

Estudo comparativo da qualidade de imagem dos modos de aquisição da PET: validação de um protocolo para reduzir a dose de radiação*

Comparative study on imaging quality in PET acquisition modes: validation of a protocol for reducing the radiation dose

Solange Amorim Nogueira¹, Henrique Manoel Lederman², Jairo Wagner³, Lilian Yuri Yamaga⁴, Marcelo Livorsi da Cunha⁵, Marcelo Buarque de Gusmão Funari⁶

Resumo **OBJETIVO:** O presente experimento visa a validar um protocolo de aquisição em 3D na tomografia por emissão de pósitrons, em substituição ao modo 2D, de forma a reduzir a dose de radiação nos pacientes, sem perda da qualidade de imagens. **MATERIAIS E MÉTODOS:** Foram realizadas 27 simulações em equipamento Discovery ST, nos modos 2D com quatro minutos de aquisição e 3D com dois e quatro minutos. Utilizou-se um simulador do protocolo da National Electrical Manufacturers Association. No interior deste simulador estão inseridas seis esferas com diferentes diâmetros para a determinação da qualidade de imagem. As aquisições foram comparadas por três médicos nucleares, sem que eles identificassem o modo de aquisição. Cada observador atribuiu o valor igual a 1 quando alguma esfera não foi identificada ou valor 2 para esferas visíveis. **RESULTADOS:** A análise qualitativa pelo kappa generalizado demonstrou que a frequência de esferas visíveis foi maior no modo 3D com quatro minutos (85%) e a porcentagem de concordância também foi maior (88,9%), com kappa generalizado = 0,725 [0,507;0,942]. **CONCLUSÃO:** O modo 3D com quatro minutos de aquisição e com menores atividades de FDG-¹⁸F pode ser utilizado em pacientes com biótipo equivalente ao simulador, sem perda de qualidade de imagem.

Unitermos: PET/CT; Qualidade da imagem; Modo 2D; Modo 3D; FDG-¹⁸F; Redução de dose.

Abstract **OBJECTIVE:** The present study is aimed at validating a 3D acquisition protocol for positron emission tomography as a replacement for the 2D mode, to reduce the radiation dose delivered to patients, without any loss in the quality of images. **MATERIALS AND METHODS:** The study comprised 27 simulations in a Discovery ST equipment with four-minute 2D acquisitions, and two-minute and four-minute 3D acquisitions, utilizing a chest phantom according to the National Electrical Manufacturers Association protocol. Six spheres with different diameters were inserted into this phantom as a means for determining the images quality. The images were blindly reviewed by three experienced nuclear physicians who did not know the acquisition modes. Each observer attributed a score 1 when one of the spheres was not identified, or 2 for visible spheres. **RESULTS:** The qualitative analysis based on generalized kappa coefficient demonstrated that the frequency of visible spheres was higher with four-minute 3D acquisitions (85%), with an also higher interobserver agreement (88.9%), generalized kappa = 0.725 [0.507;0.942]. **CONCLUSION:** The protocol with four-minute 3D acquisition with lower ¹⁸F-FDG activity can be utilized for patients with a biotype similar to the phantom, without any loss in the imaging quality.

Keywords: PET/CT; Imaging quality; 2D mode; 3D mode; ¹⁸F-FDG; Dose reduction.

Nogueira SA, Lederman HM, Wagner J, Yamaga LY, Cunha ML, Funari MBG. Estudo comparativo da qualidade de imagem dos modos de aquisição da PET: validação de um protocolo para reduzir a dose de radiação. Radiol Bras. 2009;42(2):103-107.

INTRODUÇÃO

A tomografia por emissão de pósitrons (PET) associada à tomografia computadorizada

(PET/CT), introduzida em 1998, teve impacto notório, principalmente na oncologia. A sua grande vantagem é a propriedade de produzir imagens morfofuncionais dos processos patológicos.

A fluorodeoxiglicose marcada com flúor (FDG-¹⁸F), análogo da glicose, é um traçador do metabolismo celular que pode ser registrado de modo não invasivo pela PET⁽¹⁾.

