

## Caracterização de feixes de TC utilizando Espectrometria Compton

Ricardo A. Terini<sup>1</sup>, Denise Y. Nerssissian<sup>1</sup>,  
Maria Carolina S. Campelo<sup>1</sup> e Elisabeth M. Yoshimura<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratório de Dosimetria das Radiações e Física Médica (LDRFM),  
Instituto de Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil.

### Resumo

É essencial obter espectros dos raios X em tomografia computadorizada (TC), visando obter parâmetros que caracterizam a qualidade do feixe e o desempenho do equipamento. Entretanto, os fluxos de fótons em TC são demasiado elevados para se medir os espectros diretamente com detectores comuns. Neste trabalho, foi projetado um espectrômetro Compton, com um detector de telureto de cádmico (CdTe), para obter o espectro de feixes de TC, a partir da medição do espectro do feixe espalhado a 90° por uma haste de polimetil-metacrilato (PMMA). Um programa de computador foi desenvolvido em MatLab®, usando o formalismo de Waller-Hartree, para reconstruir os espectros incidentes no espalhador, a partir dos espectros dos feixes espalhados medidos. Medições no LDRFM, com feixes padronizados de TC, mostraram que o espectro reconstruído é semelhante ao do feixe medido diretamente. A influência da blindagem e da espessura do espalhador foram investigadas. O sistema foi testado em um scanner GE 690, permitindo posicionamento na mesa de exames e alinhamento com lasers, refinado por radiografia do sistema. Com o sistema adequadamente blindado, os espectros obtidos apresentaram valores de camada semi-redutora (CSR) compatíveis com aqueles medidos em testes de controle de qualidade e valores de kVp com precisão suficiente para avaliar a calibração em tensão do scanner.

**Palavras-chave:** Espectrometria Compton, tomografia computadorizada, detector de CdTe, feixes espalhados.

### Abstract

*Obtaining the energy spectra of computed tomography (CT) X-ray beams is essential, helping to obtain parameters that characterize beam quality and equipment performance. However, CT photon fluxes are too high to have the spectra measured directly with common photon counting detectors. In this work, a Compton spectrometer was designed, with Al-Pb-Al collimators and shields, as well as a cadmium telluride (CdTe) detector to get the spectrum of CT beams, from the measurement of the spectrum of a beam scattered at 90° by a polymethyl-methacrylate (PMMA) rod. A MatLab® computer code was developed, using the Waller-Hartree formalism, to reconstruct the spectrum of the incident beam, from the measured scattered beam spectrum. Tests at IF-USP Laboratory of Radiation Dosimetry and Medical Physics with standard CT beams showed that the reconstructed spectrum is alike the directly measured beam. Shielding influence and scatterer thickness were investigated. The system was tested in measurements on a GE 690 CT scanner, showing practical positioning on the exam table, and alignment with CT lasers refined by scan projection radiography. Spectra obtained with the properly shielded system presented values of half-value layer (HVL) compatible with those measured in QC tests and kVp values with accuracy to evaluate the scanner voltage calibration.*

**Keywords:** Compton spectrometry, computed tomography, CdTe detector, scattered beams.

### 1. Introdução

Desde a década de 1970, a tomografia computadorizada (TC) vem revolucionando o diagnóstico por imagens. O contínuo desenvolvimento tecnológico introduziu as varreduras helicoidal e *multislice* (multi-cortes), aumentando a velocidade e a qualidade das imagens obtidas. Isso permitiu, por exemplo, o desenvolvimento da TC em tempo real, útil em estudos cardíacos, angiogramas, fluoroscopia por TC, entre outros.

No entanto, apesar dos benefícios, existe uma preocupação crescente com as doses de radiação recebidas pelos pacientes nesses procedimentos<sup>1,2</sup>. Numa radiografia comum, as

doses em órgãos variam de 1 a 20 mGy. Os procedimentos de TC, porém, resultam em doses em órgãos na faixa de 10-100 mGy.

