



CATÓLICA

ESCOLA SUPERIOR DE BIOTECNOLOGIA

PORTO

GARANTIA DE QUALIDADE EM MEDICINA NUCLEAR

por

Ana Luísa de Castro

Setembro de 2017



CATÓLICA

ESCOLA SUPERIOR DE BIOTECNOLOGIA

PORTO

GARANTIA DE QUALIDADE EM MEDICINA NUCLEAR

Tese apresentada à Escola Superior de Biotecnologia da Universidade Católica Portuguesa
para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

por

Ana Luísa de Castro

Local: HPP-Medicina Molecular, SA/ Lenitudes- *Medical Center & Research*

Orientação: Mestre Joana Vale

Mestre Diogo Alexandre Borges de Faria

Setembro de 2017

RESUMO

A presente dissertação teve como principal objetivo a execução e implementação de protocolos de Controlo de Qualidade (CQ) dos principais aparelhos dos Serviços do HPP-Medicina Molecular do Porto (HPP) e da Lenitudes-*Medical Center & Research* (LMCR) do Grupo Lenitudes SGPS como parte integrante do sistema de Garantia de Qualidade.

O CQ da instrumentação de medicina nuclear é crucial ao seu desempenho preciso e reprodutível, garantindo o funcionamento adequado, bem como a segurança dos pacientes e trabalhadores e a garantia de procedimentos corretos de diagnóstico e terapêutica.

Neste sentido, foram realizados testes de rotina de CQ aos equipamentos existentes em ambos os serviços, nomeadamente aos calibradores de dose, câmaras gama e PET/TC.

Numa primeira fase, avaliou-se a exatidão, a constância, a linearidade e a geometria dos calibradores de dose. Seguidamente, realizaram-se os testes de CQ das câmaras gama: teste da uniformidade, centro de rotação e resolução e linearidade espaciais. Por fim, foi analisada a qualidade de imagem de PET/TC.

Os resultados obtidos foram comparados aos limites de aceitação presentes na legislação portuguesa, com as especificações dos fabricantes dos equipamentos e *guidelines* internacionais. A sua análise permitiu observar a coerência dos valores e o bom funcionamento dos aparelhos, assim como solicitar e executar medidas corretivas.

A partir da execução dos CQ e a sua análise, foram elaborados protocolos de CQ a serem implementados em ambos os serviços. Os procedimentos são apresentados como diretrizes para futuros CQ realizados nos serviços.

Palavras-chave: Controlo de Qualidade, Calibrador de dose, Câmara gama, PET/TC.

ABSTRACT

The main objective of the present dissertation was to execute and implement Quality Control (QC) protocols of the main equipment of the HPP-Molecular Medicine of Porto (HPP) and the Lenitudes- Medical Center & Research (LMCR) from the Lenitudes Group SGPS as an integrative part of the Quality Guarantee system.

The QC nuclear medicine instrumentation is crucial due to its precise and reproducible performance that ensures an adequate operative system, the safety of patients and professional workers and guarantees the correct diagnostic and therapeutical procedures.

Hence, routine QC tests of the existing equipment were carried out in both services, specifically dose calibrators, gamma cameras and PET/CT tests.

In an initial phase, the accuracy, constancy, linearity and the geometry of the dose calibrators were evaluated. Next, QC tests of the gamma cameras were performed such as uniformity tests, center of rotation and the spatial resolution and linearity. Ultimately, the quality of the PET/TC image was analyzed.

The obtained results were compared to the limits accepted by the current Portuguese legislation, with the manufacturers' specifications and international guidelines. The detection of coherent values and the good operation of the equipment were observed from the analysis of the results. Furthermore, the application and execution of corrective measures were also deduced from the results analysis.

From the QC execution and its analysis, QC protocols were developed and implemented in both services. The procedures are represented as future guidelines for QC analysis in the medical services.

Key Words: Quality Control, Dose calibrator, Gamma camera, PET/CT

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora, Mestre Joana Vale, e co-orientador, Mestre Diogo Faria, pelo apoio, partilha de conhecimento, pela paciência, esclarecimento de todas as dúvidas e principalmente pela vossa disponibilidade, apesar dos horários tão preenchidos.

Ao Professor Doutor João Paulo Ferreira, coordenador do Mestrado de Engenharia Biomédica da Escola Superior de Biotecnologia, pela transmissão de conhecimento, pelo apoio, ajuda e disponibilidade constantes ao longo dos últimos cinco anos.

Ao HPP e à LMCR e toda a equipa, por me proporcionarem as condições necessárias à realização do presente trabalho, especialmente à Técnica Joana Fernandes pela ajuda e disponibilidade prestadas na recolha de dados.

Aos professores da Escola Superior de Biotecnologia da Universidade Católica Portuguesa, pela aptidão pedagógica, partilha de conhecimento e disponibilidade ao longo do meu percurso académico.

A todos os meus colegas, que me acompanharam nestes cinco anos, pela vossa amizade. Em especial à Vânia pelo carinho, preocupação e incentivo nesta etapa da nossa formação.

Às minhas amigas pela confiança e força transmitidas, pelos desabafos, carinho, pela vossa presença assídua e amizade incondicional.

Aos meus pais, que sempre acreditaram em mim e me possibilitaram sonhar sempre mais alto, pelo vosso amor, por serem as melhores pessoas do mundo. Ao meu irmão, por constituir o meu exemplo a seguir. À minha prima Daniela pelas conversas, pelo carinho e apoio incansável. A toda a minha família que sempre acreditou em mim e me motivou.

Ao meu namorado, companheiro de todas as horas, por todo o apoio e paciência nas horas de mais *stress*, acima de tudo por ter acreditado sempre em mim.

O meu sincero agradecimento!

ÍNDICE

RESUMO	v
ABSTRACT	vii
AGRADECIMENTOS	ix
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS	xiii
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Medicina Nuclear	1
1.2. Decaimento Radioativo	2
1.2.1. Decaimento α	3
1.2.2. Decaimento β^-	3
1.2.3. Decaimento β^+	3
1.2.4. Captura de Elétrons	4
1.2.5. Transição Isomérica	4
1.3. Produção de radionuclídeos.....	4
1.3.1. Princípios de um Gerador.....	5
1.3.2. Gerador $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$	6
1.4. Dispositivos de deteção e contagem em Medicina Nuclear	7
1.4.1. Calibrador de dose.....	7
1.5. Dispositivos de imagem em Medicina Nuclear.....	8
1.5.1. Câmara Gama	8
1.5.2. Tomografia por Emissão de Positrões.....	18
1.6. Controlo de Qualidade em Medicina Nuclear	26
1.6.1. Controlo de Qualidade aplicado em Calibradores de Dose	27
1.6.2. Controlo de Qualidade aplicado em Câmara Gama	29
1.6.3. Controlo de Qualidade aplicado em PET e PET/TC	33
2. MATERIAIS E MÉTODOS	37
2.1. Testes de CQ aplicados aos Calibradores de Dose.....	37
2.1.1. Controlo Diário (<i>daily control</i>)	39
2.1.2. Teste da Linearidade	39
2.1.3. Teste da Geometria.....	40
2.2. Testes de CQ aplicados às Câmara Gama	41
2.2.1. Teste da Uniformidade	42
2.2.2. Teste do Centro de Rotação.....	43
2.2.3. Teste da Resolução e Linearidade Espaciais	44

2.3.	Testes de CQ aplicado às PET/TC	45
2.3.1.	Teste da Qualidade de imagem de PET/TC.....	46
3.	RESULTADOS E DISCUSSÃO	47
3.1.	Testes de Controlo de Qualidade aplicados aos Calibradores de Dose.....	47
3.1.1.	Controlo Diário (<i>daily control</i>)	47
3.1.2.	Teste da Linearidade	48
3.1.3.	Teste da Geometria.....	51
3.2.	Testes de Controlo de Qualidade aplicados às Câmaras Gama	55
3.2.1.	Teste da Uniformidade	55
3.2.2.	Teste do Centro de Rotação.....	58
3.2.3.	Teste da Resolução Espacial e Linearidade.....	61
3.3.	Teste de Controlo de Qualidade aplicado às PET/TC	62
3.3.1.	Teste da Qualidade de Imagem de PET/TC	62
4.	CONCLUSÃO.....	69
5.	TRABALHO FUTURO	71
	BIBLIOGRAFIA.....	73
	APÊNDICES	77
	Apêndice A: Testes de Controlo de Qualidade	77
	A.1: Protocolo de CQ aplicado a Calibradores de Dose: Controlo Diário	77
	A.2: Protocolo de CQ aplicado a Calibradores de Dose: Teste da Linearidade	79
	A.3: Protocolo de CQ aplicado a Calibradores de Dose: Teste da Geometria	81
	A.4: Protocolo de CQ aplicado a Câmaras Gama: Teste da Uniformidade Intrínseca.....	83
	A.5: Protocolo de CQ aplicado a Câmaras Gama: Teste da Uniformidade Intrínseca.....	85
	A.6: Protocolo de CQ aplicado a Câmaras Gama: Teste da Uniformidade Extrínseca.....	87
	A.7: Protocolo de CQ aplicado a Câmaras Gama: Teste de Verificação do Centro de Rotação... 89	
	A.8: Protocolo de CQ aplicado a Câmaras Gama: Teste de Verificação do Centro de Rotação... 91	
	A.9: Protocolo de CQ aplicado a Câmaras Gama: Teste da Resolução e Linearidade Espaciais Intrínsecas.....	93
	A.10: Protocolo de CQ aplicado a Câmaras Gama: Teste da Resolução e Linearidade Espaciais Extrínsecas	95
	A.11: Protocolo de CQ aplicado a PET/TC: Teste de Qualidade de Imagem.....	97

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

CQ: Controlo de Qualidade

HPP: HPP-Medicina Molecular do Porto

LMCR: Lenitudes-*Medical Center & Research*

^{131}I : Iodo 131

$^{99\text{m}}\text{Tc}$: Tecnécio-99 metastável

λ : Constante de decaimento

α : Partículas alpha

β : Partículas beta

$^4_2\text{He}^{2+}$: Hélio

$^{113\text{m}}\text{In}$: Índio-113 metastável

$^{81\text{m}}\text{Kr}$: Krypton-81 metastável

^{82}Rb : Rubídio-82

$^{87\text{m}}\text{Sr}$: Estrôncio-87m

^{68}Ga : Gálio-68

^{99}Mo : Molibdénio-99

$^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$: $^{99\text{m}}\text{Tc}$ - pertechnetato

NaOH: Hidróxido de sódio

Al_2O_3 : Óxido de alumínio

PET: Tomografia por emissão de positrões

NaI(Tl): Iodeto de Sódio ativado com Tálcio

PMTs: Tubos fotomultiplicadores

PHA: Analisadores da altura de pulso

LORs: Linhas de resposta

CsI (Tl): Iodeto de Césio ativado com Tálcio

SMC: *Summing Matrix Circuit*

SCA: Analisador de canal único

MCA: Analisador multicanal

ADC: Circuito analógico-digital

FDG: 2-[¹⁸F] flouro-2-desoxi-Dglucose

ACD: Coincidência de aniquilação

SPECT: Tomografia computadorizada por emissão de fóton único

TOF: *time-of-flight*

BGO: Germanato de bismuto

LSO: Ortosilicato de lutécio

OSEM: *Ordered Subsets Expectation-Maximization*

MLEM: *Maximum-Likelihood Expectation-Maximization*

EM: *Expectation-Maximization*

VPHD: VUE POINT HD

PSF: *Point Spread Function*

β: Fator de penalização

TC: Tomografia computadorizada

DL 180/2002: Decreto Lei nº180/2002 de 8 de Agosto do Ministério da Saúde, 2002

UI: Uniformidade integral

UD: Uniformidade diferencial

FOV: *Field of view*

UFOV: *Useful field of view*

CFOV: *Central field of view*

FWHM: *Full width at half maximum*

®: Marca registada

⁵⁷Co: Cobalto57

¹³⁷Cs: Césio137

GE: *General Electric Healthcare Technologies*

LEHR: Baixa energia e alta resolução

CR: Coeficiente de recuperação

CRC: Coeficiente de recuperação de contraste

VF: Variabilidade de fundo

1. INTRODUÇÃO

1.1. Medicina Nuclear

A Medicina Nuclear pode ser definida como uma especialidade médica que envolve a administração de compostos ou moléculas radioativas, denominados radiofármacos, para diagnóstico e tratamento de pacientes (Cherry, Sorenson, & Phelps, 2012).

Esta especialidade é utilizada no diagnóstico, gestão, tratamento e prevenção de doenças. Neste sentido, os procedimentos podem identificar anormalidades num estágio precoce de uma doença, possibilitando o seu tratamento numa fase em que o prognóstico apresenta uma maior probabilidade de ter sucesso (Barros, 2001).

Genericamente, um estudo de medicina nuclear envolve a injeção, ingestão ou inalação de um composto radioativo, o radiofármaco, que se acumula no órgão ou área do corpo a ser examinado, emitindo raios gama capazes de ser detetados externamente por uma câmara ou dispositivo de imagem, que fornecem informação molecular. Os estudos apresentam alta sensibilidade, o que possibilita a obtenção de informações biológicas com concentrações de radiofármacos na ordem dos nano ou picomolares (Cherry et al., 2012), (Barros, 2001).

A origem da medicina nuclear remonta aos últimos anos do séc. XIX, com a descoberta da radioatividade natural, por Henri Becquerel em 1896, e do Rádio como elemento radioativo, por Marie Curie em 1898. Na base da imagem por radionuclídeos está o “princípio traçador” desenvolvido por Georg de Hevesy, em 1913, que foi o primeiro investigador a estudar a absorção e translocação de nitrato de chumbo radioativo em plantas. Em 1927, foi realizado o primeiro estudo com marcadores radioativos em humanos. O desenvolvimento do ciclotrão por Lawrence (1930) tornou possível a produção artificial de radionuclídeos, ampliando a gama de processos biológicos que poderiam ser estudados (Cherry et al., 2012).

Os principais marcos dos anos 50 incluem o desenvolvimento do *scanner* retilíneo em 1951 por Benedict Cassen e a câmara gama, precursora de todos os sistemas de imagem modernos de medicina nuclear, em 1958 por Hal Anger (Cherry et al., 2012).

Até ao início dos anos 60, era utilizado preferencialmente o iodo ^{131}I no estudo e diagnóstico de distúrbios da tiróide, tendo sido mais tarde substituído pelo Tecnécio 99 metastável ($^{99\text{m}}\text{Tc}$) (Cherry et al., 2012).

Com a evolução da tecnologia, a matemática apresentou um papel crucial na reconstrução de imagens tomográficas a partir de um conjunto de vistas angulares ao redor do paciente, revolucionando todo o campo da imagem médica. Esta evolução possibilitou o

desenvolvimento de novas metodologias, tais como a tomografia computadorizada, a tomografia computadorizada por emissão de fóton único, a tomografia por emissão de positrões, entre outras.

1.2. Decaimento Radioativo

O decaimento radioativo, também conhecido como radioatividade, decaimento nuclear, desintegração nuclear e transformação nuclear, é um processo espontâneo através do qual um núcleo pai instável emite uma partícula ou radiação eletromagnética e se converte num núcleo filho mais estável. Este núcleo decai numa série de decaimento, atingindo uma configuração nuclear estável. Este processo é geralmente acompanhado pela emissão de partículas energéticas ou fótons de raios gama, ou ambos (Bailey, Humm, Todd-Pokropek, & Aswegen, 2014).

A quantidade de radioatividade presente, ou seja, o número de desintegrações por segundo, é denominada por atividade. Antigamente, a unidade de radioatividade utilizada era o curie (Ci), que corresponde a $3,7 \times 10^{10}$ desintegrações por segundo, ao passo que na atualidade a unidade mais utilizada é o becquerel (Bq), que corresponde a uma desintegração por segundo. A atividade específica refere-se à atividade por unidade de massa de material (mCi/g ou Bq/g), que para um isótopo será tanto menor quanto maior for a sua semivida. A semivida geralmente refere-se à meia-vida física, que é o tempo necessário para reduzir a atividade apresentada por um radionuclídeo a metade. Assim, a semivida física é igual $\ln(2)/\lambda$, onde λ é a constante de decaimento, pelo que estas duas componentes são características para cada núcleo radioativo (Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

O processo de decaimento radioativo pode ser dividido em seis categorias, três das quais se revelam de elevada importância na medicina. Neste sentido, os principais processos são o decaimento α e β (β^- , β^+ e captura de elétrons) e o decaimento gama. As restantes três categorias de menor importância são a fissão espontânea, o decaimento por emissão de prótons e de neutrões (Bailey et al., 2014).

1.2.1. Decaimento α

Os núcleos pesados, como por exemplo o rádio e o urânio, decaem através da emissão de partículas α . Uma vez que estas são núcleos de hélio (${}^4_2\text{He}^{2+}$), neste processo de decaimento radioativo, o número atômico do núcleo pai/inicial reduz para metade e a sua massa atômica para um quarto. Estas partículas são monoenergéticas, apresentam energia cinética entre 4 a 9 MeV e o seu alcance no ar varia entre 1 a 10 cm e de 10 a 100 μm nos tecidos (Bailey et al., 2014),(Saha, 2010).

O decaimento α pode ser seguido de decaimento β ou emissão de raios gama, ou ambos (Bailey et al., 2014),(Saha, 2010).

1.2.2. Decaimento β^-

Quando um núcleo “rico” em neutrões decai por emissão de partículas β^- , um neutrão é convertido num próton e ocorre a ejeção de um eletrão juntamente com um antineutrino. A partícula β^- é emitida com energia variável até alcançar a energia de decaimento ou de transição, que consiste na diferença de energia entre os núcleos pai/inicial e filho/final (Cherry et al., 2012),(Bailey et al., 2014).

O decaimento β^- pode ser seguido de emissão de raios gama se o núcleo filho se encontrar num estado excitado e o número de raios gama emitidos dependerem da energia de excitação. Posteriormente a este processo, o número atômico do núcleo filho sofre um aumento de uma unidade e o número de massa mantém-se (Bailey et al., 2014).

1.2.3. Decaimento β^+

Quando um núcleo é “pobre” em neutrões ou “rico” em prótons, decai por emissão de partículas β^+ , convertendo um próton num neutrão e ejetando um positrão e um neutrino. Após este processo, o núcleo filho apresenta menos uma unidade no número atômico e o seu número de massa permanece constante (Cherry et al., 2012).

No final do processo das partículas β^+ , os positrões combinam-se com os eletrões, sendo aniquilados, dando origem a dois fótons de 511 keV que são emitidos em direções opostas. Estes fótons são referidos como fótons de aniquilação (Bailey et al., 2014).

1.2.4. Captura de Eletrões

O processo de decaimento radioativo por captura de eletrões caracteriza-se pela captura de um eletrão orbital por um próton, convertendo-o num neutrão e ejetando um neutrino eletrónico. Para que este processo ocorra, a diferença de energia entre os núcleos pai e filho é normalmente inferior a 1,02 MeV, contudo, os núcleos com uma diferença de energia superior a 1,02 MeV podem também decair por captura de eletrões. Quanto maior a diferença de energia, maior será o decaimento do positrão.

Após este processo, tal como ocorre no decaimento β^+ , o número atómico do núcleo filho diminui uma unidade e seu número de massa permanece constante (Cherry et al., 2012),(Bailey et al., 2014)

1.2.5. Transição Isomérica

O decaimento α , bem como os três modos de decaimento β podem produzir um núcleo filho num estado excitado sem despendar a quantidade total da energia de decaimento disponível. Assim, este núcleo irá atingir o estado fundamental quer instantaneamente ou com algum tempo de espera (estado metaestável isomérico). A transição de um núcleo do estado metaestável para o estado fundamental denomina-se por transição isomérica e ocorre através da emissão da energia de excitação sob a forma de um ou mais fotões gama, onde o número de prótons e neutrões do núcleo não são alterados (Khalil, 2010).

1.3. Produção de radionuclídeos

Ao longo dos anos tem-se verificado um aumento na utilização de radionuclídeos de curta duração, visto que doses maiores destes radionuclídeos podem ser administradas ao paciente com uma dose de radiação inferior e permitem a obtenção de uma qualidade de imagem excelente. Esta crescente valorização dos radionuclídeos de curta duração levou ao desenvolvimento de geradores de radionuclídeos que, tal como o nome sugere, possibilita a produção de radionuclídeos (Saha, 2010).

Um gerador é construído sobre o princípio da relação de decaimento-crescimento entre um radionuclídeo pai de longa duração e seu radionuclídeo filho de curta duração. A propriedade química do núcleo filho deve ser distinta da apresentada pelo núcleo pai, de modo a que o primeiro possa ser quimicamente separado. Como os geradores de radionuclídeos podem ser facilmente transportados e servem como fonte de radionuclídeos de curta duração são de elevada importância para as instituições que se encontram localizadas

afastadas de um ciclotrão ou da instalação do reator. A importância dos geradores de radionuclídeos reside no facto de eles serem facilmente transportáveis e servirem como fontes de radionuclídeos de curta duração em instituições distantes do local de um ciclotrão ou instalação de reator (Saha, 2010).

Alguns isótopos disponíveis a partir de geradores incluem o ^{99m}Tc , Índio-113 metastável (^{113m}In), o Krypton-81 metastável (^{81m}Kr), o Rubídio-82 (^{82}Rb), o Estrôncio-87 metastável (^{87m}Sr) e o Gálio-68 (^{68}Ga) (Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

1.3.1. Princípios de um Gerador

Este sistema de fonte de radionuclídeos requer que o núcleo radioativo pai seja um reator (neutrão) ou um acelerador (próton, deutério, partículas α ou íões pesados) e o radionuclídeo filho de interesse seja facilmente separado do primeiro (Bailey et al., 2014).

Um gerador de radionuclídeos é constituído por uma coluna de vidro ou plástico preenchida com material adsorvente, como por exemplo resina de permuta catiónica ou aniónica, óxido de alumínio ou dióxido de zircónio, na qual o núcleo pai é adsorvido. O radionuclídeo filho cresce como resultado do decaimento do núcleo pai até atingir a mesma semivida apresentada por este. Como existem diferenças nas propriedades químicas, a atividade do radionuclídeo filho é eluída com um solvente apropriado e o núcleo pai fica retido na coluna. Após a eluição, a atividade do núcleo final aumenta novamente na coluna até atingir o equilíbrio (Saha, 2010).

O sistema de fonte de radionuclídeos deve ser estéril e isento de pirogénicos, podendo ser esterilizado por autoclavagem da coluna inteira ou pela preparação desta a partir de materiais estéreis em condições assépticas. São adicionados, frequentemente, agentes bacteriostáticos à coluna do gerador para manter a esterilidade ou recorre-se à ligação de um filtro de membrana na extremidade da coluna. A eluição é igualmente realizada em condições de assepsia.

Um gerador de radionuclídeos ideal deve ser simples, rápido de usar e de alto rendimento e deve ser devidamente blindado de forma a minimizar exposição à radiação (Bailey et al., 2014).

