



INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA



Instituto Superior de Engenharia de Lisboa
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Avaliação qualitativa e quantitativa da imagem SPECT com recurso a fantomas: Estudo em diferentes modelos de Câmara Gama

Maria Inês Rebelo Gonçalves

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de
Mestre em Engenharia Biomédica

Orientadores

Lina da Conceição Capela de Oliveira Vieira (ESTeSL/IPL)
Rui Miguel Carreiro Mota Parafita (Champalimaud Clinical Centre, Champalimaud
Foundation/CUF Descobertas)

Setembro de 2022



INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA



Instituto Superior de Engenharia de Lisboa
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Avaliação qualitativa e quantitativa da imagem SPECT com recurso a fantasmas: Estudo em diferentes modelos de Câmara Gama

Maria Inês Rebelo Gonçalves

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de
Mestre em Engenharia Biomédica

Orientadores

Lina da Conceição Capela de Oliveira Vieira (ESTeSL/IPL)
Rui Miguel Carreiro Mota Parafita (Champalimaud Clinical Centre, Champalimaud
Foundation/CUF Descobertas)

Júri

Presidente: António Jorge Duarte de Castro Silvestre (ISEL/IPL)

Vogais: Nuno David Sousa Chichorro Fonseca Ferreira (Faculdade de Medicina
da Universidade de Coimbra)

Tatiane Sabriela Cagol Camozzato (Instituto Federal de Educação,
Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, Brasil)

Lina da Conceição Capela de Oliveira Vieira (ESTeSL/IPL)

Setembro de 2022

Agradecimentos

No decorrer desta jornada, e por detrás de todo o trabalho descrito na presente dissertação, esteve um conjunto de pessoas, profissionais e instituições que se dedicaram e contribuíram para o culminar deste projeto, aos quais devo o meu profundo agradecimento:

Primeiramente, agradeço aos meus orientadores. À Professora Doutora Lina Vieira, da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, de quem partiu a ideia e plano base para concretização dos objetivos deste projeto, agradeço o incentivo, a confiança em mim depositada e todas as trocas de ideias que em muito beneficiaram este trabalho. Agradeço também o facto de me ter proporcionado conhecer e trabalhar com os excelentes profissionais que integraram este projeto. Ao Mestre Rui Parafita, Especialista em Física Médica no Serviço de Medicina Nuclear – Radiofarmacologia da Fundação Champalimaud, que conduziu todo o trabalho, e cuja sabedoria me valeu preciosos esclarecimentos científicos, agradeço todo o auxílio prestado, desde a estruturação da metodologia, passando pela preparação dos fantasmas, até à análise e interpretação dos resultados obtidos. A orientação, disponibilidade e apoio a par das sugestões e conhecimentos que me transmitiram ao longo de todo o projeto, desde a formulação do estudo até à revisão final da dissertação, foram imprescindíveis para a génese deste trabalho.

Quero expressar o meu especial agradecimento e profundo reconhecimento pelo empenho do Mestre Mauro Costa, Físico Médico no Serviço de Medicina Nuclear - Radiofarmacologia da Fundação Champalimaud, que me acompanhou e orientou do início ao fim do projeto, pela generosa partilha dos seus conhecimentos relativamente ao *software 3D Slicer*, fundamentais para o trabalho prático envolvido no estudo, pela paciência e tempo despendido em todas as fases do trabalho e por ter estado sempre disponível para ouvir as minhas dúvidas e incertezas. Serei sempre grata pelo apoio, esforço e dedicação demonstrados no decorrer deste trabalho.

À Fundação Champalimaud, na pessoa do Professor Doutor Durval Costa, diretor do Serviço de Medicina Nuclear – Radiofarmacologia, por ter disponibilizado o fantoma NEMA IEC Body para as experiências realizadas neste estudo. Agradeço-lhe, ainda, assim como ao Doutor Francisco Oliveira, Investigador na Fundação Champalimaud, as críticas e sugestões que culminaram em valiosos contributos para o presente trabalho e para a minha aprendizagem. Ao Doutor Paulo Ferreira, Físico na Fundação Champalimaud, pelo esclarecimento de questões que foram surgindo no decorrer deste estudo, agradeço toda a ajuda prestada. Agradeço a toda a equipa desta prestigiada instituição que tão bem me recebeu, pela sua disponibilidade e simpatia.

A todos os Técnicos de Medicina Nuclear dos serviços que foram a casa deste projeto, pela cooperação na aquisição dos estudos SPECT que foram alvo de estudo, em especial aos Técnicos Coordenadores Ana Geão e Edgar Pereira, pelos contributos e tempo dispensado nas aquisições e nos vários processamentos solicitados ao longo do trabalho.

À Doutora Amália Nogueira, por se ter prontificado a ouvir a ideia e os objetivos deste projeto e me transmitir o seu parecer face aos mesmos.

À Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, por me ter cedido o fantoma Jaszczak, sem o qual as experiências realizadas não seriam possíveis, e ao Instituto Superior de Engenharia de Lisboa, na pessoa da Professora Doutora Cecília Calado, coordenadora do Mestrado em Engenharia Biomédica, por me ter transmitido conhecimentos que se mostraram valiosos quer no processo de revisão bibliográfica quer na redação desta dissertação. Agradeço, também, a todos os professores deste mestrado por enriquecerem a minha aprendizagem ao longo dos últimos dois anos.

Aos meus colegas do Mestrado em Engenharia Biomédica, pela partilha de conhecimentos ao longo do curso e, em especial, aos que se tornaram amigos, pelos desabafos, solidariedade e apoio mútuo nas fases mais desafiantes deste percurso e, particularmente, nesta reta final que tantas vezes pareceu infindável.

E, apresentando-se esta dissertação como o fechar de mais um capítulo da minha vida, não posso deixar de expressar o meu sincero agradecimento àqueles que estiveram sempre presentes e que foram a minha maior motivação até aqui:

Aos meus pais, por tudo o que são e por tudo o que fazem para e por mim, por me darem a oportunidade de estudar, por me incentivarem sempre a dar o meu melhor, pela compreensão, apoio e por todos os sábios conselhos e ensinamentos que me transmitiram em todas as fases da minha vida, que me possibilitaram chegar até aqui. Agradecer-vos nunca será o suficiente, ainda que o faça com o coração repleto de gratidão.

Ao meu querido irmão, que é para mim uma inspiração e o amor mais puro que existe. Obrigada por seres a personificação da alegria e por me fazeres rir nos momentos menos risonhos e, ao mesmo tempo, por inculcasses em mim o sentido de responsabilidade ao tornares-me na tua referência.

Ao meu namorado, por todo o apoio, carinho e amor dedicados e pelo companheirismo e presença sempre atenta ao longo do meu percurso pessoal e académico. Obrigada pela acrescida paciência e compreensão nesta fase, pelas longas conversas sobre temas que te esforçaste para entender e, sobretudo, por teres sempre uma palavra de incentivo.

À minha família e amigos, por me lembrarem que estarão sempre à distância de uma chamada, por compreenderem os meus períodos de isolamento e pelos momentos que me permitiram abstrair deste trabalho para, depois, o poder retomar com mais ânimo.

A todos aqueles que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho final de mestrado, o meu muito obrigada.

A Tomografia Computorizada por Emissão de Fóton Único (SPECT, do acrónimo em inglês *Single Photon Emission Computed Tomography*) é uma modalidade de aquisição de imagem em Medicina Nuclear (MN), sensível para a avaliação e quantificação dos processos fisiológicos dos pacientes. No entanto, existem diferentes fatores que afetam, qualitativa e quantitativamente, as imagens SPECT e, conseqüentemente, a confiabilidade dos dados. São necessários mais estudos relativamente à qualidade de imagem proporcionada por diferentes equipamentos, dado que se tem verificado um grau de variabilidade subjacente ao desempenho intrínseco de sistemas do mesmo ou de diferentes fabricantes, e uma vez que as diferentes configurações das Câmaras Gama (CG) e dos protocolos de aquisição e reconstrução utilizados podem levar à heterogeneização de resultados.

O presente trabalho teve como principal objetivo comparar qualitativa e quantitativamente as imagens SPECT obtidas em três CG de três serviços de MN de Lisboa e Vale do Tejo com recurso aos fantasmas Jaszczak e NEMA IEC Body, preenchidos com solução homogénea de Tecnécio-99m (^{99m}Tc).

Efetuar-se-á aquisições, em cada CG, seguindo os protocolos utilizados na prática clínica do respetivo serviço e as imagens foram analisadas e comparadas em termos de resolução espacial, sensibilidade, ruído e contraste (percentagem e recuperação). Posteriormente, os parâmetros de processamento e reconstrução foram harmonizados, de forma a avaliar o seu impacto na uniformização de resultados.

Com os protocolos clínicos, as imagens adquiridas com as três CG apresentaram diferenças em termos de resolução espacial, percentagem de ruído e de contraste, sendo que a maior diferença foi verificada a nível da quantificação, dado que a recuperação de contraste média alcançou variabilidades de 0,17 e 0,28, para diferentes concentrações de atividade. Esta variabilidade foi reduzida para 0,09 e 0,08, após alteração dos parâmetros de reconstrução de uma das CG em estudo.

Considera-se o presente estudo como mais um passo necessário para a avaliação e interpretação das diferenças verificadas entre imagens adquiridas em diferentes modelos de CG, num ambiente multicêntrico. Concluiu-se que CG de diferentes fabricantes demonstraram a maior heterogeneização de resultados, contudo, eliminando possíveis fontes de variação é possível reduzir as diferenças verificadas entre sistemas.

Palavras-chave: Quantificação em Imagem SPECT, Resolução Espacial, Sensibilidade, Ruído, Contraste.

Abstract

Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) is a Nuclear Medicine (NM) imaging method, sensitive for the evaluation and quantification of physiological processes in patients. However, there are different factors that affect, qualitatively and quantitatively, the SPECT images and, consequently, the reliability of the data. Thus, further studies are needed regarding the quality of the image provided by different systems, since there has been a degree of variability underlying the intrinsic performance of systems from the same or different manufacturers, and because different Gamma Camera (GC) configurations and different acquisition and reconstruction protocols may lead to heterogeneous results.

The main objective of this study was to compare qualitatively and quantitatively SPECT images acquired in three GC from three NM centres in Lisbon and Tagus Valley, using the Jaszczak and NEMA IEC Body phantoms, filled with homogeneous solution of Technetium-99m.

Acquisitions were performed in each GC, following the protocols used in clinical practice of the respective NM centre, and the images were analysed and compared in terms of spatial resolution, sensitivity, noise, and contrast (percent and recovery). Subsequently, the processing and reconstruction parameters were harmonised to assess their impact on the standardisation of results.

With the clinical protocols, the images acquired with the three GCs showed differences in terms of spatial resolution, noise, and contrast percentage, with the greatest difference being observed in the quantitative accuracy, since the mean contrast recovery has achieved variabilities of 0.17 and 0.28, for different activity concentrations. The inter-system variability was reduced to 0.09 and 0.08 after changing the reconstruction parameters of one of the GCs under study.

This study represents a necessary step for the assessment and interpretation of the differences observed between images acquired with different GC models, in a multicentre study. It was concluded that GCs from different manufacturers demonstrated the greatest heterogeneity of results, however, eliminating possible sources of variation it is possible to reduce the differences observed between systems.

Keywords: Quantitative SPECT, Spatial Resolution, Sensitivity, Noise, Contrast.

Índice geral

Agradecimentos	i
Resumo	iii
Abstract	iv
Índice geral	v
Índice de tabelas	viii
Índice de figuras	ix
Lista de abreviaturas, siglas e acrónimos	xii
1. Introdução	1
1.1. Enquadramento e motivação	1
1.2. Objetivos	2
1.3. Estrutura da dissertação.....	2
2. Fundamentos da Tomografia de Emissão de Fóton Único	3
2.1. Introdução.....	3
2.2. Radiofármacos usados nos estudos SPECT	4
2.3. Câmara Gama	6
2.4. Princípio de aquisição de imagem SPECT	8
3. Reconstrução de imagem SPECT	11
3.1. Métodos de reconstrução analíticos.....	12
3.1.1. Retroprojeção simples	12
3.1.2. Retroprojeção filtrada.....	13
3.2. Métodos de reconstrução iterativos	15
3.2.1. Maximização do valor expectável da máxima verossimilhança (MLEM)	16
3.2.2. Maximização do valor expectável dos subconjuntos ordenados (OSEM)	17
4. Qualidade de imagem SPECT	19
4.1. Caracterização da qualidade de imagem	19
4.1.1. Resolução espacial	19
4.1.2. Sensibilidade	20
4.1.3. Ruído	21
4.1.4. Contraste.....	21
4.2. Fatores que influenciam a qualidade de imagem.....	21
4.2.1. Resolução do sistema de deteção	22
4.2.2. Efeito de volume parcial.....	23
4.2.3. Atenuação.....	24
4.2.4. Dispersão de Compton	25

4.3.	Correção das fontes de degradação da qualidade de imagem	27
4.3.1.	Correção da atenuação.....	27
4.3.2.	Correção da dispersão	28
4.3.3.	Correção do efeito de volume parcial.....	30
5.	Controvérsias na avaliação de imagens SPECT	32
6.	Materiais e métodos.....	36
6.1.	Fantomas	36
6.1.1.	Preparação dos fantomas	37
6.2.	Câmaras Gama	38
6.2.1.	Crítérios de inclusão.....	38
6.3.	Variáveis em estudo	39
6.4.	Aquisição dos estudos SPECT	39
6.5.	Aquisição de estudos CT.....	40
6.6.	Reconstrução e processamento dos estudos SPECT	41
6.7.	Estudos com correção de atenuação	42
6.8.	Análise qualitativa e quantitativa de imagem SPECT	43
6.8.1.	Resolução espacial	43
6.8.2.	Sensibilidade	43
6.8.3.	Ruído	45
6.8.4.	Contraste.....	46
6.8.5.	Determinação da variabilidade entre câmaras gama	48
7.	Resultados	49
7.1.	Fase 1 – Protocolos clínicos	49
7.1.1.	Análise qualitativa - Resolução espacial	49
7.1.2.	Sensibilidade	50
7.1.3.	Ruído	51
7.1.4.	Percentagem de contraste	51
7.1.5.	Recuperação de contraste	53
7.2.	Estudos com correção de atenuação	56
7.2.1.	Sensibilidade	56
7.2.2.	Ruído	56
7.2.3.	Percentagem de contraste	57
7.2.4.	Recuperação de contraste	59
7.3.	Fase 2 – Protocolos harmonizados	61
7.3.1.	Análise qualitativa - Resolução espacial	61
7.3.2.	Sensibilidade	63

7.3.3.	Ruído	64
7.3.4.	Percentagem de contraste	65
7.3.5.	Recuperação de contraste	67
7.3.6.	Variabilidade de resultados entre Câmaras Gama.....	70
8.	Discussão	75
9.	Conclusões.....	81
10.	Limitações do estudo e perspectivas futuras.....	82
11.	Referências bibliográficas.....	83
Apêndices		89
Apêndice 1.....		89
Apêndice 2.....		91
Apêndice 3.....		93
Apêndice 4.....		97

Índice de tabelas

Tabela 1 – Radionuclídeos e respectivos exemplos de radiofármacos usados em estudos SPECT.....	5
Tabela 2 – Estudos que evidenciam a existência de variabilidade na qualidade de imagens SPECT obtidas com diferentes equipamentos/protocolos.....	35
Tabela 3 – Características das CG incluídas no estudo, com colimador LEHR.	38
Tabela 4 – Parâmetros de aquisição dos estudos SPECT.....	40
Tabela 5 – Parâmetros de aquisição dos estudos CT.....	41
Tabela 6 – Parâmetros de reconstrução e processamento dos estudos SPECT.	41
Tabela 7 – Parâmetros de reconstrução e processamento uniformizados para as três CG.	42
Tabela 8 – Taxa de contagens por unidade de atividade radioativa, determinadas para as aquisições efetuadas em cada CG, de acordo com os parâmetros de aquisição e reconstrução do respectivo serviço de MN, para diferentes atividades de ^{99m} Tc.	50
Tabela 9 – Percentagem média de ruído das imagens SPECT obtidas com cada CG, de acordo com os parâmetros de aquisição e reconstrução do respectivo serviço de MN, para diferentes atividades de ^{99m} Tc.	51
Tabela 10 – Valores de sensibilidade determinados para as aquisições efetuadas com as CG Philips BrightView e GE NM/CT 850, sem e com correção de atenuação, para diferentes atividades de ^{99m} Tc.	56
Tabela 11 – Percentagem média de ruído das imagens SPECT obtidas com as CG Philips BrightView e GE NM/CT 850, sem e com correção de atenuação, para diferentes atividades de ^{99m} Tc.....	57
Tabela 12 – Valores de sensibilidade determinados para as imagens reconstruídas e processadas com os diferentes parâmetros estipulados nos protocolos clínicos e protocolos 1 e 2.....	63
Tabela 13 – Percentagem de ruído médio das imagens reconstruídas e processadas com os diferentes parâmetros estipulados nos protocolos clínicos e protocolos 1 e 2.	64

Índice de figuras

Figura 1 – Etapas de um estudo por tomografia de emissão.	3
Figura 2 – Planos ortogonais: axial, sagital e coronal.	4
Figura 3 – Esquema de um detetor da CG.	6
Figura 4 – Esquema do cristal cintilador acoplado ao PMT.	7
Figura 5 – Analisador de altura de pulso. O PHA apenas aceita os pulsos que estiverem dentro da janela de energia.	8
Figura 6 – Rotação da gantry em torno do eixo longitudinal do paciente. (a) CG de cabeça dupla, com os detetores a 180.º (posições opostas); (b) aquisição de múltiplas projeções angulares.	8
Figura 7 – Sistemas SPECT com diferentes configurações. (a) 1 detetor; (b) 2 detetores ortogonais; (c) 2 detetores opostos; (d) 3 detetores; (e) 4 detetores; (f) múltiplos detetores.	9
Figura 8 – (a) Construção de um sinograma representando uma fatia obtida a partir das projeções, de uma amostra resultante de um arco de rotação de 180.º em torno do paciente; (b) sinograma completo, com todas as projeções.	10
Figura 9 – (a) Perfil de projeção para uma linha do detetor; (b) representação do sistema de coordenadas (t,s).	11
Figura 10 – Reconstrução por retroprojeção simples. (a) Perfis de projeção de uma fonte pontual de radioatividade para diferentes ângulos de projeção; (b) retroprojeção para cada elemento de projeção e para cada ângulo adquirido.	12
Figura 11 – Passos da reconstrução por Retroprojeção Filtrada.	14
Figura 12 – Funções dos filtros Shepp-Logan, Hamming, Hann e Parzen.	14
Figura 13 – Exemplo de filtro passa-banda, utilizado na FBP, obtido pela multiplicação dos filtros Rampa e Butterworth.	15
Figura 14 – Esquema representativo do processo de reconstrução iterativa.	16
Figura 15 – Exemplo do aumento do nível de ruído com o incremento do número de iterações. Reconstrução tomográfica de um estudo de SPECT óssea (^{99m} Tc), por OSEM com 4 subconjuntos e número de iterações crescente: (a) 4; (b) 8; (c) 16; (d) 64.	18
Figura 16 – Avaliação da resolução espacial: (a) através da FWHM da LSF; (b) utilizando um fantoma de barras.	20
Figura 17 – Efeito de volume parcial. (a) Cilindros de diferentes diâmetros (48 – 6 mm) com a mesma concentração de atividade; (b) simulação das imagens obtidas numa CG com FWHM de 12 mm; (c) contagens demonstrando uma concentração aparente que vai diminuindo à medida que o tamanho dos objetos diminui.	24
Figura 18 – Efeito de atenuação em função da espessura de tecido que o fóton gama tem de percorrer até alcançar o detetor.	25
Figura 19 – Dispersão de Compton.	26
Figura 20 – Modelo Bilinear, usado para converter HU em coeficientes de atenuação linear para energias específicas de radionuclídeos. Exemplo da conversão de HU obtidos de feixes de três diferentes energias em kV (CT) para 140 keV (SPECT).	28
Figura 21 – Método DEW. (a) definição das janelas de energia (w_d e w_1); (b) espectro de energia do ^{99m} Tc, com a contribuição da radiação dispersa ($\gamma_{dispersos}$) e dos fótons primários ($\gamma_{primários}$).	29
Figura 22 – Deluxe Jaszczak Phantom™. (a) Secção uniforme do fantoma; (b) esferas “frias”; (c) secção de rods.	36
Figura 23 – NEMA IEC Body Phantom Set™.	37
Figura 24 – Posicionamento dos fantasmas para aquisição de imagem SPECT. (a) Posição do fantoma Jaszczak na CG; (b) posição do fantoma NEMA na CG.	40

Figura 25 – Rods constituintes do fantoma Jaszczak, utilizadas para determinação da resolução espacial.	43
Figura 26 – Máscaras elaboradas nas imagens CT do fantoma Jaszczak, nos planos axial, coronal e sagital. (a) VOI cilíndrica no volume total do fantoma; (b) VOI cilíndrica na secção uniforme do fantoma; (c) VOI cilíndrica na secção que contém as rods “frias”.	44
Figura 27 – Máscaras aplicadas às imagens SPECT do Jaszczak para determinação da taxa de contagens por unidade de atividade nas diferentes secções do fantoma: (a) volume total; (b) secção uniforme; (c) secção que contém as rods “frias”.	45
Figura 28 – Exemplo da segmentação efetuada nas imagens do Jaszczak para determinação do contraste. (a) máscara elaborada na CT; (b) máscara aplicada à SPECT.	46
Figura 29 – Exemplo da segmentação efetuada nas imagens do NEMA para determinação da recuperação de contraste. (a) máscara elaborada na CT; (b) máscara aplicada à SPECT com aplicação do threshold nas esferas.	47
Figura 30 – Imagens SPECT do fantoma Jaszczak, para avaliação da resolução espacial de cada CG, seguindo os parâmetros de aquisição e reconstrução utilizados na prática clínica do respetivo serviço de MN, para diferentes atividades de ^{99m}Tc	49
Figura 31 – Percentagem de contraste em função do diâmetro da esfera para cada CG, para diferentes atividades de ^{99m}Tc . (a) Philips BrightView; (b) GE NM/CT 850; (c) GE Infinia II.	52
Figura 32 – Comparação da percentagem de contraste em função do diâmetro da esfera em diferentes CG, para atividades de (a) 370 e (b) 740 MBq.	53
Figura 33 – Coeficientes de recuperação de contraste, médios e máximos, em função do diâmetro da esfera para cada CG, para diferentes atividades de ^{99m}Tc . (a-b) Philips BrightView; (c-d) GE NM/CT 850; (e-f) GE Infinia II.	54
Figura 34 – Comparação da recuperação de contraste em função do diâmetro da esfera em diferentes CG, para atividades de (a-b) 370 e (c-d) 740 MBq.	55
Figura 35 – Percentagem de contraste em função do diâmetro da esfera para as imagens adquiridas nas CG Philips BrightView e GE NM/CT, sem e com correção de atenuação para diferentes atividades de ^{99m}Tc . (a) Philips BrightView; (b) GE NM/CT 850; (c) comparação entre CG com CA (CT) para 370 MBq; (d) comparação entre CG com CA (CT) para 740 MBq.	58
Figura 36 – Coeficientes de recuperação de contraste, médios e máximos, em função do diâmetro da esfera para as imagens adquiridas nas CG Philips BrightView e GE NM/CT, antes e após a correção de atenuação, para diferentes atividades de ^{99m}Tc . (a-b) Philips BrightView; (c-d) GE NM/CT 850.	59
Figura 37 – Comparação da recuperação de contraste em função do diâmetro da esfera para as imagens adquiridas nas CG Philips BrightView e GE NM/CT 850, após a correção de atenuação, para atividades de (a-b) 370 e (c-d) 740 MBq.	60
Figura 38 – Imagens SPECT do fantoma Jaszczak, para avaliação da resolução espacial da Philips BrightView, seguindo os parâmetros de reconstrução e processamento utilizados na prática clínica e nos protocolos 1 e 2, para diferentes atividades de ^{99m}Tc	61
Figura 39 – Imagens SPECT do fantoma Jaszczak, para avaliação da resolução espacial da GE NM/CT 850, seguindo os parâmetros de reconstrução e processamento utilizados na prática clínica e nos protocolos 1 e 2, para diferentes atividades de ^{99m}Tc	62
Figura 40 – Imagens SPECT do fantoma Jaszczak, para avaliação da resolução espacial da GE Infinia II, seguindo os parâmetros de reconstrução e processamento utilizados na prática clínica e nos protocolos 1 e 2, para diferentes atividades de ^{99m}Tc	63
Figura 41 – Percentagem de contraste das imagens adquiridas com a Philips BrightView, em função do diâmetro da esfera, para os diferentes protocolos de reconstrução e processamento, para atividades de (a) 370 MBq e (b) 740 MBq.	65

Figura 42 – Percentagem de contraste das imagens adquiridas com a GE NM/CT 850, em função do diâmetro da esfera, para os diferentes protocolos de reconstrução e processamento, para atividades de (a) 370 MBq e (b) 740 MBq.....	66
Figura 43 – Percentagem de contraste das imagens adquiridas com a GE Infinia II, em função do diâmetro da esfera, para os diferentes protocolos de reconstrução e processamento, para atividades de (a) 370 MBq e (b) 740 MBq.....	66
Figura 44 – Recuperação de contraste das imagens adquiridas com a Philips BrightView, em função do diâmetro da esfera, para os diferentes protocolos de reconstrução e processamento, para atividades de (a-b) 370 MBq e (c-d) 740 MBq.	67
Figura 45 – Recuperação de contraste das imagens adquiridas com a GE NM/CT 850, em função do diâmetro da esfera, para os diferentes protocolos de reconstrução e processamento, para atividades de (a-b) 370 MBq e (c-d) 740 MBq.	68
Figura 46 – Recuperação de contraste das imagens adquiridas com a GE Infinia II, em função do diâmetro da esfera, para os diferentes protocolos de reconstrução e processamento, para atividades de (a-b) 370 MBq e (c-d) 740 MBq.	69
Figura 47 – Variabilidade da sensibilidade entre CG, para diferentes protocolos de reconstrução e processamento das imagens adquiridas com os protocolos clínicos, para atividades de (a) 370 MBq e (b) 740 MBq.....	70
Figura 48 – Variabilidade da percentagem de ruído entre CG, para diferentes protocolos de reconstrução e processamento das imagens adquiridas com os protocolos clínicos, para atividades de (a) 370 MBq e (b) 740 MBq.	71
Figura 49 – Variabilidade da percentagem de contraste entre CG, em função do diâmetro das esferas, para diferentes protocolos de reconstrução e processamento das imagens adquiridas com os protocolos clínicos, para atividades de (a) 370 MBq e (b) 740 MBq.	72
Figura 50 – Variabilidade dos coeficientes de recuperação de contraste médios (a) e máximos (b) entre CG, em função do diâmetro das esferas, para diferentes protocolos de reconstrução e processamento das imagens adquiridas com os protocolos clínicos, para 370 MBq de ^{99m} Tc.....	73
Figura 51 – Variabilidade dos coeficientes de recuperação de contraste médios (a) e máximos (b) entre CG, em função do diâmetro das esferas, para diferentes protocolos de reconstrução e processamento das imagens adquiridas com os protocolos clínicos, para 740 MBq de ^{99m} Tc.....	74

Lista de abreviaturas, siglas e acrónimos

¹³³Ba – Bário 133	GTM – <i>Geometric Transfer Matrix</i>
¹⁸F-FDG - Fluorodesoxiglicose	HU – <i>Hounsfield Units</i>
⁶⁷Ga – Gálio 67	IEC – <i>International Electrotechnical Commission</i>
¹²³I – Iodo 123	IMC – Índice De Massa Corporal
¹³¹I – Iodo 131	keV – Kilo eletrão Volt
¹¹¹In – Índio 111	kV – Kilovolt
¹⁷⁷Lu – Lutécio 177	LEHR – <i>Low Energy High Resolution</i>
⁹⁹Mo – Molibdénio 99	LSF – <i>Line Spread Function</i>
^{99m}Tc – Tecnécio 99 metaestável	mA – Miliampere
²⁰¹Tl – Tálíio 201	MAD – <i>Median Absolute Deviation</i>
1D – Unidimensional	MBq – Mega Becquerel
2D – Bidimensional	MeV – Mega eletrão Volt
3D – Tridimensional	mL – Mililitro
Bq – Becquerel	MLEM – <i>Maximum Likelihood Expectation Maximisation</i>
BV – <i>Background Variability</i>	mm – Milímetro
CA – Correção de Atenuação	MN – Medicina Nuclear
CDR – <i>Collimator-Detector Response</i>	NaI (TI) – Iodeto de Sódio ativado com Tálíio
CG – Câmara Gama	NEMA – <i>National Electrical Manufacturers Association</i>
cm³ – Centímetros cúbicos	NIST – <i>National Institute of Standards and Technology</i>
CNR – <i>Contrast-to-Noise Ratio</i>	OSEM – <i>Ordered Subsets Expectation Maximisation</i>
Cps – Contagens por segundo	PET – <i>Positron Emission Tomography</i>
CR – <i>Contrast Recovery</i>	PHA – <i>Pulse-Height Analyzer</i>
CRD – Correção da Radiação Dispersa	PMTs – <i>Photomultiplier Tubes</i>
CT – <i>Computed Tomography</i>	PSF – <i>Point Spread Function</i>
DEW – <i>Dual-Energy-Window</i>	PVE – <i>Partial Volume Effect</i>
EANM – <i>European Association of Nuclear Medicine</i>	RC – <i>Recovery Coefficient</i>
FBP – <i>Filtered Backprojection</i>	
FOV – <i>Field of View</i>	
FWHM – <i>Full-Width at Half Maximum</i>	

ROI – *Region of Interest*

SNR – *Signal-to-Noise Ratio*

SPECT – *Single Photon Emission Computed Tomography*

TEW – *Triple-Energy-Window*

TF – *Transformada de Fourier*

VOI – *Volume of Interest*

1.1. Enquadramento e motivação

A Tomografia Computorizada por Emissão de Fotão Único é uma modalidade de aquisição de imagem muito utilizada em Medicina Nuclear Convencional (1), que permite obter imagens tridimensionais (3D) da distribuição de radionuclídeos, sendo sensível para a avaliação e quantificação dos processos fisiológicos dos pacientes (2). Assim, é fundamental garantir a aquisição de imagens com o máximo rigor para fins de diagnóstico (por exemplo, para identificar a localização exata de um tumor), estadiamento e avaliação da resposta à terapêutica, sendo de grande importância estudar os diferentes fatores que afetam, qualitativa e quantitativamente, as imagens SPECT (1).

A avaliação qualitativa da imagem SPECT depende de uma interpretação visual, estando dependente da habilidade/experiência do observador, assim como da complexidade do sistema visual humano, pelo que consiste num método subjetivo de caracterização da qualidade de imagem. Por outro lado, a avaliação quantitativa da imagem engloba métodos objetivos de caracterização da sua qualidade, dado que tem por base medições, por exemplo, da percentagem de ruído e de contraste da imagem SPECT (3). Contudo, existem vários fatores que degradam a qualidade de imagem e, conseqüentemente, a confiabilidade dos dados quantitativos, podendo agrupar-se em fatores instrumentais (associados ao desempenho dos componentes do equipamento), fatores físicos (resultado da interação entre a radiação e a matéria) e fatores fisiológicos (associados à biologia e fisiologia do paciente) (4).

Apesar de, nas últimas décadas, se ter assistido a uma crescente preocupação com a qualidade de imagem SPECT, quer qualitativamente quer quantitativamente, e conseqüentemente com o desenvolvimento de métodos de correção dos fatores que degradam a qualidade de imagem, a adoção clínica destes métodos, na comparação de imagens de Medicina Nuclear obtidas a partir de diferentes Câmaras Gama, tem sido lenta (5). Assim, embora a instrumentação inerente às CG não tenha sofrido alterações significativas ao longo dos anos, são necessários mais estudos no que respeita à qualidade de imagem proporcionada por diferentes equipamentos, no sentido em que se tem verificado um grau de variabilidade subjacente ao desempenho intrínseco de sistemas do mesmo ou de diferentes fabricantes (6), o que pode representar uma influência significativa em procedimentos diagnósticos, dado que as diferentes configurações das CG e dos protocolos de aquisição, reconstrução e pós-processamento utilizados, podem levar a resultados distintos que, à partida, deveriam ser idênticos (7). Deste modo, com vista a garantir que se obtêm dados de imagem SPECT comparáveis, é fundamental a harmonização de protocolos e diretrizes de procedimentos entre diferentes equipamentos de CG.

Com o intuito de avaliar a precisão quantitativa e a variabilidade entre sistemas SPECT, têm sido efetuados estudos com recurso a fantasmas (8). O fantoma Jaszczak, adotado pelo *American College of Radiology*, fornece informações de desempenho para qualquer sistema SPECT (9), na medida em que possibilita estudar propriedades como contraste, resolução espacial, ruído e sensibilidade (10). O fantoma NEMA IEC Body, desenvolvido de acordo com as recomendações da *International Electrotechnical Commission* (IEC) e adaptado pela *National Electrical Manufacturers Association* (NEMA), produz imagens que simulam as que seriam obtidas num estudo de varrimento corporal, sendo que a qualidade de imagem é avaliada pelo cálculo do contraste e dos rácios de variabilidade de fundo, permitindo estimar a precisão da quantificação da concentração de radioatividade num volume uniforme de interesse no interior do fantoma (11,12).

1.2. Objetivos

O presente trabalho tem como principal finalidade comparar qualitativa e quantitativamente as imagens SPECT obtidas em três CG de três serviços de MN, com recurso aos fantasmas Jaszczak e NEMA IEC Body.

De modo a alcançar o propósito desta dissertação, definiram-se os seguintes objetivos intermédios:

- Adquirir imagens SPECT com os fantasmas anteriormente mencionados, em três CG, seguindo os protocolos de aquisição do respetivo serviço de MN;
- Reconstruir e processar todas as imagens SPECT, de acordo com os protocolos de reconstrução e processamento do respetivo serviço de MN;
- Avaliar a qualidade de imagem SPECT de todos os estudos reconstruídos com o fantoma Jaszczak, em termos de resolução espacial, sensibilidade, ruído e contraste;
- Avaliar a qualidade de imagem SPECT de todos os estudos reconstruídos com o fantoma NEMA IEC Body, em termos de recuperação de contraste, através da determinação de rácios de contagens entre as diferentes esferas e o fundo;
- Comparar os resultados obtidos, em relação à qualidade de imagem, nas diferentes CG;
- Repetir o processo com protocolos de reconstrução e processamento uniformizados;
- Contribuir para a produção de dados consistentes na análise da qualidade das imagens SPECT.

Neste sentido, de forma a direcionar este estudo, formulou-se a seguinte questão de investigação: *Será que a imagem SPECT obtida com recurso aos fantasmas Jaszczak e NEMA IEC Body, para a mesma atividade de Tecnécio-99m, apresenta idêntica qualidade de imagem em diferentes modelos de Câmara Gama, em termos de resolução espacial, sensibilidade, ruído e contraste?*

1.3. Estrutura da dissertação

A presente dissertação encontra-se estruturada em dez capítulos principais.

O primeiro capítulo corresponde à Introdução, onde inicialmente é feito um enquadramento do tema, justificando a pertinência da realização deste estudo. Ainda no capítulo inicial, são apresentados os objetivos do trabalho desenvolvido.

Os três capítulos seguintes referem-se à fundamentação teórica, incluindo os conceitos e princípios fundamentais da tomografia de emissão, assim como os métodos de reconstrução e caracterização da qualidade de imagem SPECT, que são conteúdos essenciais à compreensão do tema desta investigação.

No quinto capítulo, onde é evidenciado o estado da arte, apresentam-se as controvérsias encontradas por outros autores relativamente à análise das imagens obtidas com diferentes equipamentos de CG, assim como a influência dos protocolos de aquisição e reconstrução na qualidade da imagem SPECT.

No capítulo seis especificam-se os materiais e métodos aplicados no âmbito deste estudo.

No capítulo sete são evidenciados todos os resultados obtidos ao longo de cada fase do trabalho e são, seguidamente, discutidos no capítulo oito. As conclusões do presente estudo encontram-se no capítulo nove.

Por fim, segue-se o capítulo dez, no qual se apresentam as limitações do presente trabalho e as perspetivas futuras associadas ao mesmo.

2. Fundamentos da Tomografia de Emissão de Fóton Único

2.1. Introdução

Entende-se por tomografia de emissão uma modalidade da imagem médica, pertencente à MN, que engloba essencialmente a Tomografia por Emissão de Positrões (PET, do acrónimo em inglês *Positron Emission Tomography*) e a SPECT. Estas técnicas recorrem a radiofármacos, ou seja, substâncias químicas marcadas com isótopos radioativos que possuem afinidade fisiológica ou bioquímica com estruturas do organismo humano, para obter imagens com informação sobre as propriedades fisiológicas do corpo, podendo ser usadas para detetar tumores, por exemplo (13).

Os estudos por tomografia de emissão envolvem várias etapas, desde a produção do radiofármaco até à análise e interpretação dos dados finais. Após a sua produção, o radiofármaco é administrado ao paciente, normalmente por injeção e, posteriormente, procede-se à aquisição de imagem, sendo que o tempo decorrente entre estas duas etapas depende da farmacocinética do radiofármaco e do objetivo do estudo em questão. O isótopo radioativo com o qual o radiofármaco foi marcado emite radiação gama como resultado do decaimento radioativo e, à medida que essa radiação é emitida, os raios gama são detetados pelo sistema, que gira em torno do paciente, adquirindo imagens da distribuição do radiofármaco em diferentes ângulos (13). Seguem-se os processos de reconstrução, correção e processamento dos dados adquiridos, aprofundados no capítulo 3, e a análise e interpretação das imagens tomográficas. As etapas essenciais a um estudo de tomografia de emissão encontram-se sumarizadas na Figura 1.

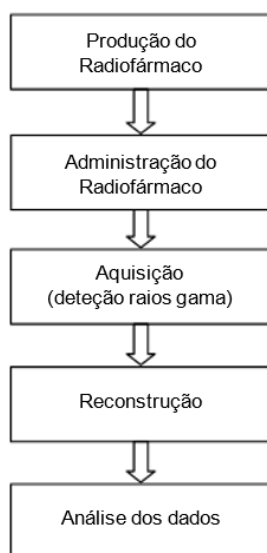


Figura 1 – Etapas de um estudo por tomografia de emissão.
(Fonte: Adaptado de (13))

As duas modalidades de aquisição de imagem anteriormente referidas, PET e SPECT, diferem essencialmente no tipo de emissão e, conseqüentemente, no modo de deteção do decaimento radioativo. Assim, enquanto em PET se utiliza um isótopo emissor de positrão, os estudos SPECT recorrem a radiofármacos marcados com um emissor de fóton único. Ou seja, em PET ocorre emissão de um positrão que, ao aniquilar-se com um eletrão do meio, resulta em dois fótons com sentidos opostos

(aproximadamente a 180°), e em SPECT ocorre a emissão de um fóton gama por cada decaimento radioativo, sendo esta diferença da natureza de emissão simples *versus* dupla que determina o tipo de *hardware* necessário à detecção e localização de cada evento (13).

O âmbito desta dissertação está diretamente relacionado com a tomografia por emissão de fóton único, pelo que este capítulo tratará essencialmente considerações teóricas sobre SPECT.

A SPECT é um método de aquisição de estudos tomográficos que permite obter imagens 3D da distribuição de um radiofármaco, sendo sensível para a avaliação e quantificação dos processos fisiológicos do organismo (2). Esta técnica implica a aquisição de vistas planares do paciente, a partir de diferentes direções, permitindo um elevado número de projeções e, conseqüentemente, através de algoritmos de reconstrução, é possível obter uma imagem tridimensional de cortes do corpo humano. Convencionalmente, estas imagens contemplam três planos ortogonais – axial, sagital e coronal (Figura 2) – sendo que normalmente as imagens axiais são obtidas diretamente da aquisição SPECT e os restantes planos são conseguidos a partir de um conjunto de cortes axiais (14).

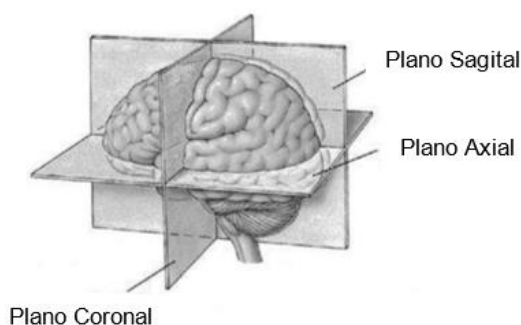


Figura 2 – Planos ortogonais: axial, sagital e coronal.
(Fonte: Adaptado de (15))

Como referido anteriormente, um estudo SPECT inicia-se com a administração de um radiofármaco, que terá a sua farmacocinética específica e irá acumular-se no sistema a estudar. É também a emissão gerada por este radiofármaco que será detetada no sistema SPECT e que irá gerar a informação que, posteriormente, será processada pelo sistema de reconstrução, originando a imagem clínica final (13).

Neste sentido, nas secções seguintes define-se em que consiste um radiofármaco e quais os mais usados em estudos SPECT, a instrumentação inerente à CG, fundamental à captação e visualização da imagem, assim como o princípio de aquisição de imagem SPECT.

2.2. Radiofármacos usados nos estudos SPECT

O radiofármaco é a base fundamental da MN, podendo definir-se como um composto radioativo, dado que consiste numa substância composta por um vetor fisiológico e um radionuclídeo que pode ser usado em diagnóstico ou terapêutica de determinada patologia (16,17). O vetor fisiológico corresponde a uma molécula orgânica reconhecida pelo organismo, por ser semelhante a alguma substância processada pelo órgão ou tecido que se pretende estudar. O radionuclídeo é o responsável pela emissão da radiação resultante do processo de decaimento radioativo, neste caso sob a forma de radiação gama. Uma percentagem desta radiação irá ser detetada no exterior do corpo e permitirá a obtenção de imagens dos órgãos ou tecidos em que se origine.

Os radiofármacos podem ser classificados em radiofármacos de perfusão e radiofármacos específicos. Os radiofármacos de perfusão são transportados pela corrente sanguínea até ao órgão alvo, já os radiofármacos específicos contêm a molécula biologicamente ativa, que tem como finalidade ligar-se a recetores celulares (18).

O radiofármaco a administrar ao paciente depende do que se pretende estudar, no entanto é necessário ter em conta determinadas características. O período de semidesintegração ($t_{1/2}$) refere-se ao intervalo de tempo que é necessário decorrer para que a radioatividade decaia para metade e, idealmente, deverá ser o menor possível, mas que possibilite a correta biodistribuição do radiofármaco e uma quantidade de fotões detetados favorável à minimização do tempo de aquisição da imagem, sem prescindir da qualidade de imagem mínima clínica. A energia e o tipo de emissão são também fatores a considerar, não devendo ser utilizados radionuclídeos que emitam partículas α ou β , para efeitos de diagnóstico, devido aos danos que estas causam nos tecidos biológicos. Assim, o radiofármaco deverá conter radionuclídeos emissores de raios γ , com energias entre 50 e 300 keV, uma vez que abaixo dos 50 keV os raios γ são absorvidos pelo tecido, não sendo detetados, e acima dos 300 keV a colimação efetiva pode não ser alcançada com os colimadores tradicionais, comprometendo a qualidade da imagem (3,14,17).

Como referido anteriormente, os radionuclídeos utilizados em SPECT são emissores de radiação γ , tais como: Tecnécio-99m (^{99m}Tc), Iodo-123 (^{123}I), Iodo-131 (^{131}I), Gálio-67 (^{67}Ga), Índio-111 (^{111}In) e Tálcio-201 (^{201}Tl) (18,19). A Tabela 1 resume os radionuclídeos usados para marcar os fármacos em estudos SPECT, bem como alguns exemplos dos radiofármacos mais utilizados.

Tabela 1 – Radionuclídeos e respetivos exemplos de radiofármacos usados em estudos SPECT.
(Fonte: Adaptado de [15–17])

Radionuclídeo	Tempo de semidesintegração	Energia	Radiofármacos
^{99m}Tc	6 horas	140 keV	^{99m}Tc -Pertecnetato de sódio ^{99m}Tc -HMPAO ^{99m}Tc -ECD ^{99m}Tc -Tetrafosmina ^{99m}Tc -TRODAT ^{99m}Tc -Mebrofenina
^{123}I	13 horas	159 keV	^{123}I -Ioflupano ^{123}I -Iodeto de sódio
^{131}I	193 horas	364 keV	^{131}I -Iodeto de sódio
^{67}Ga	78 horas	93, 184, 300 keV	^{67}Ga -Citrato de gálio
^{111}In	67 horas	173, 247 keV	^{111}In -DTPA
^{201}Tl	73 horas	135, 167 keV	^{201}Tl -Cloreto de tálcio

Os radiofármacos apresentados na Tabela 1 podem ser divididos de acordo com as suas aplicações clínicas: ^{99m}Tc -Pertecnetato de sódio, ^{123}I -Iodeto de sódio e ^{131}I -Iodeto de sódio são agentes da tiroide, podendo ser aplicados em estudos relacionados com a mesma (carcinoma da tiroide/hipertiroidismo); ^{99m}Tc -HMPAO, ^{99m}Tc -ECD e ^{111}In -DTPA são agentes cerebrais, utilizados na avaliação da função cerebral, sequelas de trombose e estudo do líquido cefalorraquidiano, respetivamente; ^{99m}Tc -Tetrafosmina e ^{201}Tl -Cloreto de tálcio são agentes cardíacos, usados em avaliação da isquemia e necrose tecidual no enfarte do miocárdio e estudos de perfusão do miocárdio; ^{67}Ga -Citrato de gálio é um agente

tumoral, sendo aplicado em diagnósticos de tumores primários (linfomas), localização de doença inflamatória aguda e infeções; ^{99m}Tc -Mebrofenina é um agente hepatobiliar para estudos de captação do fígado, com aplicação na avaliação da função hepática, ductos e vesícula biliar (18); ^{99m}Tc -TRODAT e ^{123}I -Ioflupano são radiofármacos específicos, aplicados a estudos cerebrais, mais concretamente da doença de Parkinson e esquizofrenia, por terem afinidade com os transportadores do neurotransmissor dopamina (18,20).