Assim, é urgente avaliar com precisão as doses de radiação em TC assim como envidar esforços para controlá-las. O conhecimento dos espectros é fundamental para caracterizar melhor os feixes de TC e, também, para otimizar o projeto e o uso desse tipo de sistema, visando o equilíbrio entre qualidade de imagem e dose no paciente.

Usualmente, os feixes de raios X são caracterizados determinando-se a tensão de aceleração dos elétrons (kVp) e a 1ª. e 2ª. camadas semi-redutoras (CSR<sub>1</sub> e CSR<sub>2</sub>, respectivamente). Entretanto, a especificação mais completa das características desses feixes é dada por sua

distribuição espectral. Este tipo de medição nem sempre é viável na prática clínica e mesmo em certos laboratórios devido à falta de equipamento adequado, tempo suficiente ou conhecimento e prática.

Os espectros de raios X podem ser obtidos a partir de medições diretas dos feixes incidentes ou indiretamente através de feixes espalhados em um ângulo conhecido. Como o feixe primário de um scanner de TC clínico é muito intenso, a medição direta de seu espectro de energias pode danificar o espectrômetro ou produzir um espectro distorcido por empilhamento de pulsos ou devido às perdas pelo tempo morto elevado.

Vários pesquisadores<sup>3,4</sup>, no passado, mediram o espectro de feixes de raios X de equipamentos clínicos por meio de espectrometria Compton, usando detectores de Ge e espalhadores de lucite ou carbono.

Mais recentemente, utilizaram-se detectores compactos de CdTe para esse tipo de medição<sup>5,6</sup>. Vieira *et al.*<sup>6</sup> descreveram os princípios de um espectrômetro Compton portátil, usando um espalhador de PMMA, relatando aplicações preliminares em laboratório para feixes de mamografia e radiologia. Duisterwinkel *et al.*<sup>7</sup>, além disso, construíram um espectrômetro portátil e aplicaram-no em TC.

No presente trabalho, descreve-se um espectrômetro Compton portátil construído no IF-USP baseado no modelo das refs. (6) e (7), com um detector de CdTe de 3x3 mm<sup>2</sup> convenientemente blindado, e sua aplicação para caracterizar diferentes feixes de raios X. Um conjunto de feixes padrões de TC, previamente caracterizados no LRDFM do IF-USP, teve seus espectros avaliados com medidas tanto de feixes diretos como de espalhados. Também se realizou a espectrometria de feixes de tomografia computadorizada clínica, após seu espalhamento a 90° por um cilindro fino de PMMA. Aperfeiçoamentos foram introduzidos no projeto e em sua aplicação. Foi testada a melhor forma de obter o posicionamento do equipamento no gantry do equipamento de TC, de forma rápida e precisa. A influência da espessura do espalhador, da blindagem, e do colimador, tanto no laboratório quanto no TC, foi também investigada para reduzir contagens espúrias e melhorar a precisão na reconstrução dos espectros incidentes. O processo de análise dos dados permite a avaliação experimental do ângulo efetivo de espalhamento. Parâmetros como CSR e kVp foram determinados por meio dos espectros e comparados com aqueles determinados em procedimentos usuais de CQ.

## 2. Materiais e Métodos

### 2.1. Projeto e calibração do Espectrômetro Compton.

O Espectrômetro Compton tem um detector Amptek XR-100T-CdTe como elemento central. O sistema é construído em uma base de alumínio de 62x41 cm<sup>2</sup> provida com quatro colimadores de Pb

(4 mm) recobertos por Al (2x2 mm) de 10x10 cm<sup>2</sup> cada, com um furo cônico central de 5 mm de diâmetro na entrada. A espessura de Al é suficiente para absorver os raios X característicos emitidos pelo Pb. Os colimadores são acoplados a trilhos que permitem variar suas posições mantendo o alinhamento. Outras placas similares assim como uma caixa de Al-Pb-Al servem de blindagem do detector contra radiação estranha ao processo. O espalhador é um cilindro de PMMA (C<sub>5</sub>H<sub>8</sub>O<sub>2</sub>)<sub>n</sub> com diâmetro de 10, 8, 6 ou 4 mm, fixado num soquete de Al (Fig. 1).