O primeiro gerador de radionuclídeos comercial foi o sistema Telúrio-132-Iodo-132 (^{132}Te - ^{132}I) desenvolvido no *Brookhaven National Laboratory* no início dos anos 60. Posteriormente, foram desenvolvidos e testados novos sistemas, sendo que os mais importantes atualmente utilizados na medicina nuclear são os sistemas ^{99}Mo - ^{99m}Tc

(Molibdénio⁹⁹-Tecnécio metaestável⁹⁹), ⁸²Sr-⁸²Rb (Estrôncio⁸²-Rubídio⁸²) e ⁶⁸Ge-⁶⁸Ga (Germânio⁶⁸-Gálio⁶⁸) (Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

1.3.2. Gerador ⁹⁹Mo/^{99m}Tc

O gerador de radionuclídeos mais importante em medicina nuclear é o ⁹⁹Mo/^{99m}Tc, porque o radionuclídeo ^{99m}Tc, obtido a partir do ⁹⁹Mo, é o mais utilizado para a formação de imagens nesta área. O ⁹⁹Mo possui uma semivida de aproximadamente 66 horas e decai por emissão de partículas β, decaindo 87% para o estado metaestável ^{99m}Tc e 13% para o estado fundamental ⁹⁹Tc. O radionuclídeo ^{99m}Tc apresenta uma semivida de 6 horas e decai subsequentemente por transição isomérica de 140 keV para ⁹⁹Tc (Saha, 2010).

Anteriormente ao desenvolvimento do gerador ⁹⁹Mo/^{99m}Tc, o radionuclídeo ^{99m}Tc era extraído com uma solução de metiletilcetona a partir de uma solução de hidróxido de sódio (NaOH), a 20%, de ⁹⁹Mo. Após este processo, a fase orgânica era evaporada e o ^{99m}Tc-pertecnetato (^{99m}TcO₄⁻) era dissolvido numa solução salina isotónica para uso clínico. Este método de extração do solvente foi, assim, utilizado na construção de um gerador ⁹⁹Mo/^{99m}Tc do tipo líquido-líquido. O princípio básico compreende a utilização de uma solução de hidróxido de sódio (NaOH), a 20%, de ⁹⁹Mo numa coluna de vidro e de uma solução de metiletilcetona, que flui através da coluna para extrair o ^{99m}Tc-pertecnetato, ficando o ⁹⁹Mo na solução aquosa (Saha, 2010).

Este gerador é constituído por óxido de alumínio (Al₂O₃) carregado numa coluna de plástico ou vidro, onde a atividade de ⁹⁹Mo é adsorvida, blindada com chumbo e lavada com uma solução salina isotópica para remoção de atividade indesejável (^{99m}Tc). Após adsorção do ⁹⁹Mo na coluna, o ^{99m}Tc cresce pelo seu decaimento até atingir a atividade máxima num período de 24 horas (Cherry et al., 2012),(Saha, 2010).

O gerador ⁹⁹Mo/^{99m}Tc pode ser constituído por uma coluna húmida ou por uma coluna seca. A diferença entre estes dois tipos de gerador reside no facto de num gerador de coluna seca, após uma eluição, o resíduo de solução salina ser extraído utilizando um frasco de eluição sem nova adição de solução salina. Este tipo de gerador foi desenvolvido, porque num gerador de coluna húmida a radiação pode causar a radiólise da água, formando peróxido de hidrogénio e radicais livres. Estas espécies são oxidantes e, se estiverem presentes no eluato de ^{99m}Tc, podem interferir com a química do Tecnécio (Saha, 2010).

1.4. Dispositivos de detecção e contagem em Medicina Nuclear

Em medicina nuclear é necessário verificar a presença, o tipo, a intensidade e a energia das radiações emitidas pelos radionuclídeos, o que é executado por instrumentos de detecção, medida e contagem de radiação.

1.4.1. Calibrador de dose

O calibrador de dose é uma câmara de ionização de gás pressurizado, que é utilizada para avaliar a atividade dos radionuclídeos para a formulação e distribuição de radiofármacos, sendo de elevada importância no âmbito da medicina nuclear. É uma câmara cilíndrica, normalmente de alumínio, preenchida com argon e vestígios de halogénio a alta pressão. A tensão de operação deste equipamento é de aproximadamente 150 V (Bailey et al., 2014). É também constituído por um poço, que impede a contaminação acidental da câmara de ionização e um suporte de amostra onde pode ser colocado um frasco ou uma seringa para assegurar que está posicionado de forma ótima. Os calibradores de dose com pressão de gás reduzida estão disponíveis para instalações de produção de tomografia por emissão de positrões (PET) onde podem ser medidas atividades muito elevadas (Bailey et al., 2014).

A câmara é tipicamente protegida pelo fabricante com 6 mm de chumbo para garantir baixas leituras de fundo. Dependendo da localização do calibrador de dose, o utilizador pode necessitar de blindagem adicional, quer para reduzir o fundo na câmara quer para proteger o operador aquando da medição de radionuclídeos de alta energia e atividade (Bailey et al., 2014).

Estes equipamentos são compostos por botões específicos, denominados por seletores de isótopos e/ou potenciômetros, que permitem ajustar as diferenças de energia e, assim, produzir leituras precisas da atividade apresentada por cada isótopo (Bailey et al., 2014). As configurações dos seletores de isótopos são os fatores de calibração para diferentes radionuclídeos, que são determinados pela medição da corrente produzida por cada radionuclídeo. A atividade desconhecida de um elemento é medida através da divisão da corrente apresentada pelo fator de calibração desse radionuclídeo (Saha, 2010).

Para se proceder à medição da atividade de um radionuclídeo, primeiramente é ajustado o fator de calibração usando o botão apropriado. Seguidamente, a amostra contida numa seringa, frasco para injetáveis ou qualquer outro recipiente apropriado é colocada no interior da cavidade da câmara do calibrador de dose sendo a leitura da atividade apresentada no medidor digital do calibrador de dose (Saha, 2010).

1.5. Dispositivos de imagem em Medicina Nuclear

A imagiologia é uma área fundamental da medicina nuclear. Os principais dispositivos de imagem utilizados em medicina nuclear são os sistemas de câmaras gama e os sistema PET. Os primeiros são utilizados na formação de imagem a partir de raios gama emitidos por qualquer nuclídeo, enquanto o sistema PET explora a correlação direcional entre os fótons de aniquilação produzidos após emissão de pósitrons (Saha, 2010).

1.5.1. Câmara Gama

A Câmara de Gama, Câmara de Anger ou Câmara de Cintilação foi desenvolvida pelo cientista americano Hal Anger em 1953 (Cherry et al., 2012). O primeiro modelo foi utilizado, principalmente, para obtenção de imagens da tiróide e era constituído por um cristal de iodeto de sódio com 10 centímetros de diâmetro, um conjunto de sete tubos fotomultiplicadores e um colimador do tipo “*pinhole*”. A primeira câmara gama comercial foi introduzida em 1964 (Lappin & Temple, 2006).

As câmara gamas atuais são constituídas principalmente pelo colimador, cristal/ais de cintilação de Iodeto de Sódio ativado com Tálcio (NaI(Tl)), tubos fotomultiplicadores (PMTs), analisadores da altura de pulso (PHA), circuitos de posicionamento e computador de controlo (Figura 1-1) (Cherry et al., 2012),(Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

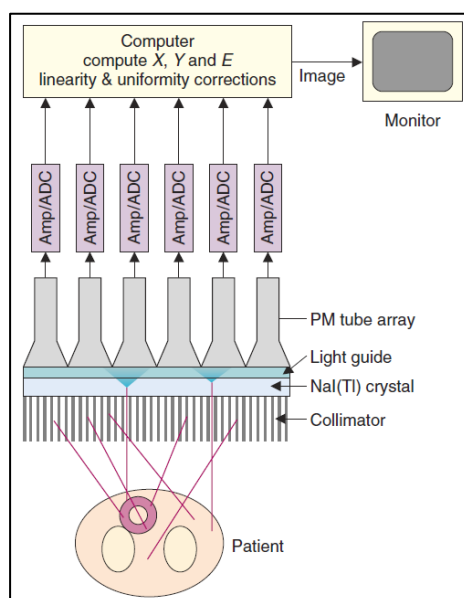


Figura 1-1: Componentes básicos de uma Câmara Gama atual (Cherry et al., 2012).

1.5.1.1. Colimador

O colimador consiste num conjunto de orifícios dispostos geometricamente num material denso e com um elevado número atómico, tipicamente o chumbo, e apresenta-se como uma interface entre o paciente e o cristal de cintilação (Bailey et al., 2014),(Mettler Jr & Guiberteau, 2011). Este elemento da câmara gama permite que esta localize com precisão o radionuclídeo no corpo do paciente, através da relação entre os pontos no plano da imagem e as posições no objeto, ou seja, da capacidade de definir linhas de resposta (LORs). As LORs impedem os fótons com direções que não se encontram na sua extensão de chegarem ao detetor (Bailey et al., 2014).

Em adição, uma característica de elevada importância é a opacidade dos septos do colimador (as paredes de chumbo entre os orifícios) para os raios gama incidentes. Num colimador ideal, os septos bloqueariam totalmente a radiação incidente. Na realidade, uma parte da radiação atravessa ou espalha-se nos septos e é detetada - penetração septal e dispersão - e depende da energia do fóton incidente, da espessura e composição dos septos e da geometria dos orifícios do colimador (Bailey et al., 2014). Os septos são geralmente concebidos de modo que a penetração septal por raios gama indesejados não exceda de 10% a 25% (Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

As câmaras gama são utilizadas para a captura dos fótons proveniente dos radionuclídeos, com uma vasta gama de energias. Deste modo, estão disponíveis colimadores apropriados a diversas faixas de energia: os colimadores de baixa energia, delineados para isótopos que emitem fótons com energias inferiores a 160 keV; os colimadores de energia média, que são projetados para energias até 250 keV aproximadamente; e os colimadores de alta energia, para fótons com energias mais altas (Bailey et al., 2014). Um colimador para raios gama de alta energia apresenta os septos com uma maior espessura do que um colimador para raios de baixa energia (Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

A classificação dos colimadores utilizados em câmaras de cintilação depende, principalmente, do tipo de focalização e da espessura septal dos orifícios. Neste sentido, existem dois tipos de colimadores, denominados por *pinhole* e *multihole* (Figura 1.2) (Bailey et al., 2014),(Saha, 2010).

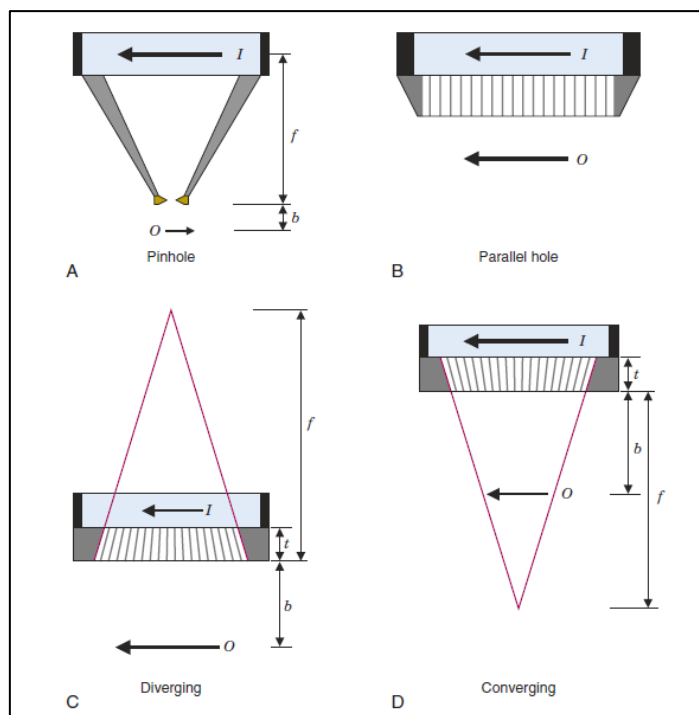


Figura 1-2: Diferentes tipos de colimadores utilizados para projetar imagens de raios gama (Cherry et al., 2012).

O colimador do tipo “*pinhole*” é caracterizado pela sua forma cônica e pela presença de um único orifício, que se localiza a uma distância de 20 a 25 cm do detetor (Figura 1-2 A). Os raios gama que atravessam o *pinhole* projetam uma imagem invertida da distribuição da fonte no cristal detetor (Cherry et al., 2012). Este tipo de colimação é frequentemente utilizado na formação de imagens de alta resolução de pequenos órgãos, como por exemplo a tiróide e algumas regiões esqueléticas, tais como os pulsos (Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

Outro tipo de colimador é o “*multihole*” (vários orifícios) que se caracteriza pela presença de vários orifícios, tipicamente sete, organizados num padrão hexagonal (Cherry et al., 2012). Estes podem ser alinhados de forma paralela, divergente ou convergente, subdividindo assim estes colimadores em três categorias (Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

O colimador “*multihole*” de orifícios paralelos (Figura 1-2 B) é o mais utilizado em medicina nuclear e consiste em orifícios dispostos paralelamente e com um eixo perpendicular ao plano do cristal de cintilação (Figura 1.2) (Mettler Jr & Guiberteau, 2011). Este tipo de colimação projeta no detetor uma imagem de raios gama do mesmo tamanho da distribuição da fonte (Cherry et al., 2012). Alterando a inclinação dos furos paralelos, obtém-se os colimadores de orifícios oblíquos, nos quais os orifícios paralelos se encontram inclinados, normalmente em 25° a partir da direção perpendicular. Os colimadores de orifícios

oblíquos, devido à inclinação dos mesmos, podem ser posicionados mais próximo do paciente, de forma a se obter um melhor detalhe da imagem (Cherry et al., 2012).

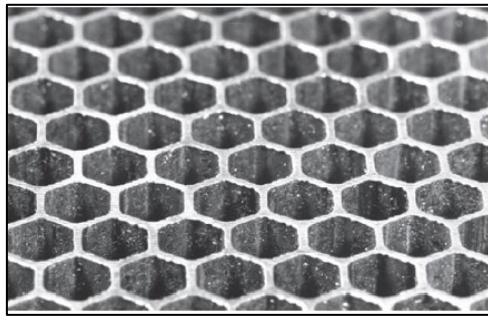


Figura 1-3: Estrutura dos Colimadores de orifícios paralelos (Cherry et al., 2012).

No colimador “*multihole*” do tipo divergente (Figura 1.2-C), os orifícios divergem a partir da face do detetor, normalmente a partir de um ponto entre 40 a 50 cm atrás do colimador. Este projeta uma imagem não invertida, ligeiramente reduzida e com uma área superior à apresentada pela imagem obtida através da utilização de um colimador de orifícios paralelos (Barros, 2001),(Mettler Jr & Guiberteau, 2011). Este tipo de colimador é vulgarmente utilizado na obtenção de imagens de órgãos como os pulmões e o fígado, cujo tamanho é superior ao do detetor (Saha, 2010). Por fim, um colimador convergente (Figura 1.2-D) é constituído por orifícios que convergem para um ponto entre 40 a 50 cm à frente do colimador. Esta convergência forma uma imagem ampliada no cristal (Mettler Jr & Guiberteau, 2011). Os colimadores convergentes são frequentemente utilizados quando o órgão de interesse é menor do que o tamanho do detetor (Saha, 2010).

1.5.1.2. Cristal de Cintilação

A radiação que provém do paciente e atravessa o colimador é detetada pelo cristal de cintilação (Bailey et al., 2014).

Os fótons da radiação gama interagem com o detetor através do Efeito Fotoelétrico ou de *Compton* interagindo com os iões de iodo do cristal. Esta interação conduz à libertação de eletrões orbitais, que interagem com a matriz do cristal, resultando na produção de luz fluorescente - processo de cintilação (Barros, 2001). O espectro do comprimento de onda dos fótons de cintilação deve corresponder à sensibilidade dos fotodetetores utilizados para converter o sinal de cintilação num sinal elétrico (Bailey et al., 2014).

Os cristais mais utilizados em medicina nuclear são os cristais de NaI(Tl), devido às suas propriedades únicas, tais como a sua densidade ($3,67 \text{ g/cm}^3$) e o seu elevado número atômico, que permitem uma produção eficiente de fótons (Saha, 2010). No entanto, as câmaras gama compostas por fotodetektores de estado sólido necessitam de um espectro de luz diferente, pelo que o cristal utilizado nestes casos é o de Iodeto de Césio ativado com Tálcio (CsI (Tl)) (Bailey et al., 2014).

A luz gerada no cristal é posteriormente direcionada para os PMTs através do material refletor que reveste a superfície externa do cristal (ex. óxido de magnésio), ou utilizando tubos de luz entre o cristal e os PMTs. Como o NaI(Tl) é higroscópico e a água absorvida provoca alterações de cor que distorcem a transmissão de luz para os tubos, é importante ser selado hermeticamente com revestimento de alumínio (Saha, 2010).

Quanto à sua geometria, o cristal pode ser circular ou retangular e pode apresentar espessura variável dependendo do tipo de câmara onde é colocado. Nas câmaras gama, o cristal deve apresentar o mesmo tamanho do campo de visão que em câmaras modernas - 60 cm de comprimento e 40 cm de largura. A espessura é um parâmetro de elevada importância, pois é um "trade-off" entre a resolução e a sensibilidade que caracterizam o desempenho da câmara gama (Bailey et al., 2014). Quanto maior a espessura, maior será a eficiência na deteção da radiação gama- maior sensibilidade - e maior será a variação da distribuição da luz em profundidade, ou seja, maior distância entre os PMTs e o evento - menor resolução espacial (Bailey et al., 2014),(Mettler Jr & Guiberteau, 2011). Normalmente, o cristal de NaI(Tl) apresenta 10 mm de espessura, o que assegura que cerca de 90% dos fótons de 150 keV, após colimação, sejam parados no detektor (Guy & Ffytche, 2000).

1.5.1.3. Tubos Fotomultiplicadores

Os PMTs são um componente importante no sistema de deteção da câmara gama (Figura 1.4). A sua função é a conversão dos fótons de cintilação num sinal elétrico detetável (Khalil, 2010).

O PMT é constituído por um tubo de vácuo composto por um fotocátodo sensível à luz numa das suas extremidades, por um conjunto de cerca de 10 elétrodos metálicos denominados dínodos no centro e um ânodo na outra extremidade (Saha, 2010). Situa-se atrás do cristal de cintilação e pode ser colocado diretamente no cristal através da ligação por tubos de luz, ou pode ser acoplado ópticamente com um material semelhante a silicone (Mettler Jr &

Guiberteau, 2011). Nas câmaras gama clínicas, a matriz de fotodetetores é constituída por um conjunto de 30 a 90 PMTs dispostos numa configuração hexagonal (Bailey et al., 2014).

O fotocátodo é uma superfície fotoemissiva disponível em diferentes geometrias (circular, quadrangular ou hexagonal) que recebe a luz de cintilação do cristal num comprimento de onda máximo de 415 nm, (Bailey et al., 2014),(Saha, 2010). Os fótons emitidos pelo cristal de cintilação atingem os PMTs, que ejetam os fotoelétrons por Efeito Fotoelétrico. Seguidamente, os elétrons emitidos são amplificados a partir de uma série de dínodos com uma diferença de potencial elevada. O primeiro dínodo acelera e multiplica os elétrons (emissão secundária de elétrons) até ao segundo e assim sucessivamente. Esta amplificação eletrónica de múltiplo estágio termina quando os elétrons alcançarem o último dínodo. Na extremidade traseira do PMT, o ânodo recebe todos os elétrons provenientes da amplificação anteriormente referida, ou seja, os elétrons secundários, e origina a corrente de saída do PMT (Khalil, 2010).

Cada evento de cintilação que ocorre no cristal é registado por um ou mais PMTs. A localização do evento na imagem final depende da quantidade de luz detetada por cada tubo e, assim, do padrão da tensão de saída. Este sinal apresenta três componentes: as coordenadas espaciais nos eixos x e y, bem como um sinal (z) relacionado com a intensidade (Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

A interação da luz causada por um raio gama ocorre perto da face do colimador do cristal. Neste sentido, embora um cristal mais espesso seja teoricamente mais eficiente, o PMT está mais afastado do ponto de cintilação, sendo incapaz de determinar as coordenadas com a precisão, portanto a resolução espacial é degradada. Por outro lado, o número de PMTs também é importante para a localização precisa dos eventos de cintilação, ou seja, quanto maior a sua quantidade maior será a resolução espacial. A maioria das câmaras gama apresenta cerca de 40 a 100 PMTs (Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

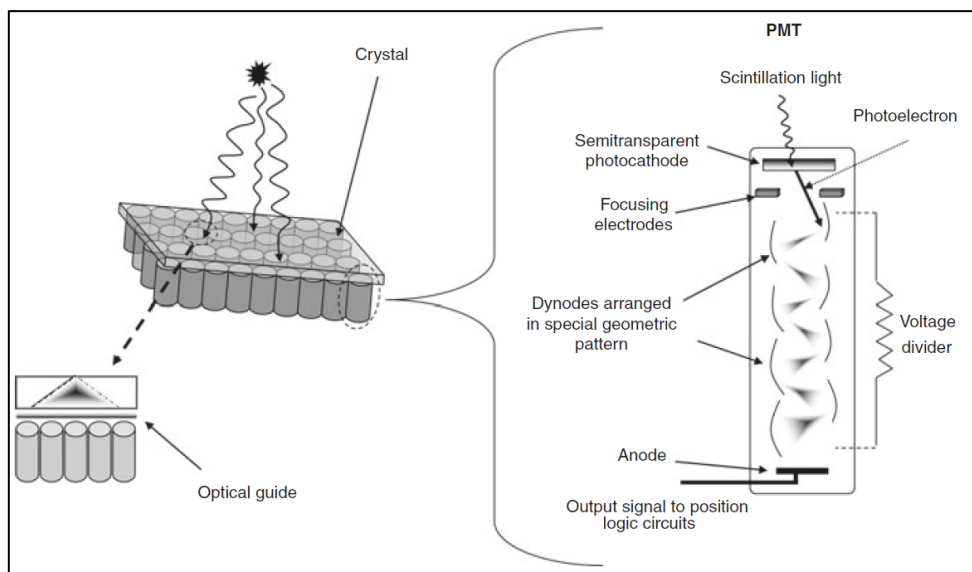


Figura 1-4: Tubos Fotomultiplicadores. Conversão dos fótons num sinal elétrico (Khalil, 2010).

1.5.1.4. Circuito de Posicionamento

Posteriormente à interação dos raios gama no cristal, uma quantidade de luz é recebida pelo PMT mais próximo do ponto de interação, enquanto os outros PMTs recebem uma quantidade de luz diretamente proporcional ao ângulo sólido formado entre o PMT e o ponto de interação (Saha, 2010).

Os circuitos de posicionamento estão localizados depois dos PMTs e recebem os impulsos elétricos provenientes destes num circuito denominado por matriz somadora (*SMC-Summing Matrix Circuit*). Deste modo, são capazes de determinar onde e quando cada evento de cintilação ocorreu no cristal (Barros, 2001).

A posição é determinada através da utilização de uma rede resistiva que divide o sinal de cada PMT em quatro linhas de saída, determinando-se os sinais X^+ , X^- , Y^+ e Y^- (Mettler Jr & Guiberteau, 2011), (Saha, 2010). Um circuito separado soma as saídas de todos os PMTs para formar o sinal Z, proporcional à quantidade total de luz produzida por cada evento de cintilação, e à energia total depositada pela radiação gama. O sinal Z é também utilizado na análise de altura do pulso (Cherry et al., 2012).

Os sinais X^+ , X^- , Y^+ e Y^- são combinados para se obterem os sinais de posição X e Y. Neste sentido, a posição X do evento de cintilação e a posição Y são obtidas através das seguintes equações (Saha, 2010):

$$(1.1) \quad X = (X^+ - X^-)/(X^+ + X^-)$$

$$(1.2) \quad Y = (Y^+ - Y^-)/(Y^+ + Y^-)$$

Os sinais de posição X e Y são normalizados para os sinais X e Y totais, para que a posição de interação calculada não dependa da altura do pulso. No entanto, as equações apresentadas (1.1 e 1.2) não possibilitam um mapeamento perfeito da posição da fonte, porque o sinal proveniente dos PMTs não varia de forma linear com a posição da interação. Assim, é possível a formação de artefactos de imagem, a ocorrência de efeitos causados por não-uniformidades no cristal e resposta não uniforme na face dos PMTs, impossibilitando a determinação precisa das posições (Cherry et al., 2012). Quanto maior o número de PMTs, melhor será a representação das coordenadas X e Y na imagem, ou seja, melhor será a resolução (Saha, 2010).

