

Avaliação dos parâmetros de reconstrução em imagens PET

AUTORIA

Rodrigo Modesto Gadelha Gontijo [*rodrigogadelhagontijo1@hotmail.com*] é tecnólogo em Radiologia, mestre em Radioproteção e Dosimetria e doutorando em Ciência e Tecnologia das Radiações, Materiais e Minerais [CDTN/CNEN]; **Andréa Vidal Ferreira** [*avf@cdtn.br*] é graduada em Física, mestre em Física e doutora em Engenharia de Materiais [UFOP]; **Juliana Batista Silva** [*silvajb@cdtn.br*] é graduada, mestre e doutora em Química [UFMG]; **Marcelo Mamede** [*mamede.m@gmail.com*] é Médico Nuclear e Doutor em Medicina Nuclear

RESUMO

A tomografia por emissão de pósitrons (PET) para pequenos animais é amplamente utilizada em estudos pré-clínicos e uma avaliação abrangente dos métodos de reconstrução e seus parâmetros faz-se necessária para otimizar as imagens obtidas. O objetivo é avaliar os métodos e parâmetros de reconstrução disponíveis no equipamento do CDTN/CNEN e as suas influências no teste de qualidade da imagem. Imagens PET foram adquiridas a partir de um simulador para qualidade da imagem preconizado no NEMA NU 4-2008. O simulador consiste em 3 regiões distintas e foi preenchido com ^{18}F de forma a representar um estudo de corpo inteiro. As imagens foram obtidas e reconstruídas pelo equipamento LabPET 4 da GE e tratadas nos *softwares* AMIDE e PMOD, utilizando os 3 métodos de reconstrução (FBP; MLEM e OSEM) com e sem alta resolução, quando aplicável. As imagens obtidas com os métodos iterativos MLEM e OSEM apresentam menor ruído quando comparadas às reconstruídas pelo método FBP, para qualquer número de iterações. Não há diferenças significativas entre as imagens resultantes dos diferentes métodos MLEM e OSEM e nem entre os programas de análise utilizados. Este estudo foi capaz de conhecer os parâmetros de reconstrução e suas influências na qualidade da imagem para auxiliar os usuários na escolha do método mais adequado para a rotina do serviço.

Palavras-chave:

Qualidade da Imagem; PET; NEMA.

ABSTRACT

Positron emission tomography (PET) for small animals is widely used in preclinical studies and a extensive evaluation of the reconstruction methods and their parameters is necessary to optimize the images obtained. The aim is to evaluate the reconstruction methods and parameters available in the CDTN / CNEN equipment and their influence on the image quality test. PET images were acquired from a simulator for image quality recommended in NEMA NU 4-2008. The simulator consists of 3 distinct regions and was filled with ^{18}F to represent a whole body study. The images were obtained and reconstructed by the LabPET 4-GE equipment and treated in AMIDE and PMOD software, using the 3 methods of reconstruction (FBP; MLEM and OSEM) with and without high resolution, when applicable. The images obtained with the iterative methods MLEM and OSEM present less noise when compared to those reconstructed by the FBP method, for any number of iterations. There are no significant differences between the resulting images of the different MLEM and OSEM methods neither between the analysis programs used. This work was able to know the reconstruction parameters and their influences on image quality to assist users in choosing the most appropriate method for the routine of the service.

Keywords:

Image Quality; PET; NEMA

1. INTRODUÇÃO

A importância da tomografia por emissão de pósitrons (PET) para pequenos animais tem aumentado durante as últimas décadas como uma ferramenta valiosa para estudar modelos animais de doenças humanas e contribuir no desenvolvimento de novos radiofármacos ou em estudos de novas aplicações de radiofármacos tradicionais [1]. Devido à ampla utilização e à disponibilidade comercial de equipamentos microPET, a National Electrical Manufacturers Association (NEMA) publicou sua recomendação padrão - NU 4/2008 [2], uma metodologia consistente e padronizada para medir pa-

râmetros de desempenho de PET para pequenos animais.

No Brasil, existem poucos microPET em uso e uma avaliação abrangente dos métodos de reconstrução e seus parâmetros faz-se necessária para otimizar as imagens obtidas, proporcionando melhor avaliação das análises qualitativas e quantitativas. Assim, o objetivo deste estudo é avaliar os métodos e parâmetros de reconstrução (FBP, MLEM e OSEM) disponíveis no equipamento - LabPET 4 (GE Healthcare Technologies, Waukesha, WI) do CDTN/CNEN e as suas influências no teste de qualidade da imagem (NEMA NU 4-2008).