A maioria dos radiofármacos usados em medicina nuclear convencional são compostos marcados com ^{99m}Tc , o que se deve ao facto das CG estarem otimizadas para as propriedades físicas deste radionuclídeo. O tempo de semidesintegração do ^{99m}Tc de 6 horas é o suficiente para todo o processo inerente à sua preparação, administração e aquisição da imagem SPECT, e permite em simultâneo minimizar o tempo de exposição, do paciente, à radiação. O ^{99m}Tc emite fotões γ com energia adequada à sua deteção (140 keV), sendo facilmente colimados e permitindo a obtenção de imagens com melhor resolução espacial. Além de apresentar uma semidesintegração física e energia ideais para a deteção em CG, o ^{99m}Tc é um radionuclídeo de fácil e rápida obtenção, através dos geradores de $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$ (o Tecnécio-99m é obtido pelo decaimento radioativo do radionuclídeo “pai”, Molibdénio-99) (17,18). Deste modo, o ^{99m}Tc foi o radionuclídeo utilizado neste estudo.

2.3. Câmara Gama

A CG, base instrumental para aquisição de imagem em MN (21), deteta e permite determinar a origem espacial de raios gama emitidos pelos radiofármacos administrados no paciente, permitindo obter uma imagem, através da qual é possível distinguir as zonas de maior e menor concentração de raios gama, frequentemente designadas como zonas “quentes” e zonas “frias”, respetivamente. Este equipamento consiste num conjunto de detetores planares, geralmente dois, acoplados numa *gantry*, permitindo a aquisição simultânea de diferentes planos de determinada região do corpo humano. Para além da eletrónica associada à CG, cada detetor é constituído essencialmente por: colimador, cristal de cintilação, guia de luz e tubos fotomultiplicadores (Figura 3) (10).

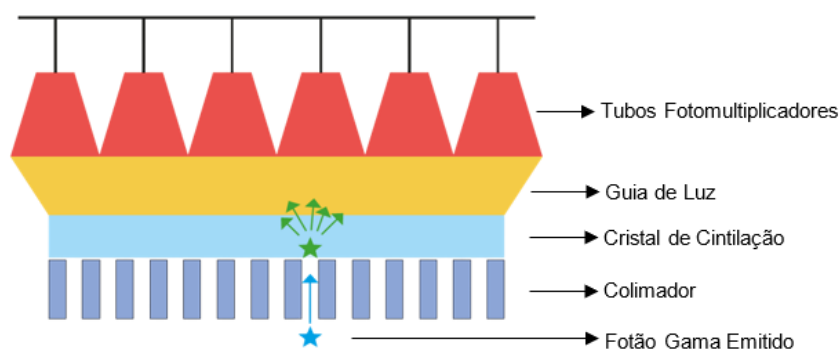


Figura 3 – Esquema de um detetor da CG.
(Fonte: Adaptado de (10))

Como ilustrado na Figura 3, um fóton gama emitido atravessa o colimador, que visa filtrar os fotões de determinadas direções, passando para o cristal de cintilação, onde é absorvido e, de seguida, orientado através da guia de luz para os tubos fotomultiplicadores (PMTs, sigla inglesa de *Photomultiplier Tubes*).

Um colimador utilizado numa CG consiste numa placa feita de chumbo composta por uma rede de orifícios, de modo a permitir que os fótons vindos de uma determinada direção passem para o cristal cintilador, sendo que todos os restantes fótons serão absorvidos pelas paredes de chumbo (septos) constituintes dos orifícios. Ao interagir com o cristal de cintilação, usualmente de iodeto de sódio ativado com tálio (NaI (TI)), os fótons são absorvidos, libertando um eletrão que atravessa o cristal. Seguidamente, estes eletrões libertam a sua energia sob a forma de fótons no espetro de luz visível, fenómeno denominado de cintilação. O cristal de cintilação converte os fótons de alta energia em fótons de baixa energia, que são então orientados através da guia de luz para os PMTs, que permitem converter o sinal de luz (fótons incidentes) num sinal elétrico (fotoeletrões) com magnitude mensurável, possibilitando a quantificação da energia depositada (10). Cada PMT, tubo de vidro selado a vácuo, contém uma janela de entrada, fotocátodo, eléctrodo de focagem, dínodos (multiplicadores de eletrões) e ânodo. Assim, a luz emitida pelo cristal de cintilação, ao passar pela janela de entrada, vai excitar os eletrões do fotocátodo, emitindo fotoeletrões, sendo estes acelerados e focados pelo eléctrodo de focagem no primeiro dínodo, onde se multiplicam repetidamente nos dínodos sucessivos, devido à emissão secundária de eletrões. Após a passagem pelo último dínodo, os eletrões aí gerados são recolhidos pelo ânodo, originando um sinal elétrico à saída do PMT (22).

A Figura 4 pretende ilustrar o processo acima descrito, desde a cintilação até à saída do sinal elétrico, do tubo fotomultiplicador.

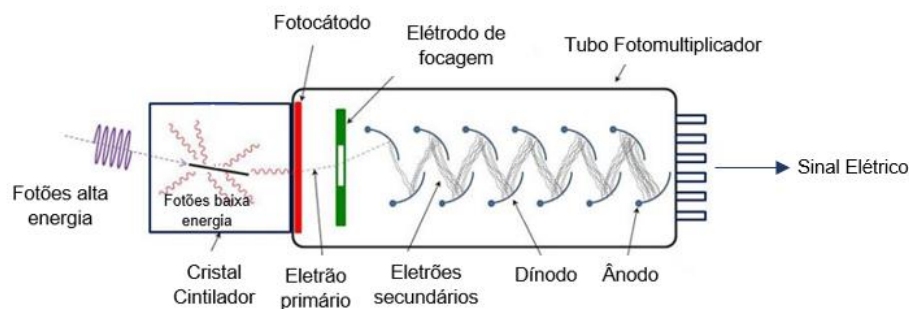


Figura 4 – Esquema do cristal cintilador acoplado ao PMT.
(Fonte: Adaptado de (23))

Os tubos fotomultiplicadores estão acoplados ao cristal de cintilação, permitindo que a interação de cada fóton gama no cristal faça com que cada PMT registre uma dada intensidade de luz. A energia depositada pelo fóton incidente no cristal é proporcional à soma de todos os impulsos de saída dos PMTs, que tem 3 componentes: X e Y (localização espacial da cintilação) e Z (energia depositada no cristal pelo raio gama). Tendo em conta o processo de colimação, espera-se que apenas os fótons emitidos perpendicularmente ao campo de visão da CG interajam com o cristal, contudo durante uma aquisição SPECT, há interação dos fótons com o meio, podendo sofrer dispersão de Compton e perda de energia, o que leva à alteração na trajetória dos fótons, não refletindo a sua origem. Deste modo, é necessário discriminar os fótons incidentes no cristal, o que é possível pela passagem do sinal Z através de um analisador de altura de pulso, PHA (do acrónimo em inglês *Pulse-Height Analyzer*), cujo funcionamento está esquematizado na Figura 5. O PHA verifica se a energia do fóton está dentro da gama de energias aceitável, definida pela janela de energia característica de cada radionuclídeo. Por fim, na imagem final apenas serão considerados os pulsos Z correspondentes aos eventos ocorridos com uma energia dentro da janela considerada, registrando a deteção de um raio gama, sendo a sua localização determinada pelas componentes X e Y do sinal (14,24).

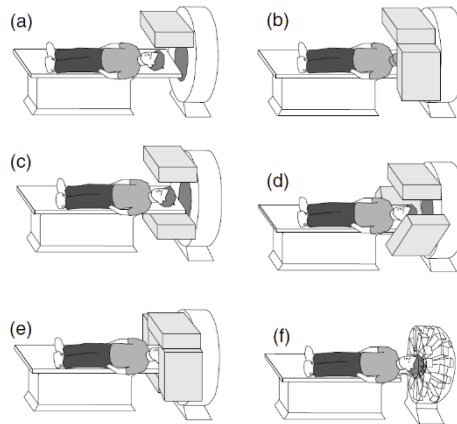


Figura 7 – Sistemas SPECT com diferentes configurações. (a) 1 detetor; (b) 2 detetores ortogonais; (c) 2 detetores opostos; (d) 3 detetores; (e) 4 detetores; (f) múltiplos detetores.
(Fonte: Adaptado de (13))

Geralmente, as projeções tomográficas são adquiridas segundo um arco de rotação de 360° do detetor para estudos tomográficos do corpo e de 180° para estudos cardíacos (22,24). A aquisição dos dados pode ser efetuada de duas formas, que diferem na configuração do movimento dos detetores: aquisição contínua ou *step by step* (gradual, também referida como *step and shoot*), sendo esta preferível em casos de pacientes instáveis (10). No modo contínuo, os dados são adquiridos à medida que os detetores rodam continuamente em torno do paciente, sendo utilizados ciclos de movimento contínuo para maximizar o número de eventos medidos, e a informação é guardada em posições angulares discretas, angularmente equidistantes. Por outro lado, durante a aquisição *step by step*, é utilizado apenas um único ciclo, sendo que o detetor para em várias posições angulares durante um determinado período em que os dados são recolhidos, avançando depois para a posição seguinte (10,13).

Durante a rotação dos detetores da CG, em protocolos standard, são adquiridas entre 64 e 128 projeções de diferentes ângulos, em torno do objeto em estudo (13,16). As projeções são adquiridas em matrizes quadradas, sendo que, após a reconstrução da imagem, a distribuição do radiofármaco pode ser visualizada em matrizes de 64×64 , 128×128 ou 256×256 pixéis, de acordo com a localização e o tamanho do órgão estudado (10,24).

Cada pulso captado pelo cristal de cintilação gera uma contagem que é guardada na matriz, sendo que as contagens se organizam em linhas e colunas e, após a aquisição de todas as projeções, é constituído o sinograma. Um sinograma consiste num conjunto completo dos dados adquiridos de 0° até ao ângulo de rotação máximo (180° ou 360°). As linhas do sinograma resultam do mesmo corte axial, apesar de cada linha ser referente a dados adquiridos em diferentes ângulos de rotação, ou seja, cada projeção ao longo do eixo longitudinal (eixo y, Figura 8) do paciente origina um sinograma. Por outras palavras, por cada paragem em torno de uma camada particular do volume total do paciente é formado um sinograma (16,24).

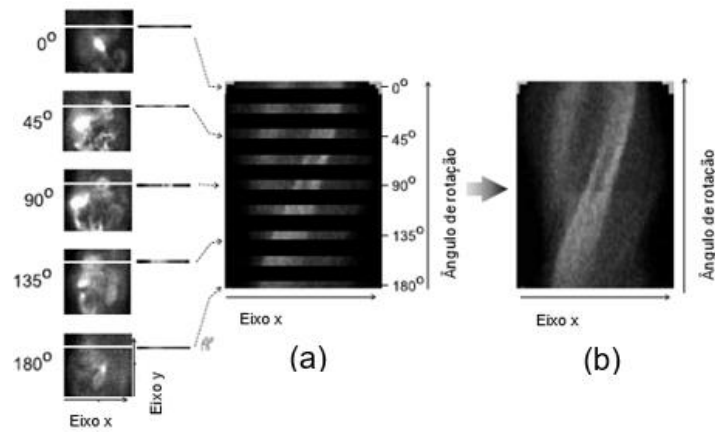


Figura 8 – (a) Construção de um sinograma representando uma fatia obtida a partir das projeções, de uma amostra resultante de um arco de rotação de 180° em torno do paciente; (b) sinograma completo, com todas as projeções.
(Fonte: Adaptado de (24))

O conceito de sinograma será novamente abordado no capítulo seguinte, sobre reconstrução de imagem SPECT.

3. Reconstrução de imagem SPECT

As projeções 2D adquiridas em diferentes ângulos na etapa de aquisição de imagem, descrita anteriormente, passam por algoritmos matemáticos de reconstrução e correção, com vista a obter imagens representativas da distribuição tridimensional do radiofármaco no objeto em estudo.

O conceito matemático que suporta a reconstrução tomográfica foi introduzido, em 1917, por Johann Radon (3), que demonstrou que a imagem 3D pode ser reconstruída a partir de múltiplas projeções 2D, obtidas ao redor do objeto em estudo e segundo diferentes ângulos. A representação bidimensional da transformada de Radon da imagem original constitui o sinograma, como forma de organizar os dados adquiridos, sendo que no eixo horizontal é representado o local de detecção dos fotões e no eixo vertical a posição angular do detetor (26–28).

A distribuição espacial da radioatividade no paciente é aqui definida pela função $f(x, y)$, onde x e y correspondem às coordenadas da captação do radiofármaco no corpo do paciente. O armazenamento dos dados em sinogramas recorre a um sistema de coordenadas, aqui definido como (t, s) – em que t é perpendicular e s é paralelo ao plano do detetor. Assim, supondo que a rotação da CG é feita segundo um ângulo θ em relação ao sistema de coordenadas (x, y) , a função $p(s, \theta)$ representa o perfil de projeção (Figura 9). Cada ponto da curva $p(s, \theta)$ provém da intensidade da radiação gama medida no ponto s quando o detetor está no ângulo θ (28).

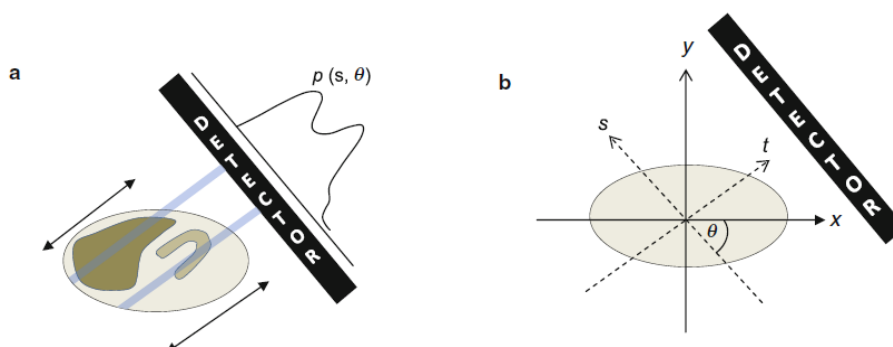


Figura 9 – (a) Perfil de projeção para uma linha do detetor; (b) representação do sistema de coordenadas (t, s) .
(Fonte: (28))

Assim, de forma a reconstruir uma imagem a partir das suas projeções seria necessário encontrar a solução da transformada inversa de Radon. Dado que não existe o operador inverso da transformada de Radon, é necessário recorrer-se a uma inversão aproximada, através de algoritmos de reconstrução, que podem dividir-se em métodos analíticos e métodos iterativos. Os métodos de reconstrução analíticos consistem em definir uma aproximação à expressão da transformada inversa de Radon, enquanto que os métodos de reconstrução iterativos se baseiam em estimativas ou aproximações sucessivas da imagem real [16,24].

Neste sentido, de seguida serão abordadas considerações teóricas sobre a reconstrução e correção de imagem SPECT, nomeadamente métodos de reconstrução analíticos e iterativos.

3.1. Métodos de reconstrução analíticos

Os métodos de reconstrução analíticos baseiam-se em algoritmos de retroprojeção (10), sendo que a abordagem mais básica de reconstrução de uma imagem a partir das suas projeções é a retroprojeção simples (3).

3.1.1. Retroprojeção simples

A retroprojeção consiste em redistribuir as contagens obtidas sobre os pixéis individuais na matriz de reconstrução, sendo que repetindo este processo para cada elemento de projeção e para cada ângulo adquirido, é possível obter a imagem da distribuição do radiofármaco que deu origem a essas mesmas projeções. O processo de retroprojeção pode definir-se pela equação (1), onde $f'(x, y)$ representa uma aproximação da radioatividade real, sendo que a retroprojeção de N perfis é descrita pela equação (2), onde θ_i é o ângulo de projeção de ordem i (3,28).

$$f'(x, y) = \int_0^\pi p(x \cos \theta + y \sin \theta, \theta) d\theta \quad (1)$$

$$f'(x, y) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N p(x \cos \theta_i + y \sin \theta_i, \theta_i) \quad (2)$$

Deste modo, o esboço da imagem final é obtido com a sobreposição de todas as retroprojeções, como representado na Figura 10.

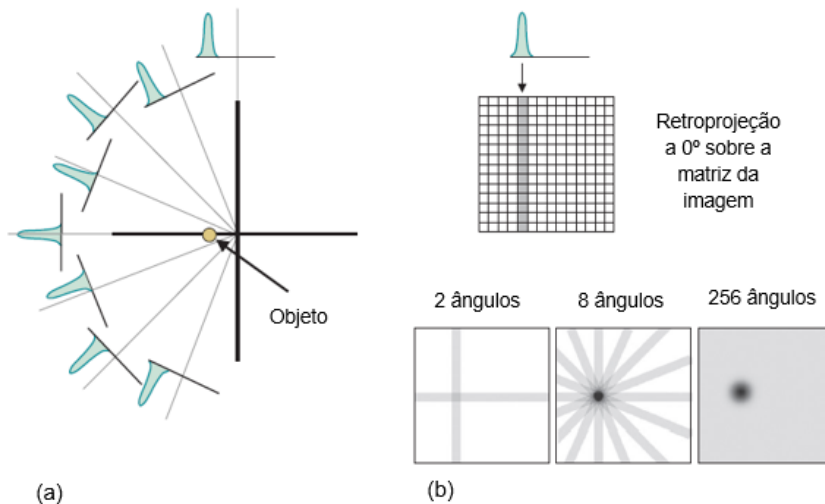


Figura 10 – Reconstrução por retroprojeção simples. (a) Perfis de projeção de uma fonte pontual de radioatividade para diferentes ângulos de projeção; (b) retroprojeção para cada elemento de projeção e para cada ângulo adquirido. (Fonte: Adaptado de (3))

É possível ver, através da Figura 10, que a imagem obtida por retroprojeção simples se assemelha à imagem original, contudo apresenta efeito de *blurring* (objeto com aparência desfocada), sendo este um artefacto resultante de uma expressão superior das baixas frequências e redução das altas frequências. Assim, a retroprojeção simples resulta sempre em imagens que representam atividade fora da localização da fonte pontual, devido à dispersão de contagens a partir do ponto onde se encontra a fonte radioativa. A relação entre a imagem real, $f(x, y)$, e a imagem obtida por retroprojeção simples, $f'(x, y)$, pode ser descrita pela função de dispersão, proporcional a $\frac{1}{r}$, onde r é a distância à fonte pontual (3,28). Matematicamente, esta relação é descrita pela equação (3), onde \otimes representa o processo de convolução (3).

$$f'(x, y) = f(x, y) \otimes \frac{1}{r} \quad (3)$$

Portanto, por si só, este método não revela informação útil sobre a distribuição do radiofármaco, devido a resultar numa imagem desfocada e degradar substancialmente a relação sinal-ruído (28). De forma a diminuir a existência de artefactos, é necessário compensar o fator $\frac{1}{r}$, o que pode ser conseguido submetendo o conjunto de projeções a um processo de filtragem, que permite minimizar as frequências responsáveis pela degradação da resolução da imagem (16,27). A imagem será decomposta em várias componentes, cada uma com determinada frequência, e multiplicada por um filtro que definirá, na retroprojeção, o peso de cada uma das componentes (26). A filtragem pode ser efetuada no domínio espacial, mas é mais simples no domínio de frequências, para o qual é possível passar através de um processo matemático designado por Transformada de Fourier (TF) (24). Este processo de reconstrução, denominado de Retroprojeção Filtrada, será explicado de seguida.

3.1.2. Retroprojeção filtrada

A Retroprojeção Filtrada (FBP, sigla inglesa de *Filtered Backprojection*) consiste na filtragem das projeções antes destas serem retroprojetadas para a matriz da imagem (10). Assim, o princípio da FBP inicia-se com o cálculo da TF unidimensional (1D) para cada projeção adquirida. De seguida, no domínio das frequências, é-lhes aplicado um filtro rampa que, por ser um filtro passa-alto, suprime as frequências baixas, permitindo a passagem das frequências altas. Posteriormente, é necessário voltar ao espaço real, através da determinação da Transformada Inversa de Fourier para, depois, fazer a retroprojeção dos dados obtidos, formando a imagem final, que consiste numa estimativa da distribuição da atividade no objeto em estudo. Contudo, o facto de o filtro rampa permitir a passagem das altas frequências provoca também o aumento do ruído proveniente das mesmas, que pode ser diminuído pela aplicação de filtros passa-baixo, com o intuito de suavizar as altas frequências (3,28). O processo de reconstrução por FBP encontra-se esquematizado na Figura 11.

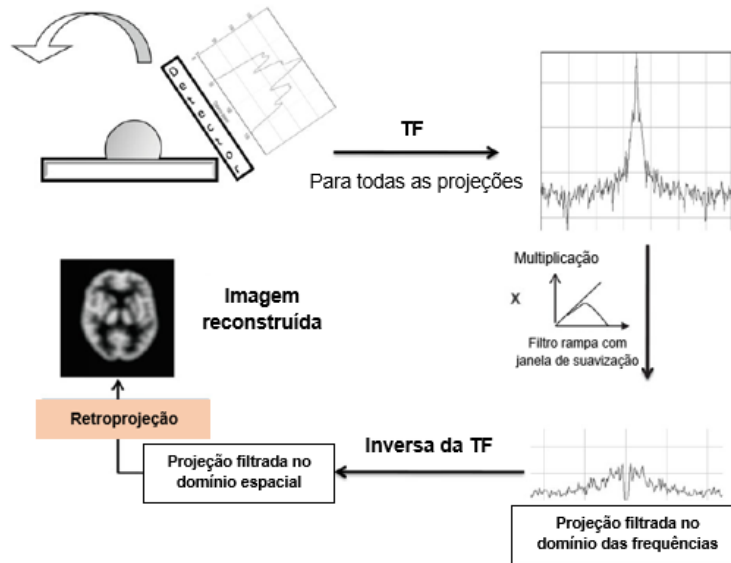


Figura 11 – Passos da reconstrução por Retroprojeção Filtrada.
(Fonte: Adaptado de (28))

Os filtros passa-baixo, com função de janela de suavização, mais frequentemente utilizados são o *Butterworth*, o *Hann*, o *Hamming*, o *Shepp-Logan* e o *Parzen*, sendo que a sua escolha dependerá da aplicação clínica (28). Este tipo de filtros caracteriza-se por parâmetros como a frequência de corte (f_c), que define o valor acima do qual as frequências são rejeitadas, e pela ordem, que controla o declive da função do filtro (30). As funções de alguns dos filtros mais comuns neste âmbito estão representadas na Figura 12.

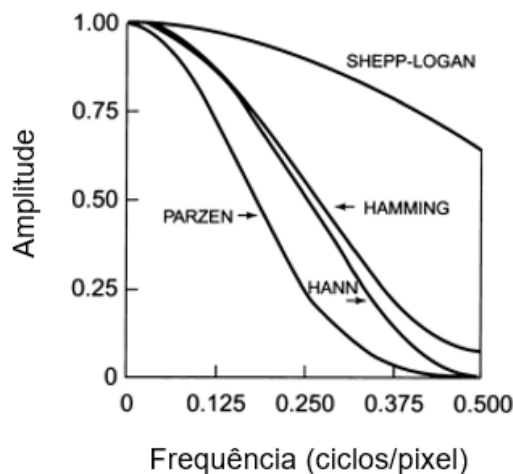


Figura 12 – Funções dos filtros *Shepp-Logan*, *Hamming*, *Hann* e *Parzen*.
(Fonte: Adaptado de (31))

Combinando um filtro rampa com um filtro passa-baixo, através da sua multiplicação, obtém-se um filtro passa-banda, permitindo destacar uma determinada gama de frequências e minimizar as baixas e as altas (16). Deste modo, é possível reduzir o artefacto de *blurring* e o ruído da imagem. A Figura 13 representa um filtro passa-banda, obtido pela multiplicação entre um filtro rampa e o *Butterworth*.

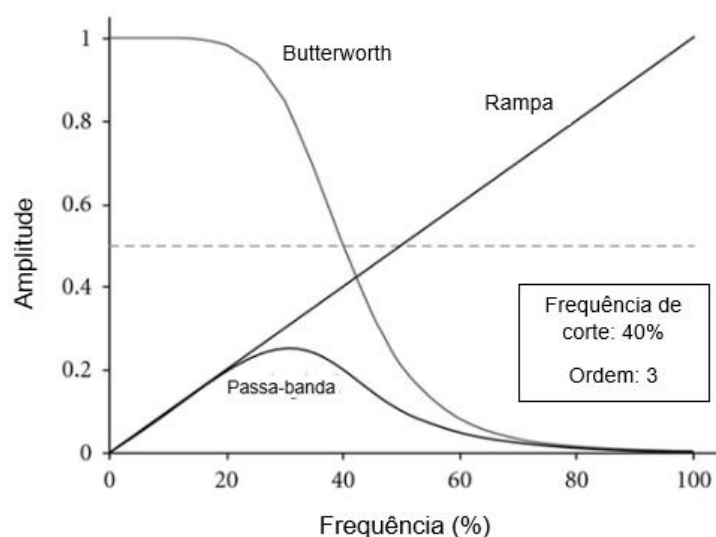


Figura 13 – Exemplo de filtro passa-banda, utilizado na FBP, obtido pela multiplicação dos filtros Rampa e Butterworth. (Fonte: Adaptado de (30))

Apesar de os métodos analíticos, como a FBP, possuírem elevada importância na prática clínica, devido às vantagens de serem rápidos e de fácil implementação, este tipo de reconstrução tomográfica limita a incorporação de informação acerca do processo de formação da imagem, assim como de condições físicas que lhe podem ser impostas, dado que não leva em consideração alguns fatores que degradam a qualidade de imagem, tais como a resolução espacial, a atenuação e a dispersão (abordados no capítulo 4), influenciando a quantificação absoluta. Deste modo, a par da evolução tecnológica, surgiram os métodos de reconstrução iterativa, que podem incorporar modelos de correção dos fatores de degradação da imagem (3,28,32).

3.2. Métodos de reconstrução iterativos

Os métodos de reconstrução iterativos pretendem aproximar-se da imagem real através de estimativas sucessivas. Assim, o conceito que está na base da reconstrução iterativa é resolver a expressão $p = Af$, onde p é a matriz que representa as projeções adquiridas, f é a matriz correspondente ao objeto (distribuição do radiofármaco, que se pretende reconstruir) e A é o operador que simboliza o processo de obtenção da imagem p a partir do objeto f (10,27,33). Para isso, é feita uma estimativa inicial da imagem, como por exemplo uma imagem uniforme, em que cada voxel tem um valor constante. Depois, calculam-se as projeções que seriam registadas a partir da estimativa inicial, através de um processo inverso da retroprojeção (projeção prospetiva) para, seguidamente, serem comparadas com as projeções reais, que foram realmente medidas (sinograma). A diferença entre estas projeções é utilizada para modificar a estimativa inicial, de modo a obter-se uma correspondência mais próxima entre as mesmas. Este processo repete-se até que a diferença entre as projeções reais e as estimadas seja mínima, ou seja, até convergir para uma estimativa de imagem ideal (3). O processo em que assenta a reconstrução iterativa está esquematizado na Figura 14.

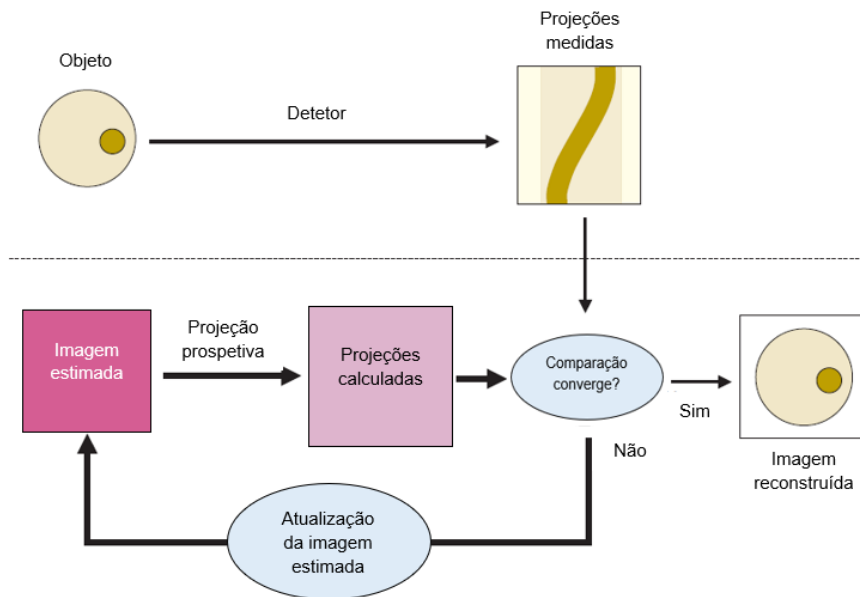


Figura 14 – Esquema representativo do processo de reconstrução iterativa.
(Fonte: Adaptado de (3))

Existem diferentes métodos de reconstrução iterativa, cuja distinção assenta no processo de comparação entre as projeções geradas pela estimativa e as projeções medidas, e no método usado para calcular as correções a atualizar na estimativa em cada nova iteração (32). Um desses métodos – Maximização do Valor Expectável da Máxima Verossimilhança (MLEM, do acrónimo em inglês *Maximum Likelihood Expectation Maximisation*) – deu origem ao algoritmo iterativo mais frequentemente utilizado atualmente, Maximização do Valor Expectável dos Subconjuntos Ordenados (OSEM, do acrónimo em inglês *Ordered Subsets Expectation Maximisation*) (10).

3.2.1. Maximização do valor expectável da máxima verossimilhança (MLEM)

O algoritmo MLEM pretende maximizar a probabilidade de a atividade estimada ter originado a projeção adquirida, ou seja, encontrar a melhor estimativa de imagem reconstruída (f) que tenha a maior probabilidade de produzir as projeções adquiridas (p) (10,28). Este método assume que o processo de emissão fotónica segue a distribuição de Poisson e compreende essencialmente dois passos (26):

1. Expectativa: é calculado o valor esperado da função de probabilidade;
2. Maximização: é maximizado o valor esperado relativamente à estimativa da imagem reconstruída anteriormente, de forma a gerar uma nova estimativa.

Neste método de reconstrução tomográfica, as projeções medidas são comparadas com as calculadas pela estimativa atual através do rácio entre ambas, que é utilizado para modificar a imagem estimada. De seguida, a estimativa é atualizada pela multiplicação da imagem estimada por esse rácio, sendo um processo cíclico durante várias iterações, até que a imagem estimada convirja com a imagem real. O algoritmo MLEM pode ser definido pela equação (4):

$$f_j^{k+1} = \frac{f_j^k}{\sum_j a_{ij}} \left[\sum_i a_{ij} \frac{p_i}{q_i^k} \right] \quad (4)$$

Onde f_j^{k+1} representa a imagem estimada atualizada, a partir da anterior f_j^k , sendo k a ordem da iteração, i o índice da projeção, j o índice do pixel, a_{ij} a probabilidade de uma emissão do pixel j ser registada na projeção i , p_i a projeção medida e q_i^k a projeção estimada (28,31).

Apesar deste método ser mais flexível do que os métodos analíticos, por poder incluir modelos de correção durante o processo de reconstrução da imagem, as imagens reconstruídas vão sendo degradadas com o número de iterações, devido ao aumento do ruído. Outra desvantagem é o facto do algoritmo MLEM convergir lentamente, dado que a imagem só é atualizada após considerar todas as projeções efetuadas, sendo um processo demorado e que exige elevado desempenho computacional. Neste sentido, com o intuito de aumentar a rapidez de processamento e o tempo de convergência, desenvolveram-se novos algoritmos de reconstrução, sendo o OSEM o mais utilizado (20,28,32).

3.2.2. Maximização do valor expectável dos subconjuntos ordenados (OSEM)

O algoritmo OSEM surge, então, com o intuito de acelerar significativamente o processo de convergência, sendo uma versão melhorada do método MLEM. Assim, o OSEM permite diminuir o tempo de computação dividindo, igualmente, o conjunto total de projeções em subconjuntos, ou seja, em cada iteração são processados somente alguns blocos de informação (28,32).

As projeções contidas em cada subconjunto não são contíguas, estando distribuídas por todo o conjunto de posições angulares. Tomando como exemplo um conjunto de 64 projeções (64 posições angulares em torno do objeto em estudo), estas podem dividir-se em 16 subconjuntos, cada um com 4 projeções (28,33):

- Subconjunto 1: projeções 1, 17, 33, 49;
- Subconjunto 2: projeções 2, 18, 34, 50;
- ...
- Subconjunto 15: projeções 15, 31, 47, 63;
- Subconjunto 16: projeções 16, 32, 48, 64.

Assim, o algoritmo MLEM, descrito na secção anterior, é aplicado sequencialmente a cada subconjunto de projeções e a imagem é atualizada a cada subconjunto processado (sub-iteração), sendo que a primeira iteração está completa quando todos os subconjuntos forem processados (33). Deste modo, enquanto que no final de uma iteração MLEM a imagem foi atualizada apenas uma vez, após uma iteração OSEM a imagem terá sido atualizada tantas vezes quanto o número de subconjuntos em que as projeções estão divididas, sendo necessárias menos iterações para atingir a convergência dos dados. Por isso, pode afirmar-se que a reconstrução por OSEM permite acelerar o processo de convergência por um fator proporcional ao número de subconjuntos e, portanto, no exemplo acima descrito, o tempo de reconstrução seria reduzido 16 vezes quando comparado com o algoritmo MLEM (28,33).

Sabe-se que quanto maior o número de iterações maior é a resolução espacial, contudo há um aumento do nível de ruído na imagem reconstruída, como é possível verificar através da Figura 15. Mas, se o número de subconjuntos e de iterações for demasiado baixo, o algoritmo não atinge a convergência e resulta numa imagem com baixo contraste e desfocada. Portanto, no processo de reconstrução, deverá haver um compromisso entre o número de subconjuntos e iterações, de forma a garantir qualidade do detalhe da imagem final, sendo a determinação do número ótimo de iterações uma das limitações deste método de reconstrução. Neste sentido, torna-se fundamental otimizar os parâmetros de reconstrução,

incluindo a etapa de filtração, de forma a garantir o potencial da reconstrução iterativa na melhoria da avaliação qualitativa e quantitativa da imagem médica (10,28).

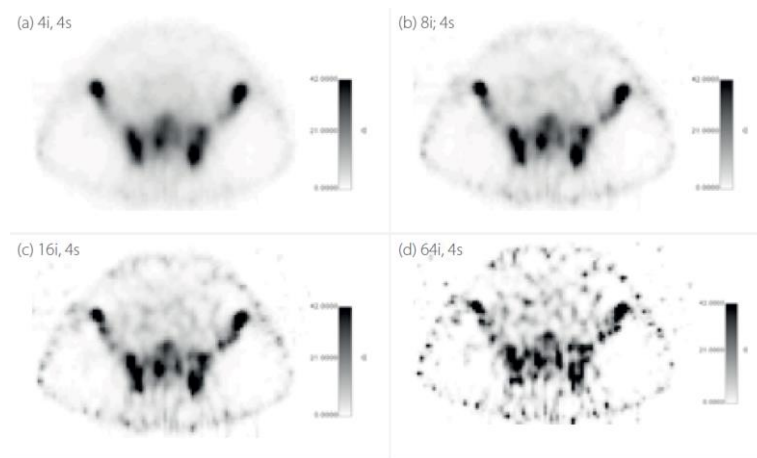


Figura 15 – Exemplo do aumento do nível de ruído com o incremento do número de iterações. Reconstrução tomográfica de um estudo de SPECT óssea (^{99m}Tc), por OSEM com 4 subconjuntos e número de iterações crescente: (a) 4; (b) 8; (c) 16; (d) 64.
(Fonte: (10))

Em suma, como benefícios da reconstrução iterativa destaca-se o facto de permitir a incorporação de modelos de correção de fatores reais de degradação da imagem, como por exemplo o efeito de atenuação pelo corpo do paciente, a dispersão dos fótons gama e características inerentes ao detetor (por exemplo, a resolução espacial) (10,32).

Os fatores de degradação da qualidade de imagem SPECT serão descritos no capítulo seguinte.

4. Qualidade de imagem SPECT

Entende-se por qualidade de imagem a fiabilidade com que a mesma representa o objeto que se pretende estudar. Especificamente em MN, a qualidade de imagem está relacionada com a capacidade da CG em distinguir estruturas anatómicas com diferença na captação do radiofármaco. Deste modo, após o processo de reconstrução, pretende-se obter imagens SPECT representativas da distribuição 3D da radioatividade num determinado volume de tecido, que sejam o mais fidedignas possível, de forma a alcançar a quantificação absoluta (por exemplo, em Bq/cm³) (3,28,34).

4.1. Caraterização da qualidade de imagem

A qualidade de imagem em MN pode ser avaliada segundo métodos objetivos e subjetivos. A avaliação qualitativa depreende uma interpretação visual por exemplo, para avaliar a resolução espacial da imagem, estando dependente da habilidade/experiência do observador, bem como da complexidade do sistema visual humano, pelo que consiste num método subjetivo de caraterização da qualidade de imagem. Por outro lado, a avaliação quantitativa de imagem engloba métodos objetivos de caraterização da sua qualidade, dado que tem por base medições de caraterísticas físicas como, por exemplo, do contraste, do ruído e da sensibilidade da CG. Apesar de estes serem quatro parâmetros diferentes para caraterizar a qualidade de imagem, estão estreitamente relacionados entre si, na medida em que a melhoria de um destes fatores leva, frequentemente, à deterioração de outro. Por exemplo, a melhoria da resolução implica a diminuição da taxa de contagens e, conseqüentemente, um aumento do ruído estatístico na imagem, pelo que deverá ser procurado um compromisso entre ambos (3). Nas secções seguintes serão descritos os quatro parâmetros fundamentais à caraterização da qualidade de imagem SPECT.

4.1.1. Resolução espacial

A resolução espacial é uma caraterística de detalhe ou nitidez, que corresponde à distância mínima entre duas fontes pontuais para que sejam observadas como pontos distintos na imagem. A resolução espacial de um sistema SPECT carateriza-se, de forma objetiva, pela largura a meia altura (FWHM, sigla inglesa de *Full-Width at Half Maximum*) da função resposta do sistema a uma fonte pontual (PSF, sigla inglesa de *Point Spread Function*) ou a uma fonte linear (LSF, sigla inglesa de *Line Spread Function*) (14,32).

Outro método para avaliar a resolução espacial, contudo com alguma subjetividade, é utilizando fantasmas de barras, que se caraterizam por possuir tiras (geralmente de chumbo ou tungsténio) com largura igual ao espaço que dista entre elas. Deste modo, a resolução espacial é expressa com base na menor barra visível na imagem obtida por um sistema SPECT (3).

Os dois métodos de caraterização da resolução espacial, acima descritos, encontram-se representados na Figura 16.

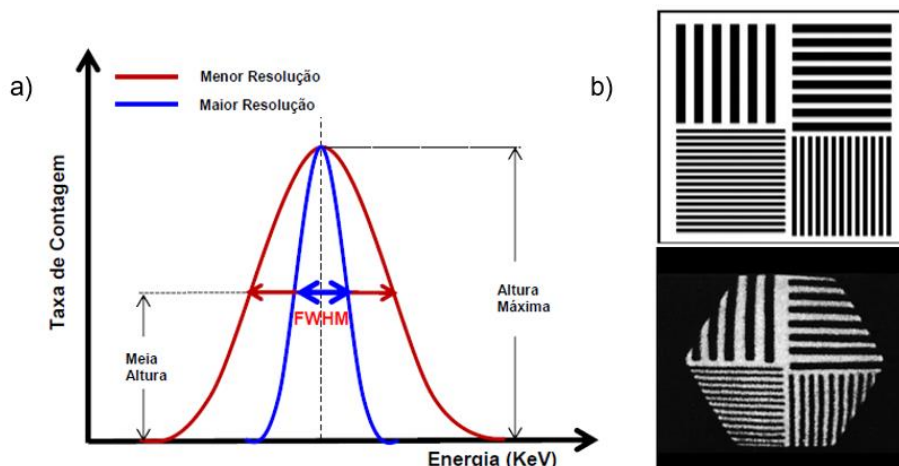


Figura 16 – Avaliação da resolução espacial: (a) através da FWHM da LSF; (b) utilizando um fantoma de barras.
(Fonte: Adaptado de (3,25))

Uma pobre resolução espacial traduzir-se-á em imagens de estruturas cujos contornos são pouco nítidos, impedindo a determinação precisa das suas dimensões, assim como na dificuldade de visualizar objetos de estudo mais pequenos. Para além disso, quando a distância entre duas estruturas é inferior à FWHM, torna-se impossível distingui-las, apresentando-se como uma fonte única (16,22).

A resolução espacial diminui com o aumento da distância da fonte radioativa ao colimador e, portanto, quanto mais próximo o paciente estiver do detetor, melhor será este parâmetro. Assim, em SPECT, a resolução espacial está dependente de vários fatores, sendo maioritariamente influenciada pela geometria e resolução do colimador, assim como pela resolução intrínseca do detetor (3,32), como será descrito na secção 4.2, referente às fontes de degradação da imagem.

4.1.2. Sensibilidade

A sensibilidade da CG corresponde à eficiência de deteção, definida pela taxa de contagens registadas por unidade de atividade presente numa fonte radioativa. É, normalmente, expressa em contagens por segundo por Mega Becquerel (cps/MBq) (10).

O fator de calibração, cujo valor corresponde à sensibilidade da CG, pode ser determinado experimentalmente, através da aquisição de imagens de uma fonte com concentração de atividade conhecida (35,36). Apesar de o processo mais simples, para determinar a sensibilidade da CG, consistir numa aquisição planar a uma fonte pontual ou a um pequeno volume de atividade numa placa de Petri, estes procedimentos apenas são apropriados quando as imagens são reconstruídas com correções precisas para a atenuação e dispersão. Portanto, para minimizar estes efeitos, é preferível proceder-se a uma aquisição a um fantoma com propriedades de dispersão e atenuação semelhantes às de um paciente como, por exemplo, um fantoma (com ou sem inserções) preenchido com determinada concentração de atividade radioativa (36). Existindo controvérsias relativamente à tipologia da fonte utilizada, alguns estudos recorrem a uma fonte pontual (37,38), assim como a um fantoma cilíndrico com concentração de atividade e volume conhecidos (39–41) como, por exemplo, o fantoma Jaszczak com e sem inserções (37,38,42,43). Deste modo, no presente trabalho a sensibilidade será determinada com recurso ao fantoma Jaszczak, cujo procedimento será detalhado na secção 6.8.2, do capítulo 6, relativo aos materiais e métodos.

A sensibilidade não varia linearmente com a radioatividade da fonte, dado que está dependente de fatores como, por exemplo, a eficiência do colimador, que define o número de fótons que atravessam os orifícios por unidade de atividade presente na fonte, e a configuração do PHA, que reduz o número de eventos detetados. Para além disso, verifica-se um decréscimo da sensibilidade quando o sistema de deteção é submetido a uma taxa de contagens elevada, o que se deve ao tempo morto do sistema, durante o qual o equipamento não tem capacidade para aceitar nova informação, por estar a processar um evento de cintilação, perdendo contagens (16,44).

4.1.3. Ruído

As imagens de MN estão sujeitas a ruído estatístico, proveniente da natureza aleatória do processo de decaimento radioativo que origina variações estatísticas na taxa de contagens observadas (3). A percentagem média de ruído numa imagem SPECT é, usualmente, calculada pelo rácio entre o desvio padrão e o valor médio das contagens na amostra de interesse e, para que seja significativo, o valor médio das contagens deve ser três a quatro vezes superior ao valor do desvio-padrão (16,45,46).

O ruído na imagem SPECT depende de vários fatores, como o tempo de aquisição, o número de projeções, o tamanho da matriz, a sensibilidade da CG, o radiofármaco, assim como da dose administrada (28).

4.1.4. Contraste

Em MN, entende-se por contraste as diferenças de intensidade entre regiões distintas da imagem, correspondendo a diferentes concentrações de atividade no organismo do paciente. Deste modo, para obter melhores níveis de contraste, é fundamental utilizar-se radiofármacos que resultem na maior relação de captação entre a lesão e o fundo, ou seja, no maior rácio de concentração entre estes. Assim, a escolha do radiofármaco mostra-se como um fator relevante no que concerne aos valores de contraste, pelo que são utilizados diferentes radiofármacos consoante o objetivo do estudo, uma vez que possuem propriedades próprias que determinam a afinidade com determinadas estruturas do organismo (3).