1.5.1.5. Pré Amplificador e Amplificador

O pulso gerado por cada PMT é baixo em amplitude e apresenta ruído. Para se realizar a análise subsequente do pulso é necessária a sua amplificação e modelação. Para tal, são utilizados um pré amplificador e um amplificador (Bailey et al., 2014).

O pré-amplificador é conectado ao PMT e integra o pulso proveniente deste para formar um pulso de tensão com altura proporcional à carga de entrada. Este componente é necessário para ajustar a tensão do pulso e corresponder aos níveis de impedância entre o detetor e os componentes seguintes, de modo a que o pulso seja processado adequadamente pelo sistema (Bailey et al., 2014). O pulso de saída do pré amplificador é posteriormente amplificado e ajustado num amplificador linear (Saha, 2010).

O pulso amplificado é conduzido a um analisador de altura de pulso. A amplificação do pulso é definida pelo ganho do amplificador, que é obtido pela relação da amplitude do pulso de saída e do pulso de entrada. As amplitudes dos pulsos de saída são da ordem de 0-10 V (Khalil, 2010).

1.5.1.6. Análise da Amplitude de pulso

Raios gama de diferentes energias podem ser emitidos a partir do mesmo radionuclídeo, de diferentes radionuclídeos ou devido à sua dispersão na fonte. Os pulsos Z provenientes do amplificador podem ser diferentes em amplitude, devido às diferentes energias de raios gama, pelo que é necessário discriminar os fótons incidentes no cristal de cintilação (Saha, 2010).

Neste sentido, o PHA é um dispositivo que seleciona para contagem os pulsos que se apresentam num intervalo de amplitude de tensão pré-selecionado, rejeitando sinais de fundo, radiação dispersa ou radiação proveniente de isótopos interferentes (Bailey et al., 2014),(Saha, 2010). Esta seleção de pulsos é feita pelos seletores de isótopos que constituem o PHA, denominados por nível inferior e superior, ou base e janela. O ajuste adequado do PHA determina o intervalo de energias de raio gama que serão aceites para posterior processamento (Saha, 2010).

Nas câmaras de cintilação, estes seletores são substituídos por um controlo de tensão de pico e um controlo de janela percentual. O controlo de tensão de pico refere-se à energia de raios gama desejada e o controlo de janela percentual indica a largura da janela em percentagem da energia desejada (Saha, 2010).

O espectro resultante é uma função das energias da radiação gama emitida e as interações no cristal e apresenta duas componentes, o “*Compton Plateau*” e o Fotopico. O “*Compton Plateau*” representa a interação da radiação no cristal e o Fotopico a energia total dos raios gama que atingiram o cristal, ou seja, o pico de maior amplitude de pulso (Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

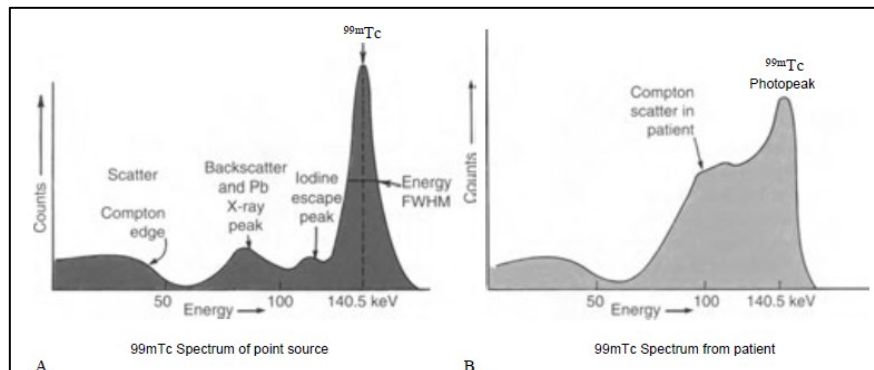


Figura 1-5: Espectro de energia do Tecnécio 99m numa câmara de cintilação (A- fonte pontual; B- paciente) (Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

Existem dois tipos de analisadores de pulso, nomeadamente o analisador de canal único (SCA) e o analisador multicanal (MCA) (Khalil, 2010).

O SCA regista os eventos num intervalo específico de amplitude de pulso, através de um canal de cada vez, aplicando discriminadores de tensão inferior e superior. Por um lado, os discriminadores de tensão inferior determinam o limiar abaixo do qual todas as tensões são rejeitadas, por outro lado os discriminadores de tensão superior não aceitam tensões

superiores ao seu limite (Khalil, 2010). Adicionalmente, através da utilização de um MCA é possível obter um espectro de raios gama com diferentes energias (Saha, 2010).

1.5.1.7. Computador de Controlo

As câmaras gama utilizadas em medicina nuclear, no geral, utilizam computadores digitais para a aquisição, armazenamento e processamento de imagem. Nas instituições que possuem várias câmaras é frequentemente interconectado um computador a todas elas, pelo que este deve apresentar uma grande capacidade de armazenamento.

As imagens são apresentadas em tempo real no monitor, o que se torna essencial no posicionamento do detetor no órgão de interesse. Os dados dos estudos do paciente são arquivados para posterior processamento (Saha, 2010).

1.5.1.8. Formação da Imagem

Como os computadores utilizados em medicina nuclear operam com números digitais, é necessário converter os sinais analógicos em digitais. O circuito analógico-digital (ADC) converte as amplitudes dos sinais X e Y em linguagem binária (bits). A imagem digital é gerada após o processamento dos sinais (Saha, 2010).

Os dados podem ser adquiridos segundo duas formas: “*frame mode*” e “*list mode*”. No primeiro caso, os dados de entrada são colocados numa matriz espacial na memória utilizada para gerar a imagem. A principal desvantagem deste processo é a possível perda de eventos individuais num determinado período de tempo. Esta matriz espacial pode apresentar diversos tamanhos, que determinam a resolução da imagem a ser gerada. Em “*list mode*”, todos os dados são colocados na memória como uma lista de eventos temporais, porém este modo apresenta uma taxa de aquisição baixa e requer de uma grande capacidade de memória (Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

A visualização e o processamento da imagem são necessários em todos os sistemas informáticos de medicina nuclear. O computador desempenha várias funções entre as quais a redução do ruído, a subtração do fundo e produção de imagens tomográficas. As imagens podem ser igualmente suavizadas, para reduzir os efeitos de variação estatística, através do recurso a filtros. Os filtros utilizados podem ser espaciais, que são utilizados nas imagens estáticas ou filtros temporais, usados para aquisição dinâmica (Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

1.5.2. Tomografia por Emissão de Positrões

A Tomografia por Emissão de Positrões (PET) foi desenvolvida pelo físico Gordon Brownell e pelo neurocirurgião William Sweet nos anos 50, tendo sido utilizada no estudo, detecção e avaliação de tumores cerebrais. Anos mais tarde, em 1975, Brownell e o seu grupo construíram e introduziram o primeiro *scanner* PET com detetores hexagonais (Portnow, Vaillancourt, & Okun, 2013).

Em 1976, Sokoloff juntamente com os radioquímicos Alfred Wolf e Joanna Fowler sintetizaram o composto 2-[¹⁸F] flouro-2-desoxi-Dglucose (FDG) (Portnow et al., 2013). Este composto representa o radiofármaco mais utilizado em procedimentos clínicos, tendo contribuído para o sucesso mundial da imagiologia com PET. O FDG possibilitou a realização de vários estudos em oncologia, neurociência e cardiologia com PET (Khalil, 2010). No entanto, foram desenvolvidos novos radiofármacos para alvos específicos numa vasta gama de aplicações em medicina nuclear clínica, bem como em investigação pré-clínica.

Os primeiros sistemas eram constituídos por anéis simples com múltiplos detetores, gerando imagens de pequeno tamanho e fraca resolução. Com o avanço dos conhecimentos, foram desenvolvidos sistemas de anéis múltiplos e diâmetro suficiente, que possibilitaram a obtenção de imagens do corpo inteiro (Muehllehner & Karp, 2006). Os sistemas PET modernos apresentam multianéis que permitem a aquisição simultânea de 109 imagens transversas com 21,6 cm de distância axial (Bushberg & Boone, 2011).

Para as investigações que recorrem a PET, estão disponíveis diferentes radiofármacos para detetar e quantificar vias fisiológicas e metabólicas. Posteriormente à injeção, à inalação ou à administração oral de um radiofármaco adequado e previamente selecionado, a distribuição espacial do marcador radioativo é obtida através da aquisição, armazenamento, correção (atenuação, dispersão e normalização) e reconstrução das imagens de emissão. Os radiofármacos clinicamente bem sucedidos apresentam propriedades farmacocinéticas que correspondem à meia-vida do marcador radioativo, ou seja, é necessário que o corpo do paciente absorva o marcador anteriormente à aquisição da imagem. Estes aspetos requerem especial atenção na programação de pacientes na administração do marcador, no período de absorção e, por fim, na aquisição de imagem (Lonsdale & Beyer, 2010).

1.5.2.1. Princípios Básicos

O decaimento radioativo por emissão de positrões é a base do processo de formação de imagem em PET. Os positrões emitidos do núcleo são o resultado do decaimento de isótopos instáveis ricos em prótons, ou seja, resultam do decaimento β^+ desses isótopos (Bailey et al., 2014).

O positrão emitido propaga-se através do material circundante em diferentes direções e atinge curtas distâncias, perdendo parte da sua energia cinética. Posteriormente, o positrão aniquila com um eletrão originando dois fótons de 511 keV, denominados fótons de aniquilação, que são emitidos simultaneamente em direções opostas de 180° (Bailey et al., 2014),(Cherry et al., 2012).

A deteção praticamente simultânea dos dois fótons de aniquilação permite que a PET localize a sua origem ao longo de uma linha entre os dois detetores (LOR), sem o recurso a colimadores absorventes. Este mecanismo denomina-se por deteção de coincidência de aniquilação (ACD), apresentado na Figura 1-6. Os detetores ACD, na sua maioria, apresentam seções transversais, quadradas ou retangulares. Um evento de coincidência ocorre quando um par de eventos é registado numa janela de sincronização de coincidência especificada, frequentemente de 6 a 12 nanossegundos (intervalo de coincidência) (Cherry et al., 2012).

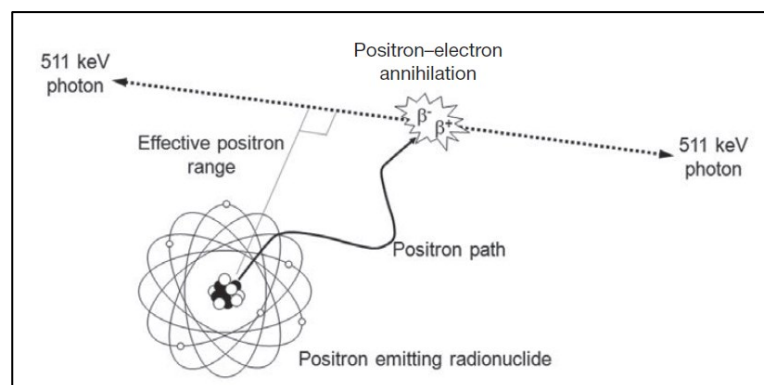


Figura 1-6: Fenómeno de Aniquilação (Bailey et al., 2014).

A capacidade da ACD para localizar eventos com base no sincronismo de coincidência, sem a necessidade de colimação absorptiva, é referida como colimação eletrônica. Como este sistema de deteção não requer um colimador para definir a localização espacial, a sua sensibilidade (número de eventos detetados por unidade de atividade no objeto) é muito maior do que a obtida com a utilização colimadores de absorção utilizados para imagens planares

convencionais e em tomografia computadorizada por emissão de fóton único (SPECT) (Cherry et al., 2012).

Teoricamente, é possível determinar a localização de origem dos fótons de aniquilação na LOR, através da diferença no tempo em que são encontrados pelos dois detetores. Esta técnica, que permite a formação de imagens tomográficas sem algoritmos de reconstrução matemática, denomina-se “*time-of-flight*” (TOF) (Cherry et al., 2012).

Um anel estacionário ou matriz geométrica a rodear completamente o paciente permite adquirir dados para todos os ângulos de projeção em simultâneo. Consequentemente, a realização de estudos dinâmicos torna-se mais rápida e os artefactos causados pelo movimento do paciente são reduzidos (Cherry et al., 2012). As projeções angulares podem ser utilizadas para reconstruir imagens 3D a partir de métodos de tomografia computadorizada (Bailey et al., 2014).

Uma das vantagens da PET é a sua capacidade para quantificar processos fisiológicos *in vivo*, sendo necessário que as imagens reflitam com precisão a concentração de atividade local no corpo do paciente. Neste sentido, revela-se importante minimizar os efeitos que afetam negativamente os dados, nomeadamente os efeitos de coincidência aleatórios ou dispersos, a atenuação dos fótons e o tempo morto do sistema, e corrigir a corrupção residual (Bailey et al., 2014).

Os eventos detetados pelos *scanners* PET incluem os eventos verdadeiros, dispersos e aleatórios, sendo estes últimos os que afetam a precisão das imagens de PET (Figura 1.7). Os eventos verdadeiros originam-se quando os fótons de aniquilação de 511 keV são detetados na janela de tempo de coincidência, sem que algum tenha sofrido qualquer forma de interação antes de atingir o detetor (Guy & Ffytche, 2000). Em contrapartida, os eventos aleatórios ocorrem quando dois fótons provenientes de reações de aniquilação distintas são detetados ao mesmo tempo e, portanto, parecem representar uma verdadeira coincidência. Deste modo, é adicionado fundo ao evento de coincidência verdadeiro, aumentando o ruído estatístico e diminuindo o contraste (Mettler Jr & Guiberteau, 2011). Por outro lado, os eventos dispersos ocorrem quando um ou ambos os fótons de aniquilação sofrem interações de *Compton* nos tecidos corporais e são desviados do caminho esperado, porém chegam a alcançar os detetores. É possível que seja atribuída uma LOR imprecisa a este evento que não passa pelo local de aniquilação verdadeiro, pelo que pode conduzir a informação de localização errada e diminuir o contraste da imagem (Bailey et al., 2014),(Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

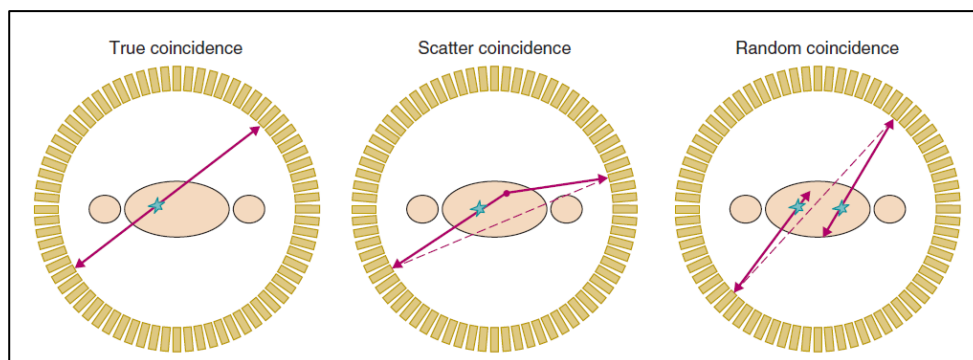


Figura 1-7: Evento de coincidência verdadeiro (esquerda), evento disperso (centro), evento aleatório (direita) (Cherry et al., 2012).

Os fótons de aniquilação podem ainda ser atenuados no corpo do paciente, ou seja, ocorre uma perda de eventos verdadeiros. Deste modo, torna-se impossível detectar algum evento de coincidência e, portanto, o ruído da imagem é aumentado, assim como os artefactos e a distorção (Bailey et al., 2014),(Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

Por fim, o sistema de detecção apresenta uma capacidade de contagem limitada, pelo que quando estão presentes grandes quantidades de radioatividade podem ser perdidos acontecimentos verdadeiros, constituindo assim um novo problema (Bailey et al., 2014). Este denomina-se tempo morto do sistema e pode ser minimizado através da utilização de detectores independentes ou cintiladores mais rápidos e de processamento eletrônico (Turkington, 2001).

1.5.2.3. Detetores

Os detetores de cintilação utilizados em PET são cristais inorgânicos baseados no princípio da cintilação através do qual o fóton ao interagir com o cristal produz um pulso de luz que é posteriormente detetado e localizado pelos PMTs acoplados ao cristal de cintilação (Bailey et al., 2014).

As propriedades de um cristal ideal para PET incluem alto poder de paragem de fótons de 511 keV, proporcionando alta eficiência e resolução espacial; curto tempo de decaimento de luz de cintilação, o que reduz o tempo morto do sistema e as coincidências aleatórias e boa resolução de energia para uma melhor rejeição da dispersão (Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

São vários os materiais de cintilação utilizados em PET, nomeadamente o NaI(Tl), o germanato de bismuto (BGO) e o ortosilicato de lutécio (LSO), cujas propriedades estão apresentadas na Tabela 1.1 (Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

Tabela 1-1: Propriedades dos três tipos de cintiladores mais utilizados em PET (Bailey et al., 2014).

Property	NaI	BGO	LSO
Linear attenuation coefficient (cm^{-1})	0.34	0.95	0.87
Scintillation decay constant (ns)	230	300	40
Relative light output	100%	15%	75%
Energy resolution (%)	6.6	10.2	10.0

Segundo a análise das propriedades do NaI(Tl) pode-se verificar que se trata de um cristal ideal, porém o coeficiente de atenuação linear por ele apresentado é relativamente baixo para fótons de 511 keV, o que torna desvantajosa a sua utilização em aplicações de PET (Bailey et al., 2014).

A sensibilidade do sistema pode ser aumentada através do aumento da espessura dos cristais de cintilação utilizados, (tipicamente entre 1 a 3 cm). No entanto, o aumento da espessura pode resultar numa perda de resolução espacial. Os cristais mais espessos contribuem para o efeito de profundidade de interação, pelo que são necessários os cristais mais finos para garantir a melhor sensibilidade possível mantendo a resolução espacial (Bailey et al., 2014).

Os *scanners* de PET da última geração são sistemas de anel completo com multidetetores (circular ou poligonal) que rodeiam axialmente o paciente (360°). A disposição mais comum utilizada em câmaras PET é o bloco de cristais, onde cada detetor está acoplado a quatro PMTs e disposto em anel. Este tipo de sistema apresenta vantagens quando comparados à utilização de um único cristal, pois cada um dos seus detetores atua como um sistema independente com uma diminuição do tempo morto do sistema (Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

1.5.2.4. Aquisição da Imagem em PET

O sistema de PET mais usado é o modelo de todo inteiro, que implica a obtenção de vistas segmentais sequenciais do corpo, pela movimentação da tabela de digitalização passo a passo para adquirir várias vistas contínuas. Um *scanner* de corpo geralmente estende-se da base do cérebro até à parte média das coxas, usando uma aquisição bidimensional ou tridimensional. As imagens sobrepostas são obtidas, dependendo do tamanho do paciente e do *scanner*, a cada 15 a 20 cm durante vários minutos por posição (Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

Inicialmente, a maioria dos *scanners* PET eram projetados com colimadores axiais ou septos. Estes permitem que apenas os fótons que são emitidos paralelamente ao plano do anel detector sejam revelados. Por conseguinte, este fenómeno possibilita a aquisição de dados bidimensional. Os septos fornecem rejeição eficiente dos fótons de aniquilação que foram espalhados no corpo, ou seja, reduzem os eventos de dispersão e aleatórios e, conseqüentemente, reduzem a taxa de contagem de um único canal e o tempo morto (Cherry et al., 2012). Embora a sensibilidade do sistema seja reduzida, a qualidade da imagem é melhorada. A imagem bidimensional é realizada em imagiologia de pequenas áreas do corpo, tal como o coração, quando se utiliza um *gating* respiratório ou curtos períodos de *scan* com alta atividade, ou quando se necessita de uma maior resolução e quantificação precisa (Mettler Jr & Guiberteau, 2011),(Cherry et al., 2012).

Por outro lado, na aquisição tridimensional as tomografias recuperam as propriedades isotrópicas da radiação, através da realização de um ângulo sólido entre qualquer par de detectores, pelo que a aquisição de radiação não é limitada e possibilita a formação de uma imagem tridimensional. Nesta metodologia os septos intrepianares são removidos e os dados são obtidos para todas as LORs, conduzindo a um aumento da sensibilidade do sistema (Humm, Rosenfeld, & Del Guerra, 2003). No entanto, a dispersão fora do plano e a presença de eventos aleatórios também aumentam consideravelmente, reduzindo o contraste e a qualidade da imagem. Conseqüentemente, para compensar estes problemas, são necessários detectores mais rápidos e com uma resolução de energia significativamente melhorada, tais como os cristais de LSO. A imagem tridimensional é frequentemente utilizada em estudos de baixa dispersão, como a imagiologia do cérebro, e de pequeno tamanho do paciente, como em pediatria (Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

Os dados de emissão adquiridos por técnicas bidimensionais ou tridimensionais são convertidos para um formato de imagem utilizando a retroprojeção filtrada ou reconstrução

iterativa. A retroprojeção filtrada pode ser usada com reconstrução bidimensional e quando os dados são relativamente livres de ruído. Por outro lado, devido à complexidade dos dados, na aquisição tridimensional são utilizados algoritmos iterativos. A técnica iterativa envolve o recurso a vários processos analíticos para alcançar o resultado desejado (Mettler Jr & Guiberteau, 2011).

O algoritmo iterativo mais utilizado na reconstrução de imagem de PET é o OSEM (*Ordered Subsets Expectation-Maximization*), uma variante acelerada do algoritmo MLEM (*Maximum-Likelihood Expectation-Maximization*). Os dados de projeção são agrupados em subconjuntos ordenados e o algoritmo EM (*Expectation-Maximization*) aplicado sucessivamente a cada um (Gaitanis, Kontaxakis, Spyrou, Panayiotakis, & Tzanakos, 2008). Contudo, ao longo das iterações aumenta-se o ruído, pelo que o OSEM é interrompido antes que o ruído se torne excessivo (Ahn et al., 2015).

O VUE POINT HD (VPHD) é também um algoritmo iterativo, semelhante ao OSEM. No VPHD é aplicada uma reconstrução iterativa tridimensional com correções para os eventos de dispersão e aleatórios, tempo morto, atenuação e normalização (Reynes-Llompart et al., 2017).

Recentemente, a GE introduziu um novo algoritmo, denominado *Q.Clear*. Este inclui modelagem de função de resposta pontual (*Point Spread Function-PSF*) e controla o ruído através do uso de um fator de penalização (β). Este algoritmo recorre a um termo de penalização de diferença relativa, que funciona como um termo de supressão de ruído e permite a convergência efetiva das imagens (Teoh, McGowan, Macpherson, Bradley, & Gleeson, 2015).

1.5.2.5. Sistema Híbrido: PET/TC

O sistema PET, por vezes, fornece pouca informação anatómica, necessária à localização precisa de regiões de acumulação anormal de marcadores, particularmente em estudos de oncologia (Bailey et al., 2014). Este problema pode ser ultrapassado através da combinação de imagens anatómicas de alta resolução com PET, nomeadamente a tomografia computadorizada (TC), completando informações metabólicas e anatómicas (Lonsdale & Beyer, 2010).