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Todos os experimentos foram realizados no CDTN/CNEN, especificamente no Laboratório de Imagem Molecular (LIM) e com a colaboração da Unidade de Pesquisa e Produção de Radiofármacos (UPPR), que disponibilizou as fontes do ^{18}F -FDG.

Descrição do Sistema

A plataforma TriumphTM é um sistema pré-clínico dedicado à aquisição de imagens de pequenos animais como os roedores. O subsistema LabPET 4 (Figura 1) consiste de um pórtico estacionário com 1536 detectores. Ele emprega um anel detector de Avalanche Photo Diode (APD) que incorpora um conjunto de cintiladores LYSO

(Lutetium ítrio-oxi-silicato de sódio - $\text{Lu}_1.9\text{Y}_0.1\text{SiO}_5$) e LGSO (Lutetium gadolínio oxyorthosilicate - $\text{Lu}_0.4\text{Gd}_1.6\text{SiO}_5$), acoplados opticamente um após o outro [3].



Figura 1. Sistema de Operação LabPET do MicroPET (LIM/CDTN).

Parâmetro	Especificação
Material do Cristal Detector	Par acoplado de LYSO* and LGSO*
Dimensão do Cristal	2.0 x 2.0 x 14 mm ³
Nº de anéis detectores	16
Cristais por anel	64
Nº Total of Crystals	1536 (3072 - LYSO+LGSO)
Campo de Visão Axial (FOV)	37 mm

Tabela 1. Resumo das especificações técnicas do LabPET 4TM. [3]

Os algoritmos de reconstrução de imagens disponíveis no *software* que acompanha o LabPET 4 (CDTN/CNEN) são o retroprojeção filtrada (FBP - filtered backprojection) e os iterativos maximum likelihood expectation maximization (MLEM) e

ordered subset expectation maximization (OSEM). Adicionalmente, o sistema possui a opção de reconstruir as imagens com alta resolução utilizando tamanho do pixel de 0,25mm, ao invés de 0,5mm, como usado no modo habitual.

Simulador de Qualidade da Imagem (NEMA NU4-2008)

O simulador para avaliar a qualidade da imagem (QI) utilizado neste trabalho (Figura 2), é composto por um cilindro de material à base de polimetilmetacrilato (PMMA). Este simulador é dividido em 3 regiões distintas para analisar aspectos na qualidade da imagem, discriminadas na Tabela 2 abaixo e representadas esquematicamente nas Figuras 3 e 4.

Regiões	Representação
1 5 Hastes com diferentes diâmetros	a - Figura 3
2 Uniforme – Central	b – Figura 3
3 2 Câmaras frias (sem radiação)	c – Figure 3

Tabela 2. Regiões do Fantoma de Qualidade da imagem.



Figura 2. Simulador NEMA para Qualidade da Imagem.

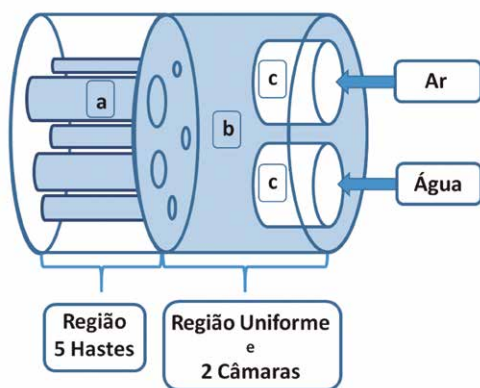


Figura 3. Representação esquemática (1) do simulador de qualidade da imagem.