Quantitativamente, o contraste de uma imagem SPECT pode definir-se como o rácio entre a diferença dos níveis de captação de atividade na região de interesse (por exemplo, uma lesão) e no fundo (3,22).

4.2. Fatores que influenciam a qualidade de imagem

Os processos de aquisição e formação de imagem SPECT estão expostos a diversos fatores propícios à degradação da imagem, que originam a distorção dos dados adquiridos e, conseqüentemente, prejudicam a qualidade de imagem, assim como a quantificação absoluta. Para além dos parâmetros relacionados com os algoritmos de reconstrução, referidos no capítulo anterior, os fatores que influenciam a qualidade de imagem podem dividir-se, de acordo com a sua natureza, em (16,27):

- **Fatores instrumentais:** Quando as fontes de degradação de imagem estão relacionadas com o desempenho dos sistemas de deteção, pertencem ao conjunto de fatores instrumentais que influenciam a qualidade da imagem. Dentro destes fatores, destaca-se a uniformidade de resposta da CG e os que estão associados especificamente ao detetor, tais como a eficiência de deteção (sensibilidade), a resolução espacial, o tempo morto e as órbitas de aquisição.

Parâmetros como a sensibilidade e a resolução são maioritariamente definidos pelo colimador, devendo este ser apropriado ao objeto em estudo. Por exemplo, um colimador de alta resolução é adequado para aquisições de estruturas pequenas ou próximas de órgãos com elevada captação, promovendo uma maior precisão. A sensibilidade intrínseca da CG é inferior para fótons de alta energia e a utilização de colimadores de alta energia, normalmente, reduz a resolução e a sensibilidade. Relativamente às órbitas de aquisição, que podem ser circulares ou não circulares, sabe-se que as últimas melhoram a globalidade da resolução da imagem e reduzem os efeitos de volume parcial, mas, a qualidade da imagem está ainda dependente da dimensão da matriz selecionada e do número de projeções, que deve abranger a totalidade da região de interesse, devendo ser, no mínimo, igual ao tamanho da matriz (35);

- **Fatores fisiológicos:** As imagens SPECT podem ser afetadas por fatores inerentes ao radiofármaco e ao paciente, dado que a fração de dose administrada em determinado órgão e a atenuação sofrida pelos fótons antes de alcançarem o detetor influenciam a estatística de contagens, que é um fator importante na qualidade e quantificação de imagem, representativo da quantidade de informação disponível. Características associadas ao radiofármaco, como a sua especificidade, biocinética e dose administrada, relacionam-se com a qualidade da imagem, no sentido em que o contraste depende da distribuição espacial da radioatividade dentro da área de interesse, sendo que essa distribuição depende da taxa de captação, do metabolismo e do tempo de semivida física do radionuclídeo. Durante a aquisição, os movimentos do paciente, sejam voluntários ou involuntários (cardíacos e respiratórios), interferem na qualidade dos dados obtidos, degradando a resolução espacial e originando artefactos como, por exemplo, o efeito de volume parcial, resultando no *blurring* do objeto de estudo e na indefinição dos contornos. Ainda relativamente ao paciente, é necessário ter em conta a sua anatomia, dado que o tamanho e geometria dos órgãos e tecidos influenciam a dispersão e a atenuação de fótons. Portanto, dado que a qualidade de imagem SPECT está dependente da estatística de contagens, o tempo de aquisição é um parâmetro de extrema importância e está diretamente relacionado com a tolerância do paciente, de forma a evitar os artefactos de movimento [25,31–33];
- **Fatores físicos:** Os fótons gama, emitidos do corpo do paciente, estão sujeitos a várias interações com o meio envolvente, tanto com os próprios tecidos do corpo, como com os detetores da CG. Esta interação, entre a radiação emitida e a matéria, pode levar o fóton a desviar-se da sua trajetória inicial ou até impedir que chegue a interagir com o cristal de cintilação e, conseqüentemente, que contribua para a formação da imagem. Os fenómenos físicos com maior influência na qualidade de imagem SPECT são a atenuação, a dispersão de Compton e o ruído estatístico resultante dos processos independentes e aleatórios de decaimento radioativo e interações fotónicas, o que leva a imprecisões nas estimativas de atividade (35,47). Como referido, a influência destas interações na qualidade de imagem está dependente de fatores fisiológicos, como a estrutura do paciente e o radiofármaco administrado.

De seguida, serão detalhados alguns dos fatores acima referidos, que se mostram como os principais interferentes na qualidade de imagem SPECT.

4.2.1. Resolução do sistema de deteção

As imagens SPECT possuem resolução espacial limitada, sendo essencialmente determinada pela função de resposta colimador-detetor (CDR, sigla inglesa de *Collimator-Detector Response*), que

representa a probabilidade de um fóton emitido a partir de qualquer ponto do objeto em estudo contribuir para um valor de pixel da imagem resultante. A resolução espacial depende da distância da fonte ao colimador e das características do mesmo. Assim, a CDR engloba a resposta intrínseca do detetor e os componentes geométricos do colimador, assim como a penetração e dispersão septal (28,35,49).

Apesar do colimador ter como função filtrar os fótons emergentes de determinada direção, há a probabilidade de outros fótons penetrarem os septos do colimador, interagindo com o detetor, pelo que a seleção da espessura dos septos do colimador deverá considerar um compromisso entre a resolução espacial, a sensibilidade e a possibilidade de penetração septal (28). Enquanto que alguns fótons penetram os septos do colimador sem interagir, outros sofrem dispersão, contribuindo com a formação de artefactos na imagem. Relativamente à resposta intrínseca do detetor, relaciona-se com a imprecisão na estimativa do local onde ocorreu a interação do fóton gama com o cristal de cintilação, devido a fatores como a dispersão e variações estatísticas, resultando na variação espacial do ponto reconstruído (35).

O facto de a dispersão e penetração septal resultarem em artefactos de ruído e numa diminuição do contraste, juntamente com a pobre resolução espacial intrínseca às imagens SPECT, resulta em efeitos de volume parcial, que pioram a precisão e exatidão quantitativa para estruturas mais pequenas (35).

4.2.2. Efeito de volume parcial

O efeito de volume parcial (PVE, sigla inglesa de *Partial Volume Effect*) é causado pela resolução espacial limitada inerente aos sistemas de deteção SPECT (10 a 15 mm) (28). O PVE relaciona-se com o desfasamento entre a resolução do sistema, o tamanho da região de interesse (ROI, do acrónimo em inglês *Region of Interest*) e o tamanho do pixel (47). Idealmente, a intensidade de cada pixel da imagem SPECT seria proporcional à concentração de radioatividade presente no volume de interesse (VOI, do acrónimo em inglês *Volume of Interest*) correspondente, contudo, a baixa capacidade de resolução do próprio sistema afeta a precisão da SPECT para medir concentrações de atividade no volume de interesse (3).

Como referido anteriormente, a resolução espacial de um sistema SPECT caracteriza-se pela FWHM da função resposta do sistema a uma fonte pontual, sendo que os objetos inferiores à dimensão da PSF ocupam apenas parcialmente o volume por esta definido (13). Deste modo, o sinal é distribuído por um volume maior do que o tamanho real da fonte, não refletindo com exatidão a concentração de atividade. Isto porque, embora as contagens totais da fonte sejam preservadas na imagem, encontram-se distribuídas por uma grande área (maior número de pixéis). O aumento da distância entre a fonte e o colimador provoca a amplificação dessa área, formando uma imagem desfocada, com estruturas e contornos pouco definidos, não permitindo a boa correlação entre o valor de contagens/pixel e de MBq/mL num determinado voxel da imagem (28).

A Figura 17 pretende ilustrar o efeito de volume parcial, na qual os pixéis individuais de objetos de igual concentração radioativa diminuem em intensidade e, portanto, em concentração aparente, à medida que o seu tamanho vai diminuindo (3).

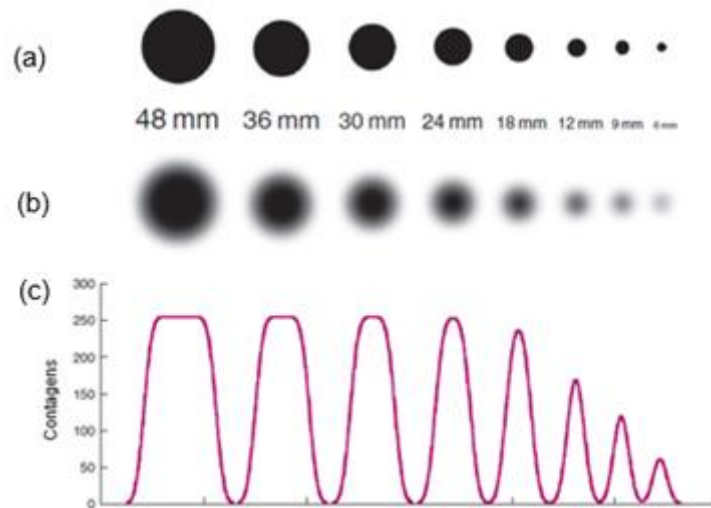


Figura 17 – Efeito de volume parcial. (a) Cilindros de diferentes diâmetros (48 – 6 mm) com a mesma concentração de atividade; (b) simulação das imagens obtidas numa CG com FWHM de 12 mm; (c) contagens demonstrando uma concentração aparente que vai diminuindo à medida que o tamanho dos objetos diminui. (Fonte: Adaptado de (3))

O PVE degrada essencialmente as aquisições de ROIs com distribuição de atividade heterogénea, inferiores ao dobro da FWHM da resolução espacial do sistema de deteção, traduzindo-se em fenómenos de *spill-in* ou *spill-out*. O *spill-in* corresponde à sobrestimação da atividade nas estruturas que têm menor concentração do que os tecidos em redor, pois a atividade exterior é integrada na ROI. O *spill-out* resulta da perda de atividade da ROI para as fronteiras, traduzindo-se na subestimação da atividade em estruturas com maior concentração do que os tecidos em redor (32,34).

4.2.3. Atenuação

Em SPECT, os fótons gama, provenientes do processo de decaimento radioativo, percorrem uma determinada trajetória no interior do paciente antes de interagirem com o detetor e depositarem a sua energia no cristal de cintilação (28,32). No decorrer desse percurso, os fótons vão interagir com a matéria, sofrendo dispersão e absorção fotoelétrica, levando à atenuação do feixe emitido, que se traduz na redução do número de fótons gama detetados e, conseqüentemente, numa diminuição da taxa de contagens na imagem final (35,47).

Quando a energia de um fóton é transferida para um eletrão do átomo com o qual interage, ocorre o fenómeno de absorção fotoelétrica, através do qual o fóton é completamente absorvido pelo meio. Se o fóton incidente tiver energia suficiente, o eletrão libertar-se-á do átomo, deixando-o com uma energia cinética igual à diferença entre a energia incidente e a energia de ligação ao átomo (25). A probabilidade de ocorrer este tipo de interação entre a radiação e a matéria depende essencialmente da energia do fóton emitido e da distância que o mesmo tem de percorrer até chegar ao detetor, estando fortemente relacionada com a composição do meio em que incide (número atómico e densidade) (3,47). Deste modo, pode afirmar-se que o efeito de atenuação depende da massa corporal do paciente, assim como da região estudada e da localização do radiofármaco (16).

Matematicamente, quando um feixe de fótons de intensidade I_0 atravessa um material de espessura x , a intensidade da radiação atenuada (I) é dada pela Lei de Lambert-Beer, que se traduz pela equação

(5), onde μ é o coeficiente de atenuação linear, que depende essencialmente da composição do material e da energia do fóton (3,47):

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (5)$$

A partir da equação (5), pode afirmar-se que a atenuação reduz a taxa de contagens, sendo a taxa de atenuação proporcional a $e^{-\mu x}$ (27). Deste modo, fótons gama de energia igual a 140 keV, a viajar na água ($\mu = 0,155 \text{ cm}^{-1}$), emitidos a uma profundidade de 5 cm no corpo, teriam uma probabilidade de atravessar o meio sem qualquer interação igual a 0,46 (taxa de transmissão = $e^{-0,155 \times 5}$) (3). A Figura 18 ilustra o efeito de atenuação fotónica em função da profundidade da fonte de radiação.

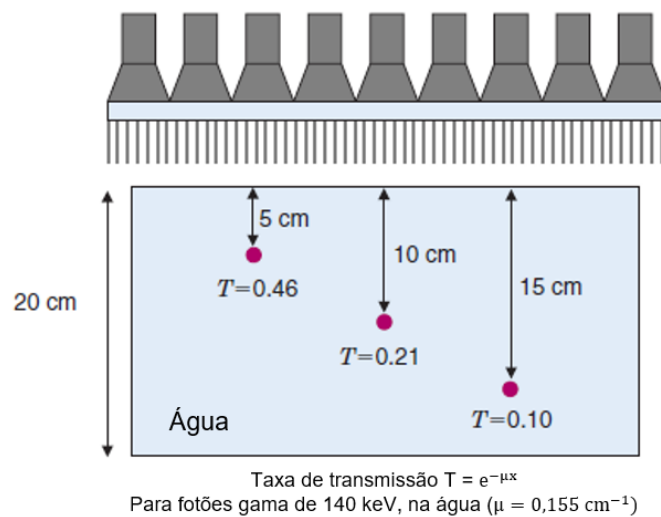


Figura 18 – Efeito de atenuação em função da espessura de tecido que o fóton gama tem de percorrer até alcançar o detector. (Fonte: Adaptado de (3))

Se o efeito de atenuação não for corrigido, resultará na subestimação da concentração de atividade nas regiões interiores do tecido em estudo, quando comparadas com as superficiais. Para além disso, por estar relacionada com o percurso percorrido pelos fótons até ao detector, os fótons serão mais atenuados nas regiões de maior espessura (32,35).

4.2.4. Dispersão de Compton

A dispersão de Compton é o tipo de interação entre a radiação e a matéria mais frequente em MN, durante a qual um fóton gama incidente interage com um eletrão orbital das camadas mais superficiais do átomo e, portanto, fracamente ligado a este. Neste processo, o fóton incidente é desviado da sua trajetória inicial, segundo um ângulo de dispersão θ , transferindo parte da sua energia para o eletrão de recuo, também designado por eletrão de Compton (3,13). Este processo encontra-se representado na Figura 19.

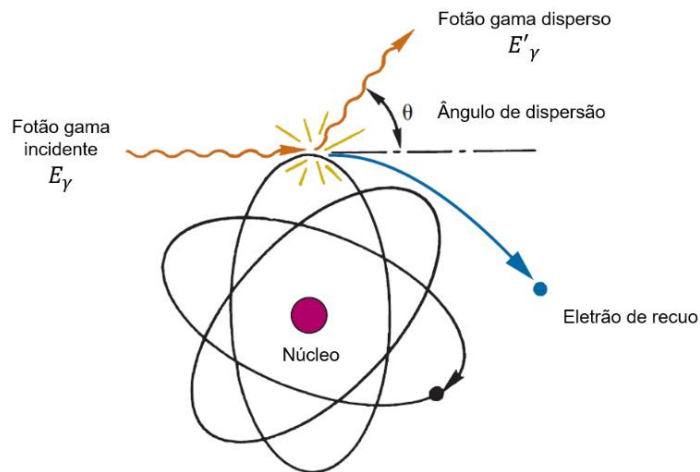


Figura 19 – Dispersão de Compton.
(Fonte: Adaptado de (3))

A energia do fóton gama disperso, E'_γ , está relacionada com o ângulo de dispersão, θ , de acordo com equação de Compton (equação (6)) (50):

$$E'_\gamma = \frac{E_\gamma}{1 + \frac{E_\gamma}{m_0 c^2} (1 - \cos \theta)} \quad (6)$$

Onde E_γ representa a energia do fóton gama incidente, m_0 a massa do elétron e c a velocidade da luz (50).

Em SPECT, a dispersão de Compton está relacionada com a limitação intrínseca da CG para transformar a informação captada num sinal mensurável. Os processos de conversão da energia depositada no cristal de cintilação em fótons de luz visível e da sua orientação para os PMTs são aleatórios, pelo que ao sinal medido estará associado um erro estatístico. Por exemplo, em sistemas com um erro de cerca de 8 a 10% (FWHM) para o pico de energia do ^{99m}Tc (140 keV), há necessidade de utilizar janelas de energia que abranjam o dobro dessa largura (16 a 20%), de forma a manter uma estatística de contagens razoável. Deste modo, os fótons que sofrem dispersão com um pequeno ângulo de deflexão e que, portanto, perdem pouca energia, podem ser detetados dentro desta janela de energia relativamente grande e, conseqüentemente, contribuir para a formação da imagem com informação espacial errada acerca da sua emissão, comprometendo a qualidade do resultado. Os efeitos da deteção de radiação dispersa na imagem resultam na degradação da resolução e do contraste entre zonas com diferentes níveis de captação de atividade, prejudicando a determinação dos contornos dos objetos e a medição das concentrações radioativas, o que é bastante prejudicial à quantificação absoluta (16,27,28).

4.3. Correção das fontes de degradação da qualidade de imagem

De forma a que a imagem final seja o mais fidedigna possível relativamente à distribuição espacial do radiofármaco no tecido em estudo, é necessário ter em conta os fenómenos anteriormente descritos. Portanto, a fim de obter uma imagem final de elevada qualidade, que permita um diagnóstico de alta sensibilidade e especificidade, é necessário incluir métodos de correção de atenuação, de dispersão e de PVE na fase de reconstrução dos dados (28).

4.3.1. Correção da atenuação

Na reconstrução de imagens SPECT, de forma a compensar a perda de informação, podem ser aplicadas técnicas de correção de atenuação (CA) uniformes ou não-uniformes. As técnicas de CA uniformes só podem ser aplicadas em regiões homogéneas (com coeficiente de atenuação constante), como é o caso do cérebro. Em regiões em que não se verifica esta uniformidade, como por exemplo o tórax, aplicam-se as técnicas de CA não-uniformes, que recorrem a imagens de transmissão, utilizando uma fonte de radiação externa, para gerar mapas de atenuação (28,34).

Relativamente às técnicas de CA uniformes, destaca-se o Método de Chang, disponível em grande parte dos sistemas SPECT comerciais. Trata-se de um método de pós-processamento que, assumindo um coeficiente de atenuação constante ao longo do paciente, multiplica a imagem reconstruída por um fator de correção de atenuação $e^{-\mu x}$, onde μ é o coeficiente de atenuação linear no tecido e x é a distância percorrida pelos fótons até serem detetados (3,32).

Considerando as limitações do Método de Chang, em estruturas não homogéneas e, portanto, com coeficientes de atenuação diferentes, é comum recorrer-se à Tomografia Computorizada (CT, sigla inglesa de *Computed Tomography*), que permite obter um mapa de atenuação do próprio paciente, ou seja, a informação espacial dos coeficientes de atenuação (13,28). Contudo, é necessário ter em conta que as imagens CT são quantificadas em Unidades de Hounsfield (HU, sigla inglesa de *Hounsfield Units*) e, dado que os efeitos de atenuação variam com a energia, é necessário converter os valores de HU em coeficientes de atenuação linear para a energia do radionuclídeo específico, por exemplo para 140 keV no caso do ^{99m}Tc . Esta conversão pode ser efetuada pelo Modelo Bilinear, representado na Figura 20, que relaciona os coeficientes de atenuação da energia específica do radionuclídeo com os valores de HU obtidos pela energia efetiva do feixe de raios-x (27,34,51). Depois de obtido, o mapa de atenuação pode ser incluído na etapa de reconstrução da imagem SPECT, como por exemplo no método iterativo OSEM (48).

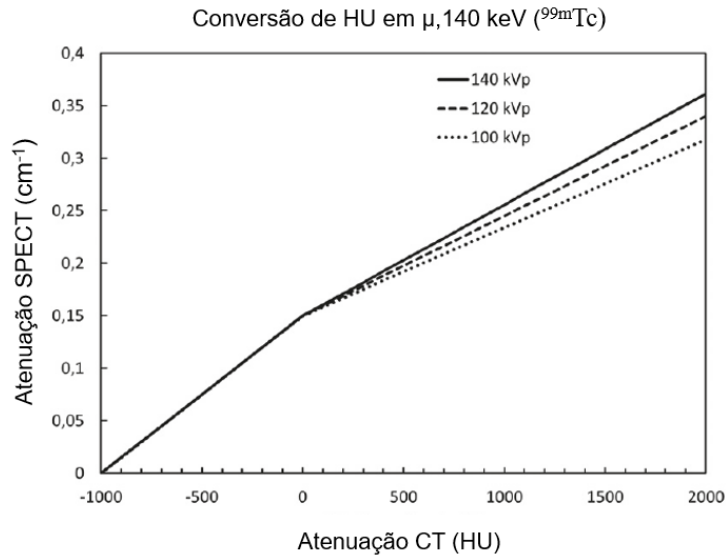


Figura 20 – Modelo Bilinear, usado para converter HU em coeficientes de atenuação linear para energias específicas de radionuclídeos. Exemplo da conversão de HU obtidos de feixes de três diferentes energias em kV (CT) para 140 keV (SPECT).

(Fonte: Adaptado de (48))

Atualmente, é possível combinar imagens de emissão e de transmissão num único equipamento, como é o caso do sistema híbrido SPECT/CT, que se tornou no padrão clínico para CA, mostrando-se eficiente na quantificação (34). O facto de a CG estar acoplada à *gantry* CT, partilhando a mesa do paciente, permite conjugar a informação molecular fornecida pela primeira aos dados anatómicos obtidos com a CT, aumentando a especificidade e a sensibilidade dos resultados. A aquisição quase simultânea dos dados permite a redução do tempo total do exame e evita que haja variação do posicionamento do paciente entre as aquisições, reduzindo os erros na fusão das imagens (10,51). Para além disso, recorrendo aos mapas de atenuação obtidos com a CT, há uma redução significativa do ruído estatístico associado às outras técnicas de correção, devido ao elevado fluxo de fótons fornecido por esta (27).

4.3.2. Correção da dispersão

Uma das primeiras, e mais usadas, técnicas de correção da radiação dispersa (CRD) em imagem SPECT foi implementada por Jaszczak et al., em 1984, propondo a aquisição das contagens simultaneamente em duas janelas de energia: uma janela centrada no fotopico e outra definida para energias inferiores, designada por janela de dispersão (50,52). O método de dupla janela de energia (DEW, do acrónimo em inglês *Dual-Energy-Window*), assume que a distribuição de contagens na janela de energia inferior é qualitativamente igual à distribuição da dispersão na janela de fotopico, apenas diferindo quantitativamente por um fator de ponderação k . Assim, tendo em conta a largura das janelas de energia, as contagens abrangidas pela janela de dispersão são multiplicadas pelo fator k e, depois, subtraídas pixel a pixel às contagens da janela de fotopico (28,53). O método DEW encontra-se representado na Figura 21 e, matematicamente, pode ser descrito pela equação (7).

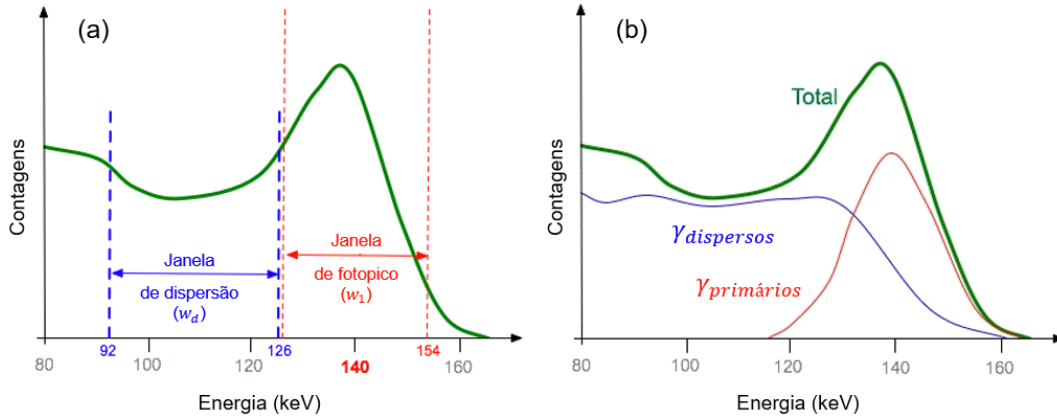


Figura 21 – Método DEW. (a) definição das janelas de energia (w_d e w_1); (b) espectro de energia do ^{99m}Tc , com a contribuição da radiação dispersa ($\gamma_{dispersos}$) e dos fotões primários ($\gamma_{primários}$).
(Fonte: Adaptado de (54,55))

$$\gamma_{primários} = \gamma_{W1} - \frac{\gamma_{Wd}}{w_d} \times w_1 \times k \quad (7)$$

Onde $\gamma_{primários}$ corresponde às contagens que não sofreram dispersão, ou seja, os fotões primários. Os fatores γ_{W1} e w_1 são, respetivamente, as contagens e a largura da janela de fotopico e os fatores γ_{Wd} e w_d correspondem às contagens e à largura da janela de dispersão, respetivamente (53).

O fator de ponderação k deve ser determinado experimentalmente e depende da distribuição da fonte de radiação, da geometria do paciente e de aquisição, das configurações específicas das janelas de energia e da resolução em energia do detetor. Assim, a maior limitação inerente a este método está relacionada com a determinação de um fator de ponderação exato. A precisão do método DEW é também limitada pelo facto de as contagens na janela de dispersão corresponderem a fotões gama suscetíveis a ter sofrido múltiplas interações de Compton, enquanto que as contagens da janela de fotopico correspondem a fotões com ângulos de dispersão menores. Isto leva a uma diferença na distribuição espacial da dispersão entre as duas janelas de energia (3,28).

Com base na técnica acima descrita, foram desenvolvidas várias variantes, aumentando o número de janelas de energia, com o intuito de modelar a distribuição da dispersão com maior precisão (3). Contudo, os mais utilizados na prática clínica continuam a ser o DEW e o método de tripla janela de energia (TEW, do acrónimo em inglês *Triple-Energy-Window*) (53,56). Como o nome indica, o método TEW baseia-se na definição de três janelas de energia, a de fotopico e duas mais estreitas, localizadas uma de cada lado da janela de fotopico (28). Matematicamente, cada projeção com correção da radiação dispersa é obtida, de acordo com a equação (8), subtraindo às contagens na janela de fotopico o número de fotões dispersos (28,50):

$$\gamma_{primários} = \gamma_{W1} - \left(\frac{\gamma_{Wdi}}{w_{di}} + \frac{\gamma_{Wds}}{w_{ds}} \right) \times \frac{w_1}{2} \quad (8)$$

Onde $\gamma_{W_{di}}$ e w_{di} correspondem, respetivamente, às contagens e à largura da janela de energia inferior, ou seja, localizada à esquerda da janela de fotopico, e $\gamma_{W_{ds}}$ e w_{ds} são, respetivamente, as contagens e a largura da janela de energia superior, localizada à direita da janela de fotopico.

Este método tem a vantagem de não recorrer a nenhum fator de ponderação, como acontecia no DEW, mas os dados de dispersão apresentam bastante ruído devido às janelas estreitas de energia e, conseqüentemente, necessitam de ser filtrados antes de serem subtraídos às contagens da janela de fotopico (28).

Outro dos métodos utilizados é o da janela assimétrica, que se encontra descentrada com o fotopico, dado que é deslocada para a região espectral das altas energias, ou seja, para o lado direito do espectro. Assim, é evitada a contribuição dos fotões menos energéticos, permitindo minimizar a radiação dispersa na imagem, contudo, tal como no método TEW, há um aumento do nível de ruído, devido à diminuição do número de contagens que serão registadas nesta janela quando comparado com a janela do fotopico (126 - 154 keV). A definição da janela de energia depende da energia do radionuclídeo utilizado, assim como da geometria do objeto de estudo e da resolução em energia do detetor. Através de estudos em fantasmas foi possível concluir que o método da janela assimétrica resulta numa melhoria do contraste e da resolução espacial da imagem (57).

Estes métodos de CRD não excluem apenas os fotões difusos, havendo também uma percentagem de fotões primários que é eliminada. Para além disso, importa salientar que correção da radiação dispersa deve preceder a correção da atenuação porque, se os fotões dispersos não forem removidos antes de aplicar a CA, também serão amplificados na imagem reconstruída (3,10).

Existem outros métodos, por exemplo, modelos que utilizam simulações Monte Carlo para estimar a componente de dispersão, mas que não serão abordados nesta dissertação por não estarem diretamente relacionados com o objetivo do estudo.

4.3.3. Correção do efeito de volume parcial

Apesar de na prática clínica não ser aplicada a correção de PVE, é importante considerá-la na quantificação da concentração de atividade, especialmente em estruturas pequenas (58).

As técnicas de correção de PVE podem dividir-se em métodos empíricos, baseados em medições físicas em fantasmas, e em métodos de pós-reconstrução sustentados com informação anatómica e, portanto, com necessidade de recorrer a CT ou Ressonância Magnética (59).

Os métodos empíricos, ou de calibração, baseiam-se em coeficientes de recuperação (RC, sigla inglesa de *Recovery Coefficient*), definidos como o rácio entre a atividade medida no fantoma e a atividade teórica. Idealmente, através de estudos em fantasmas, existiria uma base de dados relativa aos RCs que seria utilizada para compensar os efeitos de volume parcial na prática clínica, dividindo a atividade estimada pelo RC apropriado (34,35). Para isso, os estudos em fantasmas devem respeitar os protocolos de aquisição e reconstrução específicos de cada serviço de MN, assim como ser efetuados no sistema SPECT utilizado na prática clínica. Contudo, os coeficientes de recuperação dependem de fatores como o tamanho, forma e posição do objeto de estudo (devido à resolução espacialmente variável), da concentração de atividade nas regiões circundantes, da resolução da CG e dos processos utilizados para aquisição, reconstrução e processamento da imagem SPECT e, por serem vários os fatores, os RCs são frequentemente tabelados apenas em função do tamanho do objeto (35,58,59) e a forma da distribuição da radioatividade é assumida como esférica, o que não é infalivelmente verdade (34). Deste modo, apesar de se tratar de uma técnica relativamente acessível, poder ser utilizada em

estruturas geometricamente simples, como esferas, e melhorar a quantificação da atividade a nível regional, a sua precisão é limitada (58,59).

Por outro lado, os métodos de pós-reconstrução estimam com maior precisão os efeitos de volume parcial sobre as concentrações de atividade medidas, recorrendo a informação anatómica (35,59), que é incorporada sob a forma de imagens de CT ou Ressonância Magnética segmentadas através da definição de ROIs, na etapa de correção de PVE (34). Estes métodos consistem em ajustar a distribuição de atividade obtida com a SPECT à morfologia dos tecidos subjacentes a essa distribuição (32), o que pode ser realizado para o objeto como um todo ou voxel por voxel. As técnicas aplicadas ao voxel são significativamente mais complexas e não há evidência de serem apropriadas para quantificação em SPECT (58,59), pelo que não serão abordadas nesta dissertação. Relativamente aos métodos aplicados a nível do objeto, o mais comum é o da Matriz de Transferência Geométrica (GTM, sigla inglesa de *Geometric Transfer Matrix*), que é formada tendo em conta a PSF do sistema de deteção e os fenómenos de *spill-in* e *spill-out*, referidos na secção 4.2.2, que correspondem à atividade que derrama para dentro e para as fronteiras da ROI, respetivamente. Deste modo, a matriz pode ser invertida e aplicada ao conjunto de atividades medidas em n estruturas de interesse (compartimentos), sendo que a atividade real é obtida através da resolução computacional da equação (9) (34,58):

$$\begin{matrix}
 & i = 1, & 2, & \dots & n \\
 j = 1 & \left[\begin{matrix} \omega_{11} & \omega_{21} & \dots & \omega_{n1} \end{matrix} \right. \\
 j = 2 & \left[\begin{matrix} \omega_{12} & \ddots & & \omega_{n2} \end{matrix} \right. \\
 \vdots & \left[\begin{matrix} \vdots & & \ddots & \vdots \end{matrix} \right. \\
 j = n & \left[\begin{matrix} \omega_{1n} & \omega_{2n} & \dots & \omega_{nn} \end{matrix} \right.
 \end{matrix} \times \begin{bmatrix} A_1 \\ A_2 \\ \vdots \\ A_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ \vdots \\ a_n \end{bmatrix} \quad (9)$$

Onde os coeficientes de ponderação ω_{ij} representam a contribuição de cada domínio espacial i para qualquer ROI j da imagem, isto é, correspondem à fração de sinal emitido no compartimento i e detetado no j . A atividade medida a_j e a GTM representam assim um sistema de equações lineares que pode ser resolvido para os valores de atividade real A_i . Os termos diagonais representam o *spill-out* de cada região, enquanto que os restantes (em que $i \neq j$) representam o fenómeno de *spill-in*, exprimindo a fração de atividade real A_i do domínio espacial i que é integrada na ROI j (34,60).

Por ser suscetível a erros de registo e segmentação, este é um método mais adequado a aquisições em equipamentos híbridos, como SPECT/CT (59).

5. Controvérsias na avaliação de imagens SPECT

Nos últimos anos tem vindo a evidenciar-se a necessidade de avaliar a precisão quantitativa de imagens de MN obtidas a partir de diferentes CG, no sentido em que se tem verificado um grau de variabilidade subjacente ao desempenho intrínseco de sistemas SPECT do mesmo ou de diferentes fabricantes. Em 2009, Hughes et al. (61) compararam a resolução espacial de três sistemas SPECT/CT, concluindo que esta está fortemente dependente do algoritmo de reconstrução e, em 2012, num outro estudo, compararam a qualidade de imagem dos mesmos três sistemas para aplicações cardíacas, demonstrando que estes apresentavam desempenhos diferentes em termos de precisão quantitativa, contraste, SNR e uniformidade (62).

Assim, apesar da harmonização dos protocolos SPECT entre diferentes CG ainda não ser uma área de investigação muito explorada em ambiente multicêntrico, mais recentemente têm sido realizados alguns estudos em fantasmas (5,8,63–65) com o principal objetivo de avaliar em que medida as diferentes configurações da CG e dos protocolos de aquisição, reconstrução e processamento podem influenciar, qualitativa e quantitativamente, a qualidade da imagem obtida. Na Tabela 2 encontra-se uma síntese dos mais recentes estudos relacionados com o objetivo do presente trabalho, evidenciando a existência de variabilidade na qualidade de imagens SPECT, obtidas com diferentes equipamentos e/ou protocolos de aquisição e reconstrução.

Zimmerman et al. (5) investigaram as capacidades de precisão quantitativa, para Bário-133 (^{133}Ba), em sistemas de imagiologia planar, SPECT e SPECT/CT, em 9 países, contando com um total de 10 CG. O principal objetivo era avaliar a necessidade de padronização e harmonização da MN quantitativa à escala internacional. Nesse sentido, o estudo consistiu em dois ensaios, em que no primeiro os participantes quantificaram a atividade de ^{133}Ba utilizando os seus protocolos locais e, no segundo, repetiram as medições com um protocolo de aquisição e reconstrução padronizado, em que os dados foram depois processados por um único centro. A precisão quantitativa de cada sistema foi analisada pelo RC, ou seja, o rácio entre a atividade obtida pelo participante e a atividade calibrada pelo Instituto Nacional de Padrões e Tecnologia (NIST, acrónimo inglês de *National Institute of Standards and Technology*). No primeiro ensaio as atividades medidas foram subestimadas em 15% pela imagiologia planar, e sobrestimadas em 10% com SPECT (CA por método de Chang) e SPECT/CT. No segundo ensaio, com a padronização dos protocolos, verificaram-se melhorias na exatidão e precisão da quantificação, tendo-se obtido RCs médios de 1,06 para imagiologia planar, 0,94 para SPECT e 1,02 para SPECT/CT. Deste modo, verificaram-se maiores incertezas relativamente aos métodos planares e aos estudos que aplicaram a correção de atenuação de Chang, o que se deveu essencialmente às dificuldades de segmentação das ROIs e ao facto da SPECT/CT implicar menor interação por parte do operador. Neste estudo, verificou-se ainda uma maior variação de resultados na quantificação efetuada em diferentes locais, pelo que se confirmou a necessidade de protocolos de aquisição e processamento detalhados e harmonizados entre diferentes instituições, a fim de se conseguir uma quantificação precisa e fiável.

Peters et al. (8) avaliaram a precisão quantitativa para $^{99\text{m}}\text{Tc}$ e a variabilidade entre 5 sistemas SPECT/CT, de diferentes serviços de MN, estudando a influência dos protocolos de reconstrução, da estrutura do paciente e do volume da lesão, na reprodutibilidade dos RCs. Para isso, usaram três fantasmas, o NEMA IEC Body, que representa um paciente com índice de massa corporal (IMC) considerado normal e contém 6 esferas de diferentes diâmetros, e outros dois fantasmas, semelhantes ao primeiro, mas com um tamanho maior, refletindo IMCs superiores. Usaram protocolos de aquisição harmonizados e dois métodos de reconstrução diferentes para cada sistema, o usado na prática clínica dos serviços (específico do fabricante) e um algoritmo de reconstrução padronizado. Avaliaram a

quantificação absoluta pelos RCs e, como determinaram a concentração máxima e média de atividade para cada esfera, obtiveram também RCs máximos ($RC_{\text{máximo}}$) e médios ($RC_{\text{médio}}$). A variabilidade entre sistemas foi analisada pela reprodutibilidade destes valores, através do cálculo da mediana do desvio absoluto dos RCs para cada esfera (MAD, do acrónimo em inglês *Median Absolute Deviation*). Com a reconstrução específica obtiveram variabilidades entre sistemas de 0,10 e 0,16, para os RCs médio e máximo e, com a reconstrução padronizada, esta variabilidade diminuiu para 0,04 e 0,05. A MAD aumentou nos fantasmas de IMC superior e as esferas mais pequenas mostraram menor exatidão quantitativa. Verificaram que, no fantoma maior, os RCs são inferiores para as esferas mais pequenas, indicando que a quantificação de volumes pequenos em pacientes com maior IMC é mais desafiante, o que se deve essencialmente ao aumento da distância do detetor à fonte e do efeito de atenuação. Tendo em conta que as maiores diferenças se deveram à utilização de diferentes algoritmos de reconstrução, os autores deste estudo concluíram que estes são a principal causa da variabilidade de resultados entre diferentes CG e serviços de MN.

Posteriormente, Peters et al. (63) avaliaram a precisão quantitativa para Lutécio-177 (^{177}Lu) e a variabilidade entre 4 sistemas SPECT/CT, estudando a influência dos protocolos de reconstrução na reprodutibilidade dos RCs. Tal como no estudo anterior, recorreram a protocolos de aquisição harmonizados e a dois métodos de reconstrução para cada sistema, o usado na prática clínica dos serviços e um algoritmo padronizado. Avaliaram a quantificação absoluta pelos RCs e a variabilidade entre sistemas foi analisada pela reprodutibilidade destes valores, através do cálculo do intervalo entre os RCs determinados para cada sistema. Com a reconstrução específica de cada fabricante obtiveram variabilidades entre sistemas de 0,41 e 0,62, para os RCs médio e máximo e, com a reconstrução padronizada, esta variabilidade diminuiu para 0,19 e 0,32, respetivamente. Os autores desta investigação concluíram que, eliminando as possíveis fontes de variação entre a qualidade de imagem, é possível reduzir drasticamente as diferenças da quantificação entre sistemas, pelo que é fundamental que haja um acordo entre fabricantes e serviços de MN, relativamente aos protocolos de aquisição/reconstrução, de forma a alcançar a quantificação absoluta em estudos SPECT.

Kupitz et al. (64) compararam um protocolo clinicamente utilizado com um protocolo orientado pela NEMA, estudando a precisão quantitativa para $^{99\text{m}}\text{Tc}$, pelos RCs, e a SNR para diferentes parametrizações de protocolos de aquisição e reconstrução, com o objetivo de identificar um protocolo otimizado. Usaram dois protocolos de aquisição diferentes para analisar o efeito do número de projeções para o mesmo tempo total de exame. No processo de reconstrução foi usado o método iterativo OSEM com diferentes parametrizações. Para além disso, estudaram o efeito da correção da dispersão pelo método DEW através de dois fatores k diferentes, o utilizado por defeito para $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ($k = 0,47$) e um otimizado para a geometria do fantoma ($k = 0,18$). Concluíram que o fator k otimizado pela NEMA permitiu medir uma atividade no fantoma mais próxima da real. Em relação ao número de iterações OSEM, verificaram que o seu aumento é benéfico para os RCs, mas piora a SNR. Os parâmetros de aquisição mostraram uma menor influência nos RCs e não se mostraram estatisticamente significativos para a SNR. Verificaram ainda que os RCs e a SNR aumentam com o aumento do volume das esferas. Os autores deste artigo concluíram que os melhores resultados quantitativos e qualitativos foram obtidos com o fator k otimizado pela NEMA, mas que, em relação ao método iterativo de reconstrução, devem usar-se diferentes parametrizações de acordo com o pretendido: análise quantitativa ou qualitativa.

Alqahtani et al. (65) investigaram o impacto do tempo de aquisição e dos parâmetros de reconstrução e correção na qualidade da imagem para $^{99\text{m}}\text{Tc}$, em termos de coeficientes de recuperação de contraste, variabilidade de fundo e relação contraste-ruído (CR, BV e CNR, siglas inglesas de *Contrast Recovery*, *Background Variability* e *Contrast-to-Noise Ratio*, respetivamente). Pretendiam diminuir o tempo de aquisição da prática clínica, mantendo a qualidade da imagem. Para isso, simularam aquisições de 15, 8

e 3 segundos por projeção, sendo o primeiro o tempo utilizado na prática clínica local. Os dados adquiridos foram reconstruídos por método OSEM com diferentes parametrizações e foram aplicados filtros Gaussianos, pós-reconstrução, (Tabela 2). Confirmaram que o aumento do número de iterações aumenta a CR, devido ao aumento da BV. As esferas mais pequenas demonstraram uma variabilidade de fundo superior, o que se deve essencialmente ao aumento do ruído e, como era expetável, este diminuiu com o aumento do tempo de aquisição e aumentou com o incremento do número de iterações utilizadas na reconstrução. A convergência de CR para os três tempos de aquisição foi obtida para 12 iterações, com uma variação inferior a 3,5%, sendo que um tempo de aquisição de 8s permitiu valores de contraste nas 6 esferas próximos aos obtidos com o protocolo clínico de 15s, e consideravelmente superiores aos alcançados para um tempo de aquisição de 3s. Em relação à CNR, esta aumentou consoante o aumento do tamanho das esferas, em todos os tempos de aquisição, apesar de ser sempre superior para aquisições mais longas. Contudo, aquisições de 8s/projeção já permitiram uma CNR aceitável, no sentido em que foi possível visualizar e distinguir as duas esferas menores. Para todos os tempos de aquisição, o nível de ruído diminuiu com o aumento da largura do filtro e, apesar de a CR melhorar em imagens desprovidas de filtro, verificou-se uma diminuição significativa da variabilidade de fundo com a aplicação do filtro Gaussiano de 8 mm. Deste modo, os autores concluíram que os parâmetros de reconstrução otimizados preservaram a qualidade de imagem com a redução do tempo de aquisição, sugerindo um protocolo clínico otimizado com um tempo de aquisição de 8s/projeção, reconstrução OSEM com 12 iterações e 8 subconjuntos e um filtro Gaussiano de 8 mm.

Tendo em conta o acima referido, a evidência tem demonstrado a existência de controvérsias na qualidade de imagem SPECT obtida em condições distintas, quer seja em diferentes CG, num ambiente multicêntrico, ou em imagens adquiridas com o mesmo equipamento e no mesmo local, mas seguindo diferentes diretrizes. De acordo com os resultados alcançados nos referidos estudos, conclui-se que, para além das diferenças na eletrónica associada a cada modelo de CG, os diferentes procedimentos inerentes à aquisição, reconstrução e processamento dos estudos estarão na base da diversidade de resultados evidenciada. Há, portanto, uma necessidade de padronizar e otimizar os protocolos e diretrizes de procedimentos para alcançar melhores valores na precisão quantitativa e na repetibilidade de resultados em diferentes serviços de MN, para que os dados obtidos possam ser comparados de forma fiável.

A Associação Europeia de Medicina Nuclear (EANM, sigla inglesa de *European Association of Nuclear Medicine*) criou o programa de Acreditação EARL para a PET/CT, permitindo a padronização em ambiente multicêntrico da quantificação do radiofármaco mais utilizado em PET, fluorodesoxiglicose (^{18}F – FDG). Contudo, ainda não foram realizados esforços semelhantes para a SPECT. Assim, dado que a criação de um programa similar permitiria uma maior padronização de procedimentos e, conseqüentemente, melhoraria o alinhamento da quantificação entre diferentes sistemas, é necessária uma maior perceção da exatidão e precisão quantitativa, assim como do desempenho dos diferentes equipamentos. Até à data, não existe nenhum estudo que compare a qualidade de imagens SPECT obtidas em diferentes CG, num ambiente multicêntrico, especificamente em termos de resolução espacial, contraste, ruído e sensibilidade. Deste modo, considera-se pertinente a existência do presente estudo, perspetivando-se como um importante passo para a harmonização da qualidade das imagens obtidas com diferentes equipamentos de CG.

Tabela 2 – Estudos que evidenciam a existência de variabilidade na qualidade de imagens SPECT obtidas com diferentes equipamentos/protocolos.