Em 1998 surgiu o primeiro protótipo de PET/TC, desenvolvido por David Townsend e Ron Nutt, composto por um anel parcial de PET e um único corte de TC, com todos os seus elementos montados num único sistema para fornecer as projeções angulares necessárias à reconstrução tomográfica (Cherry et al., 2012).

A junção de imagens de TC ao sistema de PET fornece várias vantagens, nomeadamente correção para a atenuação mais eficiente e precisa, tempos de obtenção de imagens mais curtos, uma localização anatómica das lesões mais precisa e a capacidade das imagens das duas modalidades serem inerentemente registadas sem a necessidade de manipulação adicional (Bailey et al., 2014),(Mettler Jr & Guiberteau, 2011). Apesar desta série de benefícios conseguidos pela junção destas duas modalidades, é importante realçar que conduziu a um aumento da dose recebida pelos pacientes submetidos a estes procedimentos (Bailey et al., 2014).

Atualmente, os *scanners* de PET/TC podem parecer uma única máquina, porém são dois *scanners* em separado a operar numa plataforma comum. Normalmente, são configurados segundo uma disposição *back to back*, com o centro do campo de visão dos componentes PET e TC separados na direção axial por uma distância entre 60 a 120 cm (Figura 1.8) (Cherry et al., 2012). Com *scanners* de TC com multidetetores foi possível a obtenção de imagens de corpo inteiro com baixo ruído em apenas alguns segundos (Bailey et al., 2014).

No sistema PET/TC é possível utilizar uma grande variedade de radiofármacos, nomeadamente isótopos de carbono, de azoto, de oxigénio e de flúor. A sua aplicação possibilita a investigação ou o estudo *in vivo* da perfusão e metabolismo de órgãos e tecidos, bem como de processos biomoleculares, tanto em indivíduos saudáveis como nas situações de doença de um órgão ou sistema. As características de elementos naturais radioativos daqueles compostos contribuem para o conhecimento das funções bioquímicas normais do corpo humano e permitem o exame bioquímico dos doentes, como parte do seu estudo clínico (“Guia PET-CT,” n.d.).

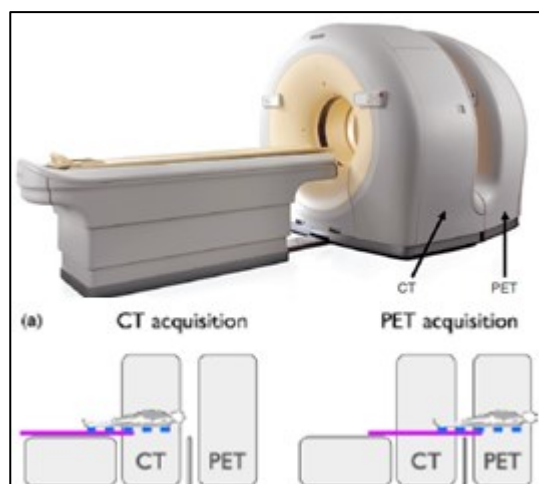


Figura 1-8: Sistema PET/TC. (a) aquisição de TC, (b) aquisição de PET (Cherry et al., 2012),(Lonsdale & Beyer, 2010).

1.6. Controle de Qualidade em Medicina Nuclear

De acordo com o Decreto-Lei 180/2002 de 8 de agosto, o Controle de Qualidade (CQ) é definido como parte da garantia de qualidade e consiste no conjunto das operações (programação, coordenação e execução) destinadas a manter ou a melhorar a qualidade e abrange a monitorização, avaliação e manutenção, aos níveis exigidos, de todas as características de funcionamento do equipamento que possam ser definidas, medidas e controladas (Decreto Lei nº180/2002 de 8 de Agosto do Ministério da Saúde, 2002).

Este conceito é de elevada importância no âmbito da medicina nuclear. Esta depende criticamente do desempenho preciso e reprodutível da contagem clínica de radionuclídeos e da instrumentação de imagem. Neste sentido, o CQ, bem como os testes para instrumentação nuclear são importantes para garantir o funcionamento adequado e seguro dos equipamentos, especialmente no que diz respeito a equipamentos relacionados com a segurança radiológica, a saúde humana e a segurança nacional. Deste modo, devem ser garantidas medições corretas dos parâmetros de radiação, ou seja, medições precisas do número de eventos radioativos, tempos de contagem e, em alguns casos, medições precisas da energia de radiação e tempo de ocorrência dos eventos nucleares (Zanzonico, 2008).

São vários os tipos de testes em equipamentos nucleares, nomeadamente os testes realizados pelos fornecedores, os testes de aceitação feitos pelos usuários finais, testes de controlo de qualidade após o reparo e testes de controlo de qualidade feitos por usuários finais. Todos estes testes baseiam-se em orientações práticas ou na experiência do próprio especialista (“Nuclear Medicine, IAEA Human Health Campus,” n.d.). Estes testes podem ser divididos em três grupos:

- **Testes de aceitação:** são realizados no momento da entrega do equipamento, para verificar se este funciona de acordo com as especificações do fabricante. Os dados obtidos fornecem orientação na determinação dos parâmetros operacionais ótimos para uso rotineiro e garantem que o equipamento atende aos requisitos regulamentares para a segurança de radiação (Bailey et al., 2014), (Murphy, 1987)
- **Testes de referência:** consistem num estudo exaustivo do funcionamento do equipamento e permitem estabelecer um nível de comparação para os testes de rotina (Bailey et al., 2014).
- **Testes de constância:** são realizados regularmente pelos usuários, tendo como finalidade o acompanhamento continuado do funcionamento do equipamento (Aguado et al., 2004).

1.6.1. Controlo de Qualidade aplicado em Calibradores de Dose

O calibrador de dose é um instrumento particularmente importante em medicina nuclear, no que diz respeito à proteção dos pacientes, pois garante a quantidade apropriada de radiofármaco a ser administrado (Mettler Jr & Guiberteau, 2011). Neste sentido, é de grande importância a realização de testes de aceitação, para garantir que a unidade atende às especificações do fabricante e para se obterem valores de referência para posterior controlo de qualidade.

No que diz respeito a este tipo de equipamento, a legislação nacional (DL 180/2002) referência os seguintes limites (Decreto Lei nº180/2002 de 8 de Agosto do Ministério da Saúde, 2002):

- Precisão: $\pm 10\%$ para baixas energias (de valor igual ou próximo dos 150 keV) e $\pm 5\%$ para altas energias (de valor superior a 300 keV);
- Reprodutibilidade: $\pm 5\%$;
- Linearidade: $\pm 5\%$.

Os testes de CQ realizados aos calibradores de dose são os seguintes:

1. **Inspeção Física:** examinar o estado físico do calibrador de dose no momento da receção e diariamente antes da sua utilização, de forma a detetar potenciais problemas;
2. **Exatidão e Precisão:** determinar o grau de reprodutibilidade das medições (Aguado et al., 2004). São determinadas pela comparação das medições de atividade de um padrão calibrado com a atividade real da fonte. Este parâmetro é expresso em percentagem de desvio da atividade real e deve ser medida para todos os radionuclídeos a serem utilizados rotineiramente (Bailey et al., 2014).
3. **Linearidade:** avaliar a capacidade do calibrador de dose medir a atividade com precisão na gama de valores em que vai ser utilizado (Lyra, Klett, & Tindale, 2007). Pode ser avaliada segundo três métodos, nomeadamente o método do decaimento, o método de blindagem e, por fim, o método de diluição da fonte (Aguado et al., 2004).
4. **Geometria:** determinar a variação da resposta do equipamento quando alterados a posição da fonte dentro da câmara de ionização, a forma do recipiente e o volume ocupado pela fonte (Bailey et al., 2014).
5. **Fundo:** analisar a resposta do calibrador de dose à radiação de fundo detetada quando o suporte da amostra está vazio. Esta situação pode ocorrer naturalmente, a partir de fontes

de radiofarmácia e/ou de contaminações presentes no suporte da amostra (Bailey et al., 2014).

6. **Constância:** verificar a reprodutibilidade da fonte para os radionuclídeos geralmente utilizados. Alterações na calibração ou o mau funcionamento do calibrador de dose, ao longo do tempo, podem resultar em leituras muito altas ou muito baixas em relação à atividade real medida (Zanzonico, 2008).
7. **Tensão de Alimentação:** garantir que a tensão aplicada ao equipamento é adequada à câmara de ionização (Hart & Smith, 1992).

Tabela 1-2: Testes de CQ realizados a calibradores de dose e respetiva periodicidade mínima, baseada no protocolo de referência.

Teste de CQ Calibrador de Dose	Periodicidade	Protocolo de Referência
Inspeção Física	Diária	<i>(Quality control of nuclear medicine instruments 1991, 1991)</i>
Constância	Diária	(Lyra et al., 2007)
Tensão de Alimentação	Diária	<i>(Quality control of nuclear medicine instruments 1991, 1991)</i>
Radiação de Fundo	Diária/ Semanal	(Lyra et al., 2007), <i>(Quality control of nuclear medicine instruments 1991, 1991)</i>
Exatidão e Precisão	Trimestral	<i>(Quality control of nuclear medicine instruments 1991, 1991)</i>
Linearidade	Trimestral/Semestral	<i>(Quality control of nuclear medicine instruments 1991, 1991)</i> , (Lyra et al., 2007)
Geometria	Na instalação ou após reparação	(Lyra et al., 2007)

1.6.2. Controlo de Qualidade aplicado em Câmara Gama

O desempenho de uma câmara gama é definido pela nitidez e pormenor das imagens geradas, pela eficiência de deteção da radiação incidente, pela capacidade de medir a energia dos raios gama incidentes e pela taxa de contagem. Este dispositivo não permite a aquisição de imagens perfeitas da distribuição dos radionuclídeos, devido às características de desempenho do detetor, dos seus circuitos eletrónicos associados e do colimador.

De acordo com a legislação nacional em vigor (DL 180/2002), os critérios de aceitabilidade passam pela realização dos seguintes testes (Decreto Lei nº180/2002 de 8 de Agosto do Ministério da Saúde, 2002):

- **Resolução espacial intrínseca e do sistema:** capacidade de determinar com rigor a localização de um ponto emissor no plano X-Y;
- **Resolução intrínseca de energia:** a capacidade de identificar e de distinguir com rigor a radiação primária da secundária;
- **Uniformidade intrínseca e do sistema (integral e diferencial):** capacidade para produzir uma imagem uniforme a partir de uma fonte radioativa uniformemente distribuída (Decreto Lei nº180/2002 de 8 de Agosto do Ministério da Saúde, 2002). Permite monitorar qualquer deterioração possível no seu desempenho e sinalizar o funcionamento incorreto dos detetores, tais como nos tubos fotomultiplicadores ou no cristal de cintilação (Bailey et al., 2014). Neste sentido, a uniformidade pode ser avaliada intrinsecamente ou extrinsecamente (uniformidade do sistema), ou seja, na ausência ou presença do colimador. A uniformidade integral (UI) é uma medida do desvio máximo da contagem de píxeis no campo de visão e é definida pela equação 1.3, ao passo que a uniformidade diferencial (UD) é uma medida do desvio máximo de uma área limitada projetada para aproximar o tamanho de um PMT (geralmente 5 x 5 píxeis) e define-se pela equação 1.4 (Zanzonico, 2008);

$$(1.3) UI = \frac{\text{Máx contagens por pixel} - \text{Min contagens por pixel}}{\text{Máx contagens por pixel} + \text{Min contagens por pixel}} \times 100$$

$$(1.4) UD = \frac{\text{Máx área} - \text{Min área}}{\text{Máx área} + \text{Min área}} \times 100$$

- **Linearidade espacial intrínseca (diferencial e absoluta):** capacidade de caracterizar a distorção de posicionamento relativamente ao feixe de radiação incidente no detetor;

- **Variação da sensibilidade intrínseca para a fonte pontual;**
- **Sensibilidade planar do sistema (para cada colimador):** capacidade de detetar com eficiência, para cada colimador, a radiação gama emitida por uma fonte radioativa;
- **Registo espacial em janela múltipla:** avaliar se as imagens, adquiridas em diferentes energias, se sobrepõem quando mais de um PHA é utilizado simultaneamente nos modos aditivo e subtrativo (*Quality Assurance for SPECT Systems*, 2009);
- **Resposta do sistema à taxa de contagem:** testar a resposta do sistema ao aumento do fluxo da radiação incidente (*Quality Assurance for SPECT Systems*, 2009);
- **Eficácia da blindagem do detetor:** averiguar se o detetor da câmara gama responde apenas à radiação incidente sobre o cristal, após a transmissão através do colimador (*Quality Assurance for SPECT Systems*, 2009).

Para a avaliar a resolução e linearidade espaciais são utilizados fantasmas. Os fantasmas, segundo a Comissão Internacional de Unidades e Medições de Radiação, são dispositivos que apresentam um ou mais substitutos de tecido humano e permitem simular a interação da radiação no corpo. Neste sentido, possibilitam a avaliação de sistemas de diagnóstico por imagem e de radioterapia, incluindo testar o desempenho do equipamento de imagem, medir a dosagem de radiação durante a terapia, ensinar procedimentos guiados por imagens de intervenção e dar assistência ao equipamento (Bailey et al., 2014). De acordo com a aplicação final do fantoma são determinadas as suas características físicas, tais como o tamanho, forma e a sua composição (DeWerd & Kissick, 2014). Geralmente, em medicina nuclear, estes equipamentos são injetados com um radioisótopo que simula um órgão ou tecido particular que possui um determinado radiofármaco (Bailey et al., 2014).

Neste caso, a avaliação da resolução espacial e da linearidade é realizada através da utilização de fantasmas de barra (Figura 2-4 B). Estes consistem num conjunto de quatro quadrantes de tiras paralelas de chumbo, dispostos perpendicularmente entre si. Cada quadrante apresenta a mesma largura e distância entre tiras, porém estes valores são diferentes entre quadrantes e são determinados para cada sistema. Os tamanhos das tiras típicos são de 3,5, 3,0, 2,5 e 2,0 mm (DeWerd & Kissick, 2014). Por conseguinte, caso se pretenda avaliar os parâmetros intrinsecamente coloca-se o fantoma diretamente sobre o detetor não colimado, ou diretamente no colimador, se o propósito for avaliar a resolução extrínseca do sistema. Posteriormente, uma imagem de 5 a 10 milhões de contagens é reproduzida e avaliada visualmente para se determinar a resolução e a linearidade (Bailey et al., 2014),(Lyra et al., 2007).

Em adição, são efetuados rotineiramente os seguintes testes de CQ a câmaras gama:

- **Inspeção Física:** examinar o estado físico no momento da receção e diariamente antes da sua utilização, de forma a detetar potenciais problemas;
- **Verificação do fundo:** medir a radiação de fundo. Altos níveis deste parâmetro podem surgir de uma contaminação da câmara, especialmente do colimador, ou da própria sala de exame, comprometendo a qualidade das imagens produzidas (Lyra et al., 2007);
- **Centro de rotação (COR):** medida do alinhamento das posições opostas (por exemplo, anterior ou posterior e lado direito e lado esquerdo), obtido pelo sistema de SPECT e é avaliado através da realização de uma aquisição de 360° em torno de uma fonte pontual de ^{99m}Tc (Saha, 2012), (O'Connor, 1999). O COR deve estar alinhado com precisão com o centro da matriz de aquisição no computador, caso tal não se verifique pode ocorrer degradação da resolução espacial e, conseqüentemente, da imagem reconstruída. O desalinhamento do COR pode surgir a partir do deslocamento indevido no ajuste da câmara, da mecânica do pórtico, ou da ligação desalinhada do colimador ao detetor (Saha, 2012).

A legislação nacional (DL 180/2002) menciona também que os equipamentos com idade superior a 10 anos não podem ultrapassar os seguintes valores (Decreto Lei nº180/2002 de 8 de Agosto do Ministério da Saúde, 2002):

- A uniformidade intrínseca deve ser expressa em termos de uniformidade integral e de uniformidade diferencial, ambas referidas ao campo útil da câmara (*useful field of view*—UFOV), e ao campo central (*central field of view*—CFOV);

Uniformidade integral

- ❖ UFOV: 10%
- ❖ CFOV: 7%

Uniformidade diferencial

- ❖ UFOV: 6%
- ❖ CFOV: 5%

- A linearidade espacial não pode apresentar desvio do valor aceitável para o sistema;
- A resolução espacial deve ser expressa em milímetros em ambas as direcções, X e Y;

- A resolução espacial determinada no ar a 10 cm de distância de um colimador *standard*, expresso em termos de largura a meia altura (*full width at half maximum*— FWHM) da função de resposta a um ponto (PSF) não deve ultrapassar 10 mm;
- A resolução em energia expressa em termos de FWHM e não deve ultrapassar 12% para um fantoma de energia de 140 keV;
- A sensibilidade planar do sistema não deve ser inferior a 100 cps/MBq, para o ^{99m}Tc .

Em adição, para as câmaras SPECT devem ainda ser verificados os seguintes parâmetros e tolerâncias (Decreto Lei nº180/2002 de 8 de Agosto do Ministério da Saúde, 2002):

- Uniformidade de campo - a uniformidade da câmara deve ser controlada até $\pm 1\%$;
- Centro de rotação - o desvio tem de ser igual ou menor do que meia célula elementar de superfície ($\leq 0,5$ pixel) para uma matriz de 128×128 ;
- Imagem e dimensão do pixel - os alongamentos nas direções em X e Y não devem diferir mais do que 5% um do outro;
- Alinhamento à cama do doente - este deve ser ajustado até um limite de 2 mm após o posicionamento do doente;
- Resolução espacial planar e transaxial - tem de ser determinada para cada equipamento.

Tabela 1-3: Testes de CQ realizados a Câmaras Gama e respetiva periodicidade, de acordo com o protocolo de referência.

Teste de CQ Câmaras Gama	Periodicidade	Protocolo de Referência
Inspeção Física	Diária	(Committee, 2013)
Radiação de Fundo	Diária	(Committee, 2013)
Uniformidade	Diária	(Committee, 2013), (Murphy, 1987)
Centro de Rotação	Semanal	(Committee, 2013)
Resolução Espacial	Semanal/ Semestral	(Murphy, 1987), (Committee, 2013)
Linearidade	Semestral	(Committee, 2013)
Sensibilidade Planar do Sistema	Semestral	(Committee, 2013)
Registo espacial em janela múltipla	Semestral/Anual	(Committee, 2013), (Murphy, 1987)
Resposta à taxa de contagem	Anual	(Murphy, 1987)

1.6.3. Controlo de Qualidade aplicado em PET e PET/TC

O objetivo principal do controlo de qualidade de PET e PET/TC é verificar se as imagens refletem com precisão a distribuição de radiofármacos dentro do paciente. Em comparação com os *scanners* de PET, os sistemas PET/TC requerem a supervisão de parâmetros adicionais relacionados com o desempenho do scanner de TC e o correção dos dados da TC e da PET (*Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems*, 2009).

O Decreto-Lei 180/2002 de 8 de agosto não apresenta referência a testes específicos de controlo de qualidade a serem aplicados a PET ou PET/TC. Deste modo, critérios de aceitabilidade são aplicados segundo as referências internacionais, nomeadamente a partir das normas NEMA e dos testes de controlo de qualidade sugeridos pelo fabricante dos equipamentos dos diferentes serviços.

Deste modo, podem ser efetuados os seguintes testes para controlo de qualidade de PET e PET/TC:

- **Inspeção Física:** avaliar as condições do estado físico do equipamento anteriormente ao início da sua utilização. Devem ser inspecionadas as condições do equipamento, nomeadamente o estado dos colimadores, detetores, cabos e mesa do paciente, e da sala de exame, como a temperatura e a humidade. A verificação da temperatura é importante, porque a sensibilidade do sistema altera com este fator (Mettler Jr & Guiberteau, 2011);
- **Estabilidade dos detetores de PET:** avaliar a constância do desempenho dos detetores e permitir a deteção precoce de qualquer alteração repentina (*Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems*, 2009)
- **Resolução de tempo de coincidência:** determina a capacidade do sistema para estimar a diferença no tempo de chegada dos dois fótons de coincidência e, portanto, obter informações sobre a localização da aniquilação ao longo da LOR (*Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems*, 2009);
- **PET/TC em modo clínico:** verificar o funcionamento geral do equipamento PET/TC, permite identificar problemas ao nível dos subsistemas (*Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems*, 2009);

- **Normalização de PET:** obter um conjunto de dados que exponham a resposta de cada par de detetores e um fator de calibração para "normalizar" as linhas de resposta que passam pela fonte. Estes fatores de calibração, posteriormente armazenados, podem ser aplicados a conjuntos de dados do paciente para corrigir as diferenças na resposta do detetor e, assim, produzem-se imagens precisas da distribuição do marcador (Mettler Jr & Guiberteau, 2011);
- **Calibração da concentração de radioatividade no modo 2D e 3D:** adquirir dados de eficiência do *scanner*, para utilizar na correção dos sinogramas adquiridos para não uniformidades de detecção (*Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems*, 2009);
- **Uniformidade da imagem reconstruída:** é uma medida da resposta do sistema a uma distribuição de radioatividade homogênea no FOV (*field of view* –FOV) transversal e axial. O procedimento a seguir é baseado no padrão NEMA 1994 (*Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems*, 2009);
- **Qualidade da imagem:** segundo as recomendações da NEMA NU2-2007, compreende a produção de imagens que simulem as obtidas num estudo de imagem de corpo inteiro, envolvendo as lesões quentes e frias (*Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems*, 2009).

Para este efeito, é utilizado o fantoma NEMA 2012/IEC 2008 de qualidade de imagem (Figura 1.9). Este fantoma é constituído por duas partes principais: um conjunto de esferas e uma inserção cilíndrica (fundo do fantoma). O conjunto de esferas é composto por seis esferas preenchíveis, cujos diâmetros internos são de 10, 13, 17, 22, 28 e 37 mm. As esferas são preenchidas com uma concentração uniforme de FDG para simular lesões quentes (neoplásticas) (Bailey et al., 2014). Por outro lado, a inserção cilíndrica, com diâmetro cerca de 5 cm, é preenchida com um material de baixa densidade (poliestireno e água) para simular a atenuação do tecido pulmonar (cuja densidade é de cerca de $0,3 \pm 0,1$ g / mL) (Bailey et al., 2014), (DeWerd & Kissick, 2014).

A qualidade da imagem é avaliada calculando o contraste da imagem e os índices de variabilidade de fundo. Este estudo permite também estimar a precisão da atenuação e correção da dispersão (*Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems*, 2009).

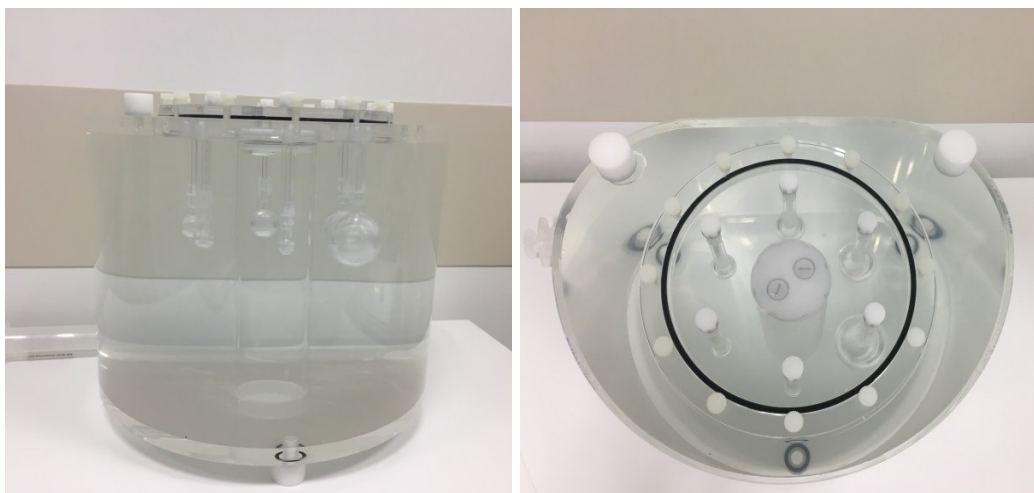


Figura 1-9: Fantoma NEMA 2012/ IEC 2008 de qualidade de imagem (vista frontal e superior, respetivamente).