A combinação desta técnica à tomografia radiológica permite a fusão da imagem

* Trabalho realizado no Hospital Israelita Albert Einstein, em parceria com a Universidade Federal de São Paulo/Escola Paulista de Medicina (Unifesp/EPM), São Paulo, SP, Brasil.

1. Mestre, Coordenadora Biomédica do Setor de Medicina Nuclear do Hospital Albert Einstein, São Paulo, SP, Brasil.

2. Doutor, Professor Titular e Vice-Chefe da Disciplina de Diagnóstico por Imagem em Pediatria do Departamento de Diagnóstico por Imagem da Universidade Federal de São Paulo/Escola Paulista de Medicina (Unifesp/EPM), São Paulo, SP, Brasil.

3. Médico, Coordenador Médico do Setor de Medicina Nuclear do Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo, SP, Brasil.

4. Doutora, Médica do Setor de Medicina Nuclear do Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo, SP, Brasil.

5. Médico do Setor de Medicina Nuclear do Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo, SP, Brasil.

6. Doutor, Coordenador Médico do Departamento de Imagem do Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo, SP, Brasil.

Endereço para correspondência: Solange Amorim Nogueira. Avenida Doutor Guilherme Dumont Villares, 1741, ap. 121, Jardim Londrina. São Paulo, SP, Brasil, 05640-003. E-mail: solange@einstein.br

Recebido para publicação em 10/8/2008. Aceito, após revisão, em 2/3/2009.

metabólica e anatômica, resultando na localização precisa dos processos patológicos, o que possibilita o estadiamento da doença, o monitoramento e o tratamento, dando maior especificidade, sensibilidade e acurácia à estratégia de assistência ao paciente⁽²⁾.

Entretanto, ambos os procedimentos expõem o paciente à radiação, ponto crítico em pacientes pediátricos, havendo interesse em pesquisar um protocolo que possa minimizar a exposição sem prejuízo do diagnóstico^(3,4).

A dose efetiva nos pacientes submetidos ao estudo de PET/CT que receberam atividades entre 300 MBq e 370 MBq é de aproximadamente 25 mSv, dos quais 10 mSv são provenientes da administração do FDG-¹⁸F, ou 0,027 mSv/MBq. Dessa forma, na PET qualquer redução da atividade administrada implica redução proporcional da dose efetiva no paciente^(5,6).

Nos estudos oncológicos em que o paciente é submetido a uma série de exames de controle, a pesquisa por técnicas que permitam a redução da dose de radiação administrada tem grande relevância.

Existem dois modos de aquisição das imagens em PET: um é o modo de aquisição em 2D e o outro, em 3D, conforme exposto na Figura 1.

A aquisição em 2D utiliza septos de tungstênio colocados sob os detectores.

Estes septos funcionam como grades anti-difusoras utilizadas na radiologia. Promovem uma redução do ângulo de incidência dos fótons, reduzindo em até 15% o registro dos falsos eventos produzidos pelos fótons de espalhamento. Esse fato promove uma melhora do contraste das imagens, porém reduz a sensibilidade de contagem do equipamento, necessitando a administração de maior atividade ao paciente para a realização das imagens^(7,8).

No modo de aquisição 3D os septos são retirados e é utilizada uma colimação eletrônica das coincidências detectadas, elevando o ritmo de contagens em até seis vezes. Com isso, há um incremento da sensibilidade do equipamento, o que permite redução, tanto da atividade administrada ao paciente quanto do tempo de aquisição. Porém, como desvantagem, o incremento do ritmo de contagem tem a contribuição das falsas coincidências (eventos randômicos e de espalhamento), que promovem uma redução do contraste das imagens^(7,8).

Nos serviços que realizam estudos de PET/CT com o modo de aquisição 2D, uma estratégia para reduzir a dose de radiação é substituir este protocolo pelo modo 3D, que permite administrar atividades menores do radiofármaco.