A primeira região (a) do corpo do simulador é sólida, com 5 hastes/cilindros preenchíveis com diâmetros de 1, 2, 3, 4 e 5 mm. Estas hastes são importantes para determinar o coeficiente de recuperação (CR), definido como a razão entre a concentração de atividade medida nas hastes e a concen-

tração de atividade medida na região principal, uniforme. [2]

A região uniforme, intermediária (b), é utilizada para determinar a concentração de atividade média, máxima e mínima e seu respectivo desvio padrão percentual (% DP) como uma medida do ruído. [2]

A terceira região (c) do corpo do fantoma consiste em uma câmara cilíndrica preenchível com 2 compartimentos também cilíndricos, um preenchido com ar e outro com água não radioativa. Estes dois compartimentos “frios” são utilizados para determinar a razão spillover (SOR) no ar e na água, definido como a concentração de atividade em cada compartimento frio relativo à concentração de atividade média na região central quente. [2]

Ambas as regiões RC e SOR são teoricamente limitadas entre 1 e 0, sendo que $0 < RC \leq 1$ e $0 \leq SOR < 1$. [6]

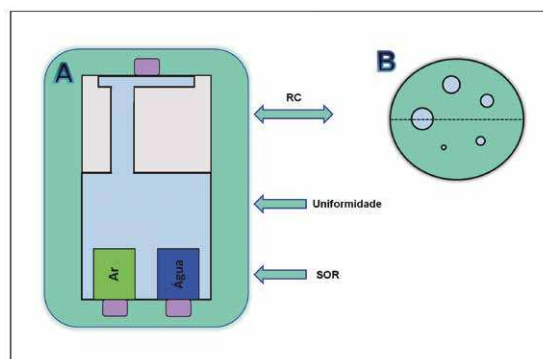


Figura 4. Representação esquemática (2) do simulador de qualidade da imagem.

Procedimentos de aquisição e tratamento das imagens

Todo o fantoma de QI, exceto câmaras frias, foi preenchido com 3,7 MBq (100 μ Ci) de ^{18}F -FDG (no início da varredura), para uma aquisição de 20 minutos. Foi colocado no centro do FOV e medido com o protocolo típico de imagem de corpo inteiro usado no LIM/CDTN (Figura 5).



Figura 5. Aquisição do Fantoma de Qualidade da Imagem no LabPET 4 – LIM/CDTN.

Antes da medição, o simulador foi limpo e verificado quanto a qualquer atividade remanescente do experimento anterior. Normalização e correções aleatórias foram aplicadas aos dados adquiridos antes da reconstrução da imagem.

As imagens foram obtidas e reconstruídas pelo equipamento LabPET 4 da GE e tratadas nos softwares AMIDE (Activity and Internal Dose Estimate) e PMOD (Technologies), uti-

lizando os 3 métodos de reconstrução (FBP; MLEM e OSEM) com e sem alta resolução (AR), quando aplicável. Um estudo comparativo entre os diferentes métodos e quantidade de iterações (i) (10i a 100i – em intervalos de 10 unidades –, 120i e 150i) foi realizado com intuito de obter o parâmetro de reconstrução que forneça a melhor imagem para análise de qualidade da imagem no equipamento em estudo.

RESULTADOS

Uniformidade

A Figura 6 apresenta imagens típicas da região central do fantoma, onde é realizado o teste de uniformidade,

e seus respectivos perfis lineares para os dois softwares utilizados.