- **Resolução espacial:** medir a resolução espacial tomográfica do sistema no ar e garantir que a resolução espacial não seja degradada pela aquisição tomográfica ou o processo de reconstrução. A resolução tomográfica indica a capacidade do sistema de distinguir entre dois pontos após reconstrução de imagem e é um fator importante na determinação do tamanho de uma lesão (*Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems*, 2009);
- **Sensibilidade:** determinar a taxa de eventos de coincidência verdadeira detetados por unidade de concentração de radioatividade (*Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems*, 2009);
- **Resolução de energia:** permite uma avaliação da calibração dos PMTs adequada e garante que a eficiência da colheita de luz esteja dentro das especificações. Este teste é relevante somente para equipamentos de tomografia baseados na correção e calibração de atenuação (*Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems*, 2009);
- **Precisão do registo da imagem de PET/TC:** avaliar qualitativamente a precisão do registo das imagens obtidas com os sistemas PET e TC. Dado que a fusão das imagens PET e TC assume um registo perfeito das duas modalidades, é crucial garantir que os dois estudos sejam registados em diferentes posições do FOV (axial e transaxial) para uma gama razoável de pesos do paciente (*Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems*, 2009);

Tabela 1-4: Testes de CQ realizados a PET/TC e respetiva periodicidade, de acordo com o protocolo de referência.

Teste de CQ PET/TC	Periodicidade	Protocolo de Referência
Inspeção visual	Diária	(Lyra et al., 2007)
Estabilidade dos detetores de PET	Diária	(<i>Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems</i> , 2009)
Resolução de tempo de coincidência	Diária	(<i>Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems</i> , 2009)
PET/TC em modo clínico	Diária	(<i>Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems</i> , 2009)
Normalização de PET	Mensal	(<i>Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems</i> , 2009)
Calibração da concentração de radioatividade no modo 2D e 3D	Mensal	(<i>Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems</i> , 2009)
Uniformidade da imagem reconstruída	Trimestral	(<i>Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems</i> , 2009)
Qualidade da imagem	Anual	(<i>Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems</i> , 2009)
Resolução Espacial	No momento da aceitação ou caso surja alguma anomalia	(<i>Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems</i> , 2009)
Sensibilidade	No momento da aceitação ou caso surja alguma anomalia	(<i>Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems</i> , 2009)
Resolução de energia	No momento da aceitação ou caso surja alguma anomalia	(<i>Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems</i> , 2009)
Precisão do registo da imagem de PET/TC	No momento da aceitação ou caso surja alguma anomalia	(<i>Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems</i> , 2009)

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste Capítulo são apresentados a metodologia e os materiais envolvidos na realização dos testes de controlo de qualidade dos calibradores de dose, câmaras gama e PET/TC do HPP e do Serviço de Medicina Nuclear da LMCR.

2.1. Testes de CQ aplicados aos Calibradores de Dose

Os testes de CQ foram efetuados nos calibradores de dose existentes em ambos os serviços. No HPP, calibrador de dose modelo CRC®-15R *Enhanced* (substituído durante o período de execução do trabalho experimental pelo calibrador de dose modelo CRC®-55tR), utilizados na medição das atividades dos radiofármacos, e o calibrador de dose modelo CRC®-55tPET dedicado à calibração das doses de FDG. Na LMCR existe o calibrador de dose do modelo CRC®-25R - figura 2-1. Na tabela 2-1 são apresentadas as suas principais características.

Tabela 2-1: Características dos Calibradores de Dose existentes no HPP e na LMCR.

Calibrador de Dose	CRC ® -15R	CRC ® -55tR	CRC ® -55tPET	CRC ®-25R
Fabricante	Capintec, Inc	Capintec, Inc	Capintec, Inc	Capintec, Inc
Ano do início da utilização	2002	2017	2017	2014
Dimensão da Câmara (cm)	41,9x17,2	43,8x17,2	43,8x17,2	43,8x17,2
Diâmetro do Poço (cm)	6,1	6,1	6,1	6,1
Profundidade do Poço (cm)	25,4	25,4	25,4	25,4
Gás de Preenchimento	Árgon	Árgon	Árgon (5atm)	Árgon
Resolução	0,001 MBq (0,01 µCi) max	0,001 MBq (0,01 µCi) max	0,01 MBq (0,1 µCi) max	0,001 MBq (0,01 µCi) max
Gama de medição	até 240 GBQ (6,5 Ci) max	até 250 GBQ (6,0 Ci) max	até 740 GBQ (20 Ci) max	até 740 GBQ (20 Ci) max

Para a realização do controlo diário dos equipamentos foi utilizado e um conjunto de fontes radioativas padrão calibradas de Cobalto57 (^{57}Co) e Césio137 (^{137}Cs).

Para a realização dos testes de linearidade e geometria foram utilizadas fontes não seladas de $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

Estes equipamentos apresentam uma blindagem externa à câmara de ionização protege o técnico da exposição a radiações intensas, assim como reduz o efeito de radiação de fundo nas medições efetuadas. Uma vez que o equipamento no momento da instalação foi calibrado com a blindagem, a sua existência não interfere na medição das atividades. Em adição, possuem um protetor para o poço, que evita a contaminação acidental da câmara, e um suporte para as amostras, projetado para todos os tipos de recipientes que possam ser utilizados (seringas, frascos, ampolas). Em caso de contaminação é possível substituir o protetor do poço.

A seleção do radionuclídeo a medir é executada no mostrador numérico e a atividade é apresentada no mostrador digital no modelo CRC®-15R e CRC®-25R (figura 2-1 A e B). Nos modelos CRC®-55tR e CRC®-55tPET seleciona-se o radionuclídeo no mostrador digital, o qual apresenta também o valor das atividades (figura 2-1 C e D).

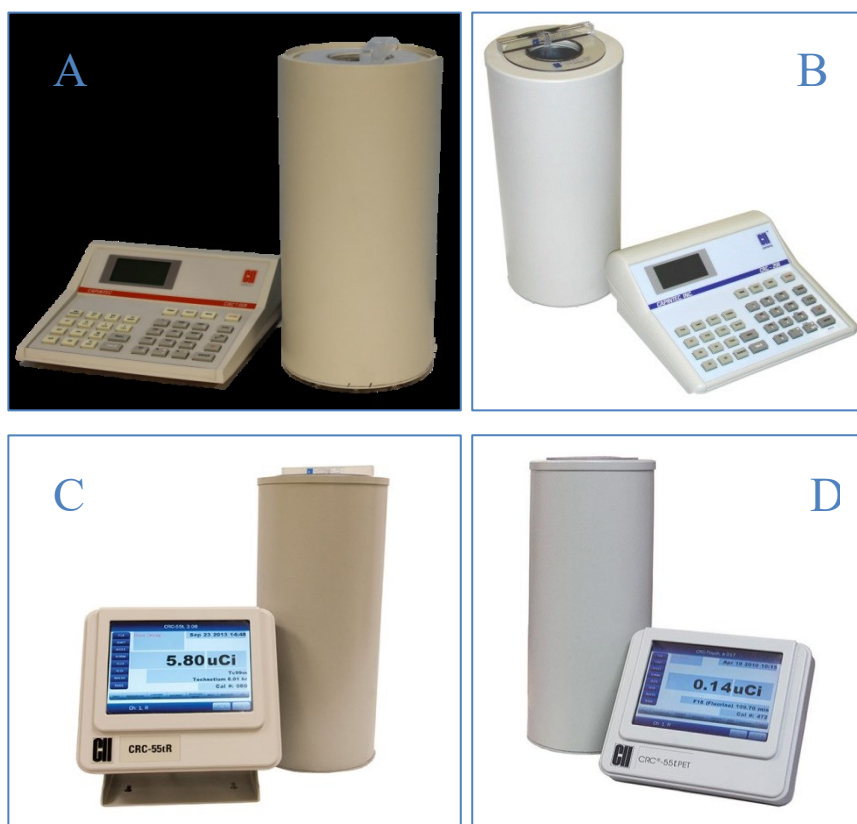


Figura 2-1: Calibradores de Dose desenvolvidos pela Capintec.Inc, existentes no HPP (A- CRC®-15R; C- CRC®-55tR;D- CRC®-55tPET) e na LMCR (B- CRC®-25R) (TRADING, n.d.),(Capintec.Inc, n.d.-b),(Capintec.Inc, n.d.-a),(MedicalExpo, n.d.).

2.1.1. Controlo Diário (*daily control*)

O controlo diário dos calibradores de dose é realizado todas as manhãs antes da utilização.

No âmbito deste projeto, foi efetuado apenas nos calibradores de dose modelos CRC®-55tR e CRC®-25R.

Primeiramente, foi inspecionado o estado físico do equipamento.

Foram obtidos os valores de fundo (*background*), da tensão de alimentação da câmara, da exatidão e da constância do equipamento.

Para a realização deste teste, foram necessárias as duas fontes padrão de referência ^{57}Co (atividade 5.631 mCi a 01 de Maio de 2015) e ^{137}Cs (atividade 199,9 μCi a 01 de Maio de 2015).

Os resultados da exatidão e constância foram comparados com os limites de aceitação.

O procedimento foi efetuado de acordo com o apêndice A.1.

2.1.2. Teste da Linearidade

O teste da linearidade foi realizado com uma fonte de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ no calibrador de dose CRC®-15R e CRC®-55tR.

O método adotado para avaliar a linearidade da resposta à variação da atividade da fonte foi o método do decaimento, que consiste na medição da atividade da fonte ao longo do tempo, neste caso durante aproximadamente 3 dias.

Foi utilizada uma amostra de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ de atividade inicial de 81,5 mCi no CRC® -15R e 2670 mCi no CRC®-55tR

A atividade das fontes de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ foi medida com o equipamento devidamente pré selecionado para o radioisótopo $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

O dia e a hora das medições foram registados.

Foi traçado o gráfico semilogarítmico da atividade medida em função do tempo, para posterior comparação com os valores teóricos esperados.

Este teste foi realizado conforme o apêndice A.2.

2.1.3. Teste da Geometria

O teste da geometria foi realizado com uma fonte de ^{99m}Tc , nos calibradores de dose CRC®-15R, CRC®-55tR e CRC®-55tPET, para avaliar a resposta do equipamento à variação do volume ocupado pela amostra e à alteração da forma do recipiente onde está contida.

Utilizaram-se os recipientes existentes no serviço:

- Seringas descartáveis de plástico:
 - de 1 ml, com volume inicial de amostra de 0,1 ml,
 - de 3 ml, com volume inicial de amostra de 0,5 ml,
 - de 6 ml com volume inicial de amostra de 1 ml,
 - de 10 ml com volume inicial de amostra de 1 ml,
- Frasco de vidro
 - de 10 ml, com um volume inicial de amostra de 1 ml.

Para cada frasco ou seringa foi realizada uma série de medições onde a atividade permanece constante, mas o volume é aumentado segundo incrementos de 10% até 90% do volume máximo pela adição de soro fisiológico.

O estudo decorreu segundo o procedimento apresentado no apêndice A.3 e iniciou-se com 25,3 mCi de ^{99m}Tc no CRC®-15R, 22,1 mCi no CRC®-55tR e com 23,5 mCi no CRC®-55tPET. Foi traçado o gráfico, corrigido para o decaimento, da atividade em função do volume e verificada a percentagem de erro.

2.2. Testes de CQ aplicados às Câmara Gama

No HPP realizaram-se os testes nas câmaras gama dos modelos Millennium MG® e Infinia®, e na LMCR na Discovery NM630®. Estes equipamentos foram desenvolvidos pela *General Electric Healthcare Technologies (GE)*, projetados para estudos clínicos gerais, sendo capazes de produzir imagens de corpo inteiro e SPECT.

Na tabela 2-2 encontram-se as principais características das câmaras gama.

Tabela 2-2: Características das Câmaras Gama existentes no HPP e na LMCR.

Câmara Gama	Millennium MG®	Infinia®	Discovery NM630®
Fabricante	GE	GE	GE
NºSérie	50486	18072	22404
Ano do início de utilização	2001	2010	2015
Tipo de Cristal	NaI(Tl)	NaI(Tl)	NaI(Tl)
Espessura do Cristal (mm)	8,5	9,5	9,5
NEMA UFOV (cm)	36x51	54x40	54x40
PMTs	59 Circulares 53 x 76 mm 6 x 38 mm	49 Quadrados 77mm	
Rácio de Energia (keV)	55-540	40-511	40-620
Resolução Intrínseca de energia (^{99m} Tc)	UFOV ≤ 9,7%	UFOV ≤ 9,8%	UFOV ≤ 9,5%
Uniformidade Intrínseca			
Integral	UFOV ≤ 3,5 % CFOV ≤ 3,0%	UFOV ≤ 3,6 % CFOV ≤ 3,0%	UFOV ≤ 3,6 % CFOV ≤ 3,0%
Diferencial	UFOV ≤ 2,5 % CFOV ≤ 2,0%	UFOV ≤ 2,3 % CFOV ≤ 2,1%	UFOV ≤ 2,3 % CFOV ≤ 2,1%
Linearidade Espacial Intrínseca			
Absoluta	UFOV ≤ 0,5 mm CFOV ≤ 0,5 mm	UFOV ≤ 0,5 mm CFOV ≤ 0,5 mm	UFOV ≤ 0,4 mm CFOV ≤ 0,4 mm
Diferencial	UFOV ≤ 0,2 mm CFOV ≤ 0,2 mm	UFOV ≤ 0,1 mm CFOV ≤ 0,1 mm	UFOV ≤ 0,2 mm CFOV ≤ 0,2 mm

2.2.1. Teste da Uniformidade

Foi realizado o teste da uniformidade intrínseca e extrínseca, ou seja, na ausência e presença do colimador respetivamente.

Na avaliação da uniformidade intrínseca foi utilizada uma fonte pontual de ^{99m}Tc com 210 μCi de atividade na Millennium MG®, 425 μCi na Infinia® e 400 μCi na Discovery NM630®. Foi utilizado um suporte de fonte para o teste da Millennium MG® e no estudo das restantes câmaras a fonte foi colocada na parede numa posição previamente definida pelo fornecedor do equipamento.

A avaliação da uniformidade extrínseca foi efetuada apenas à câmara gama do modelo Discoverey NM630®. Utilizou-se uma fonte planar de ^{57}Co , com 10 mCi de atividade, colocada diretamente no detetor colimado. Os colimadores utilizados foram do tipo LEHR (baixa energia e alta resolução).

Os procedimentos efetuados para testar as duas vertentes da uniformidade encontram-se descritos no protocolo do apêndice A.4 e A.5.

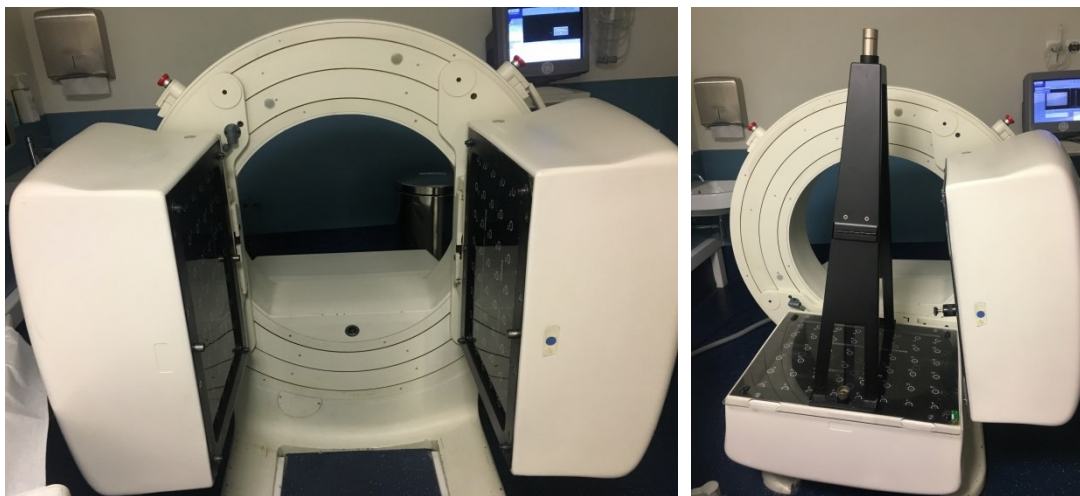


Figura 2-2: Preparação da câmara gama Millennium MG® para a avaliação da uniformidade intrínseca. Colimadores retirados à esquerda e colocação do suporte da fonte de ^{99m}Tc sobre o detetor 1 à direita.

2.2.2. Teste do Centro de Rotação

A avaliação do centro de rotação (COR) foi realizada nas câmaras gama do HPP e da LMCR.

Neste estudo foi utilizada uma fonte pontual de ^{99m}Tc com 3,5 mCi de atividade na Millennium MG®, 2,3 mCi na Infinia® e 4,2 mCi na Discovery NM630®.

Este teste foi realizado de acordo com o protocolo do apêndice A.7 e A.8.



Figura 2-3: Avaliação do COR na Infinia®, na configuração L (à direita) e H (à esquerda).

2.2.3. Teste da Resolução e Linearidade Espaciais

O teste da resolução e linearidade espaciais foi realizado às câmaras gama previamente referidas, tendo sido avaliada intrinsecamente e extrinsecamente.

Para a realização deste teste recorreu-se à utilização do fantoma de barras (Figura 2-4 B).

Na avaliação da resolução e linearidade espaciais intrínsecas foi utilizada uma fonte pontual de ^{99m}Tc de 325 μCi de atividade na Millennium MG®, de 359 μCi na Infinia® e 425 μCi na Discovery NM630® colocada num suporte sobre o fantoma de barras e o detetor não colimado.

Os colimadores utilizados foram do tipo LEHR.

Na avaliação extrínseca colocou-se sobre o detetor colimado o fantoma de barras e sobre este uma fonte planar de ^{57}Co , com 10 mCi de atividade.

Foram seguidos os protocolos dos apêndices A.9 e A.10 na execução deste teste.

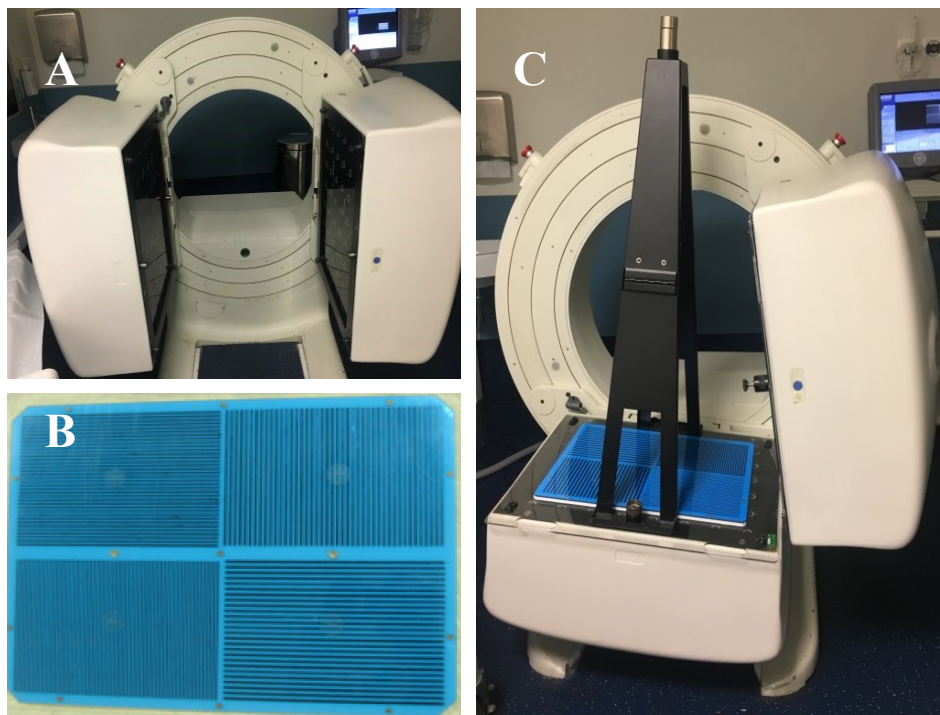


Figura 2-4: Preparação da câmara gama Millennium MG® para a avaliação da resolução e linearidade espaciais intrínsecas. Colimadores retirados (A), fantoma de barras (B), e colocação do fantoma de barras e suporte da fonte de ^{99m}Tc sobre o detetor 1 (C).

2.3. Testes de CQ aplicado às PET/TC

Os testes de CQ foram implementados na PET/TC do modelo Discovery LS® do HPP e na Discovery IQ® da LMCR. Estes equipamentos foram desenvolvidos pela GE. As suas características são apresentadas na tabela 2-3.

Foi realizado teste de CQ de qualidade de imagem de PET/TC, com a utilização do fantoma NEMA 2012/IEC 2008 (Figura 1-9).

No início da realização dos testes de controlo de qualidade foi verificado visualmente o estado físico dos equipamentos.

A realização dos testes teve como base o protocolo do apêndice A.11.

As imagens foram reconstruídas segundo o algoritmo OSEM na PET/TC do modelo Discovery LS® e segundo os algoritmos VPHD e *Q.Clear* na Discovery NM630®.

Tabela 2-3: Características das PET/TC existentes no Serviço do HPP e da LMCR.

PET/TC	Discovery LS®	Discovery IQ®
Fabricante	GE	GE
Nº Série	35127	394692HM8
Ano do início de utilização	2002	2015
Tipo de Cristal	BGO	BGO
Nº Cristais	12 096	19 200
Dimensão do Cristal (mm)	4,0x8,1x30	6,3x6,3x30
Nº Anéis	18	4
FOV transaxial (mm)	550	7000
FOV axial (mm)	153	2600
Energia da janela (keV)	300-650	

2.3.1. Teste da Qualidade de imagem de PET/TC

Para a realização deste estudo utilizou-se o fantoma de esferas - figura 1-9 - uma seringa de 50 ml para o preenchimento das esferas e uma segunda seringa para injetar a atividade no fundo do fantoma.

O fundo do fantoma foi preenchido com uma concentração radioativa de 1,69 kBq/ml de FDG no HPP e com 16,3 kBq/ml na LMCR. As esferas foram preenchidas com uma concentração radioativa de 3,365 kBq/ml no HPP e com 3,360 kBq/ml na LMCR, para simularem as lesões quentes.

Optou-se por injetar atividade tanto nas esferas como no fundo do fantoma, porque nas imagens clínicas apenas são avaliadas as lesões quentes e assim é obtida uma maior amplitude de valores do que diz respeito ao tamanho das lesões.