Nesse contexto, estudos buscando adequação das aquisições em 3D de forma a manter a qualidade de imagem com a ad-

ministração de menor atividade do traçador são importantes para a rotina clínica.

O objetivo deste trabalho é avaliar se as imagens adquiridas em 3D com duração de 2 minutos (3D-2-min) e 4 minutos (3D-4-min), com menor atividade de FDG-¹⁸F, apresentam a mesma qualidade que o modo 2D com duração de 4 minutos (2D-4-min), protocolo usualmente adotado como padrão no departamento, e com isso validar um novo protocolo de aquisição no modo 3D que possa substituir o 2D, reduzindo a atividade e, conseqüentemente, a dose de radiação administrada aos pacientes, sem perda de qualidade da imagem.

MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo foi realizado em equipamento de PET/CT modelo Discovery ST com cristal de germanato de bismuto (BGO) (General Electric Medical System; Milwaukee, EUA)^(9,10).

O método experimental empregou testes de qualidade de imagem, de acordo com o protocolo da National Electrical Manufacturers Association Standards (NEMA) versão 2001 (NU 2-2001). Utilizou o simulador (NEMA/IEC 2000; Biodex) para simular o tórax humano em forma e tamanho. Este simulador possui em seu interior seis esferas com diâmetros diferentes (1 cm, 1,3 cm, 1,7 cm, 2,2 cm, 2,8 cm, 3,7 cm) distribuídas em uma circunferência de 23 cm de diâmetro, posicionada no plano transversal, e um cilindro com 5,0 cm de diâmetro posicionado no centro⁽¹⁰⁾.

De acordo com o protocolo do teste de qualidade de imagem, o simulador e as quatro esferas menores foram preenchidos com material radioativo em diferentes concentrações, e o cilindro foi preenchido com algodão para simular o parênquima pulmonar. Com esse arranjo foi possível identificar imagens “quentes” (quatro esferas) e “frias” (duas esferas e o cilindro) em relação à radiação de fundo (*background* – bg). As atividades utilizadas nos componentes do simulador seguiram a orientação do manual da NEMA⁽¹⁰⁾.

Com o objetivo de incluir informação oriunda dos fótons de espalhamento de outras regiões, usa-se o simulador NEMA do teste de espalhamento, que é um cilindro de 70 cm de comprimento por 20 cm

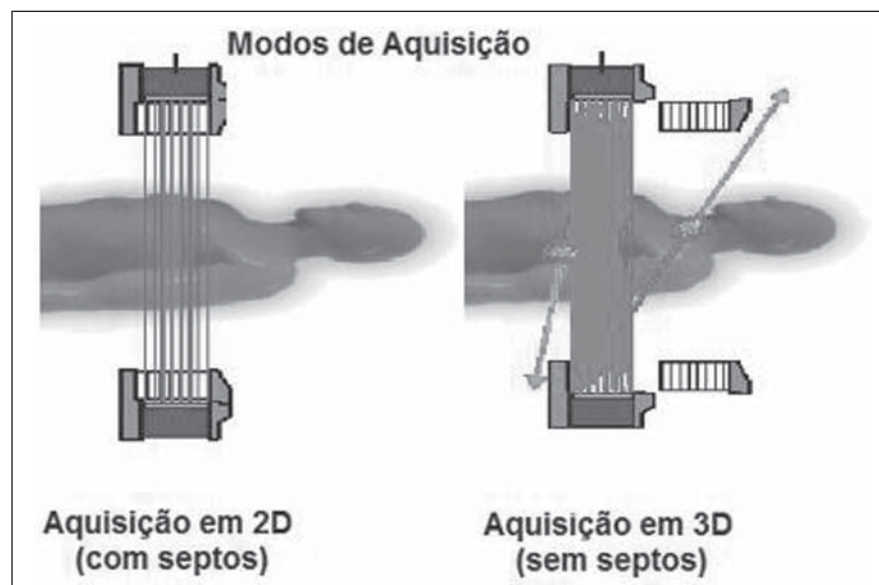


Figura 1. Modos de aquisição 2D e 3D. Representação esquemática dos modos de aquisição 2D e 3D demonstrando o posicionamento dos septos e as linhas de resposta. (Fonte: GE Medical Systems – www.gehealthcare.com).