Autores, ano	Objetivos do estudo	Radionuclídeo	Fantomas	Aquisição	Método Reconstrução	Correções	Parâmetros calculados	Principais resultados
Zimmerman et al., 2017 (5)	Investigar as capacidades de precisão quantitativa de imagiologia de fóton único em 9 países; avaliar a necessidade de padronização e harmonização da MN quantitativa à escala internacional	¹³³ Ba	Jaszczak	Específica clínica Padronizada (Planar 600s; SPECT 128 projeções/360.º - 60s/projeção)	Específico clínica Padronizado: OSEM	Específica clínica Padronizada: CA (CT ou Chang), CRD (TEW)	RC	RC_{médio} protocolos clínicos: Planar: 0,85; SPECT e SPECT/CT: 1,10 RC_{médio} protocolo padronizado: Planar: 1,06; SPECT: 0,94; SPECT/CT: 1,02
Peters et al., 2019 (8)	Avaliar a precisão quantitativa e a variabilidade entre 5 sistemas SPECT/CT; estudar a influência dos protocolos de reconstrução, da estrutura do paciente e do volume da lesão na reprodutibilidade dos RC	^{99m} Tc	3 NEMA IEC Body (2 adaptados)	Padronizada (128 projeções/360.º - 20s/projeção)	Específico fabricante Padronizado: OSEM: 5i/16s	Específica fabricante Padronizada: CA (CT), CRD (Monte Carlo) Filtro Gaussiano (5 mm)	RC	Variabilidade (fabricante): RC _{médio} – 0,10; RC _{máximo} – 0,16 Variabilidade (padronizado): RC _{médio} – 0,04; RC _{máximo} – 0,05
Peters et al., 2020 (63)	Avaliar a precisão quantitativa e a variabilidade entre 4 sistemas SPECT/CT com os correspondentes algoritmos de reconstrução	¹⁷⁷ Lu	Jaszczak	Padronizada (128 projeções/360.º - 40s/projeção)	Específico fabricante Padronizado: OSEM: 5i/16s	Específica fabricante Padronizada: CA (CT), CRD (Monte Carlo) Filtro Gaussiano (5 mm)	RC	Variabilidade (fabricante): RC _{médio} – 0,41; RC _{máximo} – 0,62 Variabilidade (padronizado) RC _{médio} – 0,19; RC _{máximo} – 0,32
Kupitz et al., 2021 (64)	Comparar qualitativa e quantitativamente a imagem com diferentes parametrizações de aquisição e reconstrução; encontrar um protocolo otimizado	^{99m} Tc	NEMA IEC Body	Clínico (60 projeções/360.º - 20s/projeção) NEMA (120 projeções/360.º - 10s/projeção)	OSEM: 2i/10s, 4i/10s, 5i/15s, 24i/10s	CA (CT), CRD (DEW: $k = 0,47$, $k = 0,18$)	RC, SNR	Diferenças de aquisição não foram significativas; Reconstrução otimizada: Quantitativa: 24i/10s; $k = 0,18$ Qualitativa: 2i/10s; $k = 0,18$
Alqahtani et al., 2022 (65)	Investigar o impacto do tempo de aquisição e dos parâmetros de reconstrução na qualidade da imagem; encontrar o menor tempo de aquisição que permita manter a qualidade da imagem	^{99m} Tc	NEMA IEC Body	Clínico (120 projeções/360.º - 15s/projeção) Teste (3s/projeção; 8s/projeção)	OSEM: 4i/8s, 8i/8s, 12i/8s, 16i/8s, 20i/8s, 24i/8s	CA (CT), CRD (Monte Carlo) Filtro Gaussiano (0-12 mm)	CR, BV, CNR	Otimização: Tempo aquisição: 8s/projeção Parametrização OSEM: 12i/8s

6. Materiais e métodos

6.1. Fantomas

Tendo em conta as complicações éticas relacionadas com a repetição de estudos SPECT num mesmo paciente, devido essencialmente ao facto de ser contraindicada a exposição do mesmo em termos dosimétricos, e considerando a variabilidade subjacente ao organismo humano, assim como os estudos realizados neste âmbito, o trabalho desenvolvido neste estudo quasi-experimental foi feito com recurso aos fantomas Jaszczak (*Deluxe Jaszczak Phantom™*) e NEMA IEC Body (*NEMA IEC Body Phantom Set™*). A utilização de fantomas permite simular órgãos ou estruturas da anatomia humana e criar situações controladas para avaliar a qualidade de imagem, a exatidão e precisão quantitativa e, neste caso, a reprodutibilidade de valores entre diferentes sistemas SPECT.

O fantoma Jaszczak (Figura 22) fornece informações de desempenho para qualquer sistema SPECT, permitindo a avaliação do colimador, artefactos, calibração e parâmetros de reconstrução e correção. O modelo utilizado consiste num compartimento cilíndrico constituído por (9):

- Um segmento de radioatividade homogénea (fundo), com volume aproximadamente igual a 5,7 litros (com inserções);
- 6 esferas sólidas (“frias”), com diâmetros de 9,5, 12,7, 15,9, 19,1, 25,4 e 31,8 mm;
- 6 conjuntos de *rods* “frias”, com diâmetros de 4,8, 6,4, 7,9, 9,5, 11,1 e 12,7 mm.

Este fantoma foi incluído neste estudo porque, devido às suas características físicas, torna-se ideal para análise qualitativa de imagem, em termos de avaliação da resolução espacial tomográfica, permitindo também uma análise quantitativa através do cálculo da percentagem de contraste para lesões “frias”, do ruído e determinação da sensibilidade volumétrica dos sistemas.

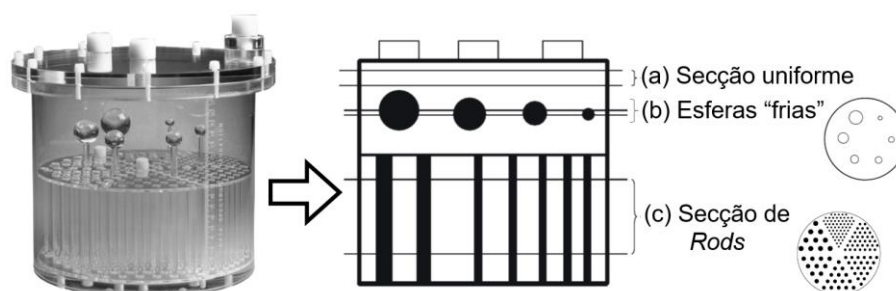


Figura 22 – *Deluxe Jaszczak Phantom™*. (a) Secção uniforme do fantoma; (b) esferas “frias”; (c) secção de *rods*.
(Fonte: Adaptado de (9,66))

O fantoma NEMA IEC Body (Figura 23) produz imagens que simulam as que seriam obtidas num estudo de varrimento corporal, permitindo estimar a precisão da quantificação absoluta da concentração de radioatividade num volume uniforme de interesse no interior do fantoma. Assim, este fantoma mostra-se especialmente útil para análise quantitativa de imagem, através da determinação da recuperação de contraste, possibilitando a comparação dos diferentes modelos de CG em termos de precisão quantitativa. Consiste num compartimento corporal de volume aproximadamente igual a 9,7 litros, constituído por (12):

- Um compartimento, que neste trabalho continha uma concentração homogênea de modo a simular um fundo, com volume aproximadamente igual a 9,28 L (com inserções);
- 6 esferas “quentes” com diâmetros internos (e volumes correspondentes) de 10 mm (0,52 mL), 13 mm (1,15 mL), 17 mm (2,57 mL), 22 mm (5,57 mL), 28 mm (11,49 mL) e 37 mm (26,52 mL);
- Uma inserção cilíndrica preenchida com esferovite – com 180 mm de comprimento e diâmetro igual a 51 mm – que permitiria simular a atenuação nos pulmões (sem influência no presente estudo).



Figura 23 – *NEMA IEC Body Phantom Set™*.
(Fonte: (67))

6.1.1. Preparação dos fantasmas

Os fantasmas foram preenchidos com solução homogênea de ^{99m}Tc diluído em água. No caso do NEMA IEC Body, foram utilizadas duas seringas com a mesma atividade, sendo que uma delas foi injetada diretamente no compartimento do fundo do fantoma (previamente preenchido com água), e a atividade da outra seringa foi diluída em 1L de água e, de seguida, injetada em cada uma das 6 esferas.

Efetuarão-se aquisições com os dois fantasmas, em cada serviço de MN, para atividades de 370 e 740 MBq e, portanto, concentrações de atividade de 0,06 e 0,13 MBq/mL no fantoma Jaszczak, e um rácio de concentração esferas/fundo aproximadamente igual a 9,4:1 no fantoma NEMA, de forma a avaliar a reprodutibilidade dos resultados no mesmo equipamento, para diferentes concentrações de atividade, e entre equipamentos.

As atividades de ^{99m}Tc foram medidas no calibrador de doses, sendo que a atividade injetada em cada fantoma (A_0) é dada pela equação (10), que corresponde à diferença entre a atividade inicialmente medida na seringa ($A_{seringa}$) e a atividade residual ($A_{residual}$):

$$A_0 = A_{seringa} - A_{residual} \quad (10)$$

Foram anotados todos os valores de atividade, assim como as respetivas horas de medição, de forma a poder determinar-se a atividade presente nos fantasmas no início de cada aquisição (A), pela Lei de Decaimento Radioativo, dada pela equação (11):

$$A = A_0 e^{-\lambda t} \quad (11)$$

Onde λ é a constante de decaimento do ^{99m}Tc e t é o tempo decorrido entre o momento em que a atividade foi colocada no fantoma e o início da aquisição.

À hora de aquisição, a atividade nos fantasmas variou entre 321 e 366 MBq e entre 681 e 752 MBq.

6.2. Câmaras Gama

Os estudos foram adquiridos com recurso às CG Philips BrightView (Philips Healthcare), GE NM/CT 850 e GE Infinia II (GE Healthcare), existentes em três serviços de MN da região de Lisboa e Vale do Tejo. As principais características dos três equipamentos incluídos neste estudo estão apresentadas na Tabela 3.

Tabela 3 – Características das CG incluídas no estudo, com colimador LEHR¹.

Câmara Gama	Philips BrightView	GE NM/CT 850	GE Infinia II
Número de detetores	2	2	2
Espessura do Cristal (NaI)	9,5 mm	15,9 mm	9,5 mm
PMTs (por detetor)	59	59	59
FOV ²	54 × 40,6 cm	54 × 40 cm	54 × 40 cm
Geometria do colimador	Hexagonal	Hexagonal	Hexagonal
Diâmetro dos orifícios	1,22 mm	1,5 mm	1,5 mm
Comprimento dos orifícios	27 mm	35 mm	35 mm
Espessura dos septos	0,152 mm	0,2 mm	0,2 mm
Penetração septal @ 140 keV	1,7%	0,3%	0,3%

6.2.1. Critérios de inclusão

A. Câmaras Gama:

Com controlos da qualidade realizados, que assegurem a fiabilidade dos resultados, nomeadamente, com valores dentro dos limites de referência estipulados pelos Critérios de Aceitação de Equipamento Radiológico Médico utilizado em MN (68):

- Resolução espacial intrínseca < 6 mm;
- Resolução em energia intrínseca < 15%;
- Uniformidade diferencial e integral < 7%;
- Variação da sensibilidade dos detetores < 10%;

¹ Colimador de baixa energia e alta resolução, do inglês *Low Energy High Resolution*.

² Campo de visão, do inglês *Field of View*

- Resolução espacial do sistema SPECT, FWHM < 15 mm.
- Desvio do centro de rotação < 1 pixel;

B. Calibradores de dose usados para determinar as atividades de ^{99m}Tc a incluir nos fantomas, nomeadamente, com valores de (68):

- Precisão e exatidão < 5%;
- Linearidade < 5%;
- Reprodutibilidade < 1%.

6.3. Variáveis em estudo

Independentes:

- Modelos de equipamento de CG;
- Atividades de ^{99m}Tc ;
- Colimador (LEHR);
- Arco de rotação (360.º);
- Dimensão da matriz (128×128);
- Número de projeções;
- Tempo/projeção;
- Janela de energia;
- Método de reconstrução de imagem;
- Número de iterações e subconjuntos;
- Filtros utilizados na pré e pós-reconstrução das imagens SPECT;
- Correção de atenuação baseada em mapas de atenuação de CT.

Dependentes:

- Resolução espacial;
- Sensibilidade;
- Ruído;
- Percentagem de contraste;
- Recuperação de contraste.

6.4. Aquisição dos estudos SPECT

De modo a comparar a qualidade de imagem entre os diferentes sistemas e avaliar a tendência de cada CG, foram adquiridas imagens de cada fantoma, seguindo os parâmetros de aquisição do protocolo de SPECT Óssea utilizado na prática clínica do respetivo serviço de MN (aqui denominados como A, B e C), para duas diferentes atividades de ^{99m}Tc (370 e 740 MBq). Deste modo, em cada serviço foram efetuadas duas aquisições com cada fantoma.

Os parâmetros utilizados na aquisição dos estudos SPECT, com recurso aos diferentes modelos de CG, são apresentados na Tabela 4 e a Figura 24 exemplifica o posicionamento dos fantasmas durante as aquisições.

Tabela 4 – Parâmetros de aquisição dos estudos SPECT.

Serviço de MN	A	B	C
Modelo de CG	Philips BrightView	GE NM/CT 850	GE Infinia II
Posição dos detetores	Paralela (H)	Paralela (H)	Paralela (H)
Tipo de colimador	LEHR	LEHR	LEHR
Modo de aquisição	<i>Step and shoot</i>	<i>Step and shoot</i>	<i>Step and shoot</i>
Arco de rotação	360.º	360.º	360.º
Dimensão da matriz	128×128	128×128	128×128
Nº projeções	128	60	72
Tempo/projeção	15 s	16 s	25 s
Janela de energia	144 keV ($\pm 10\%$)	140 keV ($\pm 10\%$)	140 keV ($\pm 10\%$)

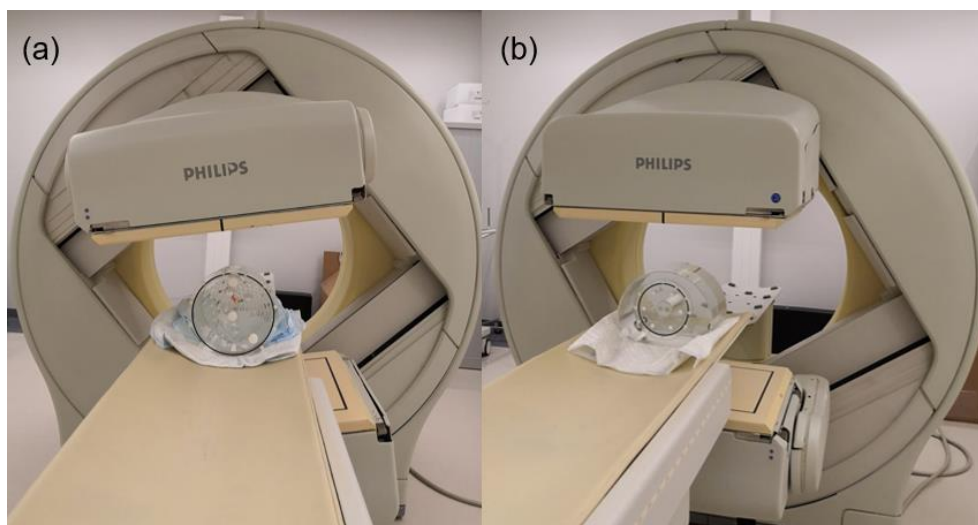


Figura 24 – Posicionamento dos fantasmas para aquisição de imagem SPECT. (a) Posição do fantoma Jaszczak na CG; (b) posição do fantoma NEMA na CG.

6.5. Aquisição de estudos CT

Para além das aquisições SPECT, efetuaram-se aquisições de CT, facultando uma referência anatómica dos fantasmas, para auxiliar a segmentação das regiões de interesse. Para além disso, estas aquisições foram utilizadas para estudar a influência da CA com base em mapas de atenuação de CT.

Os estudos CT foram apenas adquiridos nos serviços de MN A e B, onde pertenciam a Philips BrightView e a GE NM/CT 850, dada a impossibilidade de os efetuar no serviço C, por ausência de equipamento. Destas duas, apenas a GE NM/CT 850 é um equipamento híbrido de SPECT/CT, pelo que, no caso da Philips BrightView foi necessário recorrer a outro equipamento, disponível no mesmo

serviço de MN, para adquirir imagens CT de ambos os fantasmas. Os parâmetros de aquisição dos estudos CT dos serviços A e B são apresentados na Tabela 5.

Tabela 5 – Parâmetros de aquisição dos estudos CT.

Serviço de MN	A	B
Modelo de equipamento	Philips Vereos PET/CT	GE NM/CT 850
Dimensão da matriz	512×512	512×512
Tipo de aquisição	Espiral	Espiral
FOV axial	60 cm	60 cm
Espessura de corte	4 mm	2,5 mm
Voltagem	120 kV	120 kV
Intensidade de corrente	99 mA	10 mA
<i>Pitch</i>	0,828	0,875
Colimação	64×0,625 mm	8×1,25 mm

6.6. Reconstrução e processamento dos estudos SPECT

Numa primeira fase, as imagens adquiridas com os fantasmas Jaszczak e NEMA IEC Body foram processadas e reconstruídas, no respetivo serviço de MN, de acordo com o *software* e parâmetros utilizados na prática clínica (Tabela 6).

Tabela 6 – Parâmetros de reconstrução e processamento dos estudos SPECT.

Serviço de MN	A	B	C
Modelo de CG	Philips BrightView	GE NM/CT 850	GE Infinia II
Método de reconstrução	Astonish (OSEM)	OSEM	OSEM
Nº iterações	2	2	2
Nº subconjuntos	16	10	10
Filtro pré-reconstrução	-	<i>Hann</i>	<i>Hann</i>
Frequência de corte (<i>f_c</i>)	-	0,9 ciclos/pixel	0,9 ciclos/pixel
Filtro pós-reconstrução	-	<i>Butterworth</i>	<i>Butterworth</i>
Frequência de corte Ordem	-	0,48 ciclos/pixel; 10	0,48 ciclos/pixel; 10

Após a reconstrução, a dimensão do voxel cúbico das imagens adquiridas nos serviços A, B e C foi, respetivamente, 4,664 mm, 4,418 mm e 4,428 mm.

Posteriormente, considerando a análise qualitativa e quantitativa das imagens adquiridas na primeira fase, seguindo os protocolos clínicos, os parâmetros de reconstrução e processamento foram reformulados de forma a averiguar a influência da uniformização dos mesmos na qualidade da imagem

SPECT e na reprodutibilidade de valores entre diferentes CG e serviços de MN. Foram tidos em consideração os resultados da primeira fase do estudo, assim como a revisão da literatura já efetuada e as características dos três modelos de CG e respectivas estações de processamento.

Nesta segunda fase do estudo, que consistiu na uniformização da reconstrução e processamento das imagens, começou por igualar-se o método de reconstrução (OSEM), assim como o número de subconjuntos (16) em todas as imagens adquiridas nas três CG. O software *IntelliSpace Portal 11.0*, disponível na estação de processamento da Philips BrightView, não permite a aplicação de filtros pré-reconstrução para OSEM, pelo que inicialmente se optou por processar as imagens apenas com o filtro de pós-reconstrução *Butterworth*, com fc de 0,48 e ordem 10 (Protocolo 1), como já definido nas restantes CG. De seguida, foi testada outra parametrização, em que não foram aplicados quaisquer filtros (Protocolo 2), de forma a estudar a influência dos mesmos na recuperação de contraste.

Os novos parâmetros de reconstrução e processamento testados nas CG serão a partir daqui denominados como Protocolos 1 e 2, como indicado na Tabela 7.

Tabela 7 – Parâmetros de reconstrução e processamento uniformizados para as três CG.

Protocolo	1	2
Método de reconstrução	OSEM	OSEM
Nº iterações	2	2
Nº subconjuntos	16	16
Filtro pós-reconstrução	<i>Butterworth</i>	-
Frequência de corte; Ordem	0,48 ciclos/pixel; 10	-

6.7. Estudos com correção de atenuação

Como complemento ao objetivo principal do presente estudo, tendo em conta as aquisições de tomografia computadorizada já efetuadas aos fantasmas, conforme referido na secção 6.5, considerou-se pertinente efetuar CA com base em mapas de atenuação de CT, com vista a estudar o efeito da mesma na avaliação quantitativa da qualidade de imagem SPECT, nas diferentes CG. Contudo, este estudo não foi possível na GE Infinia II porque, como já referido, a instituição onde pertence esta CG não possui equipamento de tomografia computadorizada e, portanto, este tipo de CA não será exequível na prática clínica deste serviço.

Neste contexto, importa ainda referir que no caso da Philips BrightView foi necessário proceder ao alinhamento espacial entre as imagens SPECT e CT, adquiridas em diferentes equipamentos, através do *software* da Philips, *IntelliSpace Portal 11.0*, disponível na estação de processamento. Os estudos adquiridos com a GE NM/CT 850 não foram alvo deste processo, no sentido em que, tratando-se de um equipamento híbrido, as imagens foram adquiridas em simultâneo com o fantoma na mesma maca, sem haver alterações no posicionamento do mesmo.

6.8. Análise qualitativa e quantitativa de imagem SPECT

Após as fases de reconstrução e correção, as imagens SPECT do fantoma Jaszczak foram analisadas qualitativamente, em termos de resolução espacial. Para além da análise qualitativa, os estudos obtidos com o Jaszczak foram analisados em termos quantitativos, através da determinação da sensibilidade volumétrica, da percentagem de contraste e de ruído.

As imagens do fantoma NEMA IEC Body foram utilizadas para obter rácios de contagens entre as esferas do fantoma e o respetivo fundo, permitindo a determinação da recuperação de contraste, como determinado pelo standard NEMA NU 2-2018 (69), de forma a comparar a quantificação em diferentes CG e, conseqüentemente, avaliar a reprodutibilidade dos valores.

6.8.1. Resolução espacial

A resolução espacial foi determinada subjetivamente, através de interpretação visual. Para isso, observaram-se as *rods* “frias” constituintes do fantoma Jaszczak, de tamanhos variáveis e conhecidos (Figura 25). Deste modo, o menor conjunto de *rods* possível de ser distinguido na imagem SPECT foi considerado como sendo a sua resolução espacial.

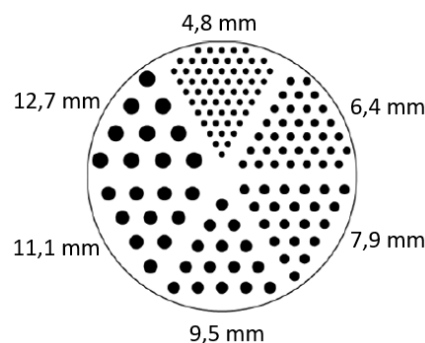


Figura 25 – *Rods* constituintes do fantoma Jaszczak, utilizadas para determinação da resolução espacial.
(Fonte: Adaptado de (9))

6.8.2. Sensibilidade

Considerando o referido na secção 4.1.2, e dado que visualmente se detetou uma diferença na captação de atividade ao longo do fantoma Jaszczak na imagem SPECT, devido à presença das *rods* “frias”, a taxa de contagens por unidade de atividade radioativa foi determinada em três diferentes secções das imagens adquiridas com este fantoma, de forma a avaliar a influência da secção de *rods* na sensibilidade determinada para o volume total do fantoma. Assim, recorreu-se ao *software 3D Slicer 4.11* para criar três máscaras numa CT do fantoma Jaszczak:

1. VOI cilíndrica englobando o volume total do fantoma - Figura 26 (a);
2. VOI cilíndrica na secção uniforme do fantoma - Figura 26 (b);
3. VOI cilíndrica na secção que contém as *rods* “frias” - Figura 26 (c).

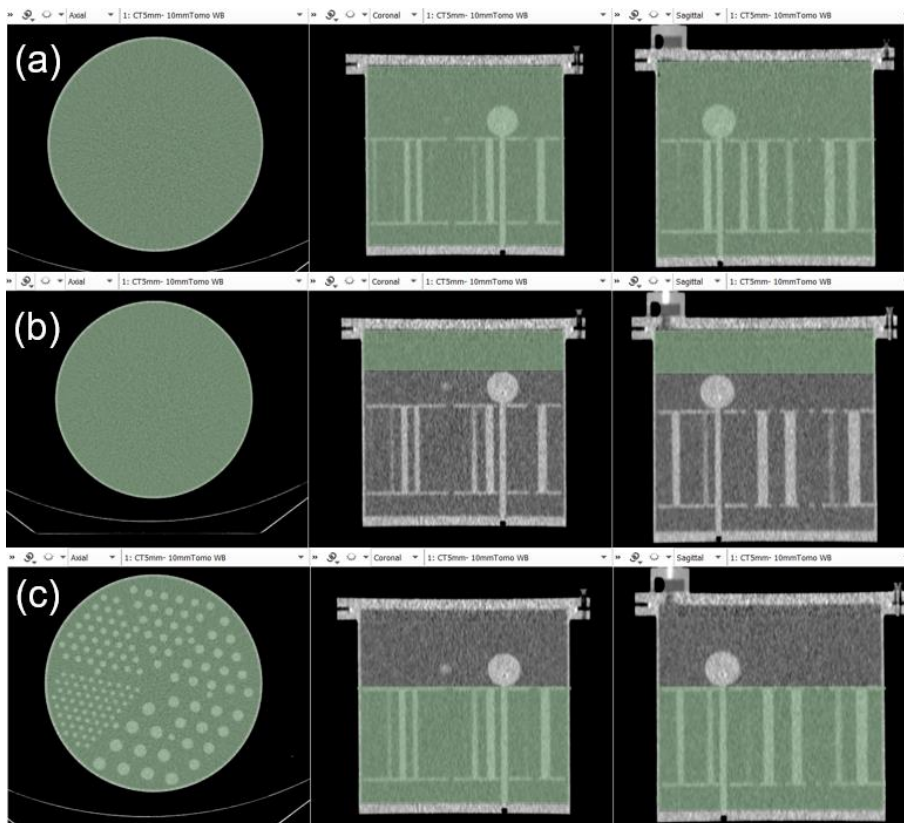


Figura 26 – Máscaras elaboradas nas imagens CT do fantoma Jaszczak, nos planos axial, coronal e sagital. (a) VOI cilíndrica no volume total do fantoma; (b) VOI cilíndrica na secção uniforme do fantoma; (c) VOI cilíndrica na secção que contém as *rods* “frias”.

As máscaras foram posteriormente aplicadas a cada uma das imagens SPECT do Jaszczak, possibilitando obter o valor das contagens totais na VOI delineada. Na Figura 27 são exemplificadas as segmentações efetuadas, nas imagens SPECT do fantoma Jaszczak, para determinação da taxa de contagens por unidade de atividade radioativa nas diferentes secções do fantoma.

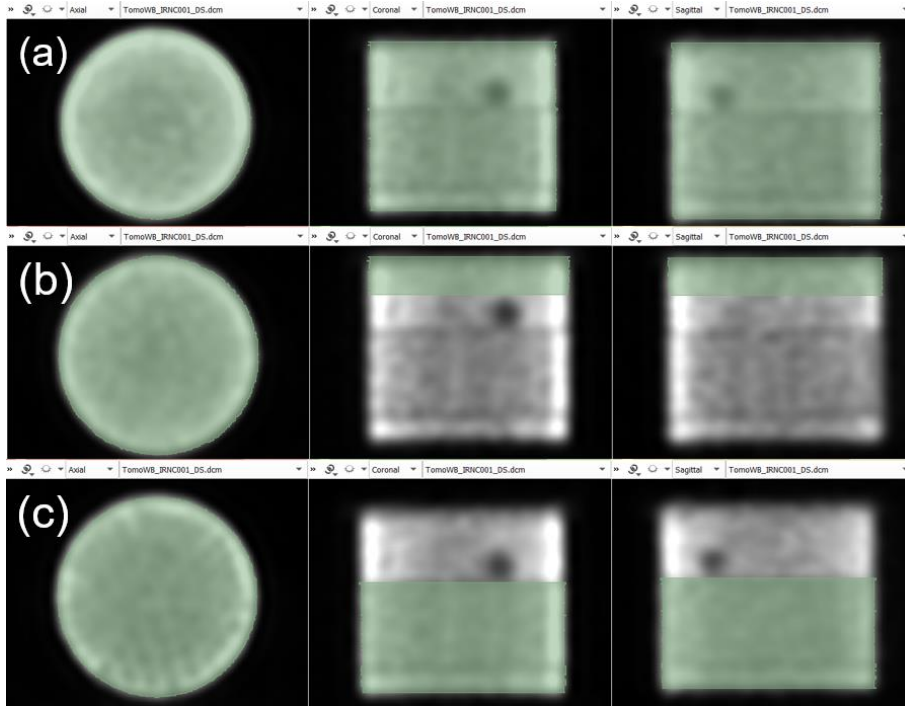


Figura 27 – Máscaras aplicadas às imagens SPECT do Jaszczak para determinação da taxa de contagens por unidade de atividade nas diferentes secções do fantoma: (a) volume total; (b) secção uniforme; (c) secção que contém as *rods* “frias”.

De seguida, para cada segmentação, determinou-se a sensibilidade (S) em cada imagem adquirida através da equação (12):

$$S = \frac{N_{VOI}/V_{VOI}}{A_{Fantoma} \times t} \quad (12)$$

Onde N_{VOI} corresponde ao número total de contagens no volume de interesse (V_{VOI}), $A_{Fantoma}$ é a concentração de atividade teórica presente no fantoma e t é o tempo de aquisição, correspondente ao número de projeções multiplicado pelo tempo por projeção (59).

6.8.3. Ruído

A percentagem média de ruído foi determinada para cada imagem, através dos dados extraídos do *3D Slicer* após a delimitação, na imagem SPECT, de uma VOI cilíndrica na secção uniforme do fantoma Jaszczak (Figura 27 (b)), de acordo com a equação (13):

$$Ruído [\%] = \frac{\sigma_{VOI}}{\bar{N}_{VOI}} \times 100 \quad (13)$$

Onde σ_{VOI} e \bar{N}_{VOI} correspondem, respetivamente, ao desvio padrão e ao valor médio das contagens no volume de interesse.

6.8.4. Contraste

Como referido no capítulo 4, o contraste de uma imagem SPECT pode ser calculado pelo rácio entre a diferença dos níveis de captação de atividade na VOI (por exemplo, uma lesão) e no fundo.

Para determinação da percentagem de contraste entre as esferas “frias” e o fundo, criou-se uma máscara numa CT do fantoma Jaszczak, recorrendo à função *Paint* do *3D Slicer*, para segmentar regiões de interesse circulares em cada uma das 6 esferas, de acordo com o diâmetro teórico das mesmas. De seguida, delinearam-se 6 ROIs no fundo, de diâmetro idêntico à esfera maior (31,8 mm) e, selecionando a opção *Sphere brush*, obtiveram-se as respetivas VOIs. A máscara elaborada foi posteriormente aplicada a cada uma das imagens SPECT, evitando possíveis variações no processo de segmentação, principalmente na delimitação das VOIs do fundo. Na Figura 28 é exemplificado o processo de segmentação efetuado nas imagens do fantoma Jaszczak, para determinação da percentagem de contraste.

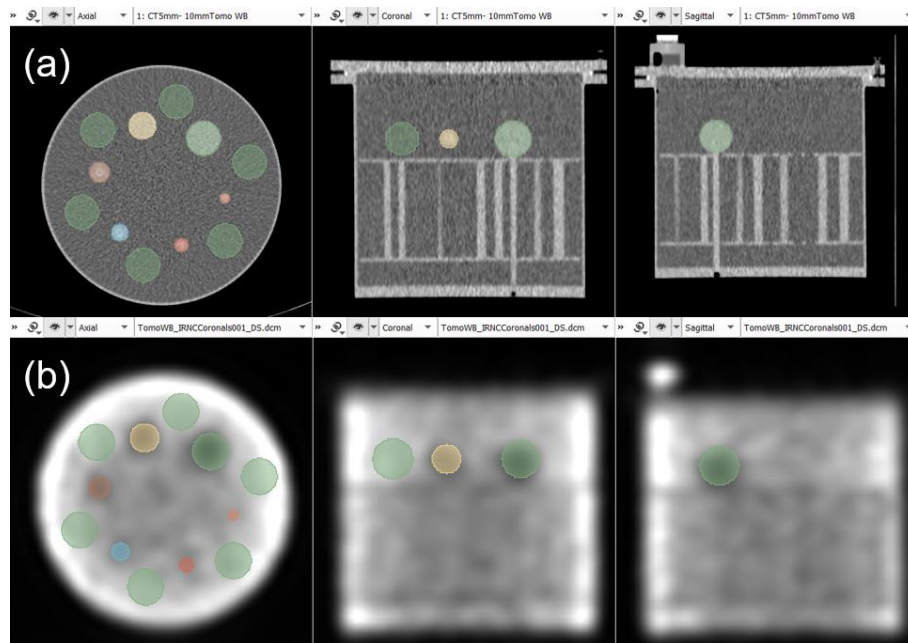


Figura 28 – Exemplo da segmentação efetuada nas imagens do Jaszczak para determinação do contraste. (a) máscara elaborada na CT; (b) máscara aplicada à SPECT.

Através dos dados extraídos do *3D Slicer*, a percentagem de contraste entre a região de interesse (simulando lesões “frias”) e o fundo foi determinada através da equação (14), onde \bar{N}_{Bg} e $\bar{N}_{VOI,j}$ correspondem à média de contagens no fundo e na VOI da esfera j , respetivamente.

$$C [\%] = \frac{\bar{N}_{Bg} - \bar{N}_{VOI,j}}{\bar{N}_{Bg}} \times 100 \quad (14)$$

Por outro lado, as imagens adquiridas com o NEMA permitiram simular lesões “quentes”, pelo que, de acordo com as orientações para este fantoma (69), foi calculado o coeficiente de recuperação de contraste entre as esferas e o fundo, que é um valor indicativo da medida em que o contraste teórico entre as atividades na VOI e no fundo é recuperado na imagem reconstruída. Para isso, tal como para o Jaszczak, foi criada uma máscara numa CT do fantoma NEMA no *3D Slicer*. Assim, segmentaram-se regiões de interesse circulares em cada uma das 6 esferas, com diâmetros de 40 mm, e delineararam-se 12 ROIs, também com o mesmo diâmetro, num corte mais abaixo, representativas do fundo do fantoma. Ao selecionar a opção *Sphere brush*, obtiveram-se as respetivas VOIs. Posteriormente, a máscara foi aplicada às imagens SPECT, onde as VOIs inicialmente delimitadas para as 6 esferas foram redefinidas aplicando um *cut-off threshold* de 50% entre o valor máximo da VOI e o valor médio medido para o fundo, como definido pela equação (15):

$$VOI_{thresh,j} = 0,5 (VOI_{max,j} + VOI_{media,bg}) \quad (15)$$

Onde $VOI_{thresh,j}$ é o valor de corte para a esfera j , $VOI_{max,j}$ é o valor máximo da VOI da esfera j e $VOI_{media,bg}$ é o valor médio das VOIs do fundo.

Neste caso, o processo de segmentação utilizado foi uma adaptação do que está estipulado pelas especificações da NEMA (69) dado que se pretendia, com a criação de VOIs de 40 mm de diâmetro, reduzir a perda de contagens nas esferas após a aplicação do *threshold* e, com a delimitação das VOIs de fundo num corte inferior, evitar a influência de contagens das esferas na média de contagens do fundo. A Figura 29 exemplifica o processo de segmentação descrito até aqui, efetuado no fantoma NEMA, para determinação da recuperação de contraste.

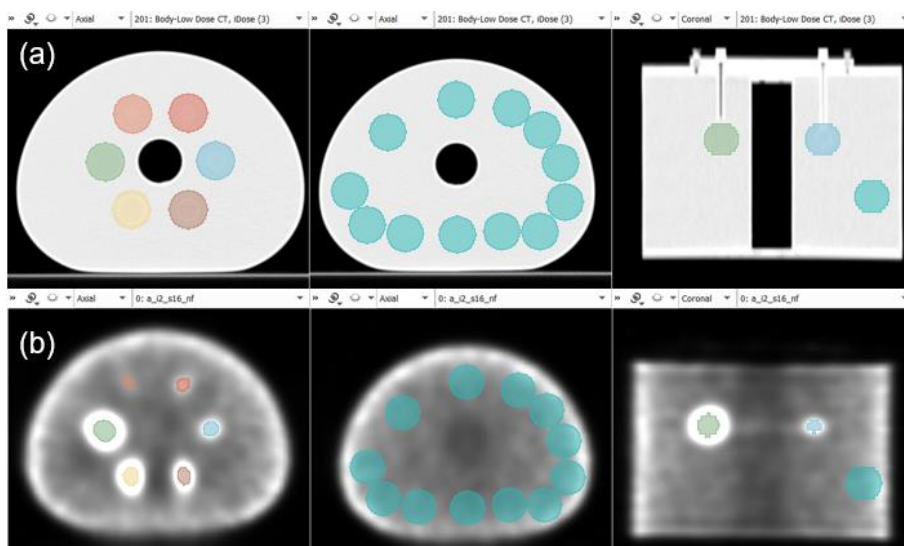


Figura 29 – Exemplo da segmentação efetuada nas imagens do NEMA para determinação da recuperação de contraste. (a) máscara elaborada na CT; (b) máscara aplicada à SPECT com aplicação do *threshold* nas esferas.

Seguidamente, com os dados extraídos do *3D Slicer*, calcularam-se os coeficientes recuperação de contraste médios (CR_{Mean}) e máximos ($CR_{Máx}$) para cada esfera através das equações (16) e (17), respetivamente:

$$CR_{Mean} = \frac{\left(\bar{N}_{VOI,j} / \bar{N}_{Bg}\right) - 1}{\left(A_{VOI} / A_{Bg}\right) - 1} \quad (16)$$

$$CR_{Máx} = \frac{\left(N_{máxVOI,j} / \bar{N}_{Bg}\right) - 1}{\left(A_{VOI} / A_{Bg}\right) - 1} \quad (17)$$

Onde $\bar{N}_{VOI,j}$ e $N_{máxVOI,j}$ são, respetivamente, o valor médio e máximo de contagens na VOI da esfera j e os fatores A_{VOI} e A_{Bg} correspondem às concentrações de atividade teóricas nas esferas “quentes” e no fundo, respetivamente.

6.8.5. Determinação da variabilidade entre câmaras gama

À semelhança do realizado no estudo de Peters et al. (63), a variabilidade (V) da percentagem e da recuperação de contraste entre CG foi calculada, para cada esfera, através da amplitude dos valores determinados para os três equipamentos, através da equação (18):

$$V = C_{j,max} - C_{j,min} \quad (18)$$

Onde $C_{j,max}$ e $C_{j,min}$ são, respetivamente, a percentagem/recuperação de contraste máxima e mínima encontrada entre os três sistemas para a esfera j .

De forma semelhante, a variabilidade da sensibilidade e do ruído médio entre CG foi também determinada pela diferença entre os valores máximo e mínimo encontrados nas imagens provenientes dos três equipamentos.

7. Resultados

Neste capítulo apresentam-se os resultados obtidos com o trabalho desenvolvido de acordo com a metodologia descrita no capítulo anterior. A apresentação dos resultados experimentais encontra-se dividida em três secções principais: resultados obtidos com os protocolos de SPECT Óssea que são atualmente implementados nos três serviços de MN incluídos neste estudo; resultados dos mesmos estudos com aplicação de correção de atenuação e, por fim, apresentam-se os resultados alcançados com os diferentes protocolos de reconstrução e processamento testados.

7.1. Fase 1 – Protocolos clínicos

Os resultados apresentados nesta secção foram obtidos com recurso às três CG anteriormente mencionadas, de acordo com os parâmetros de aquisição e reconstrução seguidos na prática clínica do respetivo serviço de MN, definidos, respetivamente, nas Tabelas 4 e 6, apresentadas no capítulo anterior.

7.1.1. Análise qualitativa - Resolução espacial

Considerando as 2 aquisições efetuadas em cada serviço de MN, com recurso ao fantoma Jaszczak, a resolução espacial de cada CG foi avaliada para as duas atividades de ^{99m}Tc administradas ao fantoma. As imagens SPECT que serviram de base a esta análise são apresentadas na Figura 30.

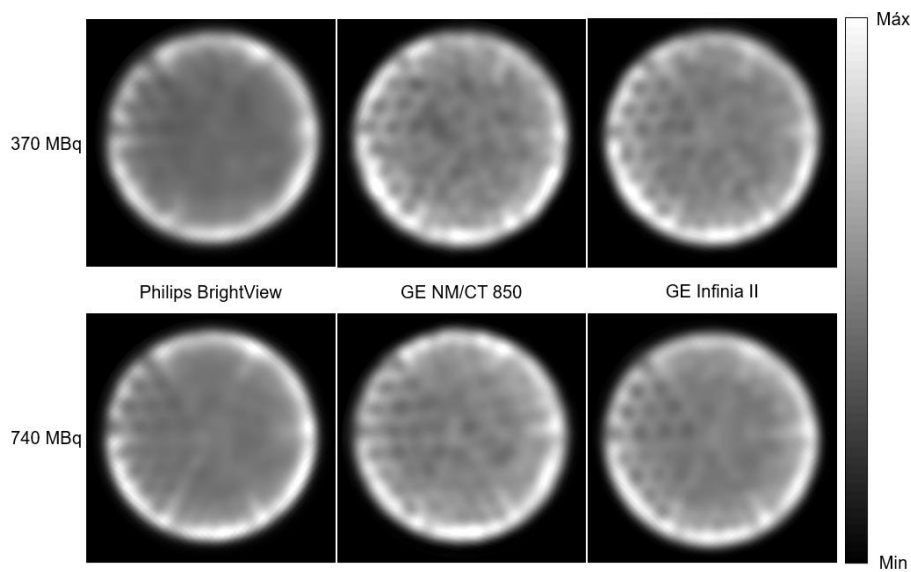


Figura 30 – Imagens SPECT do fantoma Jaszczak, para avaliação da resolução espacial de cada CG, seguindo os parâmetros de aquisição e reconstrução utilizados na prática clínica do respetivo serviço de MN, para diferentes atividades de ^{99m}Tc .

Analisando as imagens apresentadas na figura acima, para uma atividade de 370 MBq, a resolução espacial difere entre os 3 sistemas. Na imagem SPECT adquirida com a Philips BrightView é possível perceber parcialmente até ao conjunto de *rods* de 11,1 mm, já com a GE NM/CT 850 distingue-se nitidamente o conjunto de 12,7 mm e parcialmente até 11,1 mm e com a GE Infinia II é possível distinguir nitidamente os conjuntos de *rods* de 12,7 e 11,1 mm e perceber-se parcialmente o conjunto de 9,5 mm.

Com o aumento da atividade para 740 MBq, as imagens adquiridas com a Philips BrightView e com a GE NM/CT 850 tornaram-se mais nítidas, e passou a ser possível observar *rods* de diâmetro inferior (parcialmente até 9,5 mm). Por outro lado, a imagem da GE Infinia II manteve a resolução espacial.

7.1.2. Sensibilidade

Como referido na secção 6.8.2, a taxa de contagens por unidade de atividade radioativa foi determinada em diferentes secções do fantoma Jaszczak, considerando as aquisições efetuadas em cada serviço de MN. Os resultados obtidos com cada CG, para as duas atividades de ^{99m}Tc administradas ao fantoma, são apresentados na Tabela 8 e basearam-se nos dados do Apêndice 1.

Tabela 8 – Taxa de contagens por unidade de atividade radioativa, determinadas para as aquisições efetuadas em cada CG, de acordo com os parâmetros de aquisição e reconstrução do respetivo serviço de MN, para diferentes atividades de ^{99m}Tc .

Atividade (^{99m}Tc)	Secção do Jaszczak	Taxa de contagens por unidade de atividade radioativa (cps/MBq)		
		Philips BrightView	GE NM/CT 850	GE Infinia II
370 MBq	Volume total	21,15	21,65	21,05
	Homogénea	22,06	22,31	22,23
	<i>Rods</i>	20,06	20,43	19,30
740 MBq	Volume total	21,01	20,08	20,13
	Homogénea	21,85	20,25	21,49
	<i>Rods</i>	19,03	19,22	18,57

Para o volume total do fantoma verifica-se que, para uma atividade de 370 MBq, a eficiência de deteção das CG variou entre 21,05 e 21,65 cps/MBq. Com o aumento de atividade, este parâmetro diminuiu nos três sistemas, passando a estar entre 20,08 e 21,01 cps/MBq.

Relativamente à secção homogénea do Jaszczak verifica-se que, para uma atividade de 370 MBq, a sensibilidade das CG está compreendida entre 22,06 e 22,31 cps/MBq, equivalendo a uma variabilidade de 0,25 cps/MBq. Com o aumento de atividade, a sensibilidade diminuiu nos três sistemas e a variabilidade entre CG aumentou para 1,59 cps/MBq, conforme indicado no Apêndice 1.

Nas secções seguintes, passou a considerar-se como sensibilidade das CG os valores obtidos com a segmentação da secção homogénea do fantoma, de acordo com as orientações do manual do Jaszczak, e dado que se descartou a sensibilidade medida para o volume total do mesmo, uma vez que se verificou a diminuição generalizada da taxa de contagens por unidade de atividade determinada na secção de *rods*, mostrando que este segmento influenciou a sensibilidade determinada para o volume total do fantoma.