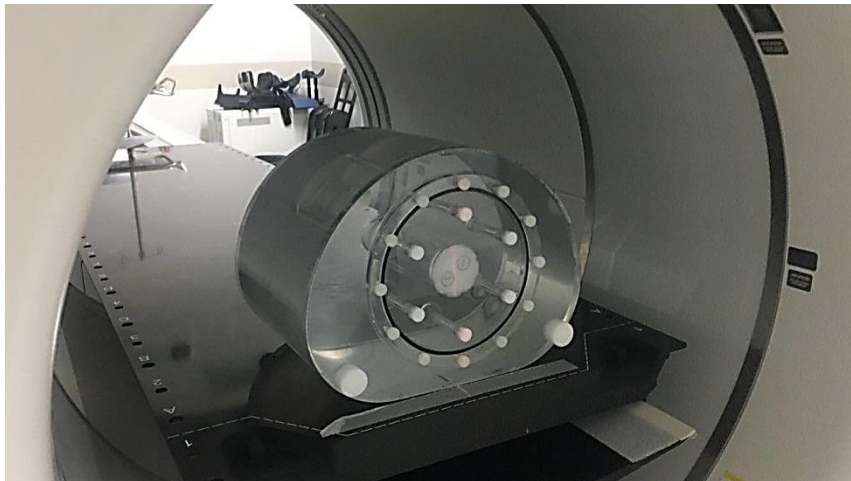


Figura 2-5: Posicionamento do fantoma na *gantry* da Discovery IQ® no anel de detectores de PET.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1. Testes de Controlo de Qualidade aplicados aos Calibradores de Dose

3.1.1. Controlo Diário (*daily control*)

A tabela 3-1 apresenta os resultados obtidos da realização deste teste durante 15 dias consecutivos, que demonstraram a aceitação da medição da radiação de fundo e da voltagem pelo próprio equipamento e ainda indicaram que os valores da exatidão e da constância se encontravam dentro dos limites de tolerância estabelecidos. Assim, as atividades medidas nos calibradores de dose revelaram ser exatas e reproduzíveis.

Tabela 3-1: Resultados obtidos do Controlo de Qualidade efetuado ao calibrador de dose do modelo CRC®-25R, na LMCR.

AutoZero (mV)	Fundo (MBq)	Voltagem da Câmara (V)	Verificação dos dados	Exatidão (< 2%)	Constância (±5%)
0,07	0,020	155,1	Ok	-0,7	4,0
0,07	0,020	155,1	Ok	-0,8	4,0
0,06	0,018	155,1	Ok	-1,1	4,8
0,07	0,005	155,1	Ok	-0,8	5,5
0,07	0,004	155,1	Ok	-1,1	4,7
0,07	0,006	155,1	Ok	-0,9	4,8
0,07	0,0065	155,1	Ok	-0,8	4,6
0,07	0,005	155,1	Ok	-0,8	5,0
0,07	0,007	155,1	Ok	-0,7	4,6
0,08	0,006	155,1	Ok	-1,3	3,8
0,08	0,005	155,1	Ok	-1,1	4,3
0,07	0,006	155,1	Ok	-1,0	3,9
0,07	0,006	155,1	Ok	-0,8	4,7
0,07	0,007	155,1	Ok	-0,9	4,6
0,08	0,002	155,1	Ok	-0,8	4,4

3.1.2. Teste da Linearidade

Neste teste, foram medidos os valores de atividade ao longo do tempo e foram calculados teoricamente os valores esperados da atividade de ^{99m}Tc para a mesma hora, segundo a equação 3.1 (Assan, Addison, Hasford, & Sosu, 2012).

$$(3.1) A = A_0 e^{-\frac{0,693t}{T}}$$

Posteriormente, de forma a comparar os valores de atividade medidos com os valores esperados foi calculada a percentagem de erro de acordo com a equação 3.2, onde a atividade esperada refere-se à atividade de ^{99m}Tc inicialmente medida (base) no calibrador de dose em cada seringa e frasco.

$$(3.2) \%erro = \frac{\text{Atividade Tc99m esperada} - \text{Atividade Tc99m medida}}{\text{Atividade Tc99m esperada}} \times 100$$

Os valores obtidos da atividade esperada de ^{99m}Tc , assim como a percentagem de erro estão apresentados na tabela 3-2 referente ao calibrador de dose do modelo CRC®-15R e na tabela 3-3 relativa ao CRC®-55tR.

Tabela 3-2: Resultados obtidos da Atividade Esperada de ^{99m}Tc , em função da atividade medida e do tempo (t), e do erro percentual associado relativos ao CRC®-15R.

Atividade ^{99m}Tc (mCi)	Atividade ^{99m}Tc Esperada (mCi)	t (h)	% erro
81,5	81,5		
80,3	79,91796658	0,17	-0,478%
79,2	78,81976201	0,29	-0,482%
77,5	77,02285441	0,49	-0,619%
76,3	76,49181327	0,55	0,251%
75,0	76,13982148	0,59	1,497%
13,07	12,99939114	15,92	-0,543%
9,16	9,113478163	19,00	-0,510%
8,22	8,177325028	19,94	-0,522%
7,04	7,014684114	21,27	-0,361%
6,48	6,698492857	21,67	3,262%
5,99	5,955222571	22,69	-0,584%
4,74	4,723262927	24,70	-0,354%
4,66	4,642270998	24,85	-0,382%
0,762	0,760350312	40,54	-0,217%
0,544	0,544237964	43,44	0,044%
0,520	0,525127537	43,75	0,976%
0,376	0,371991416	46,74	-1,078%

Tabela 3-3: Resultados obtidos da Atividade Esperada de ^{99m}Tc , em função da atividade medida e do tempo (t), e do erro percentual associado relativos ao CRC®-55tR.

Atividade ^{99m}Tc (mCi)	Atividade ^{99m}Tc Esperada (mCi)	t (h)	% erro
2670,0	2670,0		
2510,0	2520,4	0,5	0,41%
2370,0	2379,2	1,0	0,39%
2240,0	2245,9	1,5	0,26%
2110,0	2120,1	2,0	0,48%
1992,0	2001,3	2,5	0,47%
1879,0	1889,2	3,0	0,54%
1773,0	1783,4	3,5	0,58%
1673,0	1683,5	4,0	0,62%
1490,0	1500,1	5,0	0,67%
1406,0	1416,1	5,5	0,71%
1115,0	1124,4	7,5	0,84%
1052,0	1061,4	8,0	0,89%
689,0	695,2	11,7	0,89%
663,0	669,2	12,0	0,93%
637,0	643,5	12,3	1,01%
425,0	422,0	16,0	-0,72%
409,0	413,8	16,2	1,15%
314,0	316,3	18,5	0,72%
139,3	141,1	25,5	1,28%
131,5	133,2	26	1,27%
124,1	125,7	26,5	1,30%
117,1	118,7	27,0	1,34%
98,5	99,8	28,5	1,34%
93,0	94,2	29,0	1,32%
62,1	62,9	32,5	1,35%
58,6	59,4	33,0	1,38%
36,9	37,5	37,0	1,51%
35,2	36,0	37,34	2,29%

O gráfico 3-1 demonstra a atividade de ^{99m}Tc medida em função do tempo e as retas teóricas baseadas no decaimento da fonte no calibrador de dose CRC®-15R e CRC®-55tR, respetivamente.

Os equipamentos analisados apresentaram uma resposta linear na gama de atividades utilizadas. Nenhuma medição individual divergiu do limite de aceitação legal ($\pm 5\%$).

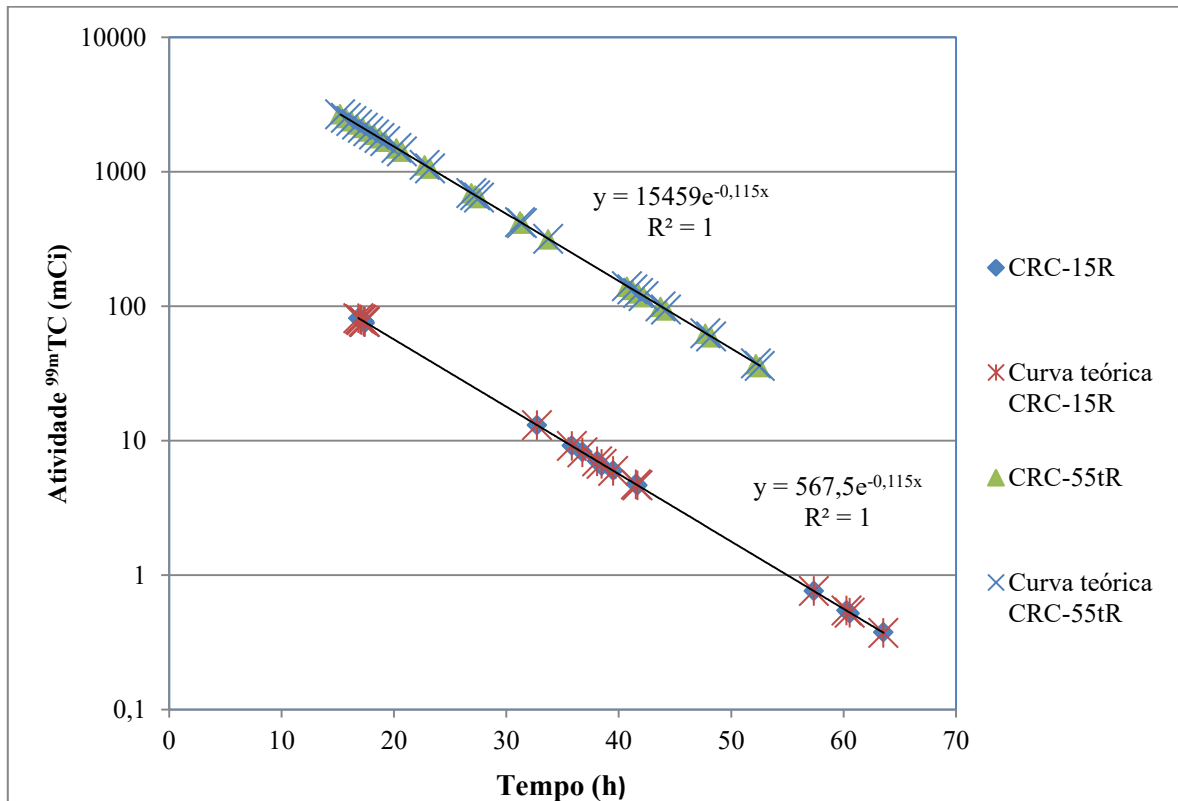


Gráfico 3-1: Teste da Linearidade dos calibradores de dose dos modelos CRC®-15R e CRC®-55tR.

3.1.3. Teste da Geometria

Os valores de atividade medidos para cada eluição em cada um dos casos analisados no teste de geometria encontram-se nas tabelas 3-4 a 3-6 a, relativas aos calibradores de dose CRC®-15R, CRC®-55tR e CRC®-55tPET, respetivamente.

Para avaliar a resposta do equipamento à variação do volume e configuração da geometria foram calculadas as percentagens de erro segundo a equação 3.1.

Como é possível verificar pela análise das tabelas referidas, a alteração do volume não causou alterações significativas na atividade medida pelos calibradores – os resultados obtidos respeitam os 5% de tolerância indicada para este teste. Os calibradores de dose analisados não são altamente sensíveis à modificação do recipiente e volume de amostra não sendo necessário introduzir fatores de calibração.

Pela comparação dos resultados obtidos pelos calibradores de dose de radiofarmácia convencional (CRC®-15R e CRC®-55tR) é possível inferir que os valores da percentagem de erro foram superiores no CRC®-15R na seringa de 1 ml. Por outro lado, comparando estes equipamentos com o calibrador CRC®-55tPET denota-se que a percentagem de erro foi superior nos dois primeiros.

Tabela 3-4: Resultados obtidos do Teste da Geometria do calibrador de dose do modelo CRC®-15R.

Tipo de Recipiente	Volume (ml)	Atividade medida de ^{99m}Tc (mCi)	% erro
Seringa (1ml)	0,1	7,20	base
	0,2	7,14	0,83%
	0,3	7,10	1,39%
	0,4	7,07	1,81%
	0,5	7,06	1,94%
	0,6	7,00	2,78%
	0,7	6,99	2,92%
	0,8	6,95	3,47%
	0,9	6,93	3,75%
	1,0	6,90	4,17%
Seringa (3ml)	0,5	9,26	base
	1,0	9,21	0,54%
	1,5	9,16	1,08%
	2,0	9,13	1,40%
	2,5	9,10	1,73%
	3,0	9,07	2,05%
Seringa (6ml)	1,0	9,22	base
	2,0	9,19	0,33%
	3,0	9,15	0,76%
	4,0	9,10	1,30%
	5,0	9,07	1,63%
	6,0	9,04	1,95%
Seringa (10ml)	1,0	25,30	base
	2,0	25,30	0,00%
	3,0	25,20	0,40%
	4,0	25,10	0,79%
	5,0	25,00	1,19%
	6,0	25,00	1,19%
	7,0	24,90	1,58%
	8,0	24,80	1,98%
	9,0	24,70	2,37%
	10,0	24,60	2,77%
Frasco (10ml)	1,0	12,21	base
	2,0	12,19	0,16%
	3,0	12,21	0,00%
	4,0	12,21	0,00%
	5,0	12,20	0,08%
	6,0	12,23	-0,16%
	7,0	12,22	-0,08%
	8,0	12,20	0,08%
	9,0	12,23	-0,16%
	10,0	12,26	-0,41%

Tabela 3-5: Resultados obtidos do Teste da Geometria do calibrador de dose do modelo CRC®-55tR.

Tipo de Recipiente	Volume (ml)	Atividade medida de ^{99m}Tc (mCi)	% erro
Seringa (1ml)	0,1	4,45	base
	0,2	4,44	0,22%
	0,3	4,44	0,22%
	0,4	4,43	0,45%
	0,5	4,42	0,67%
	0,6	4,40	1,12%
	0,7	4,40	1,12%
	0,8	4,38	1,57%
	0,9	4,36	2,02%
	1,0	4,34	2,47%
Seringa (3ml)	0,5	11,86	base
	1,0	11,67	1,60%
	1,5	11,77	0,76%
	2,0	11,72	1,18%
	2,5	11,59	2,28%
	3,0	11,47	3,29%
Seringa (6ml)	1,0	2,82	base
	2,0	2,80	0,71%
	3,0	2,79	1,06%
	4,0	2,78	1,42%
	5,0	2,76	2,13%
	6,0	2,73	3,19%
Seringa (10ml)	1,0	22,10	base
	2,0	22,00	0,45%
	3,0	22,00	0,45%
	4,0	21,90	0,90%
	5,0	21,80	1,36%
	6,0	21,80	1,36%
	7,0	21,70	1,81%
	8,0	21,60	2,26%
	9,0	21,60	2,26%
	10,0	21,40	3,17%
Frasco (10ml)	1,0	10,88	base
	2,0	10,78	0,92%
	3,0	10,80	0,74%
	4,0	10,78	0,92%
	5,0	10,81	0,64%
	6,0	10,78	0,92%
	7,0	10,79	0,83%
	8,0	10,79	0,83%
	9,0	10,76	1,10%
	10,0	10,80	0,74%

Tabela 3-6: Resultados obtidos do Teste da Geometria do calibrador de dose do modelo CRC®-55tPET.

Tipo de Recipiente	Volume (ml)	Atividade medida de ^{99m} Tc (mCi)	% erro
Seringa (1ml)	0,1	2,68	base
	0,2	2,66	0,75%
	0,3	2,66	0,75%
	0,4	2,67	0,37%
	0,5	2,64	1,49%
	0,6	2,64	1,49%
	0,7	2,64	1,49%
	0,8	2,64	1,49%
	0,9	2,62	2,24%
	1,0	2,61	2,61%
Seringa (3ml)	0,5	4,90	base
	1,0	4,86	0,82%
	1,5	4,89	0,20%
	2,0	4,85	1,02%
	2,5	4,80	2,04%
	3,0	4,81	1,84%
Seringa (6ml)	1,0	5,10	base
	2,0	5,10	0,00%
	3,0	5,09	0,20%
	4,0	5,07	0,59%
	5,0	5,05	0,98%
	6,0	5,03	1,37%
Seringa (10ml)	1,0	23,35	base
	2,0	23,30	0,21%
	3,0	23,27	0,34%
	4,0	23,24	0,47%
	5,0	23,20	0,64%
	6,0	23,13	0,94%
	7,0	23,08	1,16%
	8,0	23,03	1,37%
	9,0	22,97	1,63%
	10,0	22,92	1,84%
Frasco (10ml)	1,0	7,07	base
	2,0	7,15	-1,13%
	3,0	7,20	-1,84%
	4,0	7,15	-1,13%
	5,0	7,08	-0,14%
	6,0	7,12	-0,71%
	7,0	7,05	0,28%
	8,0	7,09	-0,28%
	9,0	7,05	0,28%
	10,0	7,04	0,42%

3.2. Testes de Controlo de Qualidade aplicados às Câmaras Gama

3.2.1. Teste da Uniformidade

O teste da uniformidade realizado às câmaras gama dos dois serviços permitiu determinar os valores de UI e UD e respetivos UFOVs e CFOVs referentes aos detetores 1 e 2, para comparar com os limites de aceitação do fabricante e da legislação nacional. Estes valores foram calculados de acordo com as equações seguintes:

$$(3.3) UI = \frac{Máx\ contagens\ por\ pixel - Min\ contagens\ por\ pixel}{Máx\ contagens\ por\ pixel + Min\ contagens\ por\ pixel} \times 100$$

$$(3.4) UD = \frac{Máx\ área - Min\ área}{Máx\ área + Min\ área} \times 100$$

A tabela 3-7 apresenta os resultados obtidos do estudo da uniformidade intrínseca na câmara gama do modelo Millennium MG®. É de realçar que este equipamento apresenta idade superior a 10 anos, pelo que se teve em consideração os limites de aceitação mencionados no Decreto-Lei 180/2002:

Uniformidade integral

- ❖ UFOV: 10%
- ❖ CFOV: 7%

Uniformidade diferencial

- ❖ UFOV: 6%
- ❖ CFOV: 5%

Tabela 3-7: Resultados obtidos do Teste da Uniformidade da Millennium MG®.

Detetor	Uniformidade Integral		Uniformidade Diferencial	
	UFOV (%)	CFOV (%)	UFOV (%)	CFOV (%)
1	11,74	6,32	4,76	3,86
2	4,54	2,73	2,61	2,21
Limites de Aceitação	8,5	7,5	6,5	5,5

Verificou-se que a medida da UI do detetor 1 não se encontrava nos limites de aceitação. Neste sentido, foi contactado o fabricante para que fosse feita a ação corretiva do aparelho.

A razão deste valor fora dos limites pode dever-se ao mau funcionamento de um pré-amplificador ou de um PMT, a fissuras num cristal, etc. Por conseguinte, este valor pode levar à ocorrência de artefactos de imagem.

Na ação corretiva, o técnico realizou novamente o teste da uniformidade do equipamento, verificando que existia um pré-amplificador a funcionar incorretamente, pelo que teve de registar seu número para posterior substituição. Foi efetuada a troca de um dos pré-amplificadores que se suspeitava estar em mau funcionamento e repetido o teste. Os parâmetros embora ainda satisfatórios, mantinham valores de uniformidade integral e diferencial um pouco altas, o que significou que o problema era ao nível do PMT correspondente, pelo que o técnico terá de encomendar um novo para substituição e terá de realizar uma nova avaliação.

As câmaras gama Infinia® e Discovery NM630® têm menos de 10 anos. Como não existem valores de limite de aceitação na legislação foram seguidas as especificações do fabricante.

Avaliando a tabela 3-8 referente ao teste da uniformidade intrínseca realizado na Infinia® verifica-se o equipamento é capaz de produzir imagens uniformes, pois o valor percentual da uniformidade de ambos os detetores apresenta-se dentro dos limites de aceitação ($\leq 5\%$).

Tabela 3-8: Resultados obtidos do Teste da Uniformidade Intrínseca da Infinia®.

	Detetor 1	Detetor 2
Uniformidade (%)	3,629	2,261
	3,256	2,720
	3,148	2,261
Limites de Aceitação	$\leq 5\%$	

Pela análise da tabela 3-9, é possível inferir que o equipamento reúne as condições necessárias para a obtenção de imagens uniformes- UFOV e CFOV de acordo com os limites de aceitação.

Tabela 3-9: Resultados obtidos dos Testes da Uniformidade Intrínseca e Extrínseca da Discovery NM630®.

Detetor	Uniformidade Intrínseca		Uniformidade Extrínseca	
	UFOV (%)	CFOV (%)	UFOV (%)	CFOV (%)
1	3,337	3,337	4,207	3,007
2	3,183	2,549	4,406	3,375
Limites de Aceitação	≤ 5,5	≤ 5,0	≤ 5,5	≤ 5,0

3.2.2. Teste do Centro de Rotação

Na avaliação do centro de rotação das câmaras gama estudadas teve-se em consideração as tolerâncias e as especificações do fabricante.

Numa primeira fase, avaliou-se o COR da câmara gama do modelo Millennium MG®. A figura 3-1 demonstra os gráficos da posição angular da fonte pontual das posições X e Y dos detetores 1 e 2, respetivamente, durante a rotação. Segundo as especificações do fabricante, o COR do modelo referido é avaliado segundo os valores: COR X (centro de rotação X utilizado na reconstrução tomográfica), *XCOR variation* (diferença entre as amplitudes máxima e mínima da curva de variação de X), neste caso “*XCR max-min*” e *Y variation* (diferença entre as amplitudes máxima e mínima da curva de variação de Y), nesta situação “*Y max deviation*”.

Para cada um destes valores existe um limite aceitável para se confirmar se a câmara gama projeta devidamente as múltiplas visualizações da imagem reconstruída para o local de origem.

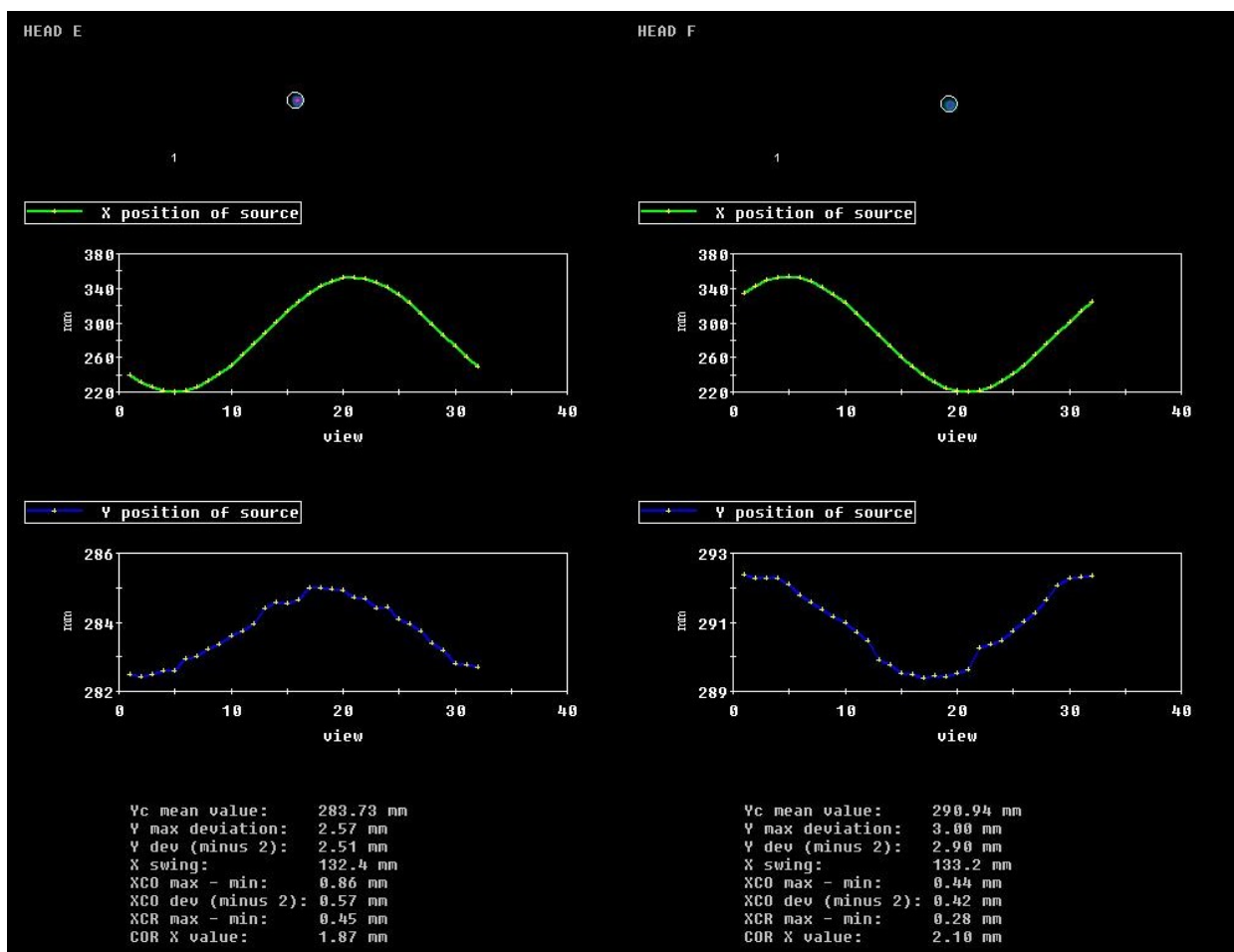


Figura 3-1: Resultados do Teste de Verificação do Centro de Rotação da Millennium MG®.