de diâmetro, com um canal central por onde passa um tubo de plástico preenchido com material radioativo. Com esse arranjo é possível simular um estudo de corpo inteiro⁽¹⁰⁾. As aquisições das imagens em 3D iniciaram-se duas horas após a aquisição em 2D, aproveitando o decaimento radioativo do ¹⁸F para obter a redução da atividade inicial à metade. As imagens obtidas foram reconstruídas em estação de trabalho Xeleris (GEMS), utilizando-se o método iterativo *ordered subset expectation maximisation* (OSEM), com 21 *subsets* e duas iterações para o modo 2D, e *Fourier rebinning-OSEM* (FORE-OSEM) com 24 *subsets* e três iterações para o modo 3D.

Foram realizadas 27 simulações distribuídas em um período de um ano. Nesse período o equipamento foi avaliado por testes de controles de qualidade diários, semanais e trimestrais, de acordo com a NEMA. Os resultados obtidos com os testes estão em conformidade com o fabricante.

A análise qualitativa de cada simulação foi feita por três médicos com experiência na avaliação de exames de PET. Cada médico avaliador, sem conhecer o modo de aquisição utilizado, avaliou na estação de trabalho o conjunto de imagens obtidas e atribuiu o escore 1 para os testes em que pelo menos uma das esferas não foi identificada ou quando a imagem era duvidosa, e o escore 2 para os testes em que todas as esferas eram claramente visíveis.

O contraste da menor esfera de cada simulação foi obtido a partir do teste de qualidade de imagem do protocolo NEMA. Ele é definido como a relação entre a atividade calculada pelas contagens da área de interesse (ROI) desenhada e a atividade real. O valor do contraste nas esferas “quentes” é calculado pela fórmula⁽¹¹⁾:

$$Q_E = \frac{(C_E/C_B) - 1}{(a_E/a_B) - 1} \times 100\%$$

onde: C_E = contagens na área correspondente à menor esfera; C_B = contagem na área correspondente ao bg; a_E = concentração da atividade na esfera “quente”; a_B = concentração da atividade no bg.

No nosso estudo utilizamos apenas os valores do contraste para a menor esfera “quente” (1 cm).

Inicialmente, a análise de todas as informações coletadas foi feita de forma descri-

tiva. Em seguida, foram calculadas algumas medidas-resumo, como média e desvio-padrão, entre outras, e confeccionados gráficos do tipo *boxplot* para variáveis de natureza quantitativa⁽¹²⁾. As variáveis de natureza qualitativa (escores dos observadores) foram analisadas através do cálculo de frequências absolutas e relativas⁽¹²⁾.

As análises inferenciais empregadas para confirmar ou refutar evidências encontradas na análise descritiva foram: análise de variância em blocos, além das comparações pelo método de Bonferroni, quando necessário⁽¹³⁾; estimação do coeficiente de concordância kappa generalizado⁽¹⁴⁾.

Em todas as conclusões obtidas através das análises inferenciais foi utilizado o nível de significância α igual a 5%.

Os dados foram digitados em planilhas Excel 2000 for Windows para o adequado

armazenamento das informações. As análises estatísticas foram realizadas com o *software* Statistical Package for Social Sciences (SPSS) versão 11.0 for Windows.

RESULTADOS

As informações do contraste da esfera de 1 cm nos três modos de aquisição estão descritos na Tabela 1 e na Figura 2.

Os resultados inferenciais revelaram que o contraste médio da esfera de 1 cm (esfera “quente”) é maior no modo 2D ($p = 0,014$). A Tabela 2 apresenta as comparações entre os valores médios dos diferentes modos de aquisição para o contraste da esfera de 1 cm.

O estudo da concordância entre os três observadores, quanto à visualização das esferas, também foi objeto desta pesquisa.