7.1.3. Ruído

A percentagem média de ruído foi determinada para cada imagem SPECT do fantoma Jaszczak. Os resultados obtidos, para as duas atividades de ^{99m}Tc administradas ao fantoma, são apresentados na Tabela 9 e basearam-se nos dados do Apêndice 2.

Tabela 9 – Percentagem média de ruído das imagens SPECT obtidas com cada CG, de acordo com os parâmetros de aquisição e reconstrução do respetivo serviço de MN, para diferentes atividades de ^{99m}Tc .

Atividade (^{99m}Tc)	Ruído médio (%)		
	Philips BrightView	GE NM/CT 850	GE Infinia II
370 MBq	28,00	25,82	24,66
740 MBq	29,16	29,12	24,43

Os resultados apresentados na tabela acima indicam que, para uma atividade de 370 MBq, a percentagem média de ruído das imagens SPECT obtidas com as três CG variou 3,34%, estando entre 24,66 e 28%. Com o aumento de atividade para 740 MBq, a variabilidade da percentagem de ruído entre equipamentos aumentou para 4,72%, conforme demonstrado no Apêndice 2.

7.1.4. Percentagem de contraste

A percentagem de contraste foi determinada para cada esfera, nas imagens SPECT adquiridas com recurso ao Jaszczak, para as duas atividades de ^{99m}Tc administradas ao fantoma. Os resultados obtidos para este parâmetro são apresentados nos gráficos da Figura 31, elaborados com base no Apêndice 3.

Percentagem de Contraste – Protocolos Clínicos

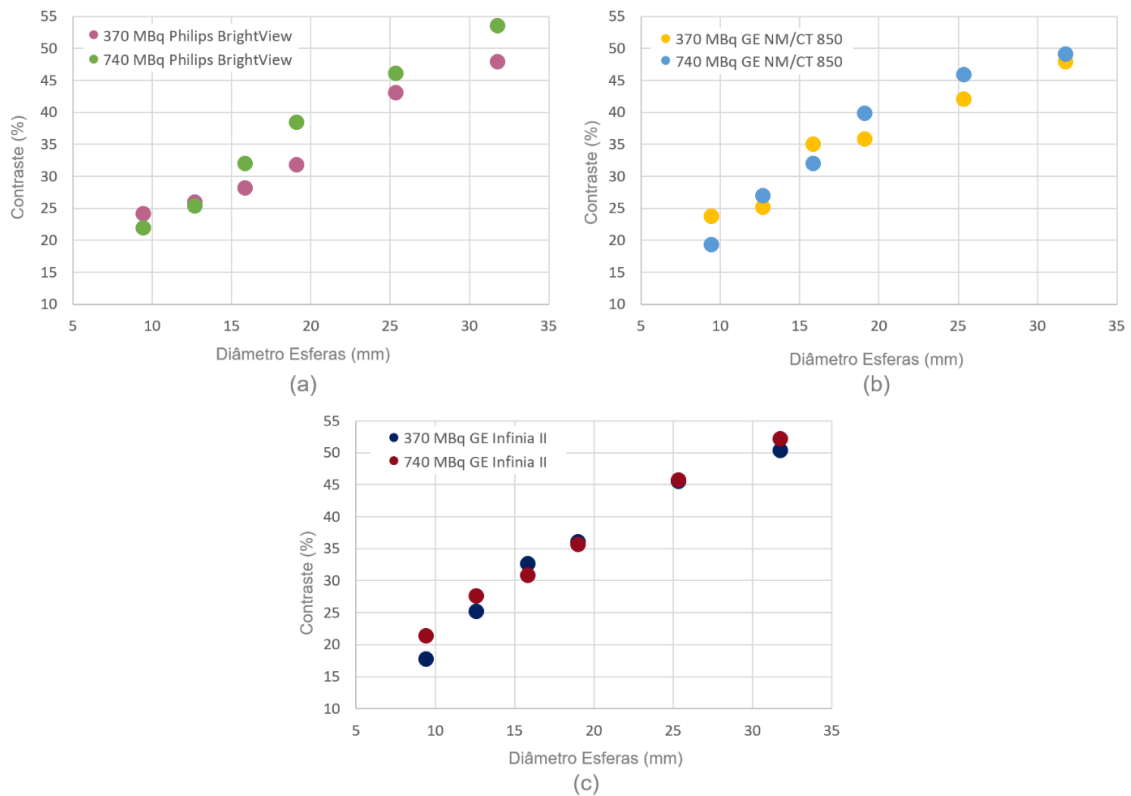


Figura 31 – Percentagem de contraste em função do diâmetro da esfera para cada CG, para diferentes atividades de ^{99m}Tc . (a) Philips BrightView; (b) GE NM/CT 850; (c) GE Infinia II.

Através da análise dos gráficos acima apresentados é perceptível que a percentagem de contraste entre as esferas “frias” e o fundo tende a aumentar com o aumento do diâmetro das esferas.

Atentando no gráfico (a), relativo à variação da percentagem de contraste na CG Philips BrightView, verifica-se que o contraste aumenta com o aumento da concentração de atividade, exceto para as duas esferas de menor volume. Os dados do Apêndice 3 mostram que, com o aumento de atividade, a percentagem de contraste nesta CG variou, em média, 3,67%.

Em relação aos resultados expostos no gráfico (b), obtidos com a GE NM/CT 850, constata-se, também, que o contraste aumenta com o aumento da concentração de atividade, o que apenas não se verificou nas esferas de 15,9 e 9,5 mm. Nesta CG, com o aumento de atividade, o contraste variou em média 3,06% (Apêndice 3).

O gráfico (c), referente à percentagem de contraste das imagens adquiridas na GE Infinia II, revela um aumento de contraste com o aumento da concentração de atividade, exceto nas esferas de 19,1 e 15,9 mm. Nesta CG a variação provocada pelo aumento de atividade foi menor e igual a 1,71%.

Os gráficos da Figura 32 permitem comparar a percentagem de contraste entre as diferentes CG, para atividades de 370 e 740 MBq.

Porcentagem de Contraste – Protocolos Clínicos

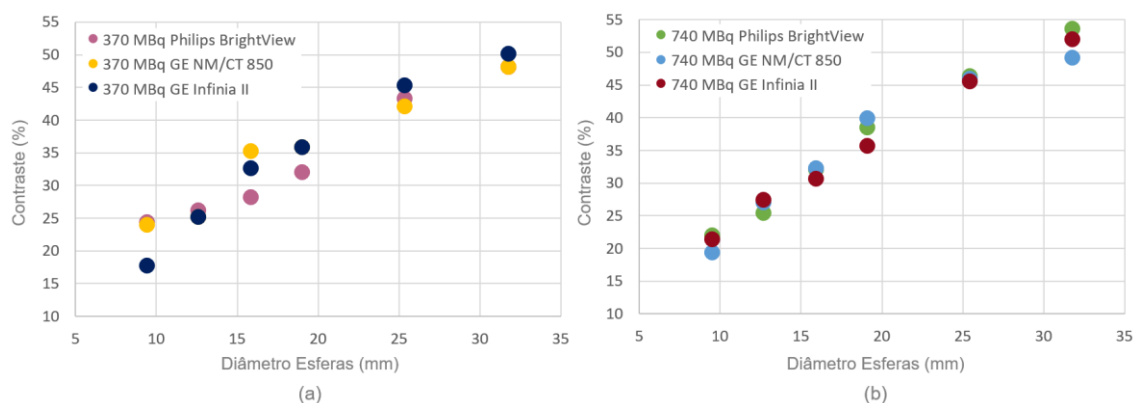


Figura 32 – Comparação da porcentagem de contraste em função do diâmetro da esfera em diferentes CG, para atividades de (a) 370 e (b) 740 MBq.

Considerando os resultados apresentados no gráfico (a) da Figura 32 verifica-se que, para uma atividade de 370 MBq, a maior variabilidade entre equipamentos foi verificada na esfera de 15,9 mm, com valores aproximados de 28, 32 e 35% para as CG Philips, Infinia e NM/CT, respectivamente. O mesmo se verifica pelos dados do Apêndice 3, que confirmam uma variabilidade máxima de 6,94% entre as CG. Na esfera menor, a imagem adquirida com a Infinia apresentou um contraste cerca de 6,62% inferior ao apresentado com as restantes CG. Para as restantes esferas, os valores obtidos para a porcentagem de contraste foram semelhantes nos três sistemas.

O gráfico (b) da Figura 32 demonstra que, no geral, os valores determinados de contraste para uma atividade de 740 MBq apresentam menor variabilidade entre sistemas. A maior variabilidade deste parâmetro entre as CG ocorreu nas esferas de 19,1 e 31,8 mm em que, de acordo com o Apêndice 3, variou 4,37% e 4,35%, respectivamente. Para as restantes esferas, a porcentagem de contraste mostrou-se semelhante nos três equipamentos.

7.1.5. Recuperação de contraste

Os coeficientes de recuperação de contraste médios e máximos foram calculados para cada esfera, nas imagens SPECT adquiridas com recurso ao NEMA, para as duas atividades de ^{99m}Tc colocadas no fantoma. Os resultados obtidos para os CRs médios e máximos encontram-se representados nos gráficos da Figura 33, cujos dados podem ser consultados no Apêndice 4. Este parâmetro permite avaliar a exatidão quantitativa de cada CG, sendo tanto melhor quanto mais próximo de um (1) estiver, indicando que a imagem recuperou 100% do contraste real entre as esferas “quentes” e o fundo.

Recuperação de Contraste – Protocolos Clínicos

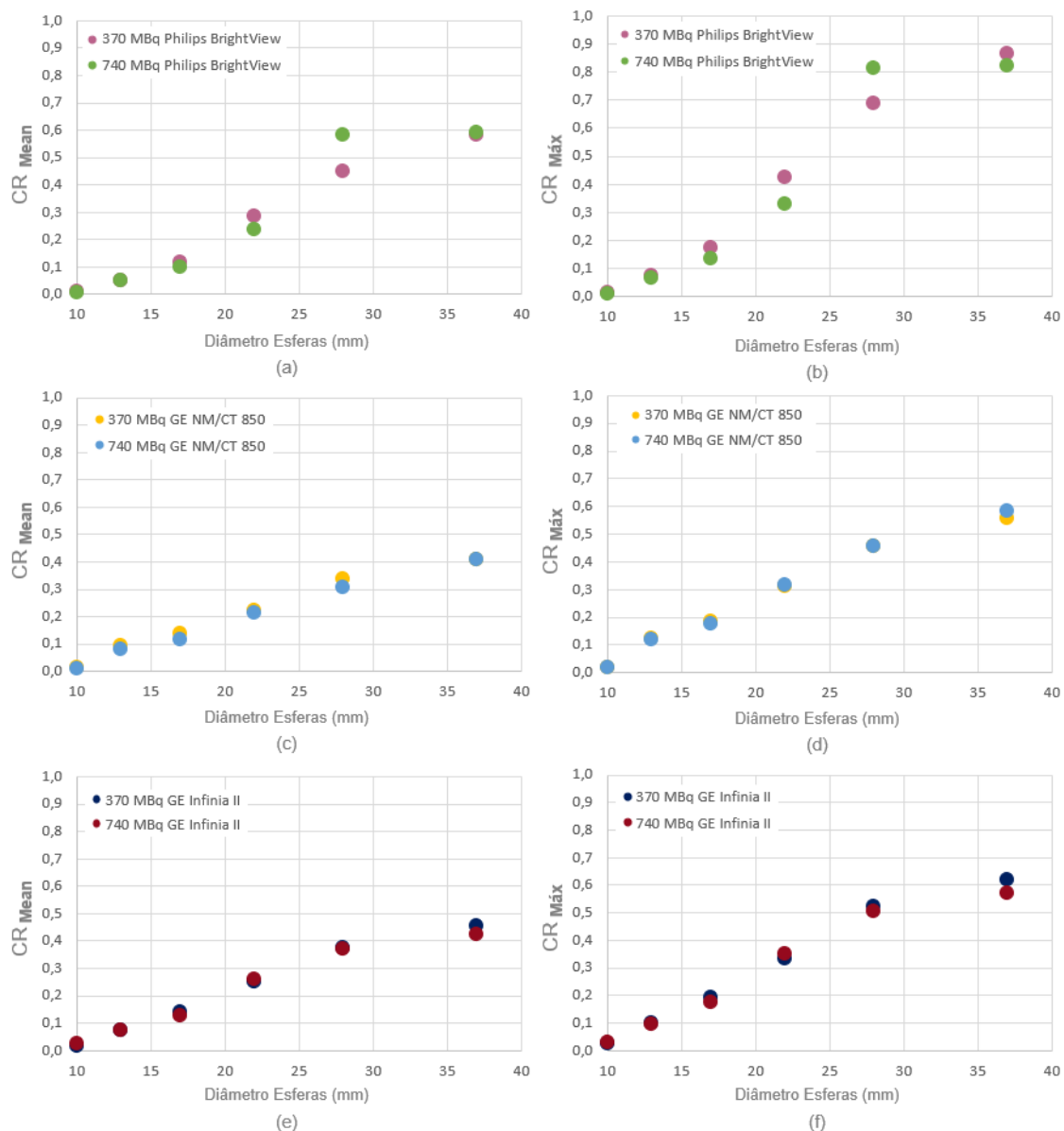


Figura 33 – Coeficientes de recuperação de contraste, médios e máximos, em função do diâmetro da esfera para cada CG, para diferentes atividades de ^{99m}Tc . (a-b) Philips BrightView; (c-d) GE NM/CT 850; (e-f) GE Infinia II.

Os gráficos acima apresentados sugerem que a recuperação de contraste tende a aumentar com o aumento do diâmetro das esferas “quentes”.

Analisando a precisão quantitativa de cada CG para diferentes atividades, constata-se que no caso da Philips BrightView, gráfico (a), os CRs médios são bastante semelhantes. Apesar de não ser muito significativa, o gráfico (b) demonstra uma diminuição geral dos CRs máximos com o aumento da atividade, o que apenas não se verifica na esfera de 28 mm, na qual se constata a maior variação na recuperação de contraste média e máxima, em que com o aumento de atividade aumentou 0,13, conforme indicado no Apêndice 4.

Em relação aos resultados expostos no gráfico (c), obtidos com a GE NMCT 850, verifica-se um ligeiro decréscimo nos CRs médios com o aumento de atividade, sendo que a maior variação ocorreu na esfera de 28 mm, em que a recuperação média diminuiu 0,03. O gráfico (d) demonstra uma menor

variabilidade dos CRs máximos, com o aumento de atividade, sendo que a maior variação ocorreu na esfera maior, tendo aumentado cerca de 0,02.

O gráfico (e), referente à recuperação de contraste média das imagens adquiridas na GE Infinia II, permite notar que os CRs médios são bastante semelhantes, verificando-se a máxima variação na esfera maior em que, com o aumento de atividade, o CR médio diminuiu 0,03. O gráfico (f) permite observar que foi, também, na esfera maior que a recuperação de contraste máxima mais variou com o aumento de atividade, tendo diminuído 0,04 (Apêndice 4).

Os dados presentes no Apêndice 4 demonstram que, com o aumento da atividade, a recuperação de contraste variou em média 0,04 para a Philips BrightView e foi menor para as CG GE NM/CT e Infinia, sendo aproximadamente igual a 0,01.

Os gráficos da Figura 34 permitem comparar a recuperação de contraste entre as diferentes CG, para atividades de 370 e 740 MBq, permitindo avaliar a precisão quantitativa entre equipamentos.

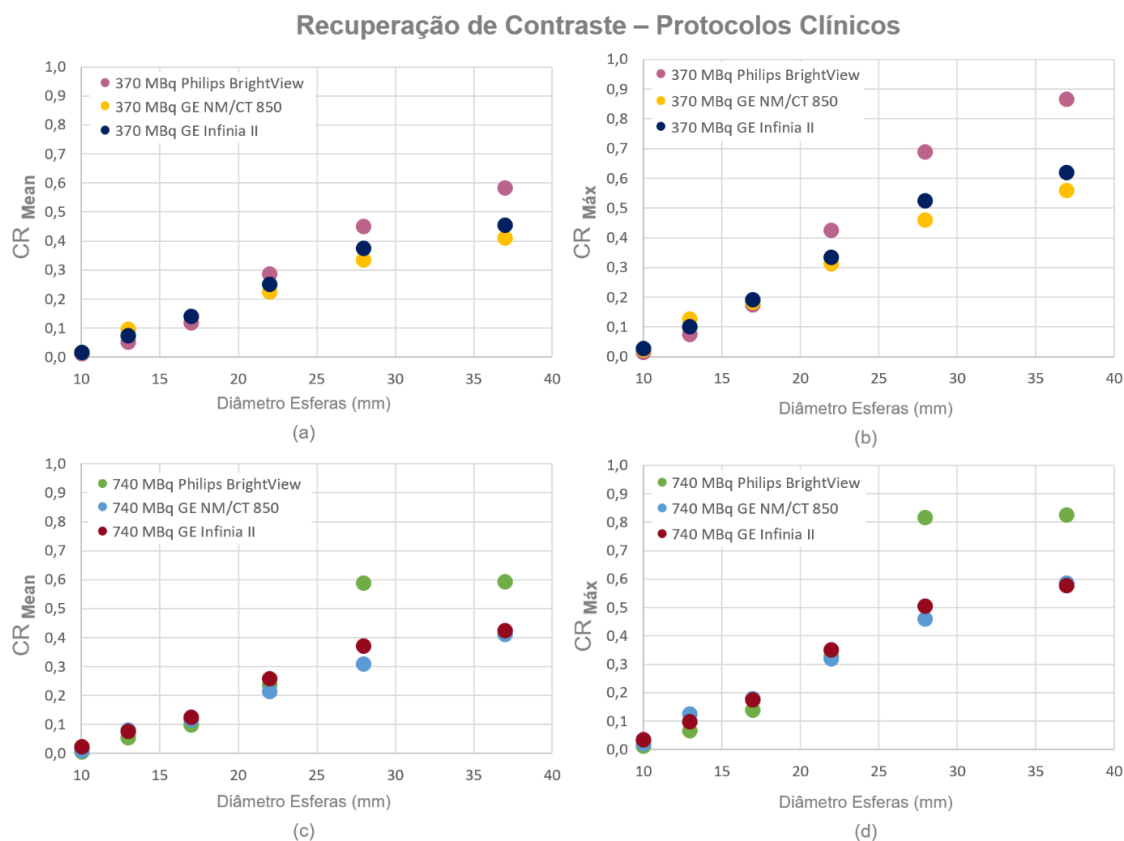


Figura 34 – Comparação da recuperação de contraste em função do diâmetro da esfera em diferentes CG, para atividades de (a-b) 370 e (c-d) 740 MBq.

Considerando os resultados apresentados nos gráficos (a) e (b) da Figura 34 constata-se que, para uma atividade de 370 MBq, os coeficientes de recuperação calculados são consideravelmente superiores para as imagens adquiridas com a Philips nas duas esferas maiores, comparativamente às restantes CG. O Apêndice 4 permite verificar que a variabilidade máxima entre as CG, nas aquisições de 370 MBq, ocorreu na esfera maior, alcançando diferenças de 0,17 e 0,31, para os CRs médio e máximo, respetivamente.

Os gráficos (c) e (d) fazem a comparação da recuperação de contraste nos diferentes modelos de CG, mas para uma atividade de 740 MBq. À semelhança do verificado anteriormente, também com o aumento de atividade, os coeficientes de recuperação calculados para imagem adquirida com Philips são consideravelmente superiores nas duas esferas maiores, em relação às restantes CG. Pelos dados do Apêndice 4 constata-se que, com o aumento de atividade para 740 MBq, a variabilidade máxima detetada entre os três sistemas também aumentou, passando a ocorrer na esfera de 28 mm, com valores de 0,28 e 0,36, respetivamente, em relação aos CRs médio e máximo.

7.2. Estudos com correção de atenuação

Os resultados apresentados nesta secção foram obtidos com recurso às CG Philips BrightView e GE NM/CT 850, de acordo com os parâmetros de aquisição e reconstrução definidos, respetivamente, nas Tabelas 4 e 6, adicionados de CA baseada em mapas de atenuação de CT.

7.2.1. Sensibilidade

Na Tabela 10 são apresentados os valores determinados para a sensibilidade das CG Philips e GE NM/CT com e sem CA, para as duas atividades de ^{99m}Tc administradas ao fantoma. Estes valores foram determinados para a secção homogénea do fantoma Jaszczak e calculados com base nos dados presentes no Apêndice 1.

Tabela 10 – Valores de sensibilidade determinados para as aquisições efetuadas com as CG Philips BrightView e GE NM/CT 850, sem e com correção de atenuação, para diferentes atividades de ^{99m}Tc .

Atividade (^{99m}Tc)	Sensibilidade (cps/MBq)			
	Philips BrightView		GE NM/CT 850	
	Sem CA	CA (CT)	Sem CA	CA (CT)
370 MBq	22,06	79,64	22,31	81,22
740 MBq	21,85	81,07	20,25	74,19

Através dos valores apresentados na tabela acima, a par do Apêndice 1, verifica-se que, com a correção de atenuação, os valores de sensibilidade calculados aumentaram mais de 3,5 vezes e, portanto, consideravelmente para ambas as concentrações de atividade em estudo. Contudo, a correção deste fator levou também ao aumento da variabilidade deste parâmetro entre CG, passando a variar 1,58 e 6,88 cps/MBq, para atividades de 370 e 740 MBq, respetivamente.

7.2.2. Ruído

Na Tabela 11 são apresentados os valores determinados para a percentagem de ruído médio das imagens adquiridas com as CG Philips e GE NM/CT, com e sem CA, para as duas atividades de ^{99m}Tc administradas ao fantoma. Estes valores foram calculados com base nos dados presentes no Apêndice 2.

Tabela 11 – Percentagem média de ruído das imagens SPECT obtidas com as CG Philips BrightView e GE NM/CT 850, sem e com correção de atenuação, para diferentes atividades de ^{99m}Tc .

Atividade (^{99m}Tc)	Ruído médio (%)			
	Philips BrightView		GE NM/CT 850	
	Sem CA	CA (CT)	Sem CA	CA (CT)
370 MBq	28,00	24,40	25,82	21,16
740 MBq	29,16	21,71	29,12	23,08

Os valores apresentados na tabela acima, a par dos dados presentes no Apêndice 2, permitem verificar que, com a CA, a percentagem média de ruído nas imagens adquiridas com a Philips BrightView diminuiu 3,60 e 7,45%, para atividades de 370 e 740 MBq, respetivamente. No caso das imagens adquiridas com a GE NM/CT 850, a percentagem média de ruído diminuiu 4,66 e 6,04%, para atividades de 370 e 740 MBq, respetivamente. Assim, constata-se que a correção de atenuação baseada em CT permitiu diminuir a percentagem média de ruído existente nas imagens SPECT em estudo.

Em relação à variabilidade deste parâmetro entre as duas CG, constatou-se a sua diminuição após a CA, passando a ser igual a 3,24 e 1,36%, para atividades de 370 e 740 MBq, respetivamente, conforme consta no Apêndice 2.

7.2.3. Percentagem de contraste

Nos gráficos da Figura 35 apresentam-se os resultados relativos à percentagem de contraste entre as esferas “frias” e o fundo das imagens adquiridas com as CG Philips e GE NM/CT, com e sem CA, para as duas atividades de ^{99m}Tc administradas ao fantoma. Estes valores foram calculados com base no Apêndice 3.

Percentagem de Contraste – Efeito da Correção de Atenuação

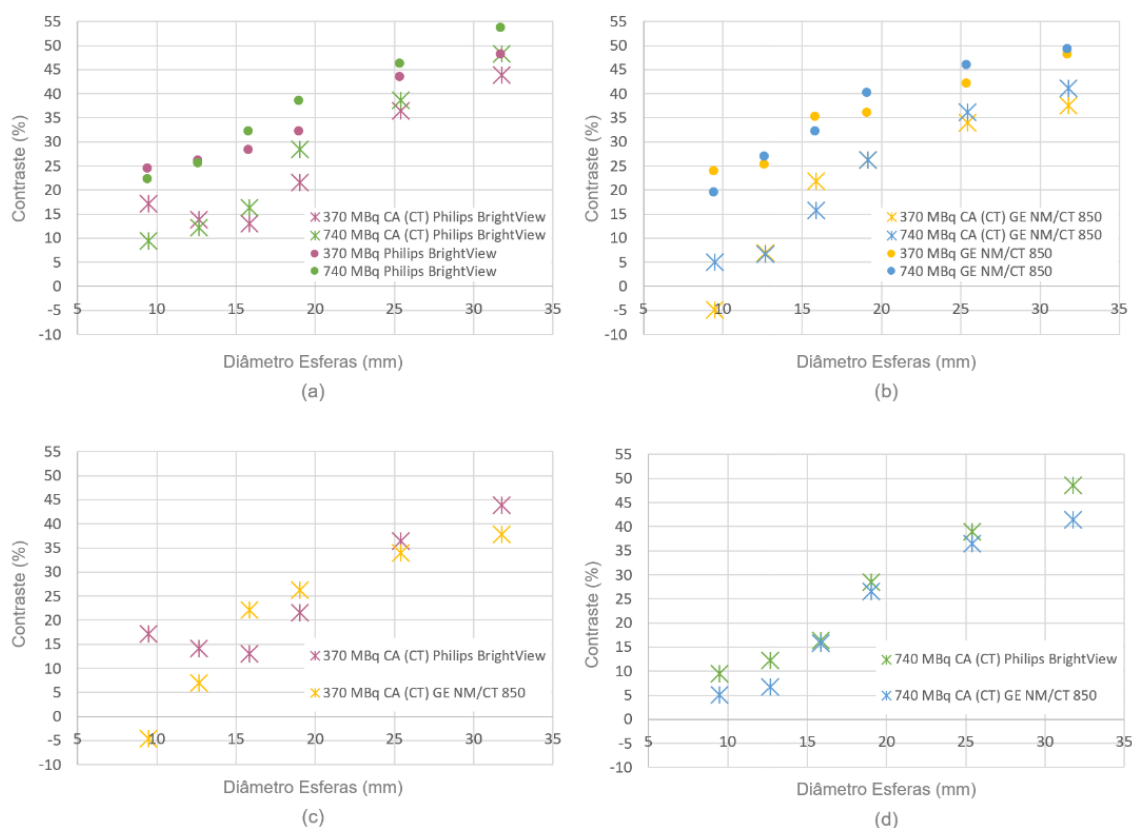


Figura 35 – Percentagem de contraste em função do diâmetro da esfera para as imagens adquiridas nas CG Philips BrightView e GE NM/CT, sem e com correção de atenuação para diferentes atividades de ^{99m}Tc . (a) Philips BrightView; (b) GE NM/CT 850; (c) comparação entre CG com CA (CT) para 370 MBq; (d) comparação entre CG com CA (CT) para 740 MBq.

Através dos gráficos (a) e (b) acima apresentados, que permitem comparar a percentagem de contraste antes e após ser aplicada a correção de atenuação, verifica-se que a correção deste fator levou a uma diminuição generalizada da percentagem de contraste nas imagens provenientes das CG em estudo, para ambas as atividades administradas ao fantoma, com maior ênfase nas esferas de menor diâmetro. Os dados do Apêndice 3 permitem ainda verificar que, nas imagens adquiridas com a Philips BrightView, após a CA, a percentagem de contraste diminuiu em média 9,3 e 10,7% para atividades de 370 e 740 MBq, respetivamente. Os mesmos dados permitem aferir que a correção de atenuação teve maior influência na percentagem de contraste nas imagens da GE NM/CT, na medida em que levou a uma redução média de 14,7 e 13,7% para atividades de 370 e 740 MBq, respetivamente.

Relativamente às diferenças verificadas entre os dois modelos de CG, o gráfico (c) revela que, para uma atividade de 370 MBq, a tendência verificada nas três esferas de menor diâmetro é inversa. Ou seja, enquanto que na imagem proveniente da Philips o contraste foi diminuindo com o aumento do tamanho da esfera, na imagem adquirida com a GE NM/CT verificou-se um aumento da percentagem de contraste entre as esferas “frias” e o fundo à medida que o tamanho das mesmas aumentou. É notória que a maior diferença foi na esfera menor, com um contraste aproximado de 17%, na imagem da Philips, enquanto que na imagem adquirida com a GE NM/CT este valor foi de, aproximadamente, -5%, como se a esfera “fria” emitisse mais atividade em relação ao fundo. Também os dados do Apêndice 3 permitem verificar que nesta esfera a variabilidade entre as CG chegou aos 21,84%.

O gráfico (d) revela que, para 740 MBq, a tendência das CG é semelhante, no sentido em que a percentagem de contraste aumenta tendencialmente com o aumento da esfera. Comparando com o gráfico (c), verifica-se que com o aumento de atividade as diferenças entre as CG são menores, dado que valores de percentagem de contraste são mais próximos. Neste caso, a variabilidade máxima entre CG verificou-se na esfera maior, com uma diferença de 7,08%.

7.2.4. Recuperação de contraste

Os resultados obtidos para os CRs médios e máximos das imagens adquiridas com as CG Philips BrightView e GE NM/CT 850, antes e após aplicação de correção de atenuação, encontram-se representados nos gráficos da Figura 36, elaborados a partir dos dados presentes no Apêndice 4.

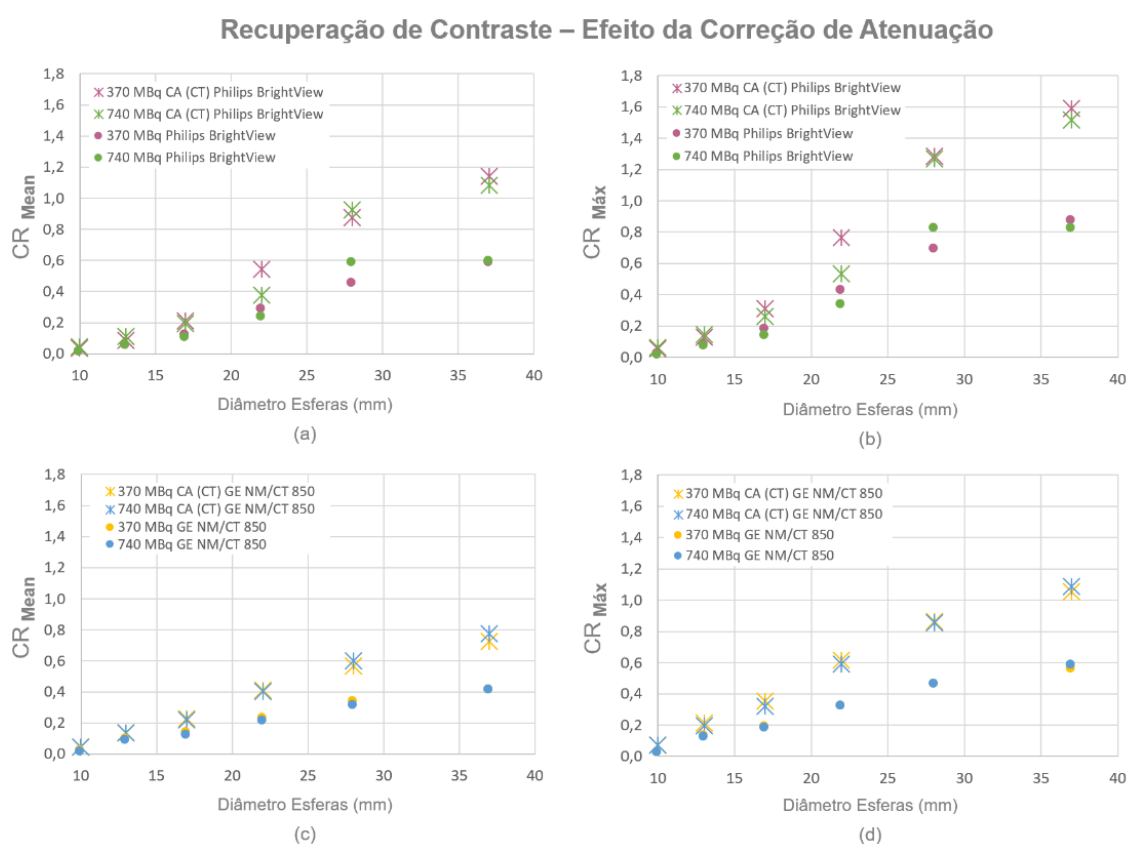


Figura 36 – Coeficientes de recuperação de contraste, médios e máximos, em função do diâmetro da esfera para as imagens adquiridas nas CG Philips BrightView e GE NM/CT, antes e após a correção de atenuação, para diferentes atividades de ^{99m}Tc . (a-b) Philips BrightView; (c-d) GE NM/CT 850.

Através dos gráficos acima apresentados, verifica-se que a CA levou a um aumento da recuperação de contraste nas imagens provenientes das CG em estudo, para ambas as atividades administradas ao fantoma, com maior ênfase nas esferas de maior diâmetro.

Os dados presentes no Apêndice 4 permitem verificar qual foi a variação média dos coeficientes de recuperação nas duas CG após a correção de atenuação. Em relação às imagens adquiridas com a Philips BrightView, constatou-se que os CRs médios aumentaram, em média, 0,23 e 0,19, para atividades de

370 e 740 MBq, respetivamente. Relativamente às imagens obtidas com a GE NM/CT 850 esse aumento foi de 0,15 e 0,17, para atividades de 370 e 740 MBq, respetivamente.

Os gráficos da Figura 37 permitem comparar a recuperação de contraste determinada para as imagens das CG Philips BrightView e GE NM/CT 850, após aplicação da correção de atenuação baseada em CT.

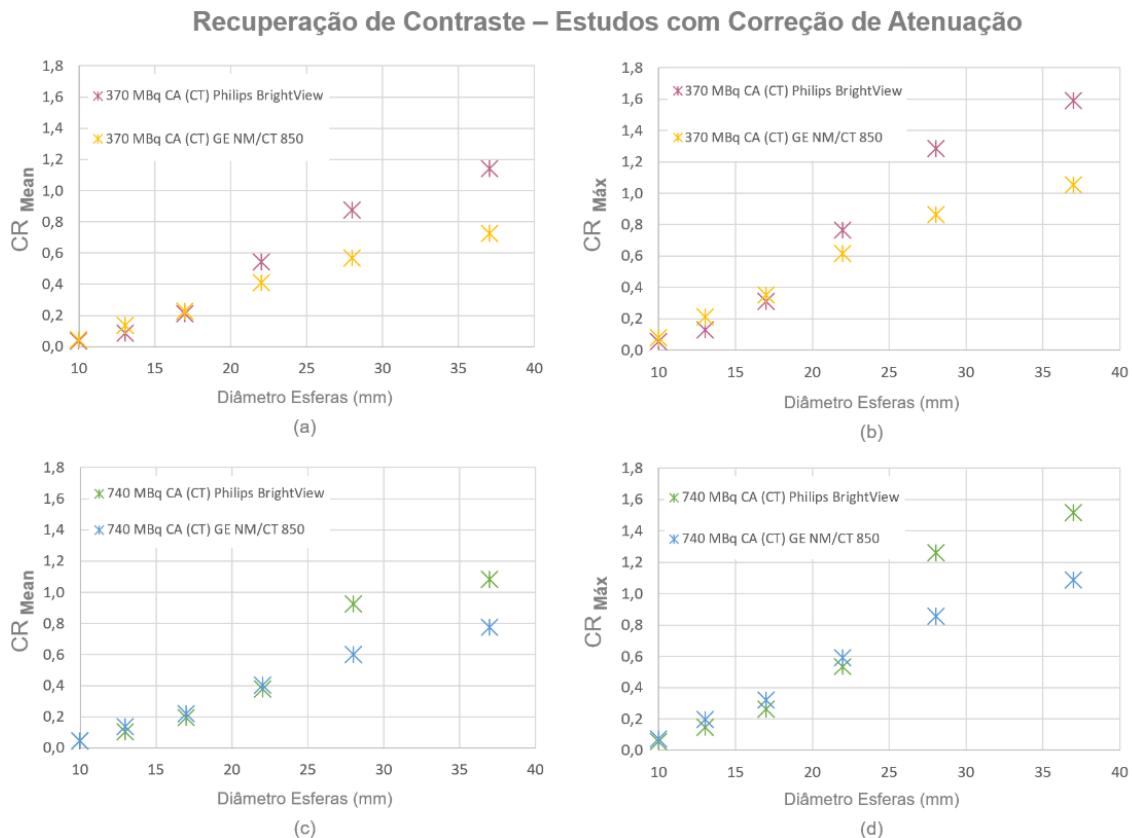


Figura 37 – Comparação da recuperação de contraste em função do diâmetro da esfera para as imagens adquiridas nas CG Philips BrightView e GE NM/CT 850, após a correção de atenuação, para atividades de (a-b) 370 e (c-d) 740 MBq.

Tal como evidenciado nos resultados obtidos com os protocolos clínicos, os gráficos apresentados acima revelam que as maiores diferenças entre CG, em termos de recuperação de contraste, ocorreram nas duas esferas de maior diâmetro.

Para uma atividade de 370 MBq, enquanto que a imagem da Philips BrightView teve uma recuperação de contraste média igual a 1,14 e 0,88 nas esferas de 37 e 28 mm, respetivamente, estes valores foram consideravelmente inferiores, e iguais a 0,73 e 0,57, na imagem adquirida com a GE NM/CT. O mesmo se verificou em relação à recuperação de contraste máxima que, na imagem da Philips foi de 1,59 e 1,28, nas esferas de 37 e 28 mm, respetivamente, sendo menor na imagem da NM/CT com valores respetivamente aproximados de 1,05 e 0,86.

Com o aumento de atividade, a imagem da Philips BrightView teve uma recuperação de contraste média de 1,08 e 0,92 nas esferas de 37 e 28 mm, respetivamente, sendo que estes valores foram consideravelmente inferiores, e iguais a 0,77 e 0,60, na imagem proveniente da GE NM/CT. A recuperação de contraste máxima, na imagem da Philips, foi de 1,51 e 1,26, nas esferas de 37 e 28 mm, respetivamente, sendo menor na imagem da NM/CT, com valores respetivamente iguais a 1,09 e 0,85.

Tendo em conta os resultados acima apresentados, assim como os dados do Apêndice 4, salienta-se que, após aplicação da CA, a máxima variabilidade verificada na recuperação de contraste entre as duas CG aumentou consideravelmente.

7.3. Fase 2 – Protocolos harmonizados

Os resultados apresentados nesta secção foram obtidos com recurso às três CG, de acordo com os parâmetros de aquisição seguidos na prática clínica do respetivo serviço de MN (Tabela 4) mas reconstruídas de acordo com os protocolos 1 e 2, apresentados na Tabela 7. Com os protocolos harmonizados, igualou-se o método de reconstrução (OSEM, 2 iterações e 16 subconjuntos), assim como o filtro de pós reconstrução (*Butterworth*, com f_c de 0,48 e ordem 10) no protocolo 1, sendo que com protocolo 2 não foram aplicados filtros.

Inicialmente serão apresentados os novos resultados para as imagens de cada CG, de forma a analisar a influência de cada protocolo nos diferentes parâmetros avaliados. De seguida, é feita uma comparação da variabilidade entre CG, provocada pelos diferentes parâmetros de reconstrução e processamento, com vista a determinar qual o protocolo que conferiu a melhor reprodutibilidade de resultados entre sistemas.

7.3.1. Análise qualitativa - Resolução espacial

Considerando as 2 aquisições efetuadas em cada serviço de MN, com o fantoma Jaszczak, a resolução espacial de cada CG foi reavaliada através das imagens reconstruídas com os protocolos 1 e 2.

As imagens SPECT adquiridas com a Philips BrightView que serviram de base a esta análise são apresentadas na Figura 38.

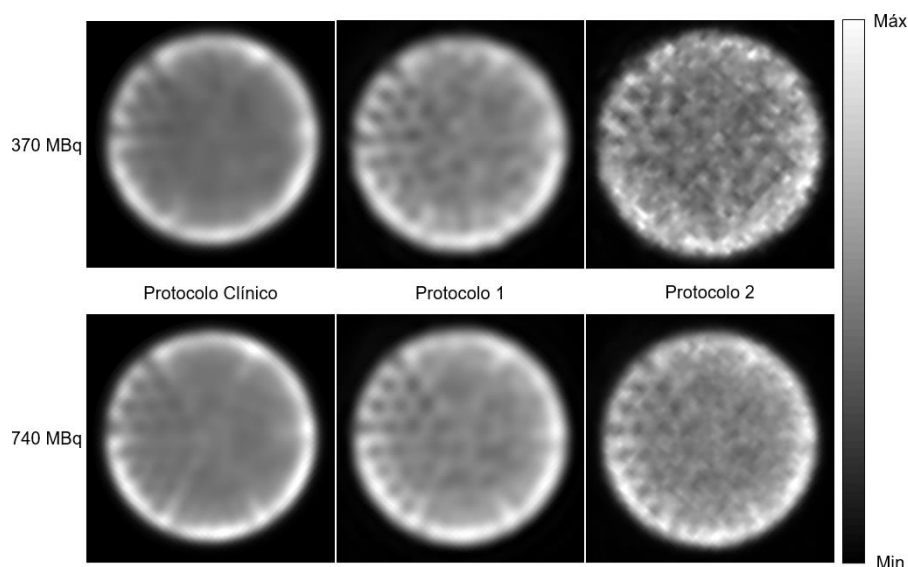


Figura 38 – Imagens SPECT do fantoma Jaszczak, para avaliação da resolução espacial da Philips BrightView, seguindo os parâmetros de reconstrução e processamento utilizados na prática clínica e nos protocolos 1 e 2, para diferentes atividades de ^{99m}Tc .

Através da figura acima verifica-se uma melhoria da nitidez das imagens reconstruídas e processadas com o protocolo 1 quando comparadas com as iniciais. Para uma atividade de 370 MBq, na imagem processada com o protocolo 1 é possível distinguir nitidamente o conjunto de *rods* de 12,7 mm e perceber-se parcialmente até 9,5 mm.

Com o aumento de atividade para 740 MBq, a resolução espacial das imagens melhorou, sendo que com o protocolo 1 foi possível distinguir nitidamente os conjuntos de *rods* de 12,7 e 11,1 mm e com o protocolo 2 passou a ser possível perceber até 11,1 mm, contudo a resolução espacial da imagem processada com o protocolo 2 não é adequada para aplicações clínica.

De seguida, na Figura 39, apresentam-se as imagens SPECT adquiridas com a GE NM/CT 850.

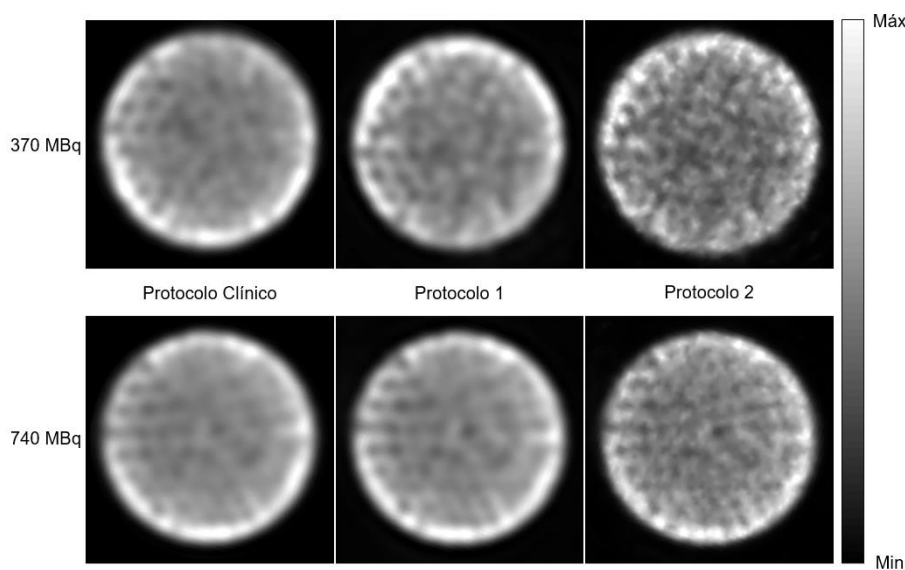


Figura 39 – Imagens SPECT do fantoma Jaszczak, para avaliação da resolução espacial da GE NM/CT 850, seguindo os parâmetros de reconstrução e processamento utilizados na prática clínica e nos protocolos 1 e 2, para diferentes atividades de ^{99m}Tc .

Para uma atividade de 370 MBq, na imagem processada com o protocolo 1 é possível distinguir parcialmente o conjunto de *rods* de 12,7 e 11,1 mm. A resolução espacial conseguida com o protocolo 2 mostra-se inadequada para aplicações clínicas.

O aumento de atividade para 740 MBq levou à melhoria da nitidez de todas as imagens e passou a ser possível perceber *rods* de diâmetro inferior (parcialmente até 9,5 mm).

Na Figura 40 são apresentadas as imagens SPECT adquiridas com a GE Infinia II que serviram de base à avaliação da resolução espacial.