Na tabela 3-10 encontram-se resumidos os resultados obtidos do COR da Millennium MG® para os dois detetores. Segundo os limites de aceitação estabelecidos pelo fabricante do equipamento, confirma-se o correto alinhamento das posições X e Y.

Tabela 3-10: Resultados do Teste de Verificação do Centro de Rotação da Millennium MG®.

Configuração do Colimador	Detetor 1			Detetor 2		
	XCOR (mm)	X CR max-min (mm)	Y max deviation (mm)	XCOR (mm)	X CR max-min (mm)	Y max deviation (mm)
H-Mode	1,87	0,45	2,57	2,10	0,28	3,00
Limites de Aceitação	≤ 5	< 4	< 4	≤ 5	< 4	< 4

Analisando os resultados apresentados nas tabelas 3-11 e 3-12, foi possível verificar o desalinhamento do COR das câmaras gama dos modelos Infinia® e Discovery NM630®. Os resultados assinalados a vermelho não se apresentam em conformidade com os limites de aceitação dos equipamentos.

O COR desalinhado significa que a câmara gama não consegue fazer a retroprojeção dos raios para as posições corretas, resultando numa reconstrução da fonte pontual em forma de anel e não de um ponto, em artefactos de imagem e no mal mapeamento da atividade.

Neste sentido, foi necessária a intervenção de um engenheiro para corrigir este parâmetro.

Numa segunda avaliação, os valores das posições X e Y, nas configurações L e H, bem como nos detetores 1 e 2, já se encontravam de acordo as especificações do fabricante, pelo que se garantiu o correto funcionamento do equipamento quanto ao COR apresentado.

Tabela 3-11: Resultados do Teste de Verificação do Centro de Rotação da Infinia®.

Configuração do Colimador	Detetor 1		Detetor 2	
	X (mm)	Y (mm)	X (mm)	Y (mm)
1ª Avaliação				
L-Mode	1,68114	0,00000	0,35181	0,12220
H-Mode	0,12270	0,00000	-0,16181	-0,05831
2ª Avaliação, Pós-correção				
L-Mode	-0,2660	0,00000	0,48761	-0,12359
H-Mode	0,00363	0,00000	0,00091	0,02437
Limites de Aceitação	$-0,50 \leq X \leq 0,50$	$\leq 0,0$	$-0,50 \leq X \leq 0,50$	$-0,50 \leq Y \leq 0,50$

Tabela 3-12: Resultados do Teste do Centro de Rotação da Discovery NM630®.

Configuração do Colimador	Detetor 1		Detetor 2	
	X (mm)	Y (mm)	X (mm)	Y (mm)
1ª Avaliação				
L-Mode	-2.13135	0,00000	-0,42871	.,32959
H-Mode	-0,71326	0,00000	0,85487	-0,05677
2ª Avaliação, Pós-correção				
L-Mode	0,02400	0,00000	-0,41503	0,16363
H-Mode	-0,00170	0,00000	0,09875	-0,04027
Limites de Aceitação	$-0,55 \leq X \leq 0,55$	$\leq 0,0$	$-0,55 \leq X \leq 0,55$	$-0,55 \leq Y \leq 0,55$

3.2.3. Teste da Resolução Espacial e Linearidade

A avaliação da resolução e linearidade espaciais intrínsecas é um estudo qualitativo efetuado pela análise visual das imagens obtidas com recurso a fantoma de quadrantes (barras). Para que todos os quadrantes do campo de visão sejam estudados, o fantoma foi rodado entre as imagens, para que os diferentes espaçamentos das barras fossem visualizados em todos os quadrantes do detetor. Foi adquirido um total de 16 imagens.

Para todos os quadrantes do detetor, foi possível distinguir o espaçamento entre as barras do segundo quadrante (de espessura 2,5 mm), pelo que se considera que a Millennium MG® apresenta uma resolução espacial intrínseca aceitável, como se verifica na figura 3-2.

Analisando a figura 3-3, confirma-se a linearidade das linhas do terceiro quadrante, pelo que se conclui que a câmara gama apresenta a linearidade espacial intrínseca correta.

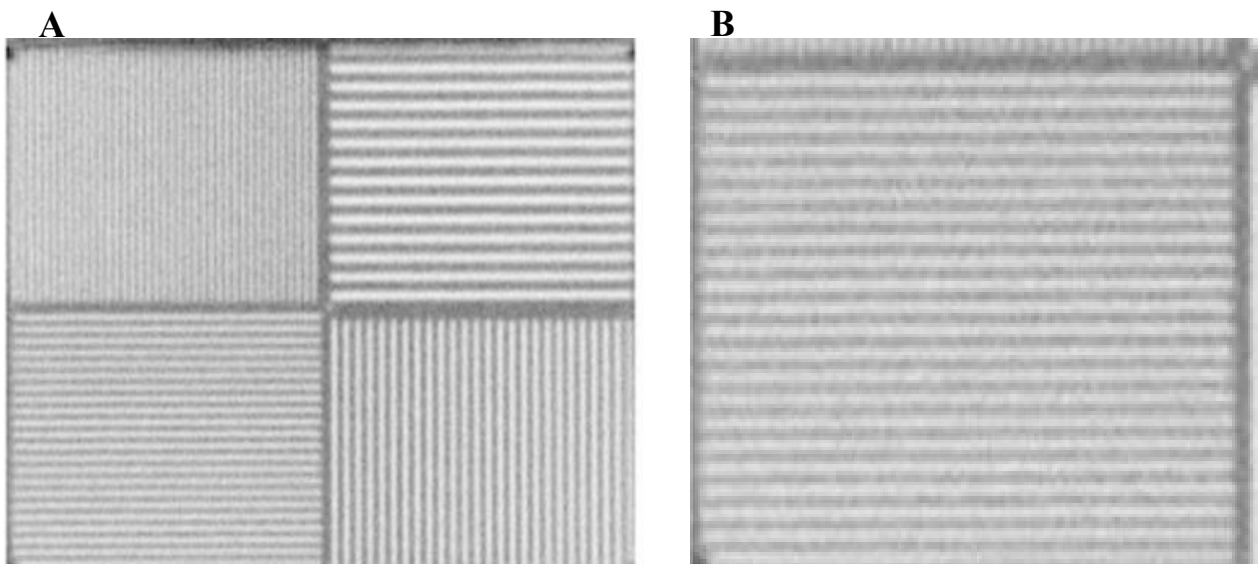


Figura 3-2: Resolução espacial intrínseca adquirida com o fantoma de barras na Millennium MG®. Imagem total adquirida (A) e imagem do segundo quadrante (B).

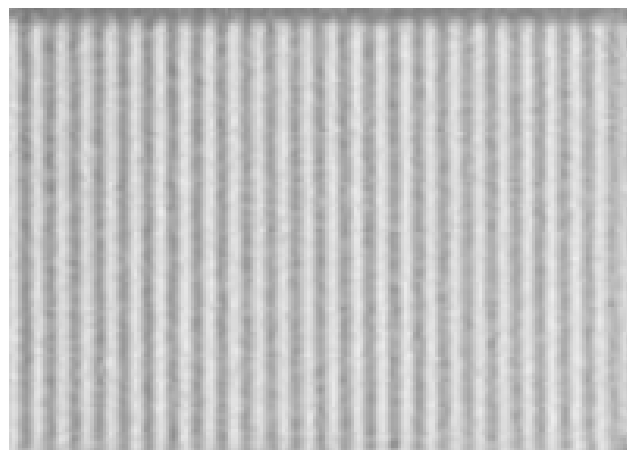


Figura 3-3: Imagem do terceiro quadrante do fantoma de barras.

3.3. Teste de Controlo de Qualidade aplicado às PET/TC

3.3.1. Teste da Qualidade de Imagem de PET/TC

Foram avaliadas as imagens reconstruídas com os algoritmos VPHD e *Q.Clear* com fator de penalização $\beta=400$, obtidas na Discovery IQ®. As imagens obtidas na Discovery LS® foram reconstruídas utilizando o OSEM para o teste do fantoma de esferas.

Os valores da concentração radioativa em Bq/mL nas diferentes esferas que simulam lesões quentes com tamanhos distintos são apresentados nas tabelas 3-13 e 3-14.

Tabela 3-13: Resultados obtidos após reconstrução de imagem com os algoritmos VPHD e *Q.Clear* com $\beta=400$, da Discovery IQ®.

Registo de dados da Discovery IQ®		
Atividade teórica de ^{99m}Tc (Bq/ml) das Esferas	16300	
Atividade teórica de ^{99m}Tc (Bq/ml) do Fundo	3388	
Secção do Fantoma NEMA 2012/IEC 2008	Atividade média ^{99m}Tc (Bq/ml) Método <i>VPHD</i>	Atividade média ^{99m}Tc (Bq/ml) Método <i>Q.Clear</i> $\beta 400$
Esfera de 10 mm	6380,0	8253,0
Esfera de 13 mm	10781,0	14444,5
Esfera de 17 mm	15679,7	18801,5
Esfera de 22 mm	18969,3	19233,5
Esfera de 28 mm	19139,6	19279,7
Esfera de 37 mm	18885,0	19178,7
Fundo	3338,4	3376,4

Tabela 3-14: Resultados obtidos após reconstrução de imagem com o algoritmo OSEM da Discovery LS®.

Registo de dados da Discovery LS®	
Atividade teórica de ^{99m}Tc (Bq/ml) das Esferas	16900
Atividade teórica de ^{99m}Tc (Bq/ml) do Fundo	3650
Secção do Fantoma NEMA 2012/IEC 2008	Atividade média ^{99m}Tc (Bq/ml) Método OSEM
Esfera de 10 mm	12644,6
Esfera de 13 mm	16860,0
Esfera de 17 mm	24306,0
Esfera de 22 mm	34651,7
Esfera de 28 mm	34633,3
Esfera de 37 mm	36211,3
Fundo	6640,2

Seguidamente, foi calculado o coeficiente de recuperação (CR) nas esferas de diferentes dimensões, segundo a equação 3.5 descrita pelo procedimento *standard* da NEMA (Teoh et al., 2015). Na tabela 3-15 e 3-16 estão sumariados os valores de CR calculados de acordo com o diâmetro das esferas para os 3 algoritmos de reconstrução, numa avaliação prévia e na avaliação atual.

$$(3.5) CR(\%) = \frac{\frac{\text{concentração radioativa medida esfera} - 1}{\text{concentração radioativa medida fundo}}}{\frac{\text{concentração radioativa teórica esferas} - 1}{\text{concentração radioativa teórica fundo}}} \times 100$$

Pela análise dos valores de CR calculados é notório que o seu valor é diretamente proporcional ao diâmetro da esfera na Discovery LS®. No entanto, os coeficientes obtidos na Discovery IQ® diminuem da esfera de 28 para a de 37 mm, o que está relacionado com os algoritmos utilizados que tendem a estabilizar os resultados das esferas de maiores dimensões. Pode-se observar ainda que foram obtidos valores superiores a 100%, que podem dever-se a diversas causas. Primeiramente, no cálculo do CR estão envolvidas as concentrações

radioativas medidas, pelo que é importante considerar os erros associados às medições. Assim, estes valores podem ser fundamentados pelos erros de medição associados ao equipamento, que não podem ser controlados. Outra causa é baseada nos algoritmos utilizados.

Tabela 3-15: Valores de CR calculados segundo a equação 3.5, para as diferentes esferas de acordo com os algoritmos de reconstrução VPHD e Q.Clear com $\beta 400$. Avaliação da Discovery IQ®.

Coefficientes de Recuperação da Discovery IQ®				
Diâmetro das Esferas (mm)	Avaliação prévia		Avaliação atual	
	CR (%) Método VPHD	CR (%) Método Q.Clear $\beta 400$	CR (%) Método VPHD	CR (%) Método Q.Clear $\beta 400$
10	19,61	27,70	23,91	37,90
13	44,23	68,29	58,50	86,01
17	84,01	99,16	97,00	119,87
22	102,93	103,76	122,85	123,23
28	105,93	102,96	124,19	123,59
37	100,83	100,03	122,19	122,80

Tabela 3-16: Valores de CR calculados segundo a equação 3.5, para as diferentes esferas de acordo com o algoritmo de reconstrução OSEM. Avaliação da Discovery LS®.

Coeficientes de Recuperação da Discovery LS®		
Diâmetro das Esferas (mm)	Avaliação prévia	Avaliação atual
	CR (%) Método OSEM	CR (%) Método OSEM
10	2,70	24,91
13	16,41	42,40
17	35,84	73,29
22	59,09	116,21
28	63,77	116,13
37	66,20	122,68

Com os dados obtidos das concentrações radioativas das diferentes esferas e fundo também foram calculados os coeficientes de recuperação de contraste (CRC), de acordo com a equação 3.6 (Teoh et al., 2015).

$$(3.6) \text{ CRC}(\%) = \frac{\text{concentração radioativa medida esferas} - \text{concentração radioativa medida fundo}}{\text{concentração radioativa real esferas} - \text{concentração radioativa real fundo}} \times 100$$

Pela comparação dos valores de CR com os valores de CRC calculados e registados nas tabelas 3-17 e 3-18 pode-se verificar que são muito semelhantes, o que pode ser justificado pelo facto das fórmulas serem matematicamente idênticas na situação considerada. Porém, a fórmula 3.6 apresenta instabilidade numérica, razão pela qual os valores obtidos pelas duas fórmulas não serem estritamente iguais. Não obstante, no estudo prévio da Discovery IQ® os resultados de CR comparados com os CRC deveriam apresentar uma maior semelhança pela razão anteriormente referida, pelo que se conclui que o equipamento neste momento apresenta uma maior concordância e, por isso, um melhor funcionamento.

Tabela 3-17: Valores de CRC calculados segundo a equação 3.6, para as diferentes esferas de acordo com os algoritmos de reconstrução VPHD e *Q.Clear* com $\beta 400$. Avaliação da Discovery IQ®.

Coefficientes de Recuperação de Contraste da Discovery IQ®				
Diâmetro das Esferas (mm)	Avaliação prévia		Avaliação atual	
	CRC (%) Método VPHD	CRC (%) Método <i>Q.Clear</i> $\beta 400$	CRC (%) Método VPHD	CRC (%) Método <i>Q.Clear</i> $\beta 400$
10	22,43	31,36	23,56	37,77
13	50,58	77,30	57,64	85,72
17	96,07	112,24	95,58	119,46
22	117,69	117,45	121,06	122,81
28	121,13	116,54	122,38	123,17
37	115,29	113,22	120,40	122,38

Tabela 3-18: Valores de CRC calculados segundo a equação 3.6, para as diferentes esferas de acordo com o algoritmo de reconstrução OSEM. Avaliação da Discovery LS®.

Coefficientes de Recuperação de Contraste da Discovery LS®		
Diâmetro das Esferas (mm)	Avaliação prévia	Avaliação atual
	CRC (%) Método OSEM	CRC (%) Método OSEM
10	3,81	45,32
13	23,19	77,13
17	50,65	133,33
22	83,51	211,41
28	90,12	211,27
37	93,56	223,2

Posteriormente à análise das imagens obtidas segundo os diferentes métodos de reconstrução e de serem registados os valores da concentração de fundo e respetivos desvios-padrão, foi calculada a variabilidade de fundo (VF) nas diferentes esferas, através da fórmula 3.7 (Teoh et al., 2015).

$$(3.7) VF(\%) = \frac{\text{Desvio Padrão da concentração radioativa medida no fundo da esfera}}{\text{concentração radioativa média do fundo das esferas}} \times 100$$

Pela análise da tabela 3-19 é possível verificar que os valores de VF da avaliação atual são inferiores aos obtidos previamente. Estes resultados significam que as capacidades quantitativas. A Discovery LS® demonstrou capacidades quantitativas inferiores à Discovery IQ®, como esperado. Estas diferenças são justificadas pelas diferenças em termos de tecnologia e também pelos algoritmos de reconstrução de imagem utilizados.

Tabela 3-19: Valores de VF calculados segundo a equação 3.7, para as diferentes esferas de acordo com os algoritmos de reconstrução VPHD e *Q.Clear* com $\beta 400$. Avaliação da Discovery IQ®.

Variabilidade de Fundo da Discovery IQ®				
Diâmetro das Esferas (mm)	Avaliação prévia		Avaliação atual	
	VF (%) Método VPHD	VF(%) Método <i>Q.Clear</i> $\beta 400$	VF (%) Método VPHD	VF (%) Método <i>Q.Clear</i> $\beta 400$
10	6,35	5,53	3,87	5,04
13	8,05	9,91	4,90	8,27
17	3,24	13,09	11,36	6,52
22	14,24	4,49	2,02	2,73
28	23,93	6,08	12,67	4,96
37	22,42	9,06	4,29	1,00

Tabela 3-20: Valores de VF calculados segundo a equação 3.7, para as diferentes esferas de acordo com o algoritmo de reconstrução OSEM. Avaliação da Discovery LS®.

Variabilidade de Fundo da Discovery LS®		
Diâmetro das Esferas (mm)	Avaliação prévia	Avaliação atual
	VF (%) Método <i>OSEM</i>	VF (%) Método <i>OSEM</i>
10	4,58	10,88
13	3,78	9,16
17	10,05	12,97
22	9,00	12,80
28	4,59	15,43
37	13,67	9,54

4. CONCLUSÃO

O desenvolvimento desta dissertação de Mestrado nos Serviços do HPP e da LMCR possibilitou aprofundar os conhecimentos sobre medicina nuclear e também desenvolver conhecimentos práticos relativos ao modo de funcionamento processual e profissional dentro das atividades em que estive envolvida.

A implementação do CQ nas unidades referidas foi o principal objetivo da presente tese. Neste sentido, realizaram-se testes de CQ aos diversos equipamentos existentes no serviço (calibradores de dose, câmaras gama e PET/TC) permitindo efetuar protocolos com os procedimentos a seguir aquando da realização dos diferentes testes.

A execução dos procedimentos de CQ permitiram verificar a exatidão e constância dos aparelhos e testar o seu desempenho para a execução das práticas clínicas de diagnóstico e terapêutica.

Durante a execução de um dos testes de CQ foi encontrada uma falha na uniformidade de uma das câmaras gama sendo levantada, por essa razão, uma chamada corretiva para inspeção correção o que revela a importância da execução dos CQ.

Em suma, a elaboração dos protocolos de CQ foi uma atividade bastante interessante e com utilidade para os Serviços do HPP e da LMCR.

5. TRABALHO FUTURO

No futuro, propõe-se a continuidade deste trabalho de forma a otimizar o funcionamento das unidades de medicina nuclear do HPP e da LMCR.

Seria interessante complementar os protocolos elaborados com os restantes testes evidenciados na secção 1.6 do presente trabalho.

BIBLIOGRAFIA

- Aguado, M. M., García, A. D., Navarro, A. R., García, C. S., De Fuentes, M. A. M., Lozano, S. O., ... Elvira, J. M. L. (2004). Control de calidad de activímetros. *Revista Española de Medicina Nuclear*, 23(6), 434–443.
- Ahn, S., Ross, S. G., Asma, E., Miao, J., Jin, X., Cheng, L., ... Manjeshwar, R. M. (2015). Quantitative comparison of OSEM and penalized likelihood image reconstruction using relative difference penalties for clinical PET. *Physics in Medicine and Biology*, 60(15), 5733.
- Assan, B., Addison, E. K. T., Hasford, F., & Sosu, E. (2012). Calibration and Effective Use of a Dose Calibrator. *International Journal of Science and Technology*, 2(6), 395–400.
- Bailey, D. L., Humm, J. L., Todd-Pokropek, A., & Aswegen, A. van. (2014). Nuclear Medicine Physics: A Handbook for Teachers and Students. Endorsed by: American Association of Physicists in Medicine (AAPM), Asia–Oceania Federation of Organizations for Medical Physics (AFOMP), Australasian College of Physical Scientists and Engin.
- Barros, N. (2001). *Alinhamento de Imagens*. Retrieved from https://web.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/relatorios/NCouto_SBarros.pdf
- Bushberg, J. T., & Boone, J. M. (2011). *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Capintec.Inc. (n.d.-a). CALIBRADOR DE DOSE CRC®-55TPET. Retrieved July 20, 2017, from <http://www.capintec.com/product/crc-55tpet-dose-calibrator/>
- Capintec.Inc. (n.d.-b). CALIBRADOR DE DOSE CRC®-55TR. Retrieved July 20, 2017, from <http://www.capintec.com/product/crc-55tr-dose-calibrator/#prettyPhoto>
- Cherry, S. R., Sorenson, J. A., & Phelps, M. E. (2012). *Physics in nuclear medicine*. Elsevier Health Sciences.
- Committee, T. S. (2013). MINIMUM QUALITY CONTROL SCHEDULE FOR GAMMA CAMERAS. Retrieved from <https://www.anzsnm.org.au/documents/item/89>
- Decreto Lei nº180/2002 de 8 de Agosto do Ministério da Saúde, Pub. L. No. Diário da República: Séria I-A, nº182, 5707 (2002). Retrieved from www.dre.pt
- DeWerd, L. A., & Kissick, M. (2014). The Phantoms of Medical and Health Physics. *The Phantoms of Medical and Health Physics: Devices for Research and Development, Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering*. ISBN 978-1-4614-8303-8. Springer Science+ Business Media New York, 2014, 1.
- Gaitanis, A., Kontaxakis, G., Spyrou, G., Panayiotakis, G., & Tzanakos, G. (2008). Towards a stopping rule for the OSEM algorithm for iterative image reconstruction in PET. In *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2008. NSS'08. IEEE* (pp. 5138–5142). IEEE.
- Guia PET-CT. (n.d.). Retrieved March 20, 2017, from

http://www.hospitaldaluz.pt/media/6114879/hluz_medmol_guia_pet_ct.pdf

- Guy, C., & Ffytche, D. (2000). *An Introduction to the Principles of Medical Imaging*. World Scientific.
- Hart, G. C., & Smith, A. H. (1992). *Quality Standards in Nuclear Medicine*. Institute of Physical Sciences in Medicine.
- Humm, J. L., Rosenfeld, A., & Del Guerra, A. (2003). From PET detectors to PET scanners. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 30(11), 1574–1597.
- Khalil, M. M. (2010). *Basic sciences of nuclear medicine*. Springer Science & Business Media.
- Lappin, G., & Temple, S. (2006). *Radiotracers in drug development*. CRC Press.
- Lonsdale, M. N., & Beyer, T. (2010). Dual-modality PET/CT instrumentation—today and tomorrow. *European Journal of Radiology*, 73(3), 452–460.
- Lyra, D. M., Klett, D. R., & Tindale, D. W. B. (2007). *Guidelines on Quality Control for Nuclear Medicine Instrumentation*. European Association of Nuclear Medicine.
- MedicalExpo. (n.d.). Calibrador de dosagem / para raios gama CRC®-25R. Retrieved July 20, 2017, from <http://www.medicalexpo.com/pt/prod/capintec/product-70709-561525.html>
- Mettler Jr, F. A., & Guiberteau, M. J. (2011). *Essentials of nuclear medicine imaging*. Elsevier Health Sciences.
- Muehllehner, G., & Karp, J. S. (2006). Positron emission tomography. *Physics in Medicine and Biology*, 51(13), R117.
- Murphy, P. H. (1987). Acceptance testing and quality control of gamma cameras, including SPECT. *J Nucl Med*, 28(7), 1221–1227.
- Nuclear Medicine, IAEA Human Health Campus. (n.d.). Retrieved March 26, 2017, from <https://humanhealth.iaea.org/HHW/>
- O'Connor, M. K. (1999). Quality Control of Scintillation Cameras (Planar and SPECT). In *Mayo Clinic*.
- Portnow, L. H., Vaillancourt, D. E., & Okun, M. S. (2013). The history of cerebral PET scanning From physiology to cutting-edge technology. *Neurology*, 80(10), 952–956.
- Quality Assurance for Pet and PET/CT Systems*. (2009). Vienna: International Atomic Energy Agency, IAEA.
- Quality Assurance for SPECT Systems*. (2009) (n°6). Vienna: International Atomic Energy Agency, IAEA.
- Quality control of nuclear medicine instruments 1991*. (1991). Vienna: International Atomic Energy Agency.
- Reynes-Llompart, G., Gámez-Cenzano, C., Romero-Zayas, I., Rodriguez-Bel, L., Vercher-Conejero, J. L., & Martí-Climent, J. M. (2017). Performance Characteristics of the Whole-Body Discovery IQ PET/CT System. *Journal of Nuclear Medicine*, jnumed-116.
- Saha, G. B. (2010). *Fundamentals of nuclear pharmacy*. Springer Science & Business Media.

