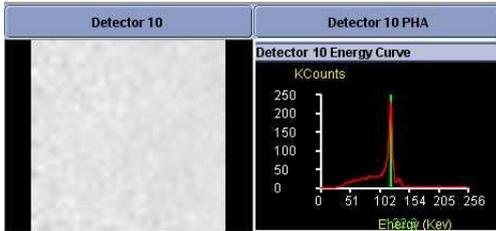
Detector 9

Name	Value	Status	Rule
Detector #9 Uniformity	4.69	Passed	≤ 9.0
Detector #9 Central bad pixels	3	Passed	≤ 30.0
Detector #9 Max cluster size in secondary area	1	Passed	≤ 16.0
Detector #9 Max cluster size in primary area	1	Passed	≤ 8.0
Detector #9 Peak	122.23	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #9 FWHM	5.91	Passed	≤ 7.5



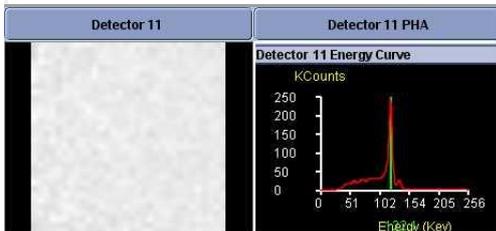
Detector 10

Name	Value	Status	Rule
Detector #10 Uniformity	4.95	Passed	≤ 9.0
Detector #10 Central bad pixels	13	Passed	≤ 30.0
Detector #10 Max cluster size in secondary area	2	Passed	≤ 16.0
Detector #10 Max cluster size in primary area	2	Passed	≤ 8.0
Detector #10 Peak	122.15	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #10 FWHM	6.21	Passed	≤ 7.5



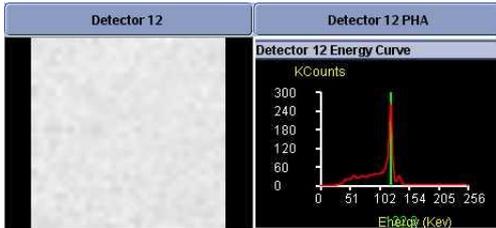
Detector 11

Name	Value	Status	Rule
Detector #11 Uniformity	4.16	Passed	≤ 9.0
Detector #11 Central bad pixels	4	Passed	≤ 30.0
Detector #11 Max cluster size in secondary area	1	Passed	≤ 16.0
Detector #11 Max cluster size in primary area	1	Passed	≤ 8.0
Detector #11 Peak	122.12	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #11 FWHM	6.0	Passed	≤ 7.5



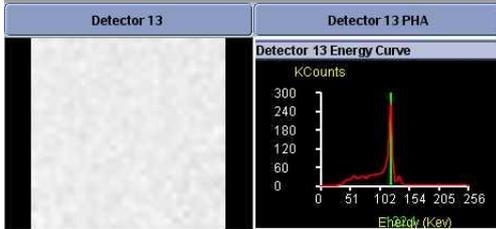
Detector 12

Name	Value	Status	Rule
Detector #12 Uniformity	3.68	Passed	≤ 9.0
Detector #12 Central bad pixels	2	Passed	≤ 30.0
Detector #12 Max cluster size in secondary area	1	Passed	≤ 16.0
Detector #12 Max cluster size in primary area	1	Passed	≤ 8.0
Detector #12 Peak	122.17	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #12 FWHM	5.84	Passed	≤ 7.5



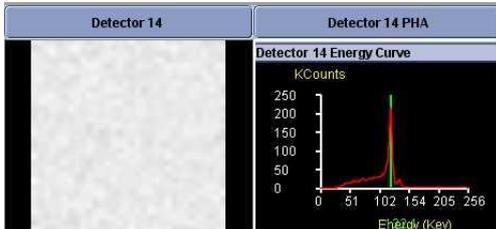
Detector 13

Name	Value	Status	Rule
Detector #13 Uniformity	3.76	Passed	≤ 9.0
Detector #13 Central bad pixels	0	Passed	≤ 30.0
Detector #13 Max cluster size in secondary area	0	Passed	≤ 16.0
Detector #13 Max cluster size in primary area	0	Passed	≤ 8.0
Detector #13 Peak	122.11	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #13 FWHM	5.99	Passed	≤ 7.5