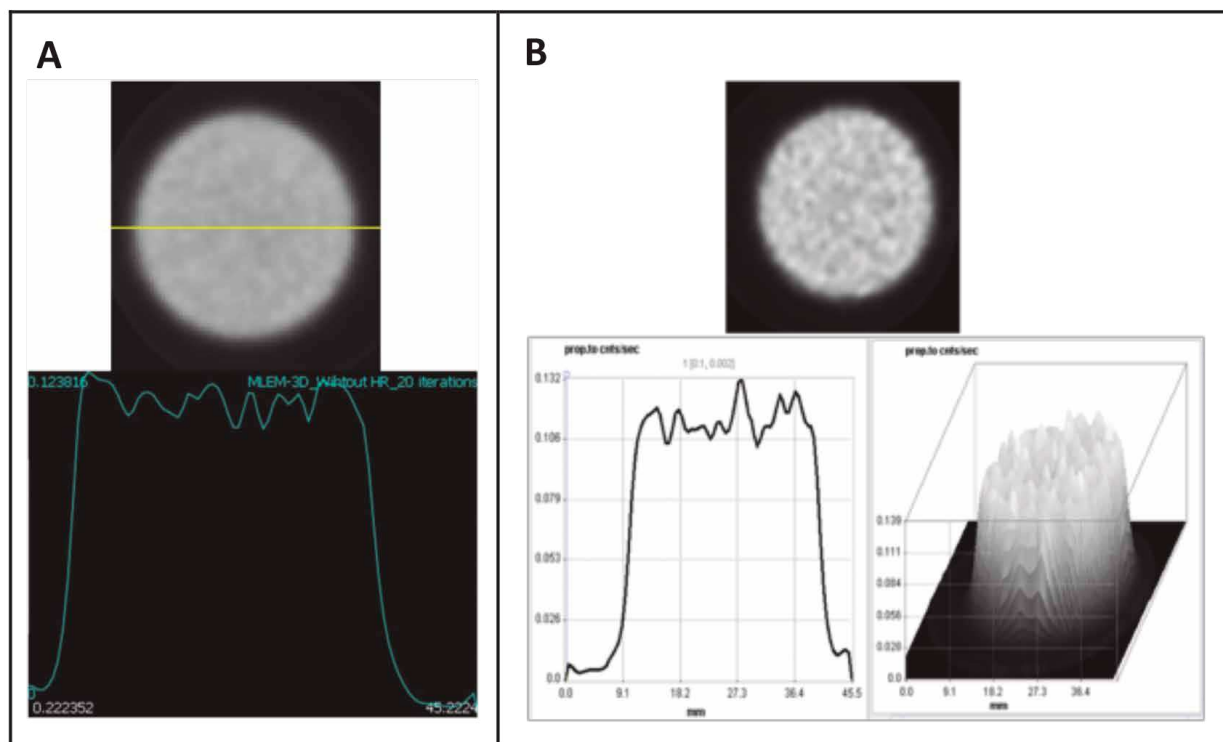


Figura 6. A) Imagem do plano transversal da região uniforme (acima) e o perfil linear através da região uniforme do fantoma QI-NEMA (abaixo), utilizando AMIDE. B) Imagem do plano transversal da região uniforme (acima) e o perfil linear através da região uniforme e respectivo gráfico 3D do fantoma QI-NEMA (abaixo), utilizando PMOD.

Os resultados para uniformidade média (kBq/mL), obtidos com os métodos iterativos MLEM e OSEM, com e sem alta resolução, com diferentes quantidades de iteração, estão representados na Figura 7, para os softwares usados AMIDE e PMOD respectivamente.

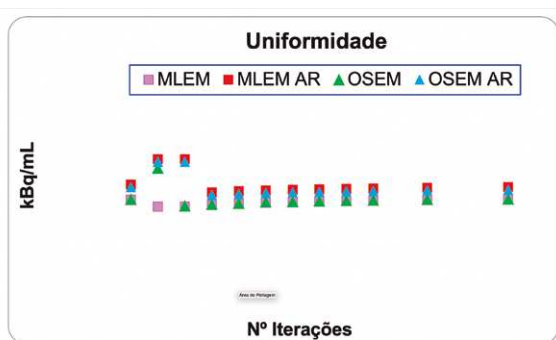
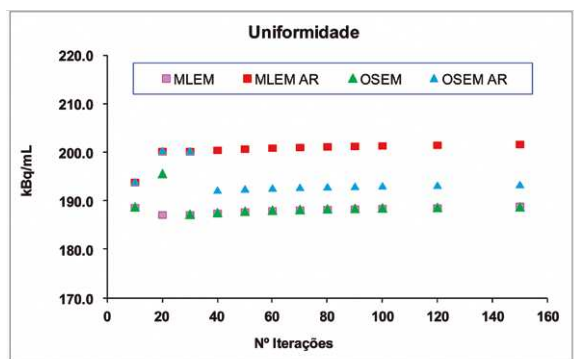


Figura 7. Uniformidade (MLEM e OSEM, sem e com Alta Resolução). Nota: (10i a 100i – intervalos de 10 unidades; 120i e 150i). AMIDE e PMOD respectivamente.

Os desvios padrão percentuais da uniformidade obtidos para os 3 métodos de reconstrução podem ser visualizados na Figura 8.