**Figura 1.** Espectrômetro Compton posicionado para medições de feixes do tubo de raios X Philips. O feixe incidente (seta azul) é colimado, espalhado a 90° pela haste de PMMA, e colimado de novo e, então, alcança o detector (dentro da blindagem)

Em quase todas as medições, um colimador de tungstênio (W) de espessura 2 mm, com orifício de diâmetro 2 mm, foi fixado a poucos milímetros da janela do detector, em um cilindro oco de aço inoxidável adaptado ao detector. O sistema de detecção foi calibrado em energia logo antes ou depois das medições com tubos de raios X, usando-se o mesmo ganho de amplificação. Dessa forma, o detector foi usado para medir espectros de raios X e  $\gamma$  de fontes radioativas de calibração (Am-241, Ba-133 e Eu-152). Curvas gaussianas foram, então, ajustadas pelo método de mínimos quadrados aos picos principais de tais espectros, de forma a obter os dados para construir a curva *Energia vs. Canal do Centróide* para a amplificação escolhida.

### 2.2. Determinação do ângulo de espalhamento e reconstrução dos espectros primários

Em cada sessão de medição, o espalhador era devidamente alinhado com a janela do tubo de raios X, e o detector era montado a 90° do feixe, alinhado com o espalhador. A tensão e o filtro necessários eram ajustados no sistema emissor para o feixe escolhido. A corrente do tubo era limitada para evitar empilhamento de pulsos e tempo morto excessivo no detector.

O espectro medido, calibrado em energia, era corrigido quanto à variação da eficiência do detector, escape de fotoelétrons e absorção nos materiais entre fonte e detector<sup>8</sup>.

Em seguida, o ângulo de espalhamento efetivo  $\theta$ , muito próximo de 90°, era avaliado, por meio de

um ajuste de gaussianas às linhas características  $K_{\alpha}$  e/ou  $K_{\beta}$  do espectro dos raios X espalhados, usando o método dos mínimos quadrados. Assim, a variação média da energia ( $E - E'$ ) devida ao efeito Compton pode ser usada para avaliar o ângulo  $\theta$  (eq. (1)) com precisão melhor do que a avaliação visual baseada na montagem experimental.

$$E' = E \left[ \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \right]$$

$$\therefore \theta = \cos^{-1} \left[ 1 - 511 \left( \frac{E - E'}{EE'} \right) \right] \quad (1)$$

onde  $\alpha = E/mc^2 = E(\text{keV})/511$ .

Os espectros medidos com o sistema descrito, são diferentes dos espectros dos feixes de raios X originais. A maioria dos fótons detectados é produto do espalhamento incoerente (Compton) de fótons do feixe original ao atingirem o cilindro de PMMA, e serem defletidos a  $90^\circ$  em relação à direção de incidência.

A reconstrução do espectro do feixe incidente foi feita considerando a energia dos fótons espalhados,  $E'$ , conforme a lei de deslocamento de Compton (eq (1)) e depende de  $E$  e  $\theta$ . Além disso, considerou-se que a variação de intensidade do feixe espalhado segue a seção de choque diferencial de Klein-Nishina, corrigida pela função de espalhamento incoerente do PMMA. Dessa forma, utiliza-se a aproximação de Waller-Hartree, que utiliza o Modelo Atômico Independente, em que os elétrons não são livres, mas estão ligados aos átomos<sup>9,6</sup>. Todo esse processo foi implementado em ambiente computacional MatLab®, em uma rotina denominada *Espalha*.

Após os cálculos, o programa fornece o espectro do feixe incidente em termos de taxa de kerma no ar e calcula a sua camada semirredutora.