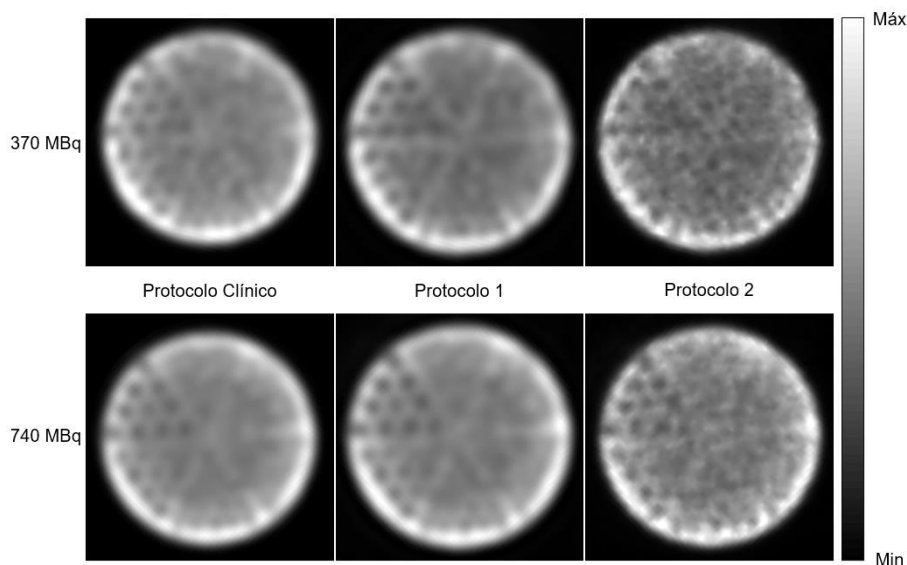


Figura 40 – Imagens SPECT do fantoma Jaszczak, para avaliação da resolução espacial da GE Infinia II, seguindo os parâmetros de reconstrução e processamento utilizados na prática clínica e nos protocolos 1 e 2, para diferentes atividades de ^{99m}Tc .

As imagens apresentadas na figura acima demonstram uma melhoria da nitidez das imagens reconstruídas com o protocolo 1 quando comparadas com as iniciais, ainda que essa melhoria não seja tão saliente como a verificada nas imagens adquiridas com a Philips BrightView.

Para uma atividade de 370 MBq, na imagem processada com o protocolo 1 é possível distinguir nitidamente os conjuntos de *rods* de 12,7 e 11,1 mm e perceber-se parcialmente até 9,5 mm. A imagem processada com o protocolo 2 permite detetar parcialmente até 11,1 mm. Com o aumento de atividade, as imagens reconstruídas com os protocolos 1 e 2 mostraram-se ligeiramente mais nítidas.

7.3.2. Sensibilidade

Na Tabela 12 são apresentados os valores de sensibilidade determinados, para as três CG, com os protocolos de reconstrução e processamento 1 e 2. Estes valores foram determinados para a secção homogénea do fantoma Jaszczak e calculados com base nos dados presentes no Apêndice 1.

Tabela 12 – Valores de sensibilidade determinados para as imagens reconstruídas e processadas com os diferentes parâmetros estipulados nos protocolos clínicos e protocolos 1 e 2.

Atividade (^{99m}Tc)	Reconstrução e processamento	Sensibilidade (cps/MBq)		
		Philips BrightView	GE NM/CT 850	GE Infinia II
370 MBq	Protocolo Clínico	22,06	22,31	22,23
	Protocolo 1	20,83	22,41	22,33
	Protocolo 2	10,43	22,48	22,39
740 MBq	Protocolo Clínico	21,85	20,25	21,49
	Protocolo 1	20,65	20,30	21,54
	Protocolo 2	10,34	20,37	21,59

Através dos valores apresentados na tabela acima, verifica-se que a sensibilidade calculada através das imagens da Philips reconstruídas e processadas com o protocolo 1 sofreu uma ligeira diminuição, passando a ser 20,83 e 20,65 cps/MBq, para atividades de 370 e 740 MBq, respetivamente. Quando aplicados os parâmetros de reconstrução do protocolo 2, a taxa de contagens por unidade de atividade radioativa sofreu uma diminuição acentuada, passando para menos de metade da determinada com o protocolo clínico.

Relativamente às imagens adquiridas com as CG NM/CT e Infinia verifica-se que, após aplicação de diferentes parâmetros de reconstrução e processamento, os valores determinados para a sensibilidade mantiveram-se praticamente inalterados.

7.3.3. Ruído

Na Tabela 13 são apresentados os valores determinados para a percentagem de ruído médio das imagens adquiridas com as três CG e reconstruídas e processadas de acordo com os protocolos 1 e 2. Estes valores foram calculados com base nos dados presentes no Apêndice 2.

Tabela 13 – Percentagem de ruído médio das imagens reconstruídas e processadas com os diferentes parâmetros estipulados nos protocolos clínicos e protocolos 1 e 2.

Atividade (^{99m} Tc)	Reconstrução e processamento	Ruído médio (%)		
		Philips BrightView	GE NM/CT 850	GE Infinia II
370 MBq	Protocolo Clínico	28,00	25,82	24,66
	Protocolo 1	25,57	26,76	24,78
	Protocolo 2	28,94	32,49	27,30
740 MBq	Protocolo Clínico	29,16	29,19	24,43
	Protocolo 1	26,42	29,62	24,77
	Protocolo 2	27,99	32,38	26,10

Os resultados apresentados na tabela acima demonstram que as imagens adquiridas com a Philips BrightView e reconstruídas e processadas com o protocolo 1 apresentaram menos ruído do que as que tinham sido reconstruídas de acordo com o protocolo clínico. O Apêndice 2 permite verificar que essa diminuição foi de 2,43% e 2,73%, respetivamente, nas imagens adquiridas com 370 e 740 MBq. Contrariamente, as imagens adquiridas com as CG da GE apresentaram um aumento de ruído quando reconstruídas com o protocolo 1, comparativamente ao protocolo clínico, ainda que essa variação tenha sido inferior a 1%.

Nas imagens adquiridas com a NM/CT, a reconstrução de acordo com o protocolo 2 provocou um aumento na percentagem de ruído de 6,67 e 3,26%, respetivamente, nas imagens adquiridas com 370 e 740 MBq. Esta tendência foi também verificada nas imagens adquiridas com a Infinia, nas quais o ruído médio aumentou 2,64 e 1,67%, face ao protocolo clínico, para atividades de 370 e 740 MBq. Contrariamente, no caso da imagem referente à aquisição de 740 MBq com a Philips BrightView, o protocolo 2 levou a um decréscimo de 1,17% no ruído médio, face ao protocolo de reconstrução clínico.

7.3.4. Percentagem de contraste

Considerando as 2 aquisições efetuadas em cada serviço de MN, com recurso ao fantoma Jaszczak, a percentagem de contraste foi determinada nas imagens reconstruídas e processadas com os protocolos 1 e 2. Os resultados apresentados nesta secção foram determinados com base nos dados presentes no Apêndice 3.

Os gráficos da Figura 41 permitem comparar a percentagem de contraste nas esferas das imagens adquiridas com a Philips BrightView para os diferentes protocolos de reconstrução e processamento.

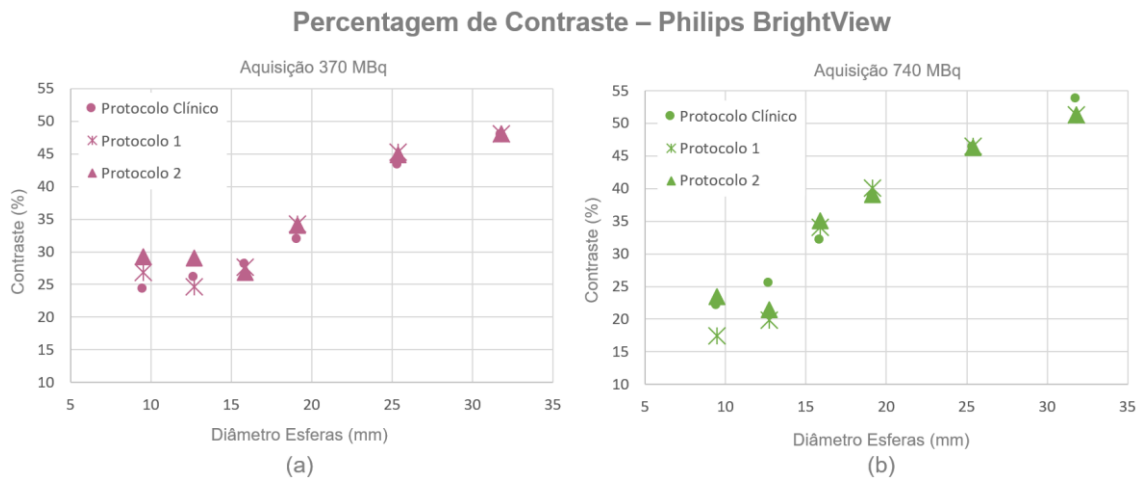


Figura 41 – Percentagem de contraste das imagens adquiridas com a Philips BrightView, em função do diâmetro da esfera, para os diferentes protocolos de reconstrução e processamento, para atividades de (a) 370 MBq e (b) 740 MBq.

Através dos gráficos acima apresentados, constata-se que a reconstrução e processamento das imagens através de diferentes parâmetros teve influência na percentagem de contraste entre as esferas “frias” e o fundo. O gráfico (a), referente às imagens da aquisição de 370 MBq, e os dados do Apêndice 3, permitem verificar que as maiores diferenças, face ao protocolo clínico, ocorreram na esfera menor, na qual percentagem de contraste aumentou 2,61% com o protocolo 1 e 5,01% com o protocolo 2.

Com o aumento de atividade, gráfico (b), a maior variação originada por ambos os protocolos ocorreu na esfera de 12,7 mm, na qual o contraste diminuiu 5,47% com o protocolo 1 e 3,92% quando utilizado o protocolo 2, conforme se pode constatar no Apêndice 3.

De seguida, os gráficos da Figura 42 permitem comparar a percentagem de contraste nas esferas das imagens adquiridas com a GE NM/CT 850 para os diferentes protocolos testados.

Percentagem de Contraste – GE NM/CT 850

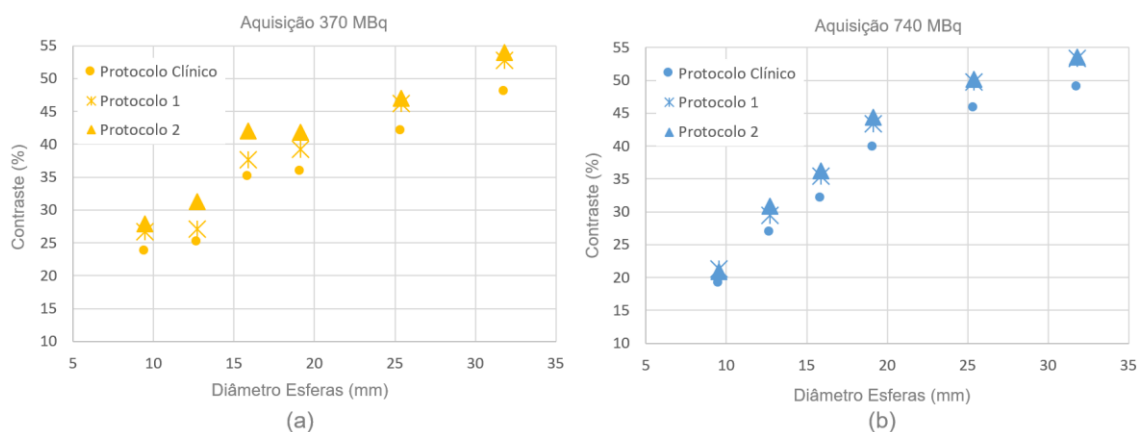


Figura 42 – Percentagem de contraste das imagens adquiridas com a GE NM/CT 850, em função do diâmetro da esfera, para os diferentes protocolos de reconstrução e processamento, para atividades de (a) 370 MBq e (b) 740 MBq.

Os gráficos acima demonstram que os novos protocolos de reconstrução e processamento testados permitiram aumentar a percentagem de contraste entre as esferas “frias” e o fundo, face ao protocolo clínico. Os dados do Apêndice 3 confirmam que, com os parâmetros de reconstrução do protocolo 1, a percentagem de contraste aumentou, em média, 3,30%. Seguindo o protocolo 2, o aumento médio da percentagem de contraste foi ainda superior, tendo variado 5,67 e 3,91%, respetivamente, nas imagens adquiridas com 370 e 740 MBq.

Os gráficos da Figura 43 permitem comparar a percentagem de contraste nas esferas das imagens adquiridas com a GE Infinia II para os diferentes protocolos de reconstrução e processamento.

Percentagem de Contraste – GE Infinia II

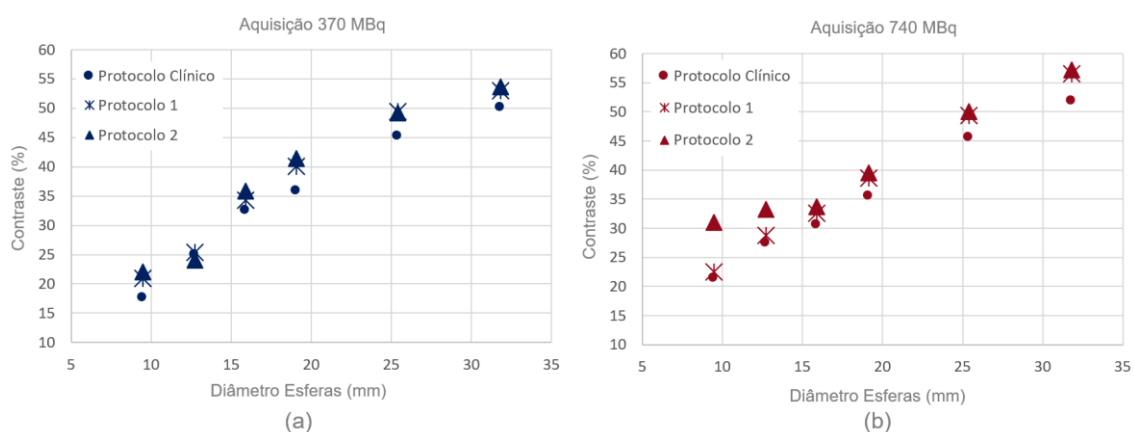


Figura 43 – Percentagem de contraste das imagens adquiridas com a GE Infinia II, em função do diâmetro da esfera, para os diferentes protocolos de reconstrução e processamento, para atividades de (a) 370 MBq e (b) 740 MBq.

Tal como constatado nas imagens da GE NM/CT, também os resultados relativos à GE Infinia mostram que tanto o protocolo 1 como o protocolo 2 levaram ao aumento da percentagem de contraste. Neste caso, os dados do Apêndice 3 confirmam que os parâmetros de reconstrução do protocolo 1 originaram um aumento médio de 2,81 e 2,66% nas imagens relativas às aquisições de 370 e 740 MBq, respetivamente. Quando as imagens foram reconstruídas seguindo o protocolo 2, o aumento médio da

percentagem de contraste foi ainda superior, como verificado na CG do mesmo fabricante, tendo variado 3,61% no caso da imagem proveniente da aquisição de 370 MBq e, com o aumento da concentração de atividade no fantoma, a variação média foi superior e igual a 5,46%.

7.3.5. Recuperação de contraste

Considerando as 2 aquisições efetuadas em cada serviço de MN, com recurso ao fantoma NEMA, os CRs médios e máximos foram determinados nas imagens reconstruídas e processadas com os protocolos 1 e 2. Os resultados apresentados nesta secção têm por base o Apêndice 4.

Os gráficos da Figura 44 permitem comparar a recuperação de contraste, média e máxima, nas esferas das imagens adquiridas com a Philips BrightView, para os diferentes protocolos de reconstrução e processamento.

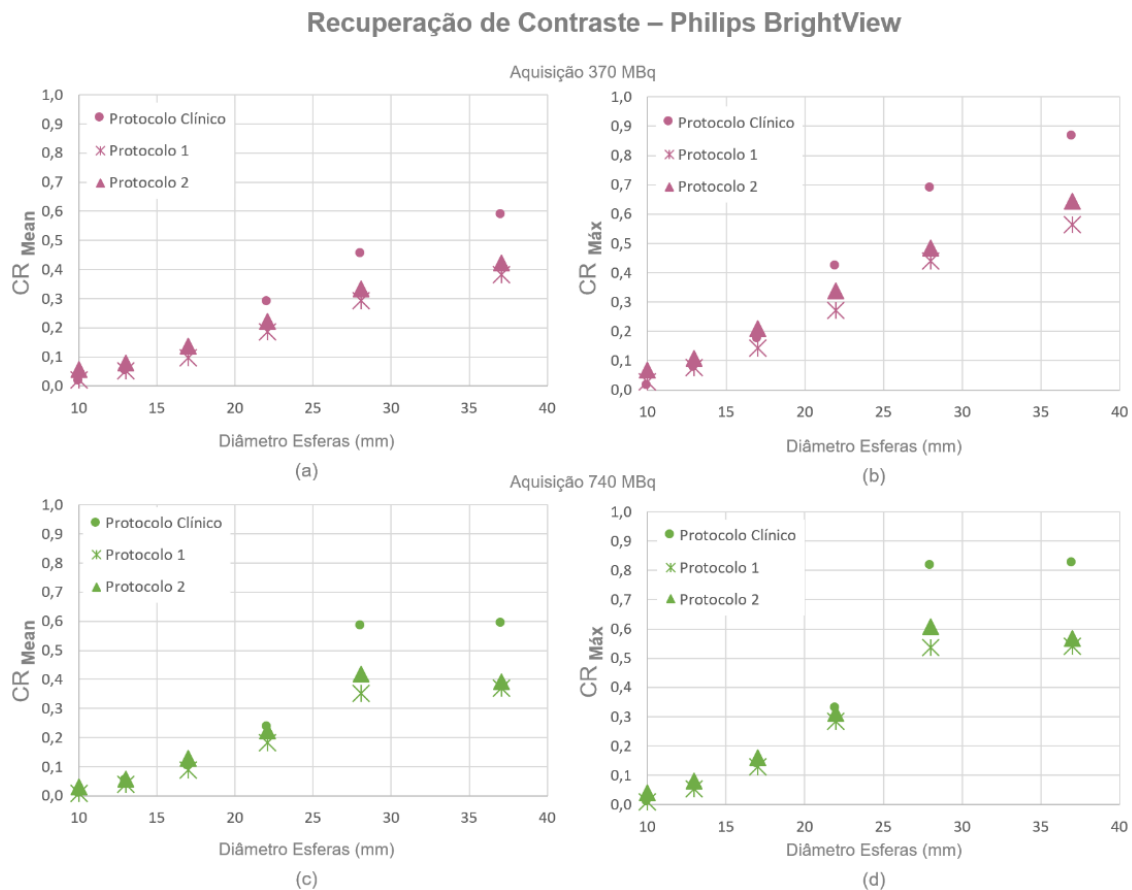


Figura 44 – Recuperação de contraste das imagens adquiridas com a Philips BrightView, em função do diâmetro da esfera, para os diferentes protocolos de reconstrução e processamento, para atividades de (a-b) 370 MBq e (c-d) 740 MBq.

Os gráficos apresentados acima revelam que os parâmetros de reconstrução e processamento dos protocolos 1 e 2 levaram a uma diminuição considerável da recuperação de contraste nas duas esferas maiores.

A par do Apêndice 4, os gráficos (a) e (b), relativos à recuperação de contraste da aquisição de 370 MBq, confirmam que maior variação ocorreu na esfera maior, na qual a recuperação de contraste média

diminuiu 0,20 com o protocolo 1 e 0,16 com o protocolo 2. De forma análoga, os gráficos (c) e (d) referem-se aos CRs calculados a partir das imagens da aquisição de 740 MBq. Estes revelam, em conjunto o Apêndice 4, que a maior variação provocada pelo protocolo 1 ocorreu na esfera de 28 mm, na qual o CR médio diminuiu 0,23, enquanto que com o protocolo 2 a diminuição mais acentuada foi na esfera maior, em que o CR médio decresceu 0,20.

Constata-se, ainda, pelos dados do Apêndice 4, que o protocolo 2 levou ao aumento da recuperação de contraste nas esferas menores.

Os gráficos da Figura 45 permitem comparar a recuperação de contraste nas esferas das imagens adquiridas com a GE NM/CT 850, para os diferentes protocolos de reconstrução e processamento.

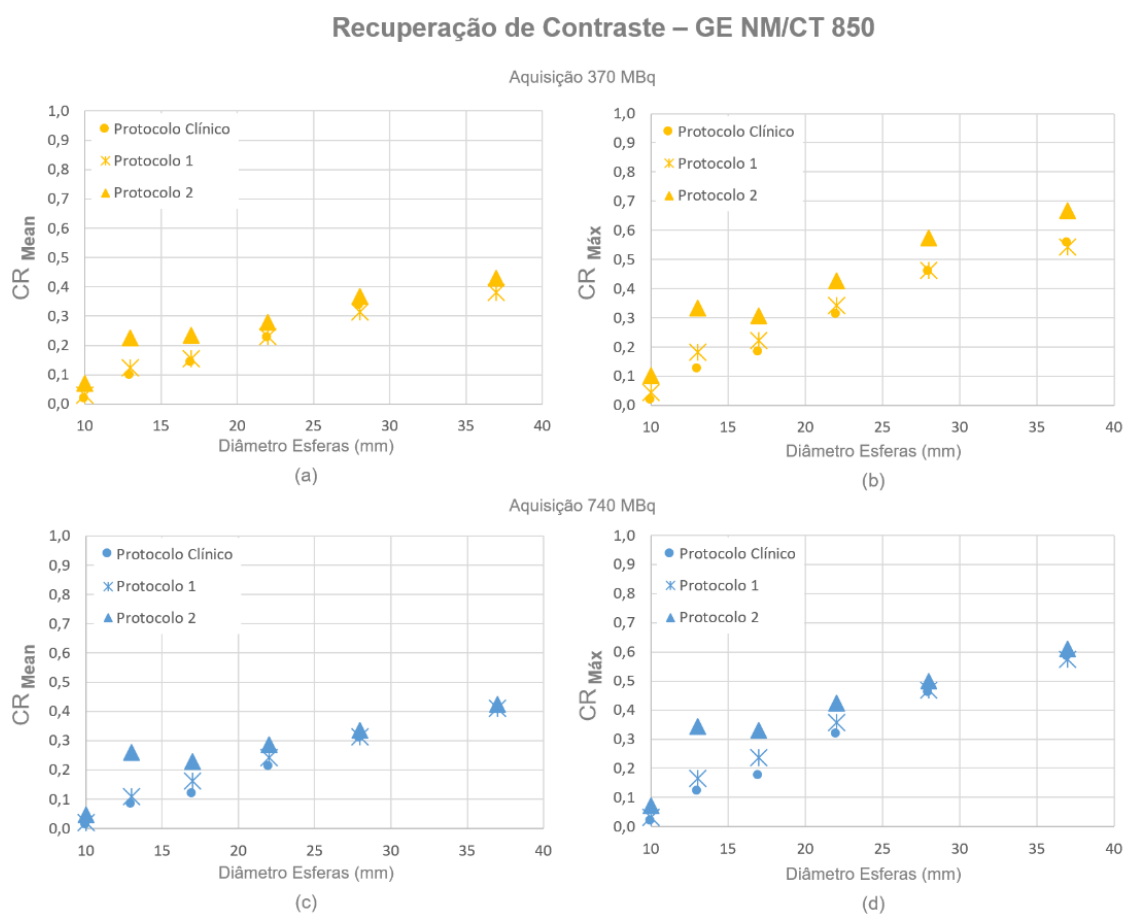


Figura 45 – Recuperação de contraste das imagens adquiridas com a GE NM/CT 850, em função do diâmetro da esfera, para os diferentes protocolos de reconstrução e processamento, para atividades de (a-b) 370 MBq e (c-d) 740 MBq.

Relativamente às imagens adquiridas com a GE NM/CT 850, os gráficos (a) e (b), referentes à recuperação de contraste da aquisição de 370 MBq, revelam que com o protocolo 1 os CRs aumentaram tendencialmente nas esferas menores e diminuíram nas duas esferas maiores. Os gráficos (c) e (d) demonstram que, com o aumento de atividade, o protocolo 1 levou ao aumento geral da recuperação de contraste, comparativamente ao protocolo clínico. O Apêndice 4 permite constatar que o protocolo 1 originou variações médias de 0,02 e 0,03 nos CRs médios e máximos, respetivamente.

Comparativamente ao protocolo 1, os parâmetros do protocolo 2 representaram maior influência na recuperação de contraste, levando ao seu aumento em todas as esferas. Comprova-se pelo Apêndice 4

que, para a imagem da aquisição de 370 MBq, este protocolo resultou num aumento médio de 0,06 e 0,13, para a recuperação de contraste média e máxima, respetivamente. Com o aumento de atividade, a variação média foi de 0,07 para os CRs médios e de 0,10 para os CRs máximos.

Os gráficos da Figura 46 permitem comparar a recuperação de contraste nas esferas das imagens adquiridas com a GE Infinia II, para os diferentes protocolos de reconstrução e processamento.

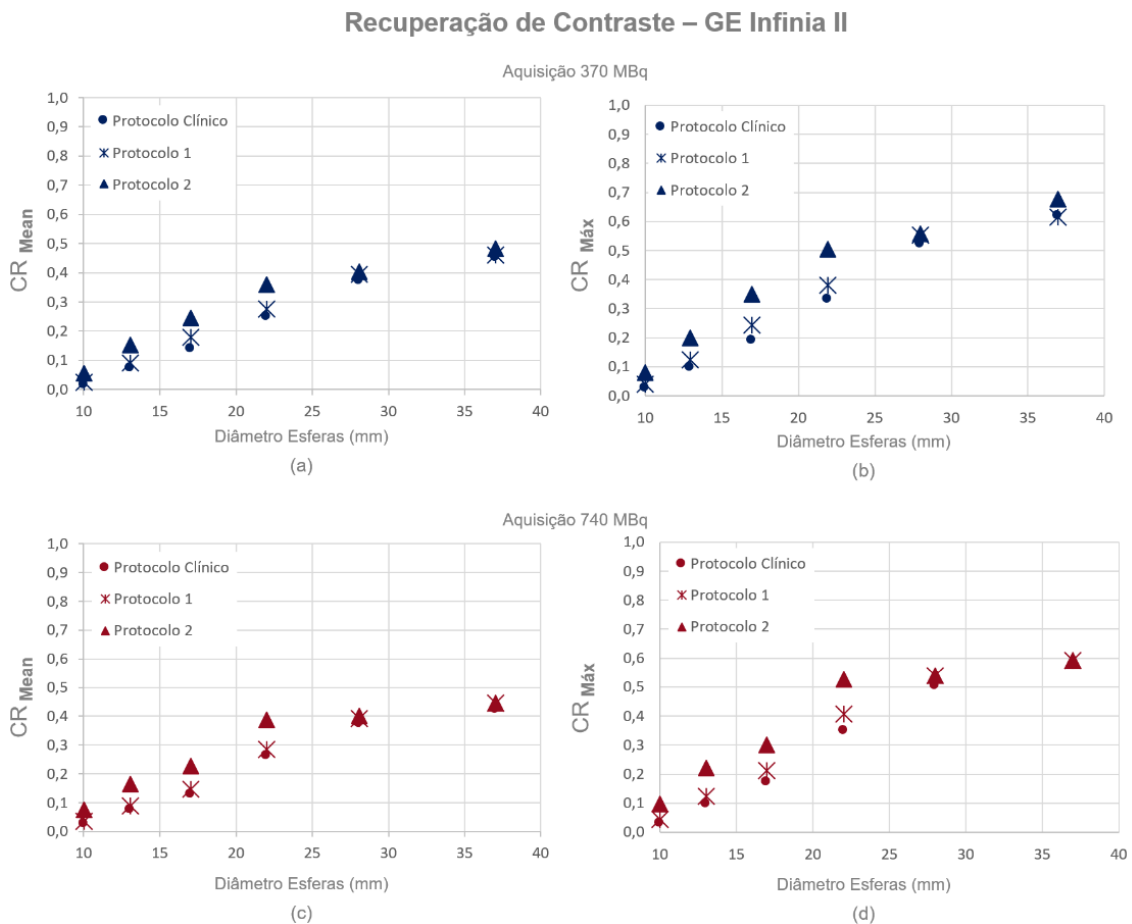


Figura 46 – Recuperação de contraste das imagens adquiridas com a GE Infinia II, em função do diâmetro da esfera, para os diferentes protocolos de reconstrução e processamento, para atividades de (a-b) 370 MBq e (c-d) 740 MBq.

Os resultados referentes à CG Infinia II, apresentados acima, permitem ver que a tendência foi semelhante à verificada na análise anterior, relativa à CG do mesmo fabricante.

Considerando o Apêndice 4 e os gráficos (a) e (b), relativos à recuperação de contraste da aquisição de 370 MBq, verifica-se que os parâmetros de reconstrução e processamento do protocolo 1 levaram ao aumento da recuperação de contraste, exceto na esfera maior, na qual se manteve. Os gráficos (c) e (d) permitem verificar que, com o aumento de atividade, o protocolo 1 originou o aumento da recuperação de contraste em todas as esferas. O Apêndice 4 demonstra que, com o protocolo 1, os CRs médios e máximos aumentaram, em média, 0,02 e 0,03, respetivamente.

Tal como comprovado nos resultados referentes à GE NM/CT, comparativamente ao protocolo 1, os parâmetros do protocolo 2 representaram maior influência na recuperação de contraste, levando ao seu aumento em todas as esferas. Verifica-se, pelo Apêndice 4, que a reconstrução da imagem de acordo

com o protocolo 2 resultou num aumento médio de 0,07 e 0,10, para os CRs médios e máximos, respetivamente.

7.3.6. Variabilidade de resultados entre Câmaras Gama

Como referido anteriormente, a variabilidade entre as CG incluídas neste estudo foi determinada para os diferentes parâmetros quantitativos de avaliação da qualidade de imagem. Assim, nesta secção apresentam-se os resultados relativos às diferenças de valores verificadas entre sistemas, em termos de sensibilidade, ruído, percentagem de contraste e recuperação de contraste, para os diferentes parâmetros de reconstrução e processamento testados.

Os resultados foram comparados entre CG para o mesmo protocolo (clínico, 1 ou 2) e para duas diferentes combinações de protocolos, que pareceram conferir uma melhor reprodutibilidade de valores em determinados parâmetros, como será verificado nas secções seguintes.

Os gráficos da Figura 47 referem-se à variabilidade da sensibilidade entre CG, para os vários protocolos de reconstrução e processamento aplicados às imagens adquiridas com os protocolos clínicos, e basearam-se nos dados do Apêndice 1.

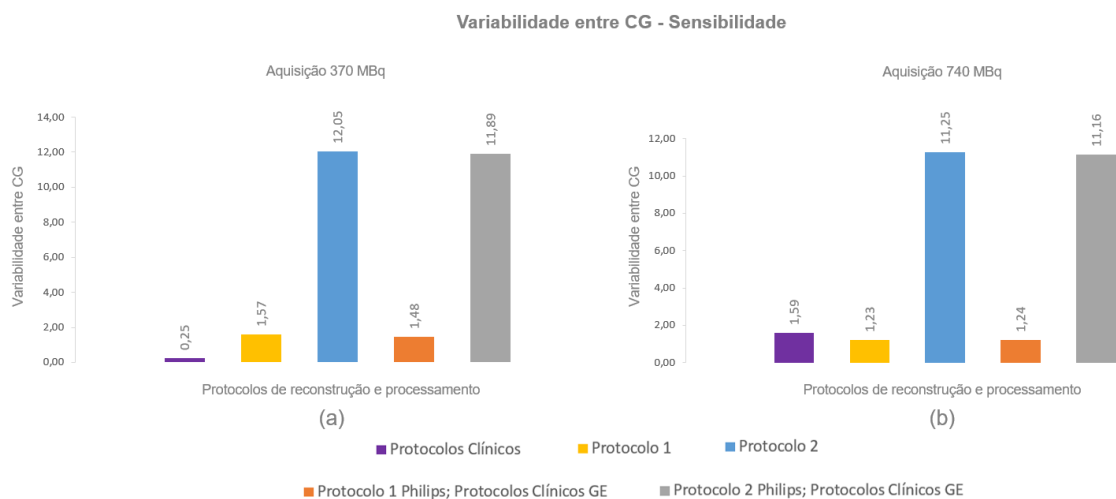


Figura 47 – Variabilidade da sensibilidade entre CG, para diferentes protocolos de reconstrução e processamento das imagens adquiridas com os protocolos clínicos, para atividades de (a) 370 MBq e (b) 740 MBq.

Atentando no gráfico (a) da figura acima, relativo às imagens do fantoma Jaszczak preenchido com 370 MBq de ^{99m}Tc , constata-se que os protocolos clínicos de reconstrução e processamento conferiram a menor variabilidade (0,25 cps/MBq) nos valores de sensibilidade determinados para as três CG. Atentando nos restantes protocolos testados verifica-se que, quando reconstruída de acordo com os parâmetros do protocolo 1, a sensibilidade determinada para a imagem SPECT da Philips BrightView mostrou-se mais semelhante à das imagens provenientes das restantes CG e reconstruídas de acordo com o respetivo protocolo clínico, do que aplicando a mesma reconstrução às três aquisições.

O gráfico (b) revela que, com o aumento de atividade, a menor variabilidade da sensibilidade entre sistemas foi alcançada quando os três estudos SPECT foram reconstruídos de acordo com o protocolo 1, em que a variação entre CG foi de 1,23 cps/MBq. Contudo, mantendo os protocolos clínicos nas CG NM/CT e Infinia, e utilizando os parâmetros de reconstrução do protocolo 1 na Philips também foi

possível melhorar a convergência da sensibilidade entre equipamentos, no sentido em que diminuiu de 1,59 para 1,24 cps/MBq.

O protocolo 2 foi o que originou a maior heterogeneização nos valores de sensibilidade determinados, alcançando variabilidades máximas de 12,05 e 11,25 cps/MBq, para atividades de 370 e 740 MBq, respetivamente.

Em relação à percentagem de ruído médio, as diferenças máximas verificadas entre as CG são apresentadas nos gráficos da Figura 48, para diferentes protocolos de reconstrução e processamento.

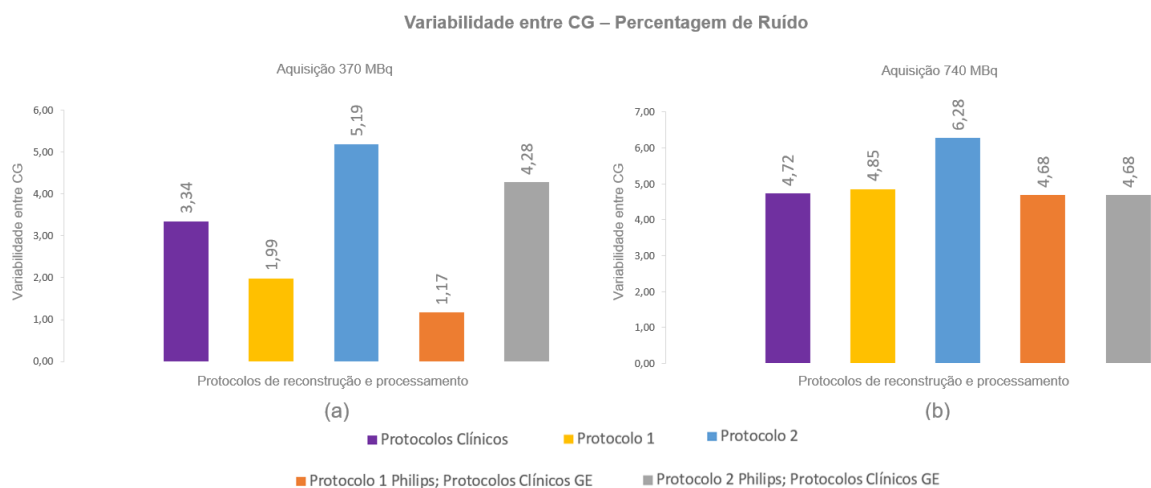


Figura 48 – Variabilidade da percentagem de ruído entre CG, para diferentes protocolos de reconstrução e processamento das imagens adquiridas com os protocolos clínicos, para atividades de (a) 370 MBq e (b) 740 MBq.

O gráfico (a) apresentado acima demonstra que reconstruindo e processando o estudo de 370 MBq da Philips BrightView de acordo com o protocolo 1, e mantendo os protocolos clínicos nas restantes CG, foi possível diminuir a variabilidade da percentagem de ruído médio para 1,17%, que era de 3,34% com o protocolo utilizado atualmente na prática clínica do serviço de MN onde pertence a CG da Philips.

Os resultados apresentados no gráfico (b) revelam que, com o aumento de atividade para 740 MBq, a menor variabilidade foi conseguida aplicando os protocolos 1 ou 2 ao estudo SPECT adquirido na Philips e mantendo os protocolos clínicos nas restantes CG, resultando assim numa variabilidade máxima de 4,68%.

O protocolo 2 foi o que levou a uma maior heterogeneização deste parâmetro entre CG (5,19% e 6,28% para aquisições de 370 e 740 MBq, respetivamente).

Na Figura 49 apresentam-se os gráficos representativos da variabilidade da percentagem de contraste entre CG, em função do diâmetro das esferas do Jaszczak, para diferentes protocolos de reconstrução e processamento.

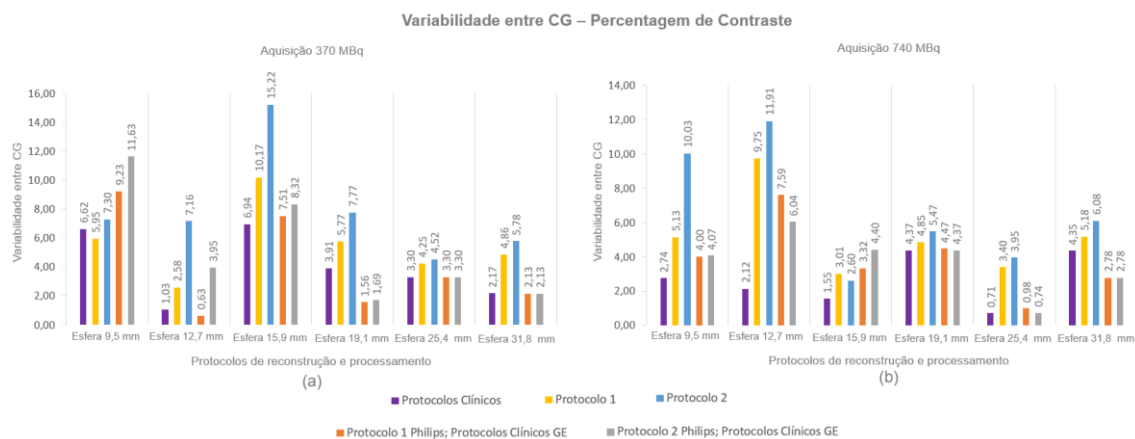


Figura 49 – Variabilidade da percentagem de contraste entre CG, em função do diâmetro das esferas, para diferentes protocolos de reconstrução e processamento das imagens adquiridas com os protocolos clínicos, para atividades de (a) 370 MBq e (b) 740 MBq.

O gráfico (a) da figura acima compara a variação da percentagem de contraste entre nas imagens adquiridas de acordo com os protocolos clínicos, para 370 MBq, e reconstruídas pelos diferentes protocolos testados.

Observando as barras referentes aos protocolos clínicos, a roxo, verifica-se que a variabilidade máxima entre CG provocada por este protocolo foi de 6,94%, na esfera de 15,9 mm.

Aplicar o protocolo 1 à imagem da Philips, mantendo os protocolos clínicos nas imagens adquiridas com as restantes CG (barras laranja) reduziu a variabilidade, face ao protocolo clínico, nas esferas de 12,7, 19,1 e 31,8 mm. Contudo, a variabilidade máxima da percentagem de contraste aumentou para 9,23%, verificada na esfera menor. Com a alteração dos parâmetros da reconstrução clínica para os estabelecidos no protocolo 2 apenas na imagem adquirida com a CG Philips (barras cinza), a variabilidade só diminuiu nas esferas de 19,1 e 31,8 mm, tendo aumentado na restantes até atingir uma variação máxima de 11,63%, na esfera menor.

Para os estudos de 740 MBq, cujos resultados da variabilidade entre CG estão apresentados no gráfico (b), o panorama é semelhante ao descrito acima, contudo assistiu-se a uma diminuição da variação máxima verificada com cada protocolo. Neste caso, constata-se que a reconstrução dos protocolos clínicos levou a uma variação máxima da percentagem de contraste igual a 4,37%, na esfera de 19,1 mm. Reconstruir a imagem adquirida com a CG da Philips de acordo com o protocolo 1 e manter os protocolos clínicos nas imagens adquiridas com as restantes CG reduziu a variabilidade na esfera maior, na qual a variação da percentagem de contraste diminuiu para 2,78%. Contudo, a variabilidade máxima provocada por este protocolo aumentou para 7,59% (na esfera de 12,7 mm). Da mesma forma, aplicar o protocolo 2 à imagem adquirida com a CG Philips, mantendo o clínico nas restantes, apenas diminuiu a variabilidade do contraste calculado na esfera maior, tendo aumentado na restantes até atingir uma variação máxima de 6,04% (na esfera de 12,7 mm).

A uniformização de parâmetros, com os protocolos 1 e 2, originou o aumento da variabilidade da percentagem de contraste entre as esferas “frias” e o fundo, face aos protocolos clínicos, exceto na esfera menor, em que protocolo 1 levou a uma diferença ligeiramente inferior no contraste calculado para os estudos adquiridos com 370 MBq, em diferentes CG.

Por fim, os gráficos das Figuras 50 e 51 pretendem demonstrar a variabilidade dos coeficientes de recuperação de contraste entre CG, em função do diâmetro das esferas do NEMA, para diferentes

protocolos de reconstrução e processamento aplicados às imagens adquiridas com o fantoma preenchido com 370 e 740 MBq, respetivamente.

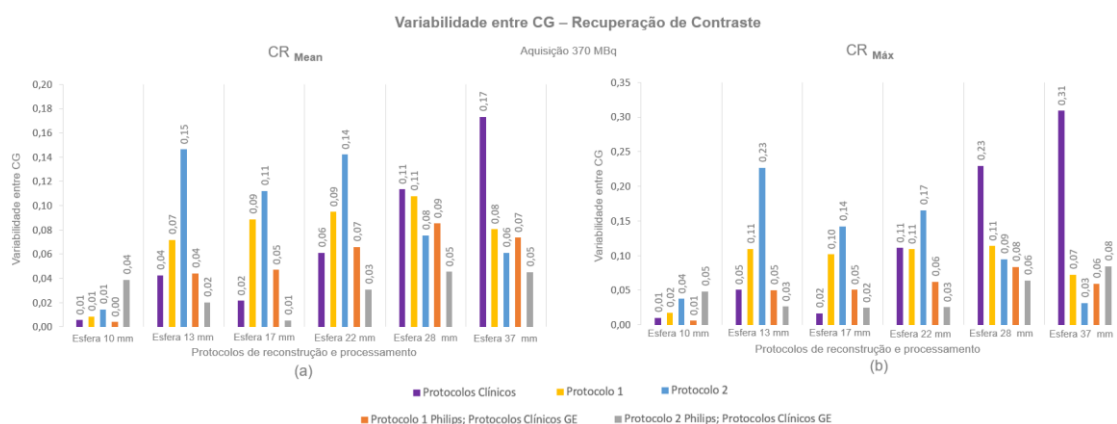


Figura 50 – Variabilidade dos coeficientes de recuperação de contraste médios (a) e máximos (b) entre CG, em função do diâmetro das esferas, para diferentes protocolos de reconstrução e processamento das imagens adquiridas com os protocolos clínicos, para 370 MBq de ^{99m}Tc .

O gráfico (a) da figura acima compara a variação dos CRs médios nas imagens adquiridas de acordo com os protocolos clínicos, para 370 MBq, e reconstruídas pelos diferentes protocolos testados.

As barras referentes aos protocolos clínicos, a roxo, demonstram uma variabilidade máxima dos CRs médios igual a 0,17, na esfera maior.

A reconstrução das imagens de acordo com os protocolos 1 e 2, levou a uma diminuição considerável da variabilidade de CRs médios na esfera maior, contudo provocou o aumento desta variação na maioria das restantes esferas.

Reconstruindo as imagens adquiridas com a Philips de acordo com o protocolo 1 e mantendo os protocolos clínicos nas restantes, a variabilidade dos CRs médios na esfera maior diminuiu de 0,17 para 0,07 e a variação máxima foi de 0,09, na esfera de 28 mm. Alterando apenas a reconstrução da imagem da Philips para o protocolo 2, a variação máxima dos CRs médios entre CG foi de 0,05, nas duas esferas maiores. Contudo, constatou-se a maior variação na esfera menor, de 0,04, enquanto que com os restantes protocolos era de 0,01.

Relativamente aos CRs máximos, cuja variabilidade é apresentada no gráfico (b), verifica-se que a tendência é idêntica à descrita para os CRs médios, mas com variações máximas superiores. Assim, destaca-se que com os protocolos clínicos a variabilidade dos CRs máximos alcançou os 0,31 e que ao reconstruir as imagens adquiridas com a Philips seguindo o protocolo 1 ou 2 a variabilidade máxima entre sistemas diminuiu para 0,08.