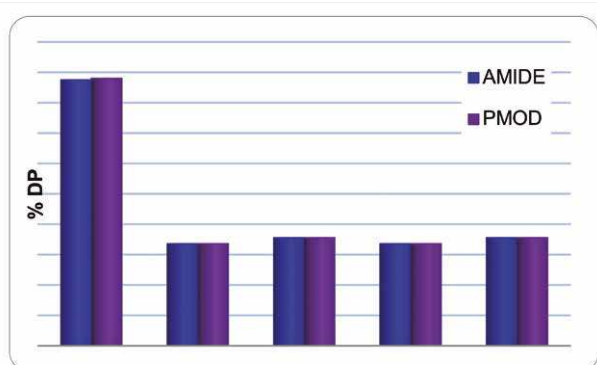


Figura 8. Desvios padrão percentuais da uniformidade para FBP; MLEM e OSEM, sem e com Alta Resolução para os diferentes programas.

Razão Spillover

A Figura 9 apresenta uma imagem transversal típica do fantoma QI, mostrando a região das 2 câmaras frias, onde foi avaliado o parâmetro razão spillover (SOR).

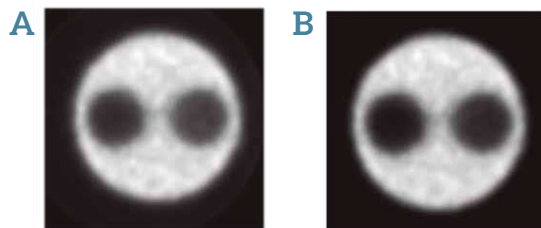


Figura 9. Imagem do simulador QI-NEMA mostrando o plano transverso da região de 2 câmaras frias. A) AMIDE. B) PMOD.

Os resultados de SOR obtidos para os métodos iterativos MLEM e OSEM, com e sem alta resolução e diferentes quantidades de iteração estão representados a seguir, na Figura 10, usando o software AMIDE e PMOD respectivamente.

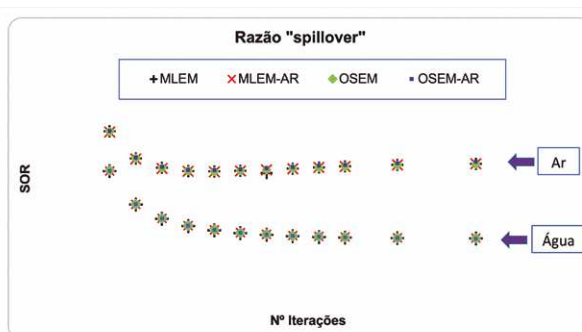
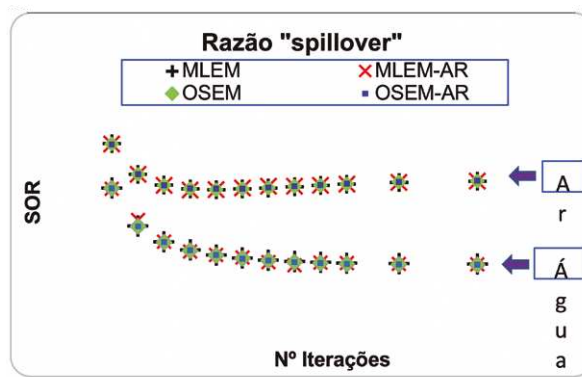


Figura 10. SOR para Ar e Água (MLEM e OSEM, sem e com AR); Nota: (10i a 100i – intervalos de 10 unidades; 120i e 150i). AMIDE e PMOD respectivamente.

Coeficientes de Recuperação

A Figura 11, a seguir, representa uma imagem típica da região das 5 hastes distribuídas radialmente com diferentes diâmetros, região essa onde são realizadas as análises de coeficientes de recuperação.

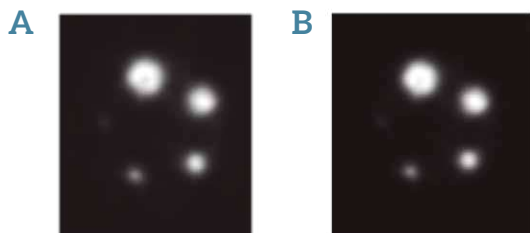


Figura 11. Imagem do simulador QI-NEMA mostrando o plano transversal da região de 5 hastes. Nota: A) AMIDE. B) PMOD.

Os resultados dos coeficientes de recuperação obtidos para o método analítico e métodos iterativos MLEM e OSEM com e sem alta resolução, com 20 iterações, estão representados na Figura 12 utilizando o programa AMIDE e PMOD respectivamente.