- Saha, G. B. (2012). *Physics and radiobiology of nuclear medicine*. Springer Science & Business Media.
- Teoh, E. J., McGowan, D. R., Macpherson, R. E., Bradley, K. M., & Gleeson, F. V. (2015). Phantom and clinical evaluation of the Bayesian penalized likelihood reconstruction algorithm Q. Clear on an LYSO PET/CT system. *Journal of Nuclear Medicine*, 56(9), 1447–1452.
- TRADING, A. A. L. (n.d.). Capintec CRC-15R Dose Calibrator. Retrieved July 20, 2017, from http://americanlaboratorytrading.com/lab-equipment-products/capintec-crc-15r-dose-calibrator_8716
- Turkington, T. G. (2001). Introduction to PET instrumentation. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 29(1), 4–11.
- Zanzonico, P. (2008). Routine quality control of clinical nuclear medicine instrumentation: a brief review. *Journal of Nuclear Medicine*, 49(7), 1114–1131.

APÊNDICES

Apêndice A: Testes de Controle de Qualidade

A.1: Protocolo de CQ aplicado a Calibradores de Dose: Controle Diário

Controle de Qualidade aplicado a Calibradores de Dose	
Controle Diário	
Material	Fontes de Calibração: ^{57}Co ; ^{137}Cs
Procedimento	
<ol style="list-style-type: none">1) Retirar do local quaisquer fontes radioativas que possam influenciar a correta medição por parte do equipamento;2) Selecionar o botão “<i>Test</i>” no calibrador de dose e seguidamente escolher a opção “<i>Daily</i>”;3) Realizar o ajuste do zero, verificando primeiramente a ausência de qualquer fonte radioativa na câmara. Aceitar/rejeitar o valor obtido, consoante os limites de aceitação do fornecedor;4) Realizar a leitura do fundo (<i>Background</i>). Aceitar/rejeitar o valor obtido, consoante os limites de aceitação do fornecedor;5) Obter a voltagem da câmara;6) Colocar a fonte de ^{57}Co dentro do calibrador de dose com o auxílio de uma pinça, obtendo o valor da sua atividade e o valor percentual da exatidão do equipamento;7) Colocar a fonte de ^{137}Cs dentro do calibrador de dose com o auxílio de uma pinça, obtendo o valor da sua atividade e o valor percentual da constância do equipamento;8) Anotar os valores obtidos, indicando o dia e a hora da realização do referido teste.	
Limites de Aceitação	
Precisão/ Exatidão	$\pm 10\%$ para baixas energias $\pm 5\%$ para altas energias
Constância	$\pm 5\%$
Periodicidade	
Diária	

A.2: Protocolo de CQ aplicado a Calibradores de Dose: Teste da Linearidade

Controlo de Qualidade aplicado a Calibradores de Dose	
Teste da Linearidade	
Material	Fonte de ^{99m}Tc . Seringa.
Procedimento	
<p><u>Segundo o método do decaimento:</u></p> <ol style="list-style-type: none"> 1) Transferir a fonte de ^{99m}Tc para uma seringa, com uma atividade entre 74 a 148 MBq; 2) Seleccionar as condições de operação apropriadas ao radionuclídeo em questão; 3) Anotar a leitura do fundo (<i>Background</i>); 4) Introduzir a fonte no poço com o auxílio de uma pinça; 5) Esperar o tempo necessário à estabilização da leitura; 6) Medir a atividade em intervalos de tempo regulares, durante um período entre 3 - 5 dias, anotando o dia e a hora da medição. 7) Terminar as medições quando o tempo total for suficiente para a fonte decair até à menor atividade utilizada clinicamente. 8) Quando terminadas as medições, subtrair o valor do fundo aos valores obtidos. Calcular os valores teoricamente esperados segundo a fórmula do decaimento radioativo: $A = A_0 e^{-\frac{0,693t}{T}}$ 9) Calcular a percentagem de erro entre os valores esperados e os medidos, segundo a equação: $\% \text{erro} = \frac{\text{Atividade Tc99m esperada} - \text{Atividade Tc99m medida}}{\text{Atividade Tc99m esperada}} \times 100$ <p>Comparar com os limites de aceitação.</p> 10) Traçar as atividade medidas em função do tempo num gráfico semilogarítmico, bem como a reta teórica baseada no decaimento da mesma fonte. Comparar ambos os gráficos. 	
Limites de Aceitação	
Linearidade	± 5%
Periodicidade	
Trimestral	

A.3: Protocolo de CQ aplicado a Calibradores de Dose: Teste da Geometria

Controlo de Qualidade aplicado a Calibradores de Dose	
Teste da Geometria	
Material	Recipientes (seringas, frascos, cápsulas) existentes no serviço. Fonte de ^{99m}Tc .
Procedimento	
<ol style="list-style-type: none"> 1) Ajustar o equipamento para medição de fonte de ^{99m}Tc. 2) Anotar a leitura do fundo (<i>Background</i>); 3) Transferir a fonte de ^{99m}Tc para a seringa/frasco e medir a atividade apresentada; 4) Perfazer o volume com soro fisiológico, aumentando-o segundo incrementos de 10 até 90% do volume máximo. Após cada adição de solução, agitar ligeiramente o frasco e medir a atividade. Repetir o procedimento até atingir 90% do volume máximo do recipiente; 5) Quando terminadas as medições, subtrair o valor do fundo aos valores obtidos. Calcular os valores teoricamente esperados segundo a fórmula do decaimento radioativo: $A = A_0 e^{-\frac{0,693t}{T}}$ 6) Calcular a percentagem de erro entre os valores esperados e os medidos, segundo a equação: $\%erro = \frac{\textit{Atividade Tc99m esperada} - \textit{Atividade Tc99m medida}}{\textit{Atividade Tc99m esperada}} \times 100$ <p>Comparar com os limites de aceitação.</p> 7) Caso o erro percentual não estiver de acordo com o limite de aceitação calcula-se o Fator de Correção (FC), através da equação: $FC = \frac{\textit{Atividade de Tc99m do Volume de referência}}{\textit{Atividade de Tc99m dos volumes medidos}}$ 	
Limites de Aceitação	
Geometria	± 5%
Periodicidade	
Na instalação do equipamento ou após reparo.	

A.4: Protocolo de CQ aplicado a Câmaras Gama: Teste da Uniformidade Intrínseca

Controlo de Qualidade aplicado a Câmaras Gama		
Teste da Uniformidade Intrínseca <i>Millenium MG®</i>		
Material Necessário	Fonte pontual de ^{99m}Tc .	
	Suporte da fonte pontual	
Procedimento		
<ol style="list-style-type: none"> 1) Retirar a mesa do paciente; 2) Retirar os colimadores; 3) Colocar vidros de proteção dos PMTs; 4) Preparar uma fonte de ^{99m}Tc, que permita entre 10 a 20k contagens. Ajustar a atividade da fonte se necessário; 5) Seguir as instruções do <i>software</i> para a medida da uniformidade: escolher a opção “QC” para a realização dos testes de controlo de qualidade do sistema e, seguidamente, “Uniformity”; 6) Colocar os detetores na posição de exame cardíaco (configuração L); 7) Colocar sobre o detetor 1 não colimado o suporte para a fonte pontual radioativa; 8) Colocar a fonte pontual de ^{99m}Tc no interior do suporte. Garantir a correta posição da fonte; 9) Adquirir uma imagem; 10) Retirar o suporte da fonte do detetor 1 e colocar sobre o detetor 2, repetindo os passos 5 a 9; 11) Retirar a fonte pontual do interior do suporte; 12) Retirar o suporte da fonte; 13) Colocar os detetores paralelamente (configuração H); 14) Retirar vidros de proteção dos PMTs; 15) Colocar os colimadores. 16) Colocar a mesa do paciente devidamente posicionada. 17) Determinar os valores da uniformidade integral (UI) e diferencial (UD) para os dois detetores, segundo as equações: $UI = \frac{\text{Máx contagens por pixel} - \text{Min contagens por pixel}}{\text{Máx contagens por pixel} + \text{Min contagens por pixel}} \times 100; \quad UD = \frac{\text{Máx área} - \text{Min área}}{\text{Máx área} + \text{Min área}} \times 100$ 		
Limites de Aceitação		Periodicidade
Uniformidade Integral	Uniformidade Diferencial	Diária
UFOV: 10%	UFOV: 6%	
CFOV: 7%	CFOV: 5%	

A.5: Protocolo de CQ aplicado a Câmaras Gama: Teste da Uniformidade Intrínseca

Controlo de Qualidade aplicado a Câmaras Gama		
Teste da Uniformidade Intrínseca <i>Infinia</i> ®/ <i>Discovery NM630</i> ®		
Material Necessário	Fonte pontual de ^{99m} Tc.	
Procedimento		
<ol style="list-style-type: none"> 1) Retirar a mesa do paciente; 2) Retirar os colimadores; 3) Colocar vidros de proteção dos PMTs; 4) Preparar uma fonte de ^{99m}Tc, que permita entre 10 a 40k contagens. Ajustar a atividade da fonte se necessário; 5) Seguir as instruções do <i>software</i> para a medida da uniformidade: escolher a opção “QC” para a realização dos testes de controlo de qualidade do sistema e, seguidamente, “<i>Uniformity</i>”; 6) Colocar os detetores na posição de exame cardíaco (configuração L); 7) Colocar fonte pontual radioativa na parede, num ponto previamente posicionado pelo fabricante; 8) Adquirir uma imagem; 9) Retirar a fonte pontual da parede; 10) Colocar os detetores paralelamente (configuração H); 11) Retirar vidros de proteção dos PMTs; 12) Colocar os colimadores. 13) Colocar a mesa do paciente devidamente posicionada. 14) Determinar os valores da uniformidade integral (UI) e diferencial (UD) para os dois detetores, segundo as equações: $UI = \frac{Máx\ contagens\ por\ pixel - Min\ contagens\ por\ pixel}{Máx\ contagens\ por\ pixel + Min\ contagens\ por\ pixel} \times 100; \quad UD = \frac{Máx\ área - Min\ área}{Máx\ área + Min\ área} \times 100$ 		
Limites de Aceitação		Periodicidade
<i>Infinia</i> ®	<i>Discovery NM630</i> ®	Diária
≤ 5,0 %	UFOV: ≤ 5,5% CFOV: ≤ 5,0%	

A.6: Protocolo de CQ aplicado a Câmaras Gama: Teste da Uniformidade Extrínseca.

Controlo de Qualidade aplicado a Câmaras Gama	
Teste da Uniformidade Extrínseca <i>Discovery NM630®</i>	
Material Necessário	Fonte planar de ^{57}Co .
Procedimento	
<ol style="list-style-type: none"> 1) Retirar a mesa do paciente; 2) Seguir as instruções do <i>software</i> para a medida da uniformidade: escolher a opção “QC” para a realização dos testes de controlo de qualidade do sistema e, seguidamente, “Uniformity”; 3) Colocar os detetores na configuração H, na vertical; 4) Colocar a fonte planar de ^{57}Co sobre o detetor colimado; 5) Juntar lentamente os detetores; 6) Observar a imagem formada, verificando a presença de qualquer diferença na uniformidade; 7) Adquirir os dados; 8) Retirar cuidadosamente a fonte planar de ^{57}Co e armazená-la devidamente; 9) Repetir o estudo para os diferentes colimadores. 	
Limites de Aceitação	
$\text{UFOV} \leq 5,5\%$ $\text{CFOV} \leq 5,0 \%$	
Periodicidade	
Diária	

A.7: Protocolo de CQ aplicado a Câmaras Gama: Teste de Verificação do Centro de Rotação

Controlo de Qualidade aplicado a Câmaras Gama			
Teste de Verificação Centro de Rotação <i>Millenium MG®</i>			
Material Necessário		Fonte pontual de ^{99m}Tc . Suporte para a fonte pontual.	
Procedimento			
<ol style="list-style-type: none"> 1) Prepara uma fonte pontual de ^{99m}Tc, com atividade entre 1-5 mCi; 2) Seguir as instruções do <i>software</i> para a medida do centro de rotação: escolher a opção “QC” para a realização dos testes de controlo de qualidade do sistema e, seguidamente, “COR”; 3) Colocar a fonte pontual num suporte apropriado na mesa do paciente, na extremidade mais próxima da entrada da <i>gantry</i>; 4) Realizar uma aquisição tomográfica de 360°; 5) Aquisição dos resultados; 6) Repetir o estudo com os diferentes colimadores. 7) Analisar os seguintes parâmetros de cada detetor: <ul style="list-style-type: none"> -COR X (centro de rotação X utilizado na reconstrução tomográfica) -XCOR <i>variation</i> (diferença entre as amplitudes máxima e mínima da curva de variação de X), -Y <i>variation</i> (diferença entre as amplitudes máxima e mínima da curva de variação de Y) 			
Limites de Aceitação			Periodicidade
COR (mm)	COR X (mm)	Y <i>variation</i>	Semanal
≤ 5	< 4	< 4	

A.8: Protocolo de CQ aplicado a Câmaras Gama: Teste de Verificação do Centro de Rotação

Controlo de Qualidade aplicado a Câmaras Gama			
Teste de Verificação Centro de Rotação <i>Infinia</i> ®/ <i>Discovery NM630</i> ®			
Material Necessário		Fonte pontual de ^{99m} Tc. Suporte para a fonte pontual.	
Procedimento			
<ol style="list-style-type: none"> 1) Prepara uma fonte pontual de ^{99m}Tc, com atividade entre 1-5 mCi; 2) Seguir as instruções do <i>software</i> para a medida do centro de rotação: escolher a opção “QC” para a realização dos testes de controlo de qualidade do sistema e, seguidamente, “COR”; 3) Colocar a fonte pontual num suporte apropriado na mesa do paciente, na extremidade mais próxima da entrada da <i>gantry</i>; 4) Realizar uma aquisição tomográfica de 360°; 5) Aquisição e estudo dos resultados; 6) Repetir o estudo com os diferentes colimadores. 7) Analisar as posições X e Y para cada detetor e configuração do colimador 			
Limites de Aceitação			Periodicidade
<i>Infinia</i> ®		<i>Discovery NM630</i> ®	
Detetor 1	Detetor 2	Detetor 1	Detetor 2
- 0,50 ≤ X(mm) ≤ 0,50		- 0,55 ≤ X ≤ 0,55	
Y(mm) ≤ 0,0	- 0,50 ≤ Y(mm) ≤ 0,50	Y(mm) ≤ 0,0	- 0,55 ≤ Y(mm) ≤ 0,55
Semanal			

A.9: Protocolo de CQ aplicado a Câmaras Gama: Teste da Resolução e Linearidade Espaciais Intrínsecas

Controlo de Qualidade aplicado a Câmaras Gama	
Teste da Resolução e Linearidade Espaciais Intrínsecas	
Material Necessário	<p>Fonte pontual de ^{99m}Tc.</p> <p>Suporte para a fonte pontual.</p> <p>Fantoma de barras.</p>
Procedimento	
<ol style="list-style-type: none"> 1) Retirar a mesa do paciente; 2) Retirar os colimadores; 3) Colocar vidros de proteção dos PMTs; 4) Preparar uma fonte de ^{99m}Tc, que permita entre 10 a 20k contagens por segundo. Ajustar a atividade da fonte se necessário; 5) Colocar os detetores na posição de exame cardíaco; 6) Colocar sobre o detetor 1 não colimado o fantoma de barras e, seguidamente, o suporte para a fonte pontual radioativa. Alinhar cuidadosamente as barras com os eixos X e Y da face do detetor. 7) Colocar a fonte pontual de ^{99m}Tc no interior do suporte. Garantir a correta posição da fonte; 8) Adquirir uma imagem; 9) Rodar o fantoma em 90° e repetir o passo 10. Repita este processo duas vezes mais, invertendo o fantoma e adquirindo um conjunto semelhante de imagens. 10) Retirar o suporte da fonte do detetor 1 e colocar sobre o detetor 2, repetindo os passos 6 a 9; 11) Retirar o suporte da fonte; 12) Colocar os detetores paralelamente (configuração H); 13) Retirar vidros de proteção dos PMTs; 14) Colocar os colimadores. 15) Colocar a mesa do paciente devidamente posicionada. 16) Para avaliar a resolução espacial observar o espaçamento entre as barras de cada quadrante, se é possível distinguir. Se sim, a resolução espacial é tolerável. 17) Para avaliar a linearidade espacial, verificar se as barras de cada quadrante das imagens adquiridas são lineares. Se sim, a linearidade espacial é tolerável. 	
Periodicidade	
Semestral	

A.10: Protocolo de CQ aplicado a Câmaras Gama: Teste da Resolução e Linearidade Espaciais Extrínsecas

Controlo de Qualidade aplicado a Câmaras Gama	
Teste do Resolução e Linearidade Extrínsecas	
Material Necessário	Fonte planar de ^{57}Co . Fantoma de barras.
Procedimento	
<ol style="list-style-type: none">1) Retirar a mesa do paciente;2) Preparar uma fonte de $^{99\text{m}}\text{Tc}$, que permita entre 10 a 20k contagens por segundo. Ajustar a atividade da fonte se necessário;3) Colocar os detetores na configuração H, na vertical;4) Colocar o fantoma de barras sobre o colimador e, seguidamente, a fonte planar de ^{57}Co. Alinhar cuidadosamente as barras com os eixos X e Y da face do detetor.5) Adquirir uma imagem;6) Rodar o fantoma em 90° e repetir os passos 4 e 5. Repetir este processo duas vezes mais, invertendo o fantoma e adquirindo um conjunto semelhante de quatro imagens, para que as barras menores sejam exibidas em cada quadrante e em cada direção. No total são obtidas 8 imagens.7) Retirar a fonte planar e o fantoma de barras;8) Repetir os passos 4 a 7 para todos os colimadores existentes;9) Colocar a mesa do paciente devidamente posicionada.10) Para avaliar a resolução espacial observar o espaçamento entre as barras de cada quadrante, se é possível distinguir. Se sim, a resolução espacial é tolerável.11) Para avaliar a linearidade espacial, verificar se as barras de cada quadrante das imagens adquiridas são lineares. Se sim, a linearidade espacial é tolerável.	
Periodicidade	
Semestral	

A.11: Protocolo de CQ aplicado a PET/TC: Teste de Qualidade de Imagem

Controlo de Qualidade aplicado a PET/TC

Teste de Qualidade de Imagem

Material Necessário

Fonte de ^{99m}Tc .
Seringa de 50 mL.
Seringa.
Fantoma NEMA 2012/IEC 2008

Procedimento

1) Preparação do fantoma de esferas

Preparar uma seringa com uma solução de FDG, com concentração radioativa de 16 MBq/ml. Esta atividade é posteriormente injetada na inserção cilíndrica do fantoma.

Preparar uma seringa de 50 ml, com uma solução de FDG diluída em soro fisiológico, apresentando concentração radioativa próxima dos 3 MBq/ml. Este volume é seguidamente repartido pelas 6 esferas.

2) O fantoma é posicionado e centralizado no sistema de movimentação do paciente, no extremo mais próximo da entrada da *gantry* num suporte apropriado

3) Introduzir no computador a dose injetada na inserção cilíndrica e nas esferas (e repetivos restos), e a hora de injeção. Realizar 4 aquisições se TC e depois as 4 aquisição de PET.

4) Reconstruir as imagens a partir do *software* do computador.

Visualizar e analisar as imagens transferidas para a estação de trabalho.

5) Registar um conjunto de valores da atividade medida em cada esfera e fundo, efetuando posteriormente a média dos valores.

Controlo de Qualidade aplicado a PET/TC

Teste de Qualidade de Imagem (continuação)

Procedimento

- 6) Calcular os coeficientes de recuperação (CR) de acordo com o diâmetro das esferas, segundo a equação:

$$CR(\%) = \frac{\frac{\text{concentração radioativa medida esfera}}{\text{concentração radioativa medida fundo}} - 1}{\frac{\text{concentração radioativa teórica esferas}}{\text{concentração radioativa teórica fundo}} - 1} \times 100$$

- 7) Calcular os coeficientes de recuperação de contraste (CRC) de acordo com o diâmetro das esferas, segundo a equação:

$$CRC(\%) = \frac{\text{concentração radioativa medida esferas} - \text{concentração radioativa medida fundo}}{\text{concentração radioativa real esferas} - \text{concentração radioativa real fundo}} \times 100$$

- 8) Calcular os valores de variabilidade de fundo (VF) de acordo com o diâmetro das esferas, segundo a equação:

$$VF(\%) = \frac{\text{Desvio Padrão da concentração radioativa medida no fundo}}{\text{concentração radioativa medida no fundo}} \times 100$$

- 9) Comparar os valores calculados nos passos 6,7 e 8 e comparar com os valores de referência. Se ocorrer um aumento dos CRs e CRCs e uma diminuição da VF, confirma-se que a PET/TC apresenta uma boa qualidade de imagem.

Periodicidade

Anual