Tabela 1 Medidas-resumo do contrastes da esfera de 1 cm (esfera “quente”) segundo o modo de aquisição.

	Aquisição	Medidas-resumo				
		Média	Mediana	Mínimo	Máximo	DP
Contraste da esfera de 1 cm	2D-4-min	0,623	0,270	-0,040	3,530	0,877
	3D-2-min	0,397	0,200	-0,010	1,720	0,476
	3D-4-min	0,494	0,240	0,090	2,290	0,605

DP, desvio-padrão.

Tabela 2 Resultados inferenciais segundo os contrastes da esfera de 1 cm (esfera “quente”).

Modos de aquisição comparados	Conclusão
2D-4-min 3D-2-min	2D-4-min > 3D-2-min ($p = 0,014$)
2D-4-min 3D-4-min	2D-4-min > 3D-4-min ($p = 0,293$)
3D-2-min 3D-4-min	3D-2-min = 3D-4-min ($p = 0,622$)

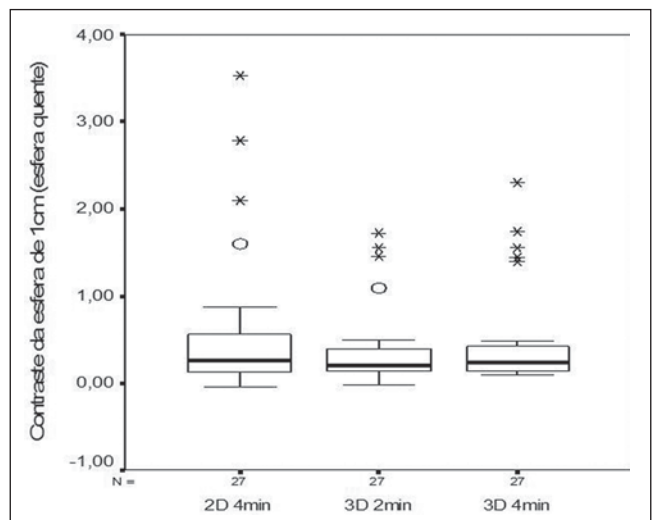


Figura 2. Contraste da esfera de 1 cm (esfera “quente”) de acordo com o modo e a aquisição. O gráfico mostra a distribuição das medidas-resumo para os diferentes modos de aquisição.

As porcentagens de concordância observadas entre os três observadores quanto aos modos 2D-4-min, 3D-2-min e 3D-4-min foram de 63,0%, 77,8% e 88,9%, respectivamente.

Com o intuito de quantificar o grau de concordância entre os observadores, foram estimados os coeficientes de concordância kappa generalizado. A Tabela 3, que traz essas estimativas, revela a existência de boa concordância entre os observadores.

Cada observador classificou a imagem obtida nos testes uma a uma como visível (escore 2) ou não visível (escore 1). Esta avaliação qualitativa foi feita para os diferentes modos de aquisição. A distribuição dos escores entre os modos de aquisição está apresentada na Figura 3, na qual é

possível observar que a porcentagem de vezes em que todas as esferas foram identificadas foi maior no modo de aquisição 3D-4-min. Além disso, o número de vezes em que houve dificuldade para visualização das esferas no modo 3D-4-min foi três vezes menor que no modo 2D-4-min e duas vezes menor que no modo 3D-2-min.

Para avaliar se havia correlação entre a qualidade da imagem, considerando as variáveis categóricas (esferas visíveis ou não visíveis), foi realizado um consenso entre os observadores, que determinaram um escore único nos três modos de aquisição de cada simulação. O resultado dessa distribuição está exposto na Tabela 4 e os padrões de imagem encontrados com os respectivos escores estão apresentados na Figura 4.

Esses dados foram avaliados pelo kappa generalizado, cujo resultado mostra correlação moderada entre os três protocolos de aquisição: 0,444 [0,227;0,662].