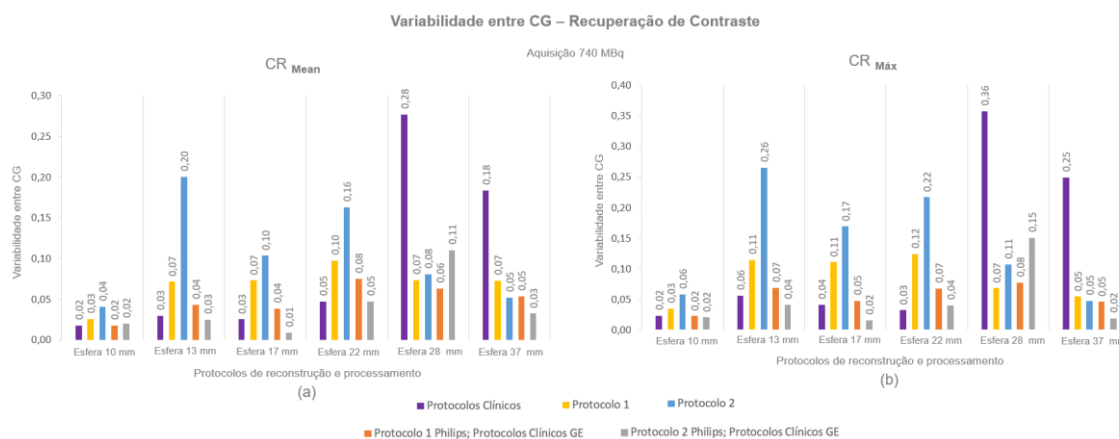


Figura 51 – Variabilidade dos coeficientes de recuperação de contraste médios (a) e máximos (b) entre CG, em função do diâmetro das esferas, para diferentes protocolos de reconstrução e processamento das imagens adquiridas com os protocolos clínicos, para 740 MBq de ^{99m}Tc .

O gráfico (a) da figura acima compara a variação dos CRs médios nas imagens adquiridas para 740 MBq, e reconstruídas segundo os diferentes protocolos testados.

Verifica-se que a reconstrução pelos protocolos clínicos, representada pelas barras a roxo, originou uma variabilidade máxima de 0,28 nos CRs médios, na esfera de 28 mm.

Quando os estudos adquiridos com as três CG foram reconstruídos com os protocolos 1 e 2, assistiu-se à diminuição da variabilidade máxima dos CRs médios para 0,10 (na esfera de 22 mm) e 0,20 (esfera de 13 mm), respetivamente. Contudo, esta harmonização de protocolos provocou o aumento da variabilidade dos CRs médios na maioria das esferas, tal como verificado nas imagens adquiridas para 370 MBq.

Aplicando o protocolo 1 apenas à imagem da Philips, verificou-se que a variabilidade dos CRs médios na esfera de 28 mm diminuiu de 0,28 para 0,06 e que a variação máxima foi de 0,08, na esfera de 22 mm. Reconstruindo a mesma imagem de acordo com o protocolo 2, e mantendo a reconstrução clínica nas restantes, a variabilidade máxima entre CG foi de 0,11, na esfera de 28 mm.

A variabilidade dos CRs máximos, representada no gráfico (b), demonstra uma tendência idêntica à descrita para os CRs médios, mas com variações máximas superiores, tal como referido para as aquisições de atividade inferior. Assim, destaca-se que com os protocolos clínicos a variabilidade dos CRs máximos entre CG alcançou os 0,36 e que reconstruir as imagens adquiridas com a Philips de acordo com o protocolo 1 permitiu diminuir esta variabilidade para 0,08.

8. Discussão

A fase inicial deste estudo permitiu comparar, qualitativa e quantitativamente, as imagens SPECT adquiridas em três CG de dois fabricantes e presentes em três serviços de MN, seguindo os protocolos utilizados na prática clínica de cada serviço. Os protocolos de aquisição clínicos são diferentes nos três serviços de MN, a nível de número de projeções e tempo por projeção, enquanto que os protocolos de reconstrução e processamento são iguais nos serviços B e C, que possuem CG do mesmo fabricante (GE) e que usam o mesmo *software* de processamento (versões diferentes), diferindo do serviço A (CG Philips BrightView), em termos de algoritmo de reconstrução, número total de iterações e nos filtros aplicados na pré e pós reconstrução.

Verificou-se que usando os protocolos clínicos, a resolução espacial diferiu entre os 3 sistemas em estudo e para as diferentes atividades usadas, tendo variado entre 12,7 e 9,5 mm. A melhoria da resolução espacial com o aumento da concentração no fundo do fantoma, verificada na Philips e na GE NM/CT, pode relacionar-se com o aumento do número de fótons emitidos que, conseqüentemente, melhorou o contraste entre as *rods* “frias” e o fundo, permitindo uma melhor nitidez e distinção entre as *rods*, contudo não foram encontradas publicações que corroborem este resultado.

Apesar deste parâmetro ter sido avaliado subjetivamente, as imagens adquiridas com a GE Infinia foram as que apresentaram a melhor resolução espacial (aproximadamente 9,5 mm). As diferenças verificadas entre a resolução espacial das imagens adquiridas nas três CG podem dever-se, primeiramente, a fatores inerentes à função de resposta colimador-detetor, assim como à penetração septal (28,35,49), no sentido em que se verificaram existir diferenças no sistema de detecção de cada CG. Também os parâmetros de aquisição influenciam a resolução espacial das imagens SPECT, no sentido em que o número de projeções deverá ser, no mínimo, equivalente ao tamanho da matriz (35,70), o que no presente estudo não se verificou, visto que o número de projeções em cada estudo tomográfico foi diferente de equipamento para equipamento e a dimensão da matriz foi invariavelmente 128×128, tratando-se de mais uma potencial causa para as diferenças verificadas.

Os protocolos de reconstrução e processamento clínicos são também diferentes entre o sistema da Philips e os da GE, uma vez que nas imagens adquiridas com a Philips a reconstrução é feita com o algoritmo do fabricante, Astonish, utilizando 2 iterações (i) e 16 subconjuntos (s) e nos equipamentos GE, NM/CT e Infinia, é utilizado o algoritmo OSEM (2i/10s). Num estudo realizado em fantoma, por Hughes et al. (61), verificou-se a existência de diferenças significativas na resolução espacial de imagens SPECT adquiridas em três diferentes CG quando utilizados algoritmos de reconstrução específicos do fabricante, tendo confirmado que, após aplicar um algoritmo padronizado, as imagens adquiridas com os mesmos três sistemas apresentaram idêntica resolução espacial. Este resultado vai de encontro ao verificado no presente estudo, na fase de harmonização de protocolos, dado que após se substituir a reconstrução Astonish pelo método OSEM (protocolo 1) nas imagens adquiridas com a Philips BrightView, a resolução espacial das mesmas melhorou e aproximou-se da alcançada com as restantes CG. As imagens reconstruídas de acordo com o protocolo 2 (OSEM, 2i/16s, sem filtros), mostraram-se inadequadas para aplicações clínicas, devido ao aumento do artefacto de *blurring*. Neste caso, a deterioração da resolução espacial após ser aplicado o protocolo 2 deve-se à ausência do filtro *Butterworth*, aplicado no protocolo 1, que permite suprimir o ruído estatístico e simultaneamente preservar a resolução espacial das imagens tomográficas, como descrito por Lyra et al. (30). Assim, constatou-se que existe uma harmonização da resolução espacial entre CG utilizando-se o protocolo 1 (OSEM, 2i/16s, *Butterworth* com *fc* de 0,48 e ordem 10).

Relativamente à sensibilidade das CG em estudo, que variou aproximadamente entre 20 e 22 cps/MBq, dependendo da CG e da concentração de atividade no fantoma, não se verificaram diferenças significativas com os parâmetros clínicos de aquisição e reconstrução, dado que a variação deste parâmetro entre CG foi mínima (0,25 e 1,59 cps/MBq, para aquisições de 370 e 740 MBq, respetivamente). As experiências realizadas permitiram confirmar que a sensibilidade não varia linearmente com a atividade da fonte, mas sofre um decréscimo quando o sistema de deteção é submetido a uma taxa de contagens elevada, uma vez que a sensibilidade diminuiu nas três CG com o aumento da concentração de atividade no fantoma Jaszczak, o que de acordo com a bibliografia consultada poderá estar relacionado com o tempo morto do sistema (16,44).

Numa outra fase, em que foi aplicada correção de atenuação baseada em CT às imagens adquiridas com as CG Philips BrightView e GE NM/CT, constatou-se que a correção deste fator permitiu aumentar os valores de sensibilidade determinados em mais de 3,5 vezes, passando a estar entre 74 e 81 cps/MBq. Anteriormente, Blundell (71) tinha verificado o efeito da CA na sensibilidade da GE Millennium Hawkeye quando, ao adquirir imagens do fantoma Jaszczak, obteve valores de $26,98 \pm 1,24$ cps/MBq e $74,05 \pm 3,58$ cps/MBq, para imagens reconstruídas por OSEM, sem e com correção de atenuação, respetivamente, tendo concluído que com a CA a taxa de contagens por MBq é bastante superior. Isto porque, nas imagens desprovidas de correção, devido à atenuação do feixe emitido, assiste-se à redução do número de fotões gama detetados e, conseqüentemente, à diminuição da taxa de contagens na imagem final (35,47). Para além disso, a CA baseada em CT origina a redistribuição das contagens que se acumulavam na periferia do Jaszczak, levando à sua uniformização por todo o fantoma. Contudo, a correção de atenuação levou ao aumento da variabilidade da sensibilidade entre as CG (1,58 e 6,88 cps/MBq, para aquisições de 370 e 740 MBq), o que poderá estar relacionado com o facto de a eficiência da CA baseada em CT ser fortemente influenciada por erros no alinhamento dos mapas de atenuação gerados pela CT com os dados de emissão da SPECT (72,73) e, uma vez que o processo de CA diferiu entre as imagens adquiridas com a GE NM/CT e com a Philips BrightView, em que foi necessário recorrer a outro equipamento e alinhar manualmente as imagens, pensa-se que foi adicionado mais um fator de variação no processamento dos estudos adquiridos, levando a uma maior variabilidade de resultados.

Após a harmonização de protocolos constatou-se que a imagem SPECT da Philips BrightView, referente à aquisição de 370 MBq, quando reconstruída e processada de acordo com os parâmetros estabelecidos no protocolo 1 (OSEM, $2i/16s$, *Butterworth* com fc de 0,48 e ordem 10), mostrou-se mais semelhante, em termos de sensibilidade, das imagens provenientes das restantes CG e reconstruídas de acordo com o respetivo protocolo clínico, do que aplicando a mesma reconstrução às três aquisições. Da mesma forma, aplicando esta combinação de protocolos de reconstrução às imagens provenientes das aquisições de 740 MBq, foi possível melhorar a convergência da sensibilidade entre equipamentos de 1,59 para 1,24 cps/MBq.

Quando se aplicaram os parâmetros de reconstrução e processamento do protocolo 2 às imagens da Philips BrightView, a sensibilidade calculada diminuiu drasticamente para, aproximadamente, 10 cps/MBq, o que resultou numa variabilidade de aproximadamente 12 cps/MBq entre sistemas. Não havendo evidência que suporte a relação da sensibilidade com os protocolos de reconstrução, e estando esta dependente de características inerentes ao equipamento e colimador utilizado, considera-se necessário efetuar novos estudos para perceber a causa do decréscimo verificado na média de contagens nas imagens adquiridas com esta CG quando reconstruídas com o protocolo 2.

A percentagem de ruído médio determinada para as imagens adquiridas e reconstruídas de acordo com os protocolos clínicos do respetivo serviço de MN foi superior na imagem adquirida com a Philips BrightView, para 370 MBq, estando próxima de 30%, e mostrou-se mais semelhante entre as CG da

GE, com valores aproximadamente iguais a 25%. De facto, o ruído das imagens SPECT está relacionado com fatores inerentes à aquisição e reconstrução das mesmas, sendo influenciado pelo tempo de aquisição, número de projeções, janela de energia e número total de iterações (70). Assim, a semelhança verificada entre as imagens adquiridas nas CG GE NM/CT e Infinia, em termos de percentagem de ruído, pode dever-se ao facto de os protocolos de reconstrução clínicos dos respetivos serviços de MN serem idênticos. Já no caso da Philips BrightView, o número total de iterações era superior (32 face às 20 das CG GE), o que por si só aumenta o nível de ruído na imagem SPECT, como verificado noutros estudos por Kupitz et al. (64) e Alqahtani et al. (65). Para além disso, nas imagens adquiridas com a CG Philips recorreu-se a uma janela assimétrica ($144 \text{ keV} \pm 10\%$) que, apesar de permitir minimizar a radiação dispersa, resulta no aumento do ruído médio, provocado pela diminuição do número de contagens que serão registadas nesta janela quando comparado com a janela do fotopico ($140 \text{ keV} \pm 10\%$) (57). Corrigindo a atenuação nas imagens adquiridas com a Philips BrightView e com a GE NM/CT, verificou-se a diminuição da percentagem de ruído médio, o que pode justificar-se pelo facto de que recorrer a mapas de atenuação obtidos com CT reduz significativamente o ruído estatístico (27).

Em relação à percentagem de ruído determinada após definição de novos protocolos de reconstrução e processamento, constatou-se que as imagens adquiridas com a Philips BrightView e reconstruídas e processadas com os parâmetros definidos no protocolo 1 (OSEM, $2i/16s$, *Butterworth* com fc de 0,48 e ordem 10) apresentaram menos ruído do que as que tinham sido reconstruídas de acordo com o protocolo clínico, contrariamente ao verificado nas imagens adquiridas com as CG da GE. O aumento de ruído médio nas imagens adquiridas com as CG da GE, após reconstrução de acordo com o protocolo 1, vai de encontro aos resultados encontrados em estudo anteriores (64,65), que referem que o aumento do número total de iterações implica o aumento do ruído das imagens SPECT. A tendência com o protocolo 2 (OSEM, $2i/16s$, sem filtros), para a aquisição de 740 MBq, foi também inversa entre a imagem adquirida com a Philips e com as restantes CG, no sentido em que o protocolo 2 levou a uma diminuição do ruído na imagem adquirida com a Philips e a um aumento deste fator nas restantes imagens. Neste caso, a tendência inversa que se verificou entre as CG estará relacionada com o facto de que o protocolo clínico de reconstrução do serviço de MN da Philips BrightView já era desprovido de filtros e, no caso das CG da GE era utilizado o filtro *Butterworth* para suavizar as altas frequências e reduzir o ruído estatístico, pelo que, naturalmente, ao aplicar o protocolo 2, o ruído aumentou. Após testar as diferentes combinações de protocolos de reconstrução e processamento, verificou-se que reconstruindo e processando os estudos adquiridos na Philips BrightView de acordo com os parâmetros do protocolo 1, e mantendo os protocolos clínicos nas restantes CG, foi possível aproximar o valor da percentagem de ruído médio entre as imagens. Deste modo, considerando o ruído médio e a reprodutibilidade deste parâmetro entre CG, considera-se que os melhores resultados foram alcançados com a substituição do protocolo de reconstrução e processamento clínico pelo protocolo 1 nas imagens adquiridas com a Philips BrightView, mantendo os parâmetros clínicos nas GE NM/CT e Infinia.

Na primeira fase do estudo, a percentagem de contraste entre as esferas “frias” e o fundo foi determinada nas imagens adquiridas com recurso ao fantoma Jaszczak seguindo as orientações específicas de aquisição e reconstrução dos respetivos serviços de MN das CG em estudo. Idealmente, a percentagem de contraste seria igual a 100%, independentemente do volume das esferas, uma vez que apenas o fundo do fantoma foi preenchido com solução aquosa de ^{99m}Tc . Contudo, verificou-se que o contraste variou, aproximadamente entre 18 e 53%, dependendo da atividade colocada no fantoma, do volume das esferas e da CG onde a imagem em estudo foi adquirida. Os resultados deram conta de que o contraste entre as esferas “frias” e o fundo tende a aumentar com o aumento da concentração de atividade no fantoma, o que vai de encontro ao verificado por Yusof et al. (74). O facto de o contraste calculado ser inferior ao teórico (100%), em todas as imagens, deve-se a fatores como a penetração septal e ao efeito da deteção de radiação dispersa na imagem, que leva à degradação do contraste entre

zonas com diferentes níveis de captação de atividade (16,28), e ainda ao fenómeno de *spill-in*, demonstrado pela sobrestimação da atividade nas esferas “frias” como consequência da integração, nas respetivas VOIs, de concentração de ^{99m}Tc presente no fundo do fantoma (32,34). Este último fenómeno mostrou-se mais influente nas estruturas menores, no sentido em que foi verificado o decréscimo da percentagem de contraste com a diminuição do diâmetro das esferas, tal como nos resultados obtidos nos estudos de Alqahtani et al. (65) e Yusof et al. (74). O facto deste parâmetro ser progressivamente inferior à medida que o volume das esferas diminui demonstra a dificuldade acrescida na deteção de lesões “frias” quando estas são inferiores a 12,7 mm. A dificuldade de deteção das estruturas mais pequenas é resultante da pobre resolução espacial intrínseca às imagens SPECT (entre 12,7 e 9,5 mm, no presente estudo), que origina efeitos de volume parcial (65).

Constatou-se que os resultados obtidos com as três CG seguem uma tendência similar, em termos de percentagem de contraste, com diferenças máximas de 6,94 e 4,37%, respetivamente, nas imagens do Jaszczak preenchido com 370 e 740 MBq. Corrigindo a atenuação das imagens adquiridas com a Philips BrightView e com a GE NM/CT, verificou-se a diminuição generalizada da percentagem de contraste entre as esferas “frias” e o fundo. Uma vez que a atenuação fotónica leva à subestimação da concentração de atividade nas regiões interiores (esferas) quando comparadas com as superficiais (32,35), ao corrigir este fenómeno foi possível diminuir a sobrestimação de atividade verificada na periferia lateral do fantoma e, tendo em conta que as VOIs representativas do fundo foram influenciadas pelas contagens nela presentes, consequentemente a diferença de captação aparente entre o fundo e as esferas “frias” diminuiu.

Com a implementação dos novos protocolos, o aumento do número total de iterações de 20 para 32, nas imagens adquiridas com as GE NM/CT e Infinia, mostrou-se benéfico no sentido em que permitiu aumentar a percentagem de contraste entre as esferas “frias” e o fundo, numa média de 3%. A influência dos parâmetros de reconstrução no contraste entre regiões com diferente captação de atividade radioativa já tinha sido estudada por Alqahtani et al. (65), cujos resultados levaram a concluir que o incremento do número total de iterações leva ao aumento da percentagem de contraste.

Para além do número total de iterações, foi estudado o impacto da ausência de filtros no contraste entre lesões “frias” e o fundo, através da implementação dos parâmetros de reconstrução e processamento estabelecidos no protocolo 2 (OSEM, 2i/16s, sem filtros). Neste caso, assistiu-se ao aumento geral da percentagem de contraste nas imagens desprovidas de filtros e adquiridas com as CG GE NM/CT e Infinia, já no caso das imagens provenientes da Philips BrightView, a ausência de filtro de pós-reconstrução mostrou-se benéfica no contraste entre as duas esferas menores e o fundo, como se pode verificar pelo Apêndice 3. Os resultados alcançados com o protocolo 2 são semelhantes aos do estudo de Alqahtani et al. (65), ao verificar que o aumento da largura de banda de filtros gaussianos levava à redução do contraste. Contudo, apesar de os novos parâmetros de reconstrução e processamento testados originarem um contraste superior entre as esferas “frias” e o fundo, quando comparados com os atualmente implementados nos serviços de MN incluídos no estudo, verificou-se que esse aumento foi relativamente inferior nas imagens adquiridas com a CG Philips BrightView e, consequentemente, originou uma maior heterogeneização de resultados entre esta e as GE NM/CT e Infinia. Neste sentido, considera-se necessário perceber a influência que as diferenças nos parâmetros de aquisição, assim como no *software* de reconstrução, poderão estar a ter neste parâmetro.

Neste estudo, a precisão e exatidão quantitativa das CG foi avaliada através da determinação dos coeficientes de recuperação de contraste nas diferentes esferas do fantoma NEMA IEC Body. Começando pelos resultados obtidos com as imagens adquiridas e reconstruídas de acordo com os protocolos clínicos, constatou-se que os CRs médios variaram entre 0,01 e 0,59 e os CRs máximos entre 0,01 e 0,87, dependendo do volume das esferas, da CG e da concentração de atividade de ^{99m}Tc

administrada ao fantoma. Verificou-se que a recuperação de contraste nas esferas “quentes” tende a aumentar com o aumento do diâmetro das esferas, o que está em conformidade com estudos realizados por outros autores (5,8,63–65,74). Como referido por Zimmerman et al. (5) e, mais recentemente, nos estudos de Peters et al. (63) e Alqahtani et al. (65), a tendência observada é consequência de artefactos de volume parcial, que provocam uma diminuição na intensidade dos píxeis individuais das esferas à medida que o seu tamanho vai diminuindo, levando à diminuição da concentração aparente nas esferas de menor diâmetro, que têm na realidade a mesma concentração que as restantes (3). Apesar da tendência entre as CG ser semelhante, nas duas esferas maiores verificou-se uma crescente variabilidade dos CRs médios e máximos entre a Philips e as GE, representando uma variação máxima de 0,17 e 0,31, respetivamente, nas imagens adquiridas para 370 MBq, sendo que as diferenças verificadas foram ainda superiores com o aumento de atividade, passando a ser de 0,28 e 0,36, respetivamente, para a recuperação de contraste média e máxima. Nas mesmas duas esferas, a variabilidade máxima de CRs entre as GE NM/CT e Infinia não ultrapassou os 0,06, pelo que se destaca o facto de a precisão quantitativa ter sido melhor entre as CG do mesmo fabricante, o que vai de encontro aos resultados de um estudo de Peters et al. (63), no qual se verificou que a diminuição das diferenças de *hardware* providenciada por sistemas do mesmo fabricante leva à diminuição da variabilidade entre sistemas. Concretamente, verificou-se que a recuperação de contraste calculada para as imagens adquiridas com a Philips BrightView foi consideravelmente superior às restantes nas duas esferas maiores, tendo CRs médios e máximos mais próximos de 1, demonstrando uma melhor exatidão quantitativa nas imagens adquiridas com esta CG. O estudo de Knoll et al. (75), que pretendia comparar métodos avançados de reconstrução iterativa com o padrão OSEM, obteve resultados semelhantes, no sentido em que demonstrou que a reconstrução Astonish permite melhorar a quantificação absoluta, comparativamente à reconstrução OSEM.

Noutra fase do estudo, aplicou-se CA baseada em mapas de atenuação de CT às imagens adquiridas com as CG Philips BrightView e GE NM/CT, de forma a estudar a influência da correção deste fator na quantificação absoluta. Constatou-se o aumento generalizado da recuperação de contraste nas esferas “quentes” após ser aplicada a CA, o que está relacionado com o facto de que a correção de atenuação diminuiu a subestimação da concentração de atividade nas regiões interiores do fantoma, onde se encontram as esferas, aumentando o rácio de contagens entre as esferas e o fundo que, consequentemente, se tornou mais próximo do valor teórico (32,35). Assim, nas imagens corrigidas para o efeito de atenuação, os CRs médios passaram a estar entre 0,03 e 1,14, dependendo do volume da esfera, da CG e da atividade de ^{99m}Tc administrada ao fantoma. Os resultados alcançados com a CA permitiram aferir que, para a experiência realizada e em termos de exatidão quantitativa, a correção de atenuação teve maior influência nas imagens dos estudos com menor atividade e, dentro destas, na que foi adquirida com a Philips BrightView. Constatou-se que, mesmo após aplicar a correção de atenuação e apesar de terem aumentado e aproximado de 1, os CRs médios e máximos obtidos com a GE NM/CT 850 para as duas esferas maiores continuaram a ser consideravelmente inferiores aos obtidos com a Philips BrightView, o que vai de encontro aos resultados de um estudo de Knoll et al. (75), onde é referido que as imagens adquiridas com a Philips BrightView apresentam CRs superiores aos determinados com a GE Infinia que, apesar de não ser o mesmo modelo, é do mesmo fabricante que a GE NM/CT 850. O mesmo estudo refere, ainda, que os métodos avançados de reconstrução iterativa (*Philips Astonish*[®] e *GE's Evolution for Bone*[®]) beneficiam a quantificação absoluta, quando comparados com o OSEM padrão e, na primeira fase do presente estudo, apenas as aquisições efetuadas na Philips BrightView foram reconstruídas de acordo com a reconstrução iterativa do fabricante, por ser a utilizada na prática clínica do respetivo serviço de MN. Além disso, o facto de se ter verificado CRs superiores nas imagens adquiridas com a Philips, pode também justificar-se pelo número total de iterações ser superior na reconstrução das imagens adquiridas com esta CG (64,65). Deste modo, em

relação aos CRs médios, a Philips BrightView demonstrou melhor exatidão quantitativa, mas considerando os CRs máximos, os valores foram muito superiores a 1, pelo que os CRs máximos determinados para as imagens da GE NM/CT 850 estiveram mais próximos do valor teórico.

Os resultados dos estudos já realizados neste âmbito, sintetizados no capítulo 5, referem a necessidade da padronização dos procedimentos entre serviços de MN, com vista a melhorar a reprodutibilidade de valores entre estes. Na impossibilidade de efetuar novas aquisições, em tempo útil, com protocolos uniformizados entre serviços, e considerando que estudos de Peters et al. (8) e Kupitz et al. (64) levaram a concluir que os parâmetros de reconstrução e processamento são a principal causa da variabilidade entre CG e serviços de MN, optou-se por uniformizar e testar diferentes combinações de parâmetros de reconstrução e processamento nas imagens previamente adquiridas nas três CG. A alteração da parametrização OSEM para 2i/16s deveu-se ao facto de os estudos da Philips, assim reconstruídos, terem apresentado melhor exatidão quantitativa quando comparados com os estudos SPECT reconstruídos de acordo com os parâmetros dos outros serviços de MN. Assim, o aumento do número total de iterações de 20 para 32, nas imagens adquiridas com as GE NM/CT e Infinia, mostrou-se benéfico no sentido em que levou ao aumento generalizado dos CRs. O aumento dos coeficientes de recuperação com o aumento do número total de iterações na reconstrução OSEM já tinha sido verificado por outros autores (64,65). Para além do número total de iterações, foi estudado o impacto da ausência de filtros na quantificação absoluta, através da implementação dos parâmetros de reconstrução e processamento estabelecidos no protocolo 2 (OSEM, 2i/16s, sem filtros). Neste caso, confirmou-se que as imagens desprovidas de filtros permitiram melhorar a exatidão quantitativa em todas as esferas das imagens adquiridas com as CG GE NM/CT e Infinia, como sugerido no recente estudo de Alqahtani et al. (65). Os resultados obtidos após aplicação do protocolo 2 às imagens adquiridas com a Philips levaram à diminuição dos CRs nas esferas maiores. Assim, lembrando que o protocolo de reconstrução clínico utilizado na Philips BrightView apenas difere do protocolo 2 no sentido em que no primeiro foi utilizado o método Astonish e no segundo se recorreu ao OSEM padrão, leva a crer que a subida abrupta na recuperação de contraste que se verificava nas duas esferas maiores estará relacionada com a utilização do Astonish.

9. Conclusões

Tendo presente que este estudo tinha como principal objetivo responder à questão “*Será que a imagem SPECT obtida com recurso aos fantomas Jaszczak e NEMA IEC Body, para a mesma atividade de Tecnécio-99m, apresenta idêntica qualidade de imagem em diferentes modelos de Câmara Gama, em termos de resolução espacial, sensibilidade, ruído e contraste?*”, pode agora afirmar-se que se verificaram diferenças nas imagens SPECT adquiridas em diferentes modelos de CG, para a mesma atividade de ^{99m}Tc , relativamente aos diferentes parâmetros de avaliação da qualidade da imagem, assim como em termos de precisão e exatidão quantitativa.

A revisão bibliográfica, presente no capítulo 5, evidencia a existência de controvérsias na análise de imagens SPECT adquiridas e processadas seguindo diferentes diretrizes, contudo os mais recentes estudos focam-se essencialmente na análise da precisão e exatidão quantitativa. De facto, os resultados obtidos levaram a constatar que as maiores diferenças verificadas entre imagens adquiridas com CG de diferentes modelos e fabricantes, em diferentes serviços de MN, ocorreram ao nível da quantificação. Neste caso, após se testar os diferentes protocolos de reconstrução e processamento sugeridos, concluiu-se que a melhor reprodutibilidade de coeficientes de recuperação e, conseqüentemente, a melhor precisão quantitativa entre CG, foi conseguida igualando o algoritmo de reconstrução (OSEM), ou seja, com a reconstrução e processamento das imagens da Philips BrightView de acordo com o protocolo 1 e mantendo os parâmetros de reconstrução clínicos nas restantes CG. Esta alteração permitiu diminuir a variabilidade máxima dos CRs médios de 0,17 para 0,09, nas imagens adquiridas com 370 MBq, e de 0,28 para 0,08 nas aquisições de 740 MBq. Estes resultados demonstraram que eliminando possíveis fontes de variação, como o algoritmo de reconstrução, foi possível melhorar a reprodutibilidade de valores entre sistemas, contudo, a quantificação absoluta ficou comprometida. Neste sentido, o presente estudo permitiu ainda concluir que a correção de atenuação é fundamental para uma melhoria na exatidão da quantificação.

Para além da harmonização dos coeficientes de recuperação de contraste, ao substituir o algoritmo de reconstrução Astonish pelo OSEM, foi possível uniformizar os resultados obtidos entre CG em termos de resolução espacial e ruído. Contudo, esta alteração aumentou as diferenças verificadas na percentagem de contraste. Deste modo, os resultados discutidos no capítulo anterior demonstram a necessidade de englobar diferentes parâmetros de avaliação e comparação de imagens SPECT, de forma a que se consiga estabelecer procedimentos entre os diferentes serviços de MN capazes de garantir um compromisso entre os vários parâmetros aqui avaliados, na medida em que a melhoria de uns leva, geralmente, à deterioração de outros, tanto ao nível da exatidão como da reprodutibilidade de resultados.

Uma vez que, mesmo após uniformização dos parâmetros de reconstrução e processamento, continuou a verificar-se diferenças na qualidade de imagem em diferentes modelos de CG, pôde constatar-se que o *hardware* e *software* de processamento e reconstrução influenciam a variabilidade entre equipamentos, na medida em que as CG de diferentes fabricantes demonstraram a maior heterogeneização de resultados. Ainda assim, acredita-se que, em estudos futuros em que se conjugue a harmonização de protocolos de aquisição com a uniformização dos parâmetros de reconstrução e processamento, será possível atingir uma melhor convergência de resultados.

10. Limitações do estudo e perspectivas futuras

No decorrer da realização experimental do presente trabalho, e tendo em conta os resultados alcançados, foi notória a existência de determinadas limitações inerentes à metodologia aplicada, tanto devido a restrições de tempo como de disponibilidade de materiais. Neste sentido, de seguida são apresentadas as principais limitações do estudo realizado e algumas sugestões para trabalho futuro.

Começando pela etapa inicial da metodologia, destaca-se o facto de se ter apenas efetuado uma aquisição em cada CG para cada uma das atividades utilizadas, dado que seria vantajoso adquirir, por exemplo, 3 estudos SPECT repetidamente em cada serviço de MN, de forma a aumentar a representatividade da amostra e, conseqüentemente, permitir a inferência estatística. Ainda relativamente à fase inicial da recolha de dados, é de salientar que à hora de aquisição a concentração de atividade não era exatamente a mesma em todas as aquisições efetuadas, o que se deveu essencialmente à disponibilidade de ^{99m}Tc existente em cada serviço de MN no momento da calibração.

Passando para a etapa de segmentação das imagens adquiridas, o facto de as VOIs terem sido delineadas manualmente acarretou alguma vulnerabilidade implícita à ótica e à prática do operador. Ainda que tenham sido elaboradas máscaras nas imagens de CT, de forma a diminuir as possíveis variações na segmentação das várias imagens SPECT analisadas, idealmente este processo deveria ser o mais automatizado possível.

Na fase de harmonização de protocolos acabou por não ser possível efetuar novas aquisições, em tempo útil, de forma a uniformizar os parâmetros de aquisição entre serviços e, lembrando que o número de projeções e o tempo por projeção eram as variáveis que apresentavam maiores diferenças entre os serviços incluídos no estudo, considera-se que estes fatores poderão representar uma influência acrescida nas diferenças verificadas na análise das imagens SPECT.

O presente estudo demonstrou a influência dos parâmetros de reconstrução e processamento nas imagens adquiridas com diferentes CG, mostrando-se como um passo necessário para a avaliação e interpretação das diferenças verificadas entre imagens adquiridas em diferentes modelos de CG, num ambiente multicêntrico. No entanto, são necessários mais estudos que englobem os diferentes parâmetros de avaliação e comparação de imagens SPECT, assim como a influência dos protocolos de aquisição e *softwares* de processamento, com vista a alcançar resultados consistentes para a uniformização de resultados entre diferentes CG e serviços de MN.

Assim, considerando as limitações referidas acima, pensa-se que, no futuro, será pertinente:

- Testar a uniformização dos parâmetros de aquisição entre serviços de MN;
- Repetir a mesma aquisição em cada CG, de forma a possibilitar a inferência estatística;
- Alterar e estudar a influência de diferentes métodos de reconstrução, como por exemplo FBP, e variar o número de iterações e subconjuntos no método OSEM;
- Testar diferentes filtros na pré e pós reconstrução, com diferentes valores de ordem e frequências de corte;
- Recorrer a métodos de segmentação automática, para reduzir a variabilidade do processo;
- Reproduzir o estudo efetuado, com as devidas otimizações, noutros serviços de MN - por exemplo, começar por abranger os da região de Lisboa e Vale do Tejo.

11. Referências bibliográficas

1. Noori-Asl M. Investigation of Different Factors Affecting the Quality of SPECT Images: A Simulation Study. *J Med Phys.* 2020 Mar;45(1):44–51. doi: 10.4103/JMP.JMP_88_19
2. Dickson J, Ross J, Vöö S. Quantitative SPECT: the time is now. *EJNMMI Phys.* 2019 Mar;6(1):4. doi: 10.1186/s40658-019-0241-3
3. Cherry S, Sorenson J, Phelps M. *Physics in Nuclear Medicine.* 4th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2012. 544 p.
4. Myint TT, Ekjeen T, Wiyaporn K, Chaichana A, Vichianin Y, Tipparoj R, et al. A phantom study of factors affecting standardized uptake value (SUV) measurement of quantitative Tc-99m MDP bone SPECT/CT. *Int J Appl Biomed Eng.* 2019;12(1):20–5.
5. Zimmerman BE, Grošev D, Buvat I, Coca Pérez MA, Frey EC, Green A, et al. Multi-centre evaluation of accuracy and reproducibility of planar and SPECT image quantification: An IAEA phantom study. *Z Med Phys.* 2017 Jun;27(2):98–112. doi: 10.1016/j.zemedi.2016.03.008
6. Dickson JC, Tossici-Bolt L, Sera T, de Nijs R, Booij J, Bagnara MC, et al. Proposal for the standardisation of multi-centre trials in nuclear medicine imaging: prerequisites for a European 123I-FP-CIT SPECT database. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2012 Jan;39(1):188–97. doi: 10.1007/s00259-011-1884-z
7. Tatsch K. Standardisation and harmonisation boost the credibility of nuclear medicine procedures. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2012 Jan;39(1):186–7. doi: 10.1007/s00259-011-1996-5
8. Peters SMB, van der Werf NR, Segbers M, van Velden FHP, Wierts R, Blokland KJAK, et al. Towards standardization of absolute SPECT/CT quantification: a multi-center and multi-vendor phantom study. *EJNMMI phys.* 2019 Dec;6(1):29. doi: 10.1186/s40658-019-0268-5
9. Data Spectrum. Flanged Jaszczak ECT Phantoms [Internet]. 2020 [updated 2020; cited 2022 Mar 29]. Available from: <https://www.spect.com/wp-content/uploads/2020/04/Flanged-Jaszczak-Phantoms.pdf>
10. Rep S, Attard MC, Camoni L, Santos A, editors. *Quality Control of Nuclear Medicine Instrumentation and Protocol Standardisation.* EANM Technologists Guide. Vienna: European Association of Nuclear Medicine; 2017 [updated 2022; cited 2022 Feb 4]. Available from: <https://doi.org/10.52717/IFSD3470>
11. Paninho H. *Discovery IQ 4R-Otimização da Imagem PET-CT em ambiente clínico* [master's thesis on the Internet]. Aveiro: Universidade de Aveiro; 2017 [cited 2021 Nov 21]. Available from: <http://hdl.handle.net/10773/18794>
12. Greer K. *NEMA IEC body phantom set™ user's manual.* Hillsborough: Data Spectrum Corporation; 2008.
13. Wernick MN, Aarsvold JN, editors. *Emission Tomography: The Fundamentals of PET and SPECT.* 1st ed. Amsterdam: Elsevier Academic Press; 2004. 576 p.
14. Sharp PF, Gemmell HG, Murray AD, editors. *Practical Nuclear Medicine.* 3rd ed. London: Springer; 2005. 382 p.

15. Dourado AF, Silva V. Tractografia por Ressonância Magnética: Processamento de Sinal e Imagem. Porto; 2008. p. 34. [cited 2021 Oct 25]. Available from: https://www.dcc.fc.up.pt/~mcoimbra/lectures/PSI_1011/PSI_2008_Trabalho_Tractografia.pdf
16. Vieira L. Contributo para a optimização dos estudos de perfusão miocárdica utilizando imagens de medicina nuclear sincronizadas com o electrocardiograma [dissertation on the Internet]. Lisboa: Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa; 2010 [cited 2021 Nov 4]. Available from: <http://hdl.handle.net/10451/4500>
17. Saha GB. Fundamentals of Nuclear Pharmacy. 5th ed. New York: Springer; 2004. 383 p.
18. Oliveira R, Santos D, Ferreira D, Coelho P, Veiga F. Preparações radiofarmacêuticas e suas aplicações. Rev Bras Cienc Farm. 2006;42(2). doi: 10.1590/S1516-93322006000200002
19. Vallabhajosula S. Molecular Imaging: Radiopharmaceuticals for PET and SPECT. 1st ed. Heidelberg: Springer; 2009. 372 p.
20. Faria D. Segmentação, Reconstrução e Quantificação 3D de Estruturas em Imagens Médicas - Aplicação em Imagem Funcional e Metabólica [master's thesis on the Internet]. Porto: Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto; 2013 [cited 2022 Feb 8]. Available from: <https://hdl.handle.net/10216/69351>
21. Webb AG. Introduction to Biomedical Imaging. 1st ed. Hoboken: Wiley-IEEE Press; 2003. 264 p.
22. Bailey DL, Humm JL, Todd-Pokropek A, van Aswegen A, editors. Nuclear Medicine Physics: A Handbook for Teachers and Students. 1st ed. Vienna: IAEA; 2014. 736 p.
23. Scionix. Scintillation light detection devices [Internet]. Holland: Scionix; 2019 [updated 2019; cited 2022 Feb 8]. Available from: <https://scionix.nl/read-out/>
24. Powsner RA, Powsner ER. Essential Nuclear Medicine Physics. 2nd ed. Malden: Wiley-Blackwell; 2006. 206 p.
25. Silva L. A reconstrução tomográfica em SPECT com utilização dos novos métodos iterativos “WBR”: comparação com métodos analíticos [master's thesis on the Internet]. Porto: Instituto Superior de Engenharia do Porto; 2013 [cited 2022 Mar 11]. Available from: <http://hdl.handle.net/10400.22/5990>
26. Projeto FRIDA. Métodos de Reconstrução Tomográfica de Imagens de SPECT [Internet]. 2006 [updated 2006; cited 2022 Feb 18]. Available from: <https://silo.tips/download/metodos-de-reconstruao-tomografica-de-imagens-de-spect>
27. Vieira L. Imagiologia [Material de Apoio, Mestrado em Engenharia Biomédica]. Lisboa: Instituto Politécnico de Lisboa; 2021.
28. Khalil M, editor. Basic Sciences of Nuclear Medicine. 1st ed. Berlin: Springer; 2011. 423 p.
29. Cherry S, Sorenson J, Phelps M. Physics in Nuclear Medicine. 4th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2012. 544 p.
30. Lyra M, Ploussi A. Filtering in SPECT Image Reconstruction. Int J Biomed Imaging. 2011 Apr;2011:1–14. doi: 10.1155/2011/693795

31. Saha GB. *Basics of PET Imaging: Physics, Chemistry, and Regulations*. 1st ed. New York: Springer; 2005. 208 p.
32. Lima JJP de. *Física em medicina nuclear: temas e aplicações*. Coimbra: Imprensa da Universidade de Coimbra; 2008. 566 p.
33. Bruyant PP. Analytic and iterative reconstruction algorithms in SPECT. *J Nucl Med*. 2002 Oct;43(10):1343–58.
34. Ritt P, Vija H, Hornegger J, Kuwert T. Absolute quantification in SPECT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2011 May;38 Suppl 1:S69–77. doi: 10.1007/s00259-011-1770-8
35. Frey EC, Humm JL, Ljungberg M. Accuracy and Precision of Radioactivity Quantification in Nuclear Medicine Images. *Semin Nucl Med*. 2012 May;42(3):208–18. doi: 10.1053/j.semnuclmed.2011.11.003
36. Dewaraja YK, Ljungberg M, Green AJ, Zanzonico PB, Frey EC, Bolch WE, et al. MIRD pamphlet No. 24: Guidelines for quantitative ¹³¹I SPECT in dosimetry applications. *J Nucl Med*. 2013;54(12):2182–8. doi: 10.2967/jnumed.113.122390
37. Zhao W, Esquinas PL, Hou X, Uribe CF, Gonzalez M, Beauregard J-M, et al. Determination of gamma camera calibration factors for quantitation of therapeutic radioisotopes. *EJNMMI Phys*. 2018 May;5(1):1–16. doi: 10.1186/S40658-018-0208-9
38. D'Arienzo M, Cazzato M, Cozzella ML, Cox M, D'Andrea M, Fazio A, et al. Gamma camera calibration and validation for quantitative SPECT imaging with (¹⁷⁷)Lu. *Appl Radiat Isot*. 2016 Jun;112:156–64. doi: 10.1016/j.apradiso.2016.03.007
39. McDougald WA, Miyaoka RS, Alessio AM, Harrison RL, Lewellen TK. A study of SPECT/CT camera stability for quantitative imaging. *EJNMMI Phys*. 2016 Dec;3(1):1–13. doi: 10.1186/s40658-016-0150-7
40. Ramonaheng K, van Staden JA, du Raan H. The effect of calibration factors and recovery coefficients on ¹⁷⁷Lu SPECT activity quantification accuracy: a Monte Carlo study. *EJNMMI Phys*. 2021 Mar;8(1):1–23. doi: 10.1186/s40658-021-00365-8
41. da Silva AJ, Tang HR, Wong KH, Wu MC, Dae MW, Hasegawa BH. Absolute quantification of regional myocardial uptake of ^{99m}Tc-sestamibi with SPECT: experimental validation in a porcine model. *J Nucl Med*. 2001 May;42(5):772–9.
42. Mezzenga E, D'Errico V, D'Arienzo M, Strigari L, Panagiota K, Matteucci F, et al. Quantitative accuracy of ¹⁷⁷Lu SPECT imaging for molecular radiotherapy. *PLoS One*. 2017 Aug;12(8):e0182888. doi: 10.1371/journal.pone.0182888
43. Frezza A, Desport C, Uribe C, Zhao W, Celler A, Després P, et al. Comprehensive SPECT/CT system characterization and calibration for ¹⁷⁷Lu quantitative SPECT (QSPECT) with dead-time correction. *EJNMMI Phys*. 2020 Feb;7(1):10. doi: 10.1186/s40658-020-0275-6
44. Saha GB. Performance Parameters of Gamma Cameras. In: Saha GB, editor. *Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine*. 3rd ed. New York: Springer; 2006. p. 118–38.
45. Kurt A, Bor D, Tastan S, Donmez S, Haciosmanoğlu T. Accuracy of clinical protocols in SPECT. *J Nucl Med Technol*. 2012 Dec;40(4):259–64. doi: 10.2967/jnmt.111.098715