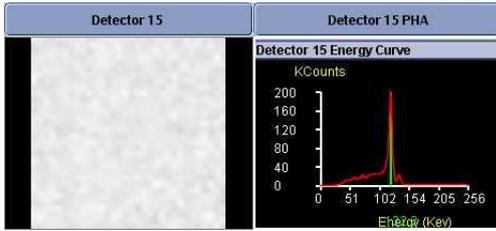
Detector 14

Name	Value	Status	Rule
Detector #14 Uniformity	3.98	Passed	≤ 9.0
Detector #14 Central bad pixels	11	Passed	≤ 30.0
Detector #14 Max cluster size in secondary area	3	Passed	≤ 16.0
Detector #14 Max cluster size in primary area	3	Passed	≤ 8.0
Detector #14 Peak	122.15	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #14 FWHM	5.76	Passed	≤ 7.5



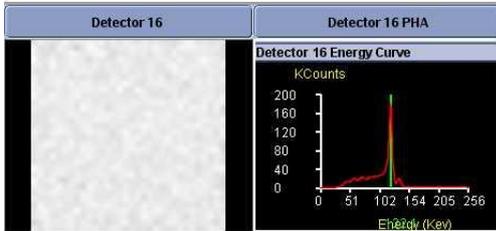
Detector 15

Name	Value	Status	Rule
Detector #15 Uniformity	4.09	Passed	≤ 9.0
Detector #15 Central bad pixels	5	Passed	≤ 30.0
Detector #15 Max cluster size in secondary area	1	Passed	≤ 16.0
Detector #15 Max cluster size in primary area	1	Passed	≤ 8.0
Detector #15 Peak	122.16	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #15 FWHM	5.83	Passed	≤ 7.5



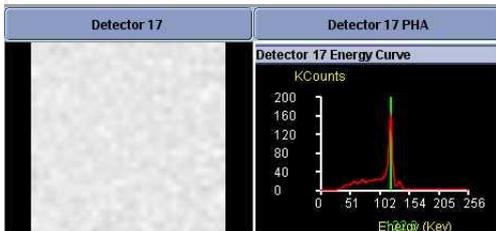
Detector 16

Name	Value	Status	Rule
Detector #16 Uniformity	3.93	Passed	≤ 9.0
Detector #16 Central bad pixels	1	Passed	≤ 30.0
Detector #16 Max cluster size in secondary area	1	Passed	≤ 16.0
Detector #16 Max cluster size in primary area	1	Passed	≤ 8.0
Detector #16 Peak	122.13	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #16 FWHM	5.95	Passed	≤ 7.5



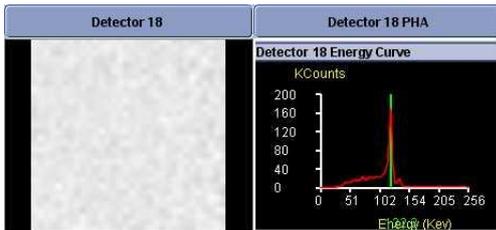
Detector 17

Name	Value	Status	Rule
Detector #17 Uniformity	4.94	Passed	≤ 9.0
Detector #17 Central bad pixels	4	Passed	≤ 30.0
Detector #17 Max cluster size in secondary area	1	Passed	≤ 16.0
Detector #17 Max cluster size in primary area	1	Passed	≤ 8.0
Detector #17 Peak	122.17	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #17 FWHM	6.0	Passed	≤ 7.5