DISCUSSÃO

Os serviços de medicina nuclear que possuem equipamento de PET com cristais BGO usam preferencialmente o modo de aquisição em 2D, que produz melhor qualidade de imagem. Entretanto, necessita-se que uma maior atividade de FDG-¹⁸F seja administrada ao paciente, e este, em consequência, recebe maior dose de radiação.

Estudos comparando o modo de aquisição 2D e 3D vêm sendo realizados com a finalidade de encontrar um equilíbrio para a utilização destes recursos tecnológicos com otimização de dose. O teste de qualidade de imagem do protocolo NEMA-2001 foi desenhado para simular estudos de corpo inteiro para os dois modos de aquisição e por esse motivo serviu como método para o nosso trabalho, de modo que pacientes não foram irradiados desnecessariamente.

A análise dos testes realizados mostrou que o modo 2D tem melhor contraste para as esferas “quentes”. Resultado análogo foi obtido por Bettinardi et al.⁽¹⁶⁾ e Mawlawi et al.⁽⁹⁾, que avaliaram o desempenho de um sistema de PET/CT do mesmo modelo que o utilizado no presente estudo e o consideraram eficiente para a realização de exames nos dois modos de aquisição.

Tabela 3 Estimativas pontuais e intervalar* dos coeficientes de concordância kappa generalizado.

Modo de aquisição	Coefficiente de concordância	Tipo de concordância†
2D-4-min	0,506 [0,288;0,724]	Moderada
3D-2-min	0,696 [0,478;0,914]	Substancial
3D-4-min	0,725 [0,507;0,942]	Substancial

* Intervalo com 95% de confiança, segundo Fleiss⁽¹⁴⁾. † Tipo de concordância, segundo Landis e Koch⁽¹⁵⁾.

Tabela 4 Distribuição da visualização das esferas mostrando a correlação entre os modos de aquisição.

2D-4-min	3D-2-min	3D-4-min	Total	Porcentagem
Visível	Visível	Visível	13	48%
Não visível	Não visível	Não visível	4	15%
Não visível	Não visível	Visível	5	19%
Não visível	Visível	Visível	4	15%
Visível	Não visível	Visível	1	4%

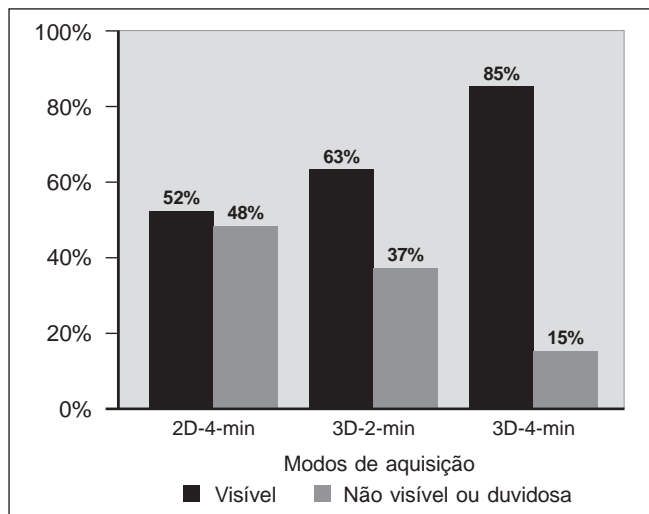


Figura 3. Distribuição dos escores. O gráfico demonstra a distribuição dos escores para cada modo de aquisição, segundo os observadores.