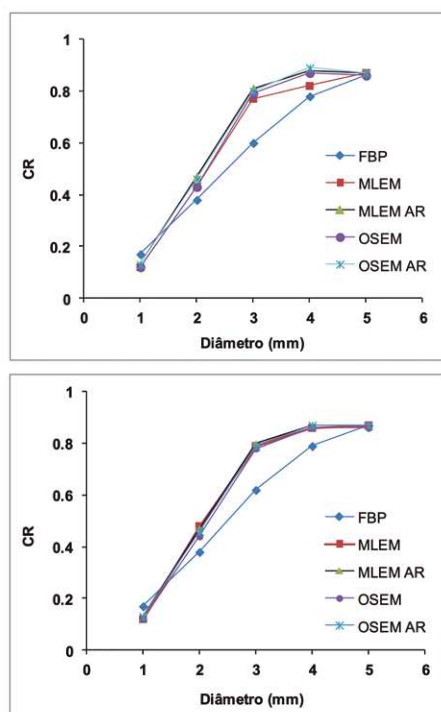


Figura 12. CR (FBP; MLEM e OSEM, sem e com AR – 20i) AMIDE e PMOD.

DISCUSSÃO

O método de reconstrução analítico apresentou maior desvio percentual (FBP: 14,4 %STD) para a região uniforme quando comparado aos métodos iterativos (MLEM e OSEM: 6,7 %STD;).

Os valores (SOR) das razões entre câmaras frias (Água e Ar) e região quente (uniforme) permanecem praticamente estáveis após 20 iterações (0,12 para a água e 0,26 para o ar),

mas em contrapartida o desvio padrão percentual aumenta constantemente.

Os coeficientes de recuperação para diâmetros de 1 a 5 mm variam de 0,17 a 0,86 pelo método FBP; 0,07 a 0,83 e 0,09 a 0,84 pelo método MLEM sem e com alta resolução, respectivamente, com 10 iterações; 0,30 a 0,98 e 0,36 a 0,99 pelo método MLEM sem e com alta resolução, respectivamente, com 150 iterações; 0,08 a 0,85 e 0,08 a 0,86 pelo método OSEM sem e com alta resolução, respectivamente, com 10 iterações; 0,30 a 0,94 e 0,34 a 0,97 pelo método OSEM sem e com alta resolução, respectivamente, com 150 iterações.

Observou-se também que não há diferenças significativas entre as imagens resultantes dos diferentes métodos iterativos MLEM e OSEM e nem entre os programas de análise utilizados.

CONCLUSÃO

As imagens obtidas com os métodos de reconstrução iterativos MLEM e OSEM apresentam menor ruído quando comparadas às imagens reconstruídas pelo método FBP, para qualquer número de iterações. Os resultados demonstram também que uma maior quantidade de iterações pode ser útil para recuperar atividade de estruturas pequenas, mas ao custo de maiores incertezas. Este estudo foi capaz de conhecer os parâmetros de reconstrução e suas influências na qualidade da imagem para auxiliar os usuários na escolha do método mais adequado para a rotina do serviço.

REFERÊNCIAS

1. R. Yao, R. Lecomte, E. Crawford. "Small-Animal PET: What is it, and why do we need it?" *Journal of Nuclear Medicine Technology*. Vol. 40 n°3, pp.157-165 (2011).
2. National Electrical Manufacturers Association. "Performance Measurements of Small Animal Positron Emission Tomographs". Rosslyn VA; 2008 Standards Publication NU 4-(2008).
3. GE Healthcare Technologies, "Triumph Service Guide Technical Publication". Revision Draft 6, Copyright. <http://www.gehealthcare.com> (2011).
4. M. A. Tretault, et al. "System architecture of the LabPET small animal PET scanner" *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol.55, pp. 2546-2550, (2008).
5. R. Fontaine, et al. "The hardware and signal processing architecture of LabPETTM, a small animal APD-based digital PET scanner" *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. 56, pp. 3-9, February (2009).
6. J. A. Disselhorst, et al. "Image-Quality Assessment for several Positron Emitters using the NEMA NU 4-2008 Standards in the Siemens Inveon Small-Animal PET Scanner" *The Journal of Nuclear Medicine*. Vol. 51 n°4, pp. 610-617. April (2010).
7. H. Zaidi and O. Ratib. "NEMA NU-04-based Performance Characteristics of the LabPET-8TM Small Animal PET Scanner" *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*. pp. 3654-3660 (2011).