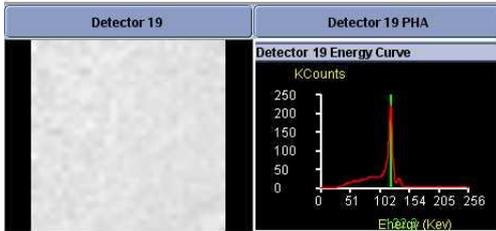
Detector 18

Name	Value	Status	Rule
Detector #18 Uniformity	4.22	Passed	≤ 9.0
Detector #18 Central bad pixels	6	Passed	≤ 30.0
Detector #18 Max cluster size in secondary area	2	Passed	≤ 16.0
Detector #18 Max cluster size in primary area	2	Passed	≤ 8.0
Detector #18 Peak	122.17	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #18 FWHM	5.7	Passed	≤ 7.5



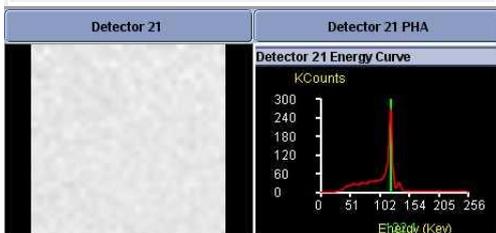
Detector 19

Name	Value	Status	Rule
Detector #19 Uniformity	4.76	Passed	≤ 9.0
Detector #19 Central bad pixels	12	Passed	≤ 30.0
Detector #19 Max cluster size in secondary area	2	Passed	≤ 16.0
Detector #19 Max cluster size in primary area	2	Passed	≤ 8.0
Detector #19 Peak	122.2	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #19 FWHM	6.27	Passed	≤ 7.5



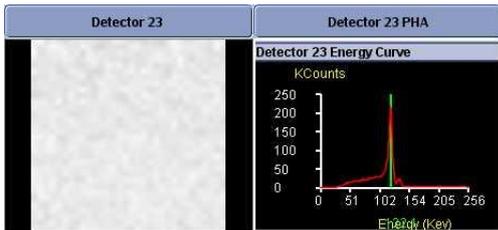
Detector 21

Name	Value	Status	Rule
Detector #21 Uniformity	3.61	Passed	≤ 9.0
Detector #21 Central bad pixels	3	Passed	≤ 30.0
Detector #21 Max cluster size in secondary area	1	Passed	≤ 16.0
Detector #21 Max cluster size in primary area	1	Passed	≤ 8.0
Detector #21 Peak	122.05	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #21 FWHM	5.86	Passed	≤ 7.5



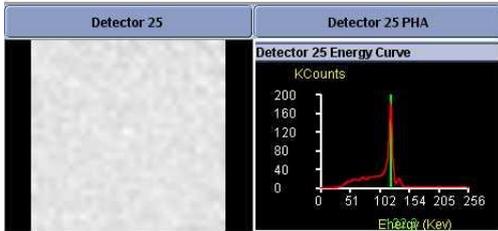
Detector 23

Name	Value	Status	Rule
Detector #23 Uniformity	4.99	Passed	≤ 9.0
Detector #23 Central bad pixels	7	Passed	≤ 30.0
Detector #23 Max cluster size in secondary area	2	Passed	≤ 16.0
Detector #23 Max cluster size in primary area	2	Passed	≤ 8.0
Detector #23 Peak	122.12	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #23 FWHM	6.12	Passed	≤ 7.5



Detector 25

Name	Value	Status	Rule
Detector #25 Uniformity	4.9	Passed	≤ 9.0
Detector #25 Central bad pixels	3	Passed	≤ 30.0
Detector #25 Max cluster size in secondary area	2	Passed	≤ 16.0
Detector #25 Max cluster size in primary area	1	Passed	≤ 8.0
Detector #25 Peak	122.19	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #25 FWHM	6.02	Passed	≤ 7.5



Detector 27

Name	Value	Status	Rule
Detector #27 Uniformity	4.23	Passed	≤ 9.0
Detector #27 Central bad pixels	4	Passed	≤ 30.0
Detector #27 Max cluster size in secondary area	1	Passed	≤ 16.0
Detector #27 Max cluster size in primary area	1	Passed	≤ 8.0
Detector #27 Peak	122.22	Passed	122.0 ± 1.5
Detector #27 FWHM	5.8	Passed	≤ 7.5