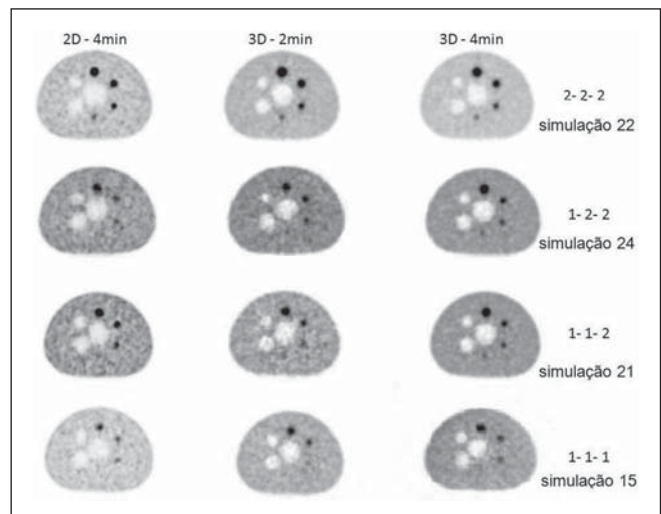


Figura 4. Padrões de imagem em diferentes simulações. A figura apresenta a variação da qualidade de imagem nos diferentes modos de aquisição, exemplificando a classificação atribuída para cada simulação.

Um ponto importante a ser considerado é que a massa corpórea do paciente pode influenciar na qualidade da imagem. El Fakhri et al.⁽¹⁷⁾, em seu artigo, concluíram que em equipamentos com cristais de BGO os modos 2D e 3D apresentam resultados similares para detecção de lesões de diferentes tamanhos, no entanto, o modo 3D tem melhor capacidade de detectar lesões em pacientes com índice de massa corpórea menor que 33, enquanto o modo 2D é melhor para pacientes com índice de massa corpórea maior que 34.

Estudo publicado por Visvikis et al.⁽¹⁸⁾ também demonstrou que em exames realizados em equipamento com cristais de BGO o modo de aquisição 3D tem qualidade similar ao modo 2D. Nesse estudo os autores observaram correlação entre a qualidade de imagem, o peso do paciente e o tempo de aquisição e demonstraram que o aumento do peso do paciente leva a uma perda progressiva da qualidade da imagem nos dois modos de aquisição, mas principalmente no modo 3D, em pacientes com mais de 70 kg de peso.

Lodge et al. compararam os modos de aquisição 2D e 3D em um PET com cristal de oxiorrossilicato de lutécio (LSO) e observaram que a aquisição em 3D teve melhor desempenho em virtude das características do cristal, permitindo a redução da dose e do tempo de aquisição⁽¹⁹⁾.

Apesar de equipamentos com cristais de LSO serem mais adequados para aquisição em 3D, o aumento do peso do paciente leva a uma perda da qualidade da imagem, e para compensar esse problema é necessário aumentar o tempo de aquisição⁽²⁰⁾.

Bettinardi et al. avaliaram o Discovery STE, equipamento com uma nova configuração dos cristais de BGO. Os autores concluíram que a grande vantagem da aquisição no modo 3D está no incremento da sensibilidade do sistema e na utilização de novos algoritmos de reconstrução, que permitiram a melhora da qualidade da imagem, da capacidade de detecção de lesões e acurácia, quando comparada à aquisição em 2D⁽²¹⁾.

Os resultados obtidos na presente investigação demonstraram uma moderada cor-

relação entre os modos de aquisição 2D-4-min, 3D-2-min e 3D-4-min quanto à visualização das esferas “quentes”, kappa generalizado = 0,444 [0,227;0,662], com destaque para a aquisição 3D-4-min, em que todas as esferas estavam visíveis o maior número de vezes (85%). A porcentagem de concordância dos observadores foi maior que nos demais modos de aquisição (88,9%), com um índice de kappa generalizado = 0,725 [0,507;0,942]. Esses resultados são importantes pois indicam que em equipamentos com cristais de BGO podemos utilizar o modo 3D em pacientes com o tórax de tamanho similar ao simulador. Com base nos resultados obtidos é possível estabelecer protocolos com menor atividade de FDG-¹⁸F, o que será muito útil para exames de pediatria.

CONCLUSÃO

O estudo experimental evidenciou que não há perda da qualidade da imagem quando utilizamos o modo 3D com a metade da atividade administrada. A aquisição em 3D-4-min permitiu a visualização das esferas na maior parte dos testes, o que possibilita a sua utilização como uma estratégia para reduzir a atividade de FDG-¹⁸F administrada a pacientes com biótipo similar ao *phantom*.