46. Kurkowska S, Birkenfeld B, Piwowarska-Bilska H. Physical quantities useful for quality control of quantitative SPECT/CT imaging. *Nucl Med Rev Cent East Eur.* 2021;24(2):93–8. doi: 10.5603/NMR.2021.0020
47. Rosenthal MS, Cullom J, Hawkins W, Moore SC, Tsui BM, Yester M. Quantitative SPECT imaging: a review and recommendations by the Focus Committee of the Society of Nuclear Medicine Computer and Instrumentation Council. *J Nucl Med.* 1995 Aug;36(8):1489–513.
48. International Atomic Energy Agency. SPECT/CT Atlas of Quality Control and Image Artefacts. IAEA Human Health Series No. 36. Vienna: IAEA; 2019 [updated 2019; cited 2022 Mar 3]. Available from: https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/P1860_web.pdf
49. DePuey EG. Advances in SPECT camera software and hardware: currently available and new on the horizon. *J Nucl Cardiol.* 2012 Jun;19(3):551–81. doi: 10.1007/s12350-012-9544-7
50. Hutton BF, Buvat I, Beekman FJ. Review and current status of SPECT scatter correction. *Phys Med Biol.* 2011 Jun;56(14):R85–112. doi: 10.1088/0031-9155/56/14/R01
51. Patton JA, Turkington TG. SPECT/CT physical principles and attenuation correction. *J Nucl Med Technol.* 2008 Mar;36(1):1–10. doi: 10.2967/jnmt.107.046839
52. Sakai M, Parajuli R, Kubota Y, Kikuchi M, Arakawa K, Tashiro M, et al. Crosstalk Reduction Using a Dual Energy Window Scatter Correction in Compton Imaging. *Sensors (Basel).* 2020 Apr;20(9):2453. doi: 10.3390/s20092453
53. Knoll P, Gültekin S, Mirzaei S, Rahmim A, Šámal M, Ljungberg M, et al. Improved scatter correction with factor analysis for planar and SPECT imaging. *Rev Sci Instrum.* 2017 Sep;88(9):094303. doi: 10.1063/1.5001024
54. Maher K. Tc Scatter Window [Internet]. 2008 [updated 2008; cited 2022 Mar 17]. Available from: <https://en.wikibooks.org/w/index.php?title=File:TcScatterWindow.gif>
55. Maher K. Tc Scatter Spectrum [Internet]. 2008 [updated 2008; cited 2022 Mar 17]. Available from: <https://en.wikibooks.org/w/index.php?title=File:TcScatterSpectrum.gif>
56. Rafati M, Rouhani H, Bitarafan-Rajabi A, Noori-Asl M, Farhood B, Ahangari HT. Assessment of the scatter correction procedures in single photon emission computed tomography imaging using simulation and clinical study. *J Cancer Res Ther.* 2017 Dec;13(6):936–42. doi: 10.4103/jcrt.JCRT_1085_16
57. Machado JDMF, Doshi S, Smith R, Evans M, Graham RNJ, Redman S, et al. The Effect of an Asymmetric Energy Window on Bone Scintigraphy Image Quality. *J Nucl Med Technol.* 2020 Mar;48(1):46–50. doi: 10.2967/jnmt.119.233577
58. International Atomic Energy Agency. Quantitative Nuclear Medicine Imaging: Concepts, Requirements and Methods. IAEA Human Health Reports No. 9. Vienna: IAEA; 2014 [updated 2014; cited 2022 Mar 8]. Available from: https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1605_web.pdf
59. Dewaraja YK, Frey EC, Sgouros G, Brill AB, Roberson P, Zanzonico PB, et al. MIRD pamphlet No. 23: quantitative SPECT for patient-specific 3-dimensional dosimetry in internal radionuclide therapy. *J Nucl Med.* 2012 Aug;53(8):1310–25. doi: 10.2967/jnumed.111.100123

60. Rousset OG, Ma Y, Evans AC. Correction for partial volume effects in PET: principle and validation. *J Nucl Med.* 1998 May;39(5):904–11.
61. Hughes T, Shcherbinin S, Celler A. A multi-center phantom study comparing image resolution from three state-of-the-art SPECT-CT systems. *J Nucl Cardiol.* 2009 Dec;16(6):914–26. doi: 10.1007/s12350-009-9132-7
62. Hughes T, Celler A. A multivendor phantom study comparing the image quality produced from three state-of-the-art SPECT-CT systems. *Nucl Med Commun.* 2012 Jun;33(6):663–70. doi: 10.1097/MNM.0b013e328351d549
63. Peters SMB, Meyer Viol SL, van der Werf NR, de Jong N, van Velden FHP, Meeuwis A, et al. Variability in lutetium-177 SPECT quantification between different state-of-the-art SPECT/CT systems. *EJNMMI Phys.* 2020 Feb;7(1):9. doi: 10.1186/s40658-020-0278-3
64. Kupitz D, Wissel H, Wuestemann J, Bluemel S, Pech M, Amthauer H, et al. Optimization of SPECT/CT imaging protocols for quantitative and qualitative ^{99m}Tc SPECT. *EJNMMI Phys.* 2021 Jul;8(1):57. doi: 10.1186/s40658-021-00405-3
65. Alqahtani MM, Willowson KP, Constable C, Fulton R, Kench PL. Optimization of ^{99m}Tc whole-body SPECT/CT image quality: A phantom study. *J Appl Clin Med Phys.* 2022 Apr;23(4):e13528. doi: 10.1002/acm2.13528
66. Capintec. Jaszczak Standard SPECT Phantom TM [Internet]. New Jersey: Mirion Technologies, Inc.; 2022 [updated 2022; cited 2022 Mar 29]. Available from: <https://capintec.com/product/jaszczak-standard-spect-phantom/>
67. Meditron. Pro-NM NEMA NU2 [image on the Internet]. Frauenfeld: Meditron; 2019 [updated 2019; cited 2022 Mar 30]. Available from: https://www.meditron.ch/medical-imaging/downloads/Pro-Project_Nuclear_Medicine_print.pdf
68. European Commission. Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy. Radiation Protection No. 162. Luxembourg: European Union; 2012 [updated 2012; cited 2022 Aug 15]. Available from: <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/162.pdf>
69. National Electrical Manufacturers Association. Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. Virginia: NEMA; 2018. 49 p. NEMA Standards Publication NU 2-2018
70. ALehyani SHA. Application of single photon emission computed tomography (SPECT) parameters for bone scintigraphy. *J King Saud Univ Sci* . 2009 Aug;21(2):109–17. doi: 10.1016/J.JKSUS.2009.07.004
71. Blundell HL. The Influence of Accurate Attenuation Correction on Quantitative Gamma Camera Imaging [Dissertation on the Internet]. Cardiff University; 2012 [cited 2022 Aug 25]. Available from: <https://orca.cardiff.ac.uk/id/eprint/46469>
72. Dvorak RA, Brown RKJ, Corbett JR. Interpretation of SPECT/CT myocardial perfusion images: common artifacts and quality control techniques. *Radiographics.* 2011 Nov;31(7):2041–57. doi: 10.1148/rg.317115090
73. Takahashi Y, Murase K, Higashino H, Mochizuki T, Motomura N. Attenuation correction of myocardial SPECT images with X-ray CT: effects of registration errors between X-ray CT and SPECT. *Ann Nucl Med.* 2002 Sep;16(6):431–5. doi: 10.1007/BF02990083

74. Yusof MFM, Solehah U, Ghani A, Ghazali NA, Khaizul AT, Idris AW. Evaluation of contrast and recovery coefficients as performance parameters in planar and SPECT imaging. *Mater Sci Eng.* 2020;785. doi: 10.1088/1757-899X/785/1/012046
75. Knoll P, Kotalova D, Köchle G, Kuzelka I, Minear G, Mirzaei S, et al. Comparison of advanced iterative reconstruction methods for SPECT/CT. *Z Med Phys.* 2012 Feb;22(1):58–69. doi: 10.1016/j.zemedi.2011.04.007

Apêndice 1

Sensibilidade³

Taxa de contagens por unidade de atividade radioativa (cps/MBq)						
Aquisições Philips BrightView						
Aquisição	Atividade hora aquisição (MBq)	Volume (mL)	Nº projeções	Tempo/projeção (s)		
1	349,30	5700	128	15		
2	744,17					
Resultados Aquisição 1						
Reconstrução e processamento	Secção VOI	Volume VOI (mL)	Nº vóxeis	Média contagens	cps/MBq	Influência alteração
Protocolo Clínico	Fantoma total	6818,01	67202	252,4654028	21,15	-
	Homogénea	1440,97	14203	263,3332395	22,06	-
	Rods frias	4143,54	40841	239,4924708	20,06	-
Protocolo Clínico com CA	Homogénea	1440,97	14203	950,6646483	79,64	3,61
Protocolo 1	Homogénea	1438,64	14180	248,6864598	20,83	0,94
Protocolo 2	Homogénea	1438,64	14180	124,4752468	10,43	0,47
Resultados Aquisição 2						
Reconstrução e processamento	Secção VOI	Volume VOI (mL)	Nº vóxeis	Média contagens	cps/MBq	Influência alteração
Protocolo Clínico	Fantoma total	6841,45	67433	534,1911082	21,01	-
	Homogénea	1445,13	14244	555,5918281	21,85	-
	Rods frias	4141,01	40816	484,0064681	19,03	-
Protocolo Clínico com CA	Homogénea	1445,13	14244	2061,62335	81,07	3,71
Protocolo 1	Homogénea	1393,19	13732	525,0366298	20,65	0,95
Protocolo 2	Homogénea	1393,19	13732	262,8586513	10,34	0,47

³ A influência da alteração foi calculada pelo rácio entre a sensibilidade determinada com protocolo de reconstrução e processamento em questão e a obtida com o protocolo clínico.

Aquisições GE NM/CT 850						
Aquisição	Atividade hora aquisição (MBq)	Volume (mL)	Nº projeções	Tempo/projeção (s)		
1	351,40	5700	60	16		
2	724,85					
Resultados Aquisição 1						
Reconstrução e processamento	Secção VOI	Volume VOI (mL)	Nº vóxeis	Média contagens	cps/MBq	Influência alteração
Protocolo Clínico	Fantoma total	6732,11	78065	110,5079357	21,65	-
	Homogénea	1314,77	15246	113,8852158	22,31	-
	Rods frias	4108,17	47638	104,2930434	20,43	-
Protocolo Clínico com CA	Homogénea	1314,77	15246	414,5341073	81,22	3,64
Protocolo 1	Homogénea	1314,77	15246	114,361603	22,41	1,00
Protocolo 2	Homogénea	1314,77	15246	114,7104158	22,48	1,01
Resultados Aquisição 2						
Reconstrução e processamento	Secção VOI	Volume VOI (mL)	Nº vóxeis	Média contagens	cps/MBq	Influência alteração
Protocolo Clínico	Fantoma total	6886,39	79854	211,350114	20,08	-
	Homogénea	1478,45	17144	213,220077	20,25	-
	Rods frias	4100,58	47550	202,3046898	19,22	-
Protocolo Clínico com CA	Homogénea	1478,45	17144	781,0137657	74,19	3,66
Protocolo 1	Homogénea	1478,45	17144	213,7388591	20,30	1,00
Protocolo 2	Homogénea	1478,45	17144	214,4799347	20,37	1,01

Aquisições GE Infinia II						
Aquisição	Atividade hora aquisição (MBq)	Volume (mL)	Nº projeções	Tempo/projeção (s)		
1	356,07	5700	72	25		
2	752,08					
Resultados Aquisição 1						
Reconstrução e processamento	Secção VOI	Volume VOI (mL)	Nº vóxeis	Média contagens	cps/MBq	Influência alteração
Protocolo Clínico	Fantoma total	6828,97	78662	205,4974066	21,05	-
	Homogénea	1483,31	17086	216,9569823	22,23	-
	Rods frias	4116,98	47423	188,4024208	19,30	-
Protocolo 1	Homogénea	1483,31	17086	217,9582114	22,33	1,00
Protocolo 2	Homogénea	1483,31	17086	218,5544891	22,39	1,01
Resultados Aquisição 2						
Reconstrução e processamento	Secção VOI	Volume VOI (mL)	Nº vóxeis	Média contagens	cps/MBq	Influência alteração
Protocolo Clínico	Fantoma total	6918,65	79695	415,0784365	20,13	-
	Homogénea	1485,21	17108	443,1129296	21,49	-
	Rods frias	4122,19	47483	382,7828065	18,57	-
Protocolo 1	Homogénea	1485,21	17108	444,0309212	21,54	1,00
Protocolo 2	Homogénea	1485,21	17108	445,1231003	21,59	1,00

Variabilidade entre CG						
Aquisição 1 (370 MBq)						
Protocolos Clínicos	Protocolos com CA	Protocolo 1	Protocolo 2	Protocolo 1 Philips; Protocolos Clínicos GE	Protocolo 2 Philips; Protocolos Clínicos GE	
0,25	1,58	1,57	12,05	1,48	11,89	
Aquisição 2 (740 MBq)						
Protocolos Clínicos	Protocolos com CA	Protocolo 1	Protocolo 2	Protocolo 1 Philips; Protocolos Clínicos GE	Protocolo 2 Philips; Protocolos Clínicos GE	
1,59	6,88	1,23	11,25	1,24	11,16	

Apêndice 2

Percentagem de ruído⁴

Ruído médio (%)					
Aquisições Philips BrightView					
Resultados Aquisição 1 (370 MBq)					
Reconstrução e processamento	Média contagens	Desvio Padrão	Ruído (%)	Média Ctgs > 3 × Desvio Padrão	Influência alteração
Protocolo Clínico	263,3332395	73,73027044	28,00	3,57	-
Protocolo Clínico com CA	950,6646483	231,9636803	24,40	4,10	-3,60
Protocolo 1	248,6864598	63,59486118	25,57	3,91	-2,43
Protocolo 2	124,4752468	36,01950157	28,94	3,46	0,94
Resultados Aquisição 2 (740 MBq)					
Reconstrução e processamento	Média contagens	Desvio Padrão	Ruído (%)	Média Ctgs > 3 × Desvio Padrão	Influência alteração
Protocolo Clínico	555,5918281	162,0007508	29,16	3,43	-
Protocolo Clínico com CA	2061,62335	447,5965777	21,71	4,61	-7,45
Protocolo 1	525,0366298	138,7398945	26,42	3,78	-2,73
Protocolo 2	262,8586513	73,56979242	27,99	3,57	-1,17

⁴ A influência da alteração foi calculada pela diferença entre a percentagem de ruído determinada com protocolo de reconstrução e processamento em questão e a calculada com o protocolo clínico.

Aquisições GE NM/CT 850					
Resultados Aquisição 1 (370 MBq)					
Reconstrução e processamento	Média contagens	Desvio Padrão	Ruído (%)	Média Ctgs > 3 × Desvio Padrão	Influência alteração
Protocolo Clínico	113,8852158	29,4098476	25,82	3,87	-
Protocolo Clínico com CA	414,5341073	87,72062146	21,16	4,73	-4,66
Protocolo 1	114,361603	30,60830041	26,76	3,74	0,94
Protocolo 2	114,7104158	37,2697369	32,49	3,08	6,67
Resultados Aquisição 2 (740 MBq)					
Reconstrução e processamento	Média contagens	Desvio Padrão	Ruído (%)	Média Ctgs > 3 × Desvio Padrão	Influência alteração
Protocolo Clínico	213,220077	62,08254091	29,12	3,43	-
Protocolo Clínico com CA	781,0137657	180,2250298	23,08	4,33	-6,04
Protocolo 1	213,7388591	63,3161296	29,62	3,38	0,51
Protocolo 2	214,4799347	69,44962302	32,38	3,09	3,26

Aquisições GE Infinia II					
Resultados Aquisição 1 (370 MBq)					
Reconstrução e processamento	Média contagens	Desvio Padrão	Ruído (%)	Média Ctgs > 3 × Desvio Padrão	Influência alteração
Protocolo Clínico	216,9569823	53,49471781	24,66	4,06	-
Protocolo 1	217,9582114	54,0088592	24,78	4,04	0,12
Protocolo 2	218,5544891	59,657918	27,30	3,66	2,64
Resultados Aquisição 2 (740 MBq)					
Reconstrução e processamento	Média contagens	Desvio Padrão	Ruído (%)	Média Ctgs > 3 × Desvio Padrão	Influência alteração
Protocolo Clínico	443,1129296	108,2671726	24,43	4,09	-
Protocolo 1	444,0309212	110,0030967	24,77	4,04	0,34
Protocolo 2	445,1231003	116,1860427	26,10	3,83	1,67

Variabilidade entre CG					
Aquisição 1 (370 MBq)					
Protocolos Clínicos	Protocolos com CA	Protocolo 1	Protocolo 2	Protocolo 1 Philips; Protocolos Clínicos GE	Protocolo 2 Philips; Protocolos Clínicos GE
3,34	3,24	1,99	5,19	1,17	4,28
Aquisição 2 (740 MBq)					
Protocolos Clínicos	Protocolos com CA	Protocolo 1	Protocolo 2	Protocolo 1 Philips; Protocolos Clínicos GE	Protocolo 2 Philips; Protocolos Clínicos GE
4,72	1,36	4,85	6,28	4,68	4,68

Apêndice 3

Percentagem de contraste⁵

Percentagem de contraste											
Aquisições Philips BrightView											
Resultados Aquisição 1 (370 MBq)						Resultados Aquisição 2 (740 MBq)					
Reconstrução e processamento	VOI	Média contagens	Contraste (%)	Efeito alteração	Variação média	Reconstrução e processamento	VOI	Média contagens	Contraste (%)	Efeito alteração	Variação média
Protocolo Clínico	Esfera_31,8mm	158,3433735	47,95	-	-	Protocolo Clínico	Esfera_31,8mm	297,7962963	53,50	5,55	3,67
	Esfera_25,4mm	172,8625	43,18	-	-		Esfera_25,4mm	344,5119048	46,20	3,02	
	Esfera_19,1mm	207,1891892	31,89	-	-		Esfera_19,1mm	394,030303	38,47	6,57	
	Esfera_15,9mm	218,6470588	28,13	-	-		Esfera_15,9mm	435,3333333	32,02	3,89	
	Esfera_12,7mm	224,9166667	26,07	-	-		Esfera_12,7mm	478,3333333	25,30	-0,76	
	Esfera_9,5mm	230,5	24,23	-	-		Esfera_9,5mm	499,5	22,00	-2,23	
	Fundo	304,2128079	-	-	-		Fundo	640,3594705	-	-	
Protocolo Clínico com CA	Esfera_31,8mm	603,5628743	43,85	-4,10	9,30	Protocolo Clínico com CA	Esfera_31,8mm	1168,993789	48,33	-5,17	10,73
	Esfera_25,4mm	684,6785714	36,30	-6,88			Esfera_25,4mm	1386,987952	38,69	-7,51	
	Esfera_19,1mm	843,4705882	21,53	-10,37			Esfera_19,1mm	1620,888889	28,36	-10,11	
	Esfera_15,9mm	934,9130435	13,02	-15,11			Esfera_15,9mm	1896,217391	16,19	-15,83	
	Esfera_12,7mm	924,75	13,96	-12,10			Esfera_12,7mm	1988,230769	12,12	-13,18	
	Esfera_9,5mm	892	17,01	-7,22			Esfera_9,5mm	2049,5	9,41	-12,59	
	Fundo	1074,850586	-	-			Fundo	2262,410363	-	-	
Protocolo 1	Esfera_31,8mm	157,9620253	48,14	0,19	1,55	Protocolo 1	Esfera_31,8mm	311,3024691	51,29	-2,21	2,68
	Esfera_25,4mm	166,9146341	45,20	2,02			Esfera_25,4mm	342,0487805	46,47	0,27	
	Esfera_19,1mm	200,2857143	34,24	2,35			Esfera_19,1mm	383,5277778	39,98	1,52	
	Esfera_15,9mm	220,6470588	27,56	-0,57			Esfera_15,9mm	422,6315789	33,86	1,85	
	Esfera_12,7mm	229,8571429	24,54	-1,53			Esfera_12,7mm	512,3	19,83	-5,47	
	Esfera_9,5mm	222,8333333	26,84	2,61			Esfera_9,5mm	528,75	17,26	-4,74	
	Fundo	304,593047	-	-			Fundo	639,0376611	-	-	
Protocolo 2	Esfera_31,8mm	78,74050633	48,09	0,14	2,21	Protocolo 2	Esfera_31,8mm	155,9382716	51,20	-2,30	1,84
	Esfera_25,4mm	83,76829268	44,78	1,60			Esfera_25,4mm	171,804878	46,23	0,03	
	Esfera_19,1mm	99,94285714	34,11	2,22			Esfera_19,1mm	194,9444444	38,99	0,52	
	Esfera_15,9mm	111,1176471	26,75	-1,38			Esfera_15,9mm	207,8947368	34,94	2,92	
	Esfera_12,7mm	107,7142857	28,99	2,92			Esfera_12,7mm	251,2	21,39	-3,92	
	Esfera_9,5mm	107,3333333	29,24	5,01			Esfera_9,5mm	245	23,33	1,33	
	Fundo	151,6881391	-	-			Fundo	319,5401388	-	-	

⁵ O efeito da alteração foi calculado pela diferença entre o contraste determinado com a aquisição de 740 MBq/protocolo em questão e a obtida com a aquisição de 370 MBq/protocolo clínico.

Aquisições GE NM/CT 850											
Resultados Aquisição 1 (370 MBq)						Resultados Aquisição 2 (740 MBq)					
Reconstrução e processamento	VOI	Média contagens	Contraste (%)	Efeito alteração	Média variação	Reconstrução e processamento	VOI	Média contagens	Contraste (%)	Efeito alteração	Variação média
Protocolo Clínico	Esfera_31,8mm	69,62564103	47,98	-	-	Protocolo Clínico	Esfera_31,8mm	132,4157895	49,15	1,16	3,06
	Esfera_25,4mm	77,63	42,00	-	-		Esfera_25,4mm	140,9375	45,87	3,87	
	Esfera_19,1mm	85,925	35,81	-	-		Esfera_19,1mm	156,5454545	39,88	4,07	
	Esfera_15,9mm	86,90909091	35,07	-	-		Esfera_15,9mm	176,8333333	32,09	-2,98	
	Esfera_12,7mm	100,1666667	25,17	-	-		Esfera_12,7mm	190,3076923	26,91	1,75	
	Esfera_9,5mm	102	23,80	-	-		Esfera_9,5mm	210,25	19,25	-4,54	
	Fundo	133,8517888	-	-	-		Fundo	260,3809114	-	-	
Protocolo Clínico com CA	Esfera_31,8mm	294,4568528	37,64	-10,34	14,69	Protocolo Clínico com CA	Esfera_31,8mm	535,3736842	41,25	-7,90	13,70
	Esfera_25,4mm	312,5049505	33,82	-8,19			Esfera_25,4mm	581,3541667	36,20	-9,67	
	Esfera_19,1mm	348,4047619	26,21	-9,59			Esfera_19,1mm	671,6590909	26,29	-13,59	
	Esfera_15,9mm	368,826087	21,89	-13,18			Esfera_15,9mm	768,2083333	15,69	-16,39	
	Esfera_12,7mm	439,3333333	6,96	-18,21			Esfera_12,7mm	851,0769231	6,60	-20,31	
	Esfera_9,5mm	495	-4,83	-28,63			Esfera_9,5mm	866,5	4,91	-14,35	
	Fundo	472,1804836	-	-			Fundo	911,2106621	-	-	
Protocolo 1	Esfera_31,8mm	63,11794872	52,69	4,71	3,30	Protocolo 1	Esfera_31,8mm	120,2684211	53,43	4,28	3,36
	Esfera_25,4mm	71,81	46,18	4,18			Esfera_25,4mm	129,4479167	49,87	4,00	
	Esfera_19,1mm	81,1	39,22	3,41			Esfera_19,1mm	145,8863636	43,50	3,63	
	Esfera_15,9mm	83,09090909	37,73	2,65			Esfera_15,9mm	166,625	35,47	3,39	
	Esfera_12,7mm	97,25	27,11	1,95			Esfera_12,7mm	181,8461538	29,58	2,67	
	Esfera_9,5mm	97,83333333	26,68	2,88			Esfera_9,5mm	202,75	21,48	2,23	
	Fundo	133,4267462	-	-			Fundo	258,2252794	-	-	
Protocolo 2	Esfera_31,8mm	61,84615385	53,88	5,89	5,67	Protocolo 2	Esfera_31,8mm	119,5052632	53,60	4,46	3,91
	Esfera_25,4mm	71	47,05	5,05			Esfera_25,4mm	128,3229167	50,18	4,31	
	Esfera_19,1mm	77,925	41,88	6,08			Esfera_19,1mm	143,0454545	44,46	4,59	
	Esfera_15,9mm	77,81818182	41,96	6,89			Esfera_15,9mm	164,25	36,23	4,15	
	Esfera_12,7mm	92,16666667	31,26	6,10			Esfera_12,7mm	177,6153846	31,04	4,13	
	Esfera_9,5mm	96,83333333	27,78	3,99			Esfera_9,5mm	203,25	21,09	1,84	
	Fundo	134,0851789	-	-			Fundo	257,5735168	-	-	

Aquisições GE Infinia II											
Resultados Aquisição 1 (370 MBq)						Resultados Aquisição 2 (740 MBq)					
Reconstrução e processamento	VOI	Média contagens	Contraste (%)	Efeito alteração	Varição média	Reconstrução e processamento	VOI	Média contagens	Contraste (%)	Efeito alteração	Varição média
Protocolo Clínico	Esfera_31,8mm	124,0208333	50,12	-	-	Protocolo Clínico	Esfera_31,8mm	241,5869565	51,92	1,81	1,71
	Esfera_25,4mm	136	45,30	-	-		Esfera_25,4mm	273,9042553	45,49	0,19	
	Esfera_19,1mm	159,6304348	35,79	-	-		Esfera_19,1mm	324,0714286	35,51	-0,28	
	Esfera_15,9mm	167,8846154	32,47	-	-		Esfera_15,9mm	349,0416667	30,54	-1,93	
	Esfera_12,7mm	186,375	25,04	-	-		Esfera_12,7mm	364,6923077	27,43	2,39	
	Esfera_9,5mm	204,8333333	17,61	-	-		Esfera_9,5mm	395,6666667	21,26	3,65	
	Fundo	248,6220339	-	-	-		Fundo	502,5122807	-	-	
Protocolo 1	Esfera_31,8mm	115,953125	53,00	2,89	2,81	Protocolo 1	Esfera_31,8mm	217,8315217	56,46	4,54	2,66
	Esfera_25,4mm	124,7234043	49,45	4,15			Esfera_25,4mm	253,2340426	49,39	3,90	
	Esfera_19,1mm	148	40,01	4,22			Esfera_19,1mm	306,9285714	38,66	3,15	
	Esfera_15,9mm	161,8846154	34,39	1,91			Esfera_15,9mm	337,9166667	32,46	1,92	
	Esfera_12,7mm	184	25,42	0,39			Esfera_12,7mm	356,3846154	28,77	1,35	
	Esfera_9,5mm	195,1666667	20,90	3,28			Esfera_9,5mm	388,3333333	22,39	1,13	
Fundo	246,7245763	-	-	-	Fundo	500,3482456	-	-			
Protocolo 2	Esfera_31,8mm	114,7135417	53,57	3,45	3,61	Protocolo 2	Esfera_31,8mm	213,9673913	57,28	5,36	5,46
	Esfera_25,4mm	125,2659574	49,29	4,00			Esfera_25,4mm	250,1170213	50,06	4,57	
	Esfera_19,1mm	144,6086957	41,47	5,67			Esfera_19,1mm	302,7380952	39,56	4,05	
	Esfera_15,9mm	158,6923077	35,76	3,29			Esfera_15,9mm	332,4166667	33,63	3,09	
	Esfera_12,7mm	187,5	24,10	-0,93			Esfera_12,7mm	334,0769231	33,30	5,87	
	Esfera_9,5mm	192,8333333	21,94	4,33			Esfera_9,5mm	345	31,12	9,85	
Fundo	247,0466102	-	-	-	Fundo	500,8508772	-	-			

Variabilidade entre CG						
Aquisição 1 (370 MBq)						
VOI	Protocolos Clínicos	Protocolos com CA	Protocolo 1	Protocolo 2	Protocolo 1 Philips; Protocolos Clínicos GE	Protocolo 2 Philips; Protocolos Clínicos GE
Esfera_31,8mm	2,17	6,21	4,86	5,78	2,13	2,13
Esfera_25,4mm	3,30	2,48	4,25	4,52	3,30	3,30
Esfera_19,1mm	3,91	4,69	5,77	7,77	1,56	1,69
Esfera_15,9mm	6,94	8,87	10,17	15,22	7,51	8,32
Esfera_12,7mm	1,03	7,01	2,58	7,16	0,63	3,95
Esfera_9,5mm	6,62	21,84	5,95	7,30	9,23	11,63
Aquisição 2 (740 MBq)						
VOI	Protocolos Clínicos	Protocolos com CA	Protocolo 1	Protocolo 2	Protocolo 1 Philips; Protocolos Clínicos GE	Protocolo 2 Philips; Protocolos Clínicos GE
Esfera_31,8mm	4,35	7,08	5,18	6,08	2,78	2,78
Esfera_25,4mm	0,71	2,49	3,40	3,95	0,98	0,74
Esfera_19,1mm	4,37	2,07	4,85	5,47	4,47	4,37
Esfera_15,9mm	1,55	0,49	3,01	2,60	3,32	4,40
Esfera_12,7mm	2,12	5,52	9,75	11,91	7,59	6,04
Esfera_9,5mm	2,74	4,50	5,13	10,03	4,00	4,07

Apêndice 4

Recuperação de contraste⁶

Recuperação de contraste																			
Aquisições Philips BrightView																			
Rácio concentração esferas/fundo:					9,3					Rácio concentração esferas/fundo:					9,1				
Resultados Aquisição 1 (370 MBq)										Resultados Aquisição 2 (740 MBq)									
Reconstrução e processamento	VOI	Média contagens	Máximo contagens	CRMean	Efeito alteração	Variação média	CRMáx	Efeito alteração	Variação média	Reconstrução e processamento	VOI	Média contagens	Máximo contagens	CRMean	Efeito alteração	Variação média	CRMáx	Efeito alteração	Variação média
Protocolo Clínico	Esfera_37mm	940,8809524	1319	0,58	-	-	0,87	-	-	Protocolo Clínico	Esfera_37mm	1989,277108	2633	0,59	0,01	-	0,82	-0,05	-
	Esfera_28mm	761,5238095	1079	0,45	-	-	0,69	-	-		Esfera_28mm	1970,740741	2612	0,58	0,13	-	0,81	0,13	-
	Esfera_22mm	542	726	0,29	-	-	0,42	-	-		Esfera_22mm	998,4482759	1257	0,23	-0,05	-	0,33	-0,10	-
	Esfera_17mm	320,125	396	0,12	-	-	0,18	-	-		Esfera_17mm	624,4090909	718	0,10	-0,02	0,04	0,13	-0,04	0,05
	Esfera_13mm	230,6363636	262	0,05	-	-	0,08	-	-		Esfera_13mm	491,1538462	526	0,05	0,00	-	0,07	-0,01	-
	Esfera_10mm	178,0714286	183	0,01	-	-	0,02	-	-		Esfera_10mm	365,5	367	0,01	0,00	-	0,01	-0,01	-
	Fundo	161,438994	278	-	-	-	-	-	-		Fundo	344,1594468	561	-	-	-	-	-	-
Protocolo Clínico com CA	Esfera_37mm	6755,681818	9167	1,14	0,56	-	1,59	0,72	-	Protocolo Clínico com CA	Esfera_37mm	13314,67105	18066	1,08	0,49	-	1,51	0,69	-
	Esfera_28mm	5359,628571	7501	0,88	0,43	-	1,28	0,59	-		Esfera_28mm	11545,16667	15257	0,92	0,34	-	1,26	0,45	-
	Esfera_22mm	3562,571429	4713	0,54	0,26	-	0,76	0,34	-		Esfera_22mm	5481,333333	7190	0,37	0,14	-	0,53	0,20	-
	Esfera_17mm	1768,633333	2299	0,21	0,09	0,23	0,31	0,13	0,31		Esfera_17mm	3465,090909	4233	0,19	0,09	0,19	0,26	0,13	0,27
	Esfera_13mm	1119,678571	1307	0,09	0,04	-	0,12	0,05	-		Esfera_13mm	2537,681818	2945	0,11	0,05	-	0,14	0,08	-
	Esfera_10mm	834,137931	902	0,03	0,02	-	0,05	0,03	-		Esfera_10mm	1825,041667	1967	0,04	0,03	-	0,05	0,05	-
	Fundo	648,4168383	841	-	-	-	-	-	-		Fundo	1362,706825	1644	-	-	-	-	-	-
Protocolo 1	Esfera_37mm	670,7482517	914	0,38	-0,20	-	0,56	-0,30	-	Protocolo 1	Esfera_37mm	1368,027027	1835	0,37	-0,22	-	0,54	-0,28	-
	Esfera_28mm	547,7164179	746	0,29	-0,16	-	0,44	-0,25	-		Esfera_28mm	1321,369231	1827	0,35	-0,23	-	0,53	-0,28	-
	Esfera_22mm	406,4634146	522	0,18	-0,10	-	0,27	-0,15	-		Esfera_22mm	854,5576923	1128	0,18	-0,05	-	0,28	-0,05	-
	Esfera_17mm	285,7428571	350	0,09	-0,03	0,08	0,14	-0,03	0,12		Esfera_17mm	586,6216216	697	0,09	-0,01	0,09	0,13	-0,01	0,11
	Esfera_13mm	228,2068966	262	0,05	0,00	-	0,08	0,00	-		Esfera_13mm	452,125	489	0,04	-0,01	-	0,05	-0,01	-
	Esfera_10mm	188,5714286	197	0,02	0,01	-	0,03	0,01	-		Esfera_10mm	364	368	0,01	0,00	-	0,01	0,00	-
	Fundo	161,2315947	248	-	-	-	-	-	-		Fundo	343,3173728	509	-	-	-	-	-	-
Protocolo 2	Esfera_37mm	360,5283019	507	0,42	-0,16	-	0,64	-0,22	-	Protocolo 2	Esfera_37mm	712,7578125	955	0,39	-0,20	-	0,56	-0,26	-
	Esfera_28mm	299,0869565	401	0,33	-0,12	-	0,48	-0,20	-		Esfera_28mm	751,1714286	1014	0,42	-0,17	-	0,61	-0,21	-
	Esfera_22mm	225,5	304	0,22	-0,07	-	0,34	-0,09	-		Esfera_22mm	481,2758621	602	0,22	-0,01	-	0,31	-0,02	-
	Esfera_17mm	169,8823529	218	0,14	0,02	0,07	0,21	0,03	0,11		Esfera_17mm	347,2	393	0,13	0,03	0,07	0,16	0,03	0,09
	Esfera_13mm	132,25	153	0,08	0,03	-	0,11	0,03	-		Esfera_13mm	250,9230769	283	0,06	0,00	-	0,08	0,02	-
	Esfera_10mm	117	126	0,06	0,04	-	0,07	0,05	-		Esfera_10mm	216	224	0,03	0,02	-	0,04	0,03	-
	Fundo	80,2573796	156	-	-	-	-	-	-		Fundo	171,5374677	289	-	-	-	-	-	-

⁶ O efeito da alteração foi calculado pela diferença entre a recuperação de contraste determinada com a aquisição de 740 MBq/protocolo em questão e a obtida com a aquisição de 370 MBq/protocolo clínico.

Aquisições GE NM/CT 850																				
Rácio concentração esferas/fundo:				9,6						Rácio concentração esferas/fundo:				9,8						
Resultados Aquisição 1 (370 MBq)										Resultados Aquisição 2 (740 MBq)										
Reconstrução e processamento	VOI	Média contagens	Máximo contagens	CRMean	Efeito alteração	Varição média	CRMáx	Efeito alteração	Varição média	Reconstrução e processamento	VOI	Média contagens	Máximo contagens	CRMean	Efeito alteração	Varição média	CRMáx	Efeito alteração	Varição média	
Protocolo Clínico	Esfera_37mm	331,0965517	424	0,41	-	-	0,56	-	-	Protocolo Clínico	Esfera_37mm	629,9883721	842	0,41	0,00	-	0,58	0,02	-	-
	Esfera_28mm	284,2608696	361	0,34	-	-	0,46	-	-		Esfera_28mm	509,115942	690	0,31	-0,03	-	0,46	0,00	-	-
	Esfera_22mm	213,862069	269	0,22	-	-	0,31	-	-		Esfera_22mm	394,05	522	0,21	-0,01	-	0,32	0,01	-	-
	Esfera_17mm	159,8	188	0,14	-	-	0,18	-	-		Esfera_17mm	280,0357143	349	0,12	-0,02	0,01	0,17	-0,01	0,01	0,01
	Esfera_13mm	132,2857143	152	0,09	-	-	0,13	-	-		Esfera_13mm	237,1	284	0,08	-0,01	-	0,12	0,00	-	-
	Esfera_10mm	83,25	86	0,02	-	-	0,02	-	-		Esfera_10mm	151,9285714	159	0,01	0,00	-	0,02	0,00	-	-
	Fundo	72,88031119	117	-	-	-	-	-	-		Fundo	137,5761679	216	-	-	-	-	-	-	-
Protocolo Clínico com CA	Esfera_37mm	2180,4	3004	0,73	0,32	-	1,05	0,49	-	Protocolo Clínico com CA	Esfera_37mm	4408,12605	5961	0,77	0,37	-	1,09	0,50	-	-
	Esfera_28mm	1776,822581	2522	0,57	0,24	-	0,86	0,40	-		Esfera_28mm	3538,824561	4811	0,60	0,29	-	0,85	0,40	-	-
	Esfera_22mm	1350,731707	1873	0,41	0,18	0,15	0,61	0,30	0,25		Esfera_22mm	2575,075	3490	0,40	0,19	-	0,59	0,27	-	-
	Esfera_17mm	892,825	1201	0,23	0,09	-	0,35	0,17	-		Esfera_17mm	1672,5	2145	0,22	0,10	0,17	0,32	0,14	0,24	0,24
	Esfera_13mm	658,5483871	840	0,14	0,04	-	0,21	0,08	-		Esfera_13mm	1221,565217	1502	0,13	0,05	-	0,19	0,07	-	-
	Esfera_10mm	423,6666667	484	0,05	0,03	-	0,07	0,05	-		Esfera_10mm	782,9	888	0,04	0,03	-	0,06	0,05	-	-
	Fundo	299,5305318	377	-	-	-	-	-	-		Fundo	565,8921283	688	-	-	-	-	-	-	-
Protocolo 1	Esfera_37mm	309,5435897	411	0,38	-0,03	-	0,54	-0,02	-	Protocolo 1	Esfera_37mm	623,6576087	822	0,41	0,00	-	0,58	-0,01	-	-
	Esfera_28mm	268,25	362	0,31	-0,02	-	0,46	0,01	-		Esfera_28mm	509,6388889	695	0,31	0,01	-	0,47	0,01	-	-
	Esfera_22mm	214,35	287	0,23	0,00	0,02	0,34	0,03	0,03		Esfera_22mm	423,0769231	563	0,24	0,03	-	0,36	0,04	-	-
	Esfera_17mm	168,0645161	213	0,15	0,02	-	0,23	0,04	-		Esfera_17mm	327	419	0,16	0,04	0,02	0,24	0,06	0,03	0,03
	Esfera_13mm	148,4615385	188	0,12	0,03	-	0,19	0,06	-		Esfera_13mm	267,5454545	334	0,11	0,03	-	0,17	0,05	-	-
	Esfera_10mm	89,46428571	100	0,03	0,01	-	0,04	0,02	-		Esfera_10mm	161,1363636	175	0,02	0,01	-	0,03	0,02	-	-
	Fundo	72,30683403	125	-	-	-	-	-	-		Fundo	135,6004179	213	-	-	-	-	-	-	-
Protocolo 2	Esfera_37mm	339,1390728	490	0,43	0,02	-	0,67	0,11	-	Protocolo 2	Esfera_37mm	639,4972376	866	0,42	0,01	-	0,61	0,03	-	-
	Esfera_28mm	300,6041667	434	0,36	0,03	-	0,58	0,12	-		Esfera_28mm	537,9375	733	0,34	0,03	-	0,50	0,04	-	-
	Esfera_22mm	245,8928571	341	0,28	0,05	0,06	0,43	0,12	0,13		Esfera_22mm	476,5625	642	0,29	0,07	-	0,42	0,11	-	-
	Esfera_17mm	216,2857143	267	0,23	0,09	-	0,31	0,13	-		Esfera_17mm	410,4666667	528	0,23	0,11	0,07	0,33	0,15	0,10	0,10
	Esfera_13mm	213	283	0,22	0,13	-	0,34	0,21	-		Esfera_13mm	443,25	548	0,26	0,18	-	0,35	0,22	-	-
	Esfera_10mm	116	139	0,07	0,05	-	0,11	0,09	-		Esfera_10mm	192,7692308	220	0,05	0,04	-	0,07	0,05	-	-
	Fundo	72,49020512	181	-	-	-	-	-	-		Fundo	135,8712052	270	-	-	-	-	-	-	-

Aquisições GE Infinia II																			
Rácio concentração esferas/fundo:				9,4						Rácio concentração esferas/fundo:				9,1					
Resultados Aquisição 1 (370 MBq)										Resultados Aquisição 2 (740 MBq)									
Reconstrução e processamento	VOI	Média contagens	Máximo contagens	CRMean	Efeito alteração	Variação média	CRMáx	Efeito alteração	Variação média	Reconstrução e processamento	VOI	Média contagens	Máximo contagens	CRMean	Efeito alteração	Variação média	CRMáx	Efeito alteração	Variação média
Protocolo Clínico	Esfera_37mm	670,5102041	859	0,46	-	-	0,62	-	-	Protocolo Clínico	Esfera_37mm	1150,808642	1468	0,42	-0,03	0,01	0,57	-0,04	0,02
	Esfera_28mm	576,5185185	748	0,38	-	-	0,52	-	-		Esfera_28mm	1041,265306	1323	0,37	0,00		0,50	-0,02	
	Esfera_22mm	430,3	527	0,25	-	-	0,33	-	-		Esfera_22mm	806,6538462	998	0,26	0,01		0,35	0,02	
	Esfera_17mm	302,8	363	0,14	-	-	0,19	-	-		Esfera_17mm	525,2272727	626	0,13	-0,01		0,17	-0,02	
	Esfera_13mm	225,826087	255	0,07	-	-	0,10	-	-		Esfera_13mm	417,1818182	461	0,07	0,00		0,10	0,00	
	Esfera_10mm	160,1	170	0,02	-	-	0,03	-	-		Esfera_10mm	312,5	325	0,03	0,01		0,03	0,00	
	Fundo	139,1453171	225	-	-	-	-	-	-		Fundo	259,2625821	393	-	-		-	-	
Protocolo 1	Esfera_37mm	671,7682927	851	0,46	0,00	0,02	0,62	0,00	0,03	Protocolo 1	Esfera_37mm	1183,127273	1496	0,44	0,02	0,02	0,59	0,02	0,03
	Esfera_28mm	599,0363636	778	0,40	0,02		0,55	0,03			0,54	0,03							
	Esfera_22mm	461,0909091	578	0,28	0,03		0,38	0,05			0,41	0,06							
	Esfera_17mm	349,2941176	420	0,18	0,04		0,24	0,05			0,21	0,04							
	Esfera_13mm	245,7619048	281	0,09	0,02		0,12	0,02			0,12	0,03							
	Esfera_10mm	171,625	183	0,03	0,01		0,04	0,01			0,04	0,01							
	Fundo	138,2492849	232	-	-		-	-			-	-							
Protocolo 2	Esfera_37mm	696,6818182	918	0,48	0,03	0,07	0,67	0,06	0,10	Protocolo 2	Esfera_37mm	1179,713514	1494	0,44	0,02	0,07	0,59	0,02	0,09
	Esfera_28mm	606,1724138	784	0,41	0,03		0,56	0,04			0,54	0,03							
	Esfera_22mm	555,2	719	0,36	0,11		0,50	0,17			0,53	0,18							
	Esfera_17mm	423,8	542	0,25	0,11		0,35	0,16			0,30	0,13							
	Esfera_13mm	317	368	0,15	0,08		0,20	0,10			0,22	0,13							
	Esfera_10mm	203,5	230	0,06	0,04		0,08	0,05			0,10	0,06							
	Fundo	137,9766777	317	-	-		-	-			-	-							

Variabilidade												
Aquisição 1 (370 MBq)												
VOI	Protocolos Clínicos		Protocolos com CA		Protocolo 1		Protocolo 2		Protocolo 1 Philips; Protocolos Clínicos GE		Protocolo 2 Philips; Protocolos Clínicos GE	
	CRMean	CRMáx	CRMean	CRMáx	CRMean	CRMáx	CRMean	CRMáx	CRMean	CRMáx	CRMean	CRMáx
Esfera_37mm	0,17	0,31	0,41	0,54	0,08	0,07	0,06	0,03	0,07	0,06	0,05	0,08
Esfera_28mm	0,11	0,23	0,31	0,42	0,11	0,11	0,08	0,09	0,09	0,08	0,05	0,06
Esfera_22mm	0,06	0,11	0,14	0,15	0,09	0,11	0,14	0,17	0,07	0,06	0,03	0,03
Esfera_17mm	0,02	0,02	0,02	0,04	0,09	0,10	0,11	0,14	0,05	0,05	0,01	0,02
Esfera_13mm	0,04	0,05	0,05	0,09	0,07	0,11	0,15	0,23	0,04	0,05	0,02	0,03
Esfera_10mm	0,01	0,01	0,01	0,02	0,01	0,02	0,01	0,04	0,00	0,01	0,04	0,05
Aquisição 2 (740 MBq)												
VOI	Protocolos Clínicos		Protocolos com CA		Protocolo 1		Protocolo 2		Protocolo 1 Philips; Protocolos Clínicos GE		Protocolo 2 Philips; Protocolos Clínicos GE	
	CRMean	CRMáx	CRMean	CRMáx	CRMean	CRMáx	CRMean	CRMáx	CRMean	CRMáx	CRMean	CRMáx
Esfera_37mm	0,18	0,25	0,31	0,43	0,07	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,03	0,02
Esfera_28mm	0,28	0,36	0,33	0,41	0,07	0,07	0,08	0,11	0,06	0,08	0,11	0,15
Esfera_22mm	0,05	0,03	0,03	0,06	0,10	0,12	0,16	0,22	0,08	0,07	0,05	0,04
Esfera_17mm	0,03	0,04	0,03	0,06	0,07	0,11	0,10	0,17	0,04	0,05	0,01	0,02
Esfera_13mm	0,03	0,06	0,03	0,04	0,07	0,11	0,20	0,26	0,04	0,07	0,03	0,04
Esfera_10mm	0,02	0,02	0,00	0,01	0,03	0,03	0,04	0,06	0,02	0,02	0,02	0,02