Os resultados obtidos sugerem que nos equipamentos de PET com cristal de BGO o modo de aquisição 3D-4-min proposto vai permitir a redução da atividade de radiação administrada e, conseqüentemente, menor irradiação do paciente, o que terá impacto principalmente na aplicação de PET em pediatria.

REFERÊNCIAS

1. Lomeña F, Soler M. Clinical application of PET. *Braz Arch Biol Technol*. 2005;48(no. spe 2):179–83.
2. Townsend DW, Beyer T, Blodgett TM. PET/CT scanners: a hardware approach to image fusion. *Semin Nucl Med*. 2003;33:193–204.
3. Hahn K, Pfluger T. Is PET/CT necessary in paediatric oncology? Against. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2006;33:966–8.
4. Stauss J, Franzius C, Pfluger T, et al. Guidelines for ¹⁸F-FDG PET and PET-CT imaging in paediatric oncology. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2008;35:1581–8.

5. Brix G, Lechel U, Glatting G, et al. Radiation exposure of patients undergoing whole-body dual-modality ¹⁸F-FDG PET/CT examinations. *J Nucl Med*. 2005;46:608–13.
6. Cálculo da dose efetiva. [acessado em 30 de julho de 2008]. Disponível em: <http://www.doseinfo-radar.com/RADARDoseRiskCalc.html>
7. Townsend DW. Physical principles and technology of clinical PET imaging. *Ann Acad Med Singapore*. 2004;33:133–45.
8. Schöder H, Erdi YE, Larson SM, et al. PET/CT: a new imaging technology in nuclear medicine. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2003;30:1419–37.
9. Mawlawi O, Podoloff DA, Kohlmyer S, et al. Performance characteristics of a newly developed PET/CT scanner using NEMA standards in 2D and 3D modes. *J Nucl Med*. 2004;45:1734–42.
10. GE Healthcare. DST PET-CT NEMA test procedures, applicable to Discovery ST. Direction 5159176-100, Revision 2. Walkesha: General Electric Company; 2006.
11. National Electrical Manufacturers Association. Standards Publication NU-2-2001: performance measurements of positron emission tomography. Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association; 2001.
12. Bussab WO, Morettin PA. Estatística básica. 5ª ed. São Paulo: Saraiva; 2006.
13. Neter J, Kutner MH, Nachtsheim CJ, et al. Applied linear statistical models. 4th ed. Boston: Irwin; 1996.
14. Fleiss JL. Statistical methods for rates and proportions. 2nd ed. New York: John Wiley; 1981.
15. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977;33:159–74.
16. Bettinardi V, Danna M, Savi A, et al. Performance evaluation of the new whole-body PET/CT scanner: Discovery ST. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2004;31:867–81.
17. El Fakhri G, Holdsworth C, Badawi RD, et al. Impact of acquisition geometry and patient habitus on lesion detectability in whole body FDG-PET: a channelized hotelling observer study [abstract]. *Nuclear Science Symposium Conference Record*, 2002 IEEE. 2002;3:1402.
18. Visvikis D, Griffiths D, Costa DC, et al. Clinical evaluation of 2D versus 3D whole-body PET image quality using a dedicated BGO PET scanner. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2005;32:1050–6.
19. Lodge MA, Badawi RD, Gilbert R, et al. Comparison of 2-dimensional and 3-dimensional acquisition for ¹⁸F-FDG PET oncology studies performed on an LSO-based scanner. *J Nucl Med*. 2006;47:23–31.
20. Halpern BS, Dahlbom M, Quon A, et al. Impact of patient weight and emission scan duration on PET/CT image quality and lesion detectability. *J Nucl Med*. 2004;45:797–801.
21. Bettinardi V, Mancosu P, Danna M, et al. Two-dimensional vs three-dimensional imaging in whole body oncologic PET/CT: a Discovery-STE phantom and patient study. *Q J Nucl Med Mol Imaging*. 2007;51:214–23.