### 2.3. Espectrometria Compton de feixes RQT

No LDRFM do IF-USP, o espectrômetro Compton foi utilizado para a medição do espectro de feixes padrões RQT<sup>10</sup> para TC, previamente caracterizados num equipamento Philips MCN 421 de potencial constante. Lasers e um banco ótico foram utilizados para o alinhamento.

Utilizaram-se duas geometrias de medição, para comparação: com feixes espalhados a  $90^\circ$  pelo espalhador de Lucite, e com feixes RQT diretos (sem espalhador), respectivamente, a 1 m e a 5 m do ponto focal do tubo (Figs. 1 e 2).

Medições foram feitas também com espalhadores de diferentes diâmetros, para comparação. Outros testes foram realizados para verificar a efetividade das blindagens do sistema.

### 2.4. Espectrometria Compton de feixes clínicos de TC

O sistema descrito foi aplicado em medições de feixes de raios X espalhados a  $90^\circ$  pelo espalhador de PMMA, em um scanner GE Discovery 690 (Fig. 3). Pés ajustáveis permitiram posicionamento prático na mesa de exames. O

alinhamento foi feito com lasers e refinado depois por radiografias do sistema. Neste caso, o tubo do scanner permanecia parado em um lado do gantry.

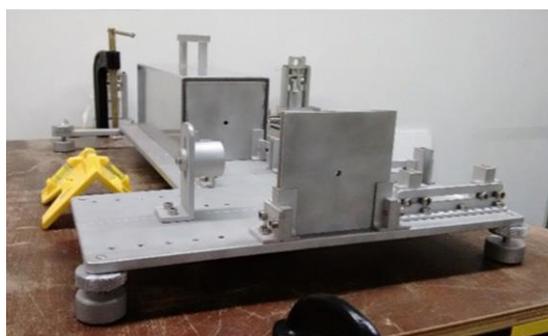


Figura 2: Espectrômetro de CdTe ajustado para medição direta do feixe emitido pelo tubo Philips, a 5 m do foco.

Alguns espectros foram obtidos ajustando a corrente no tubo de TC de forma que o tempo morto no detector fosse  $<10\%$ . Com o tubo fixo e usando largura do feixe de 8 mm e tempo de exposição de 2 s, foram feitas várias exposições consecutivas para acumular contagens suficientes para boa estatística de cada espectro. Usando espalhadores de PMMA de 10 a 6 mm de diâmetro, foram adquiridos espectros de feixes de raios X para 80, 100, 120 e 140 kV, com 10, 20 ou 50 mA.



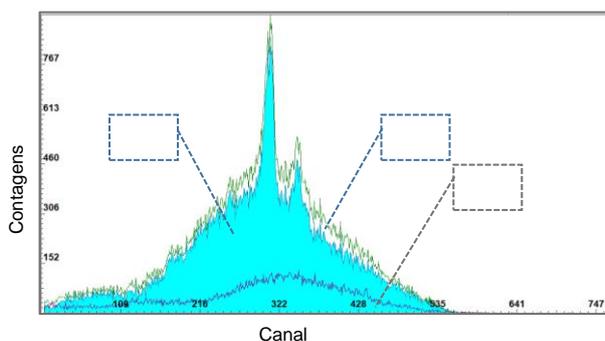
Figura 3: Espectrômetro Compton posicionado na mesa de exames, no centro do gantry, para medição de feixes de raios X do scanner GE - 690.

Tanto no LDRFM quanto no hospital, de cada espectro medido era subtraído outro, medido com a mesma técnica, mas substituindo o colimador de W do detector por um absorvedor de espessura 2 mm do mesmo material, para avaliar, e eliminar, contagens espúrias devido à transmissão de fótons através da placa do colimador (além do furo) e espalhamento nos materiais próximos. A Fig. 4 mostra um exemplo.

## 3. Resultados e Discussão

### 3.1. Espectros de feixes padrões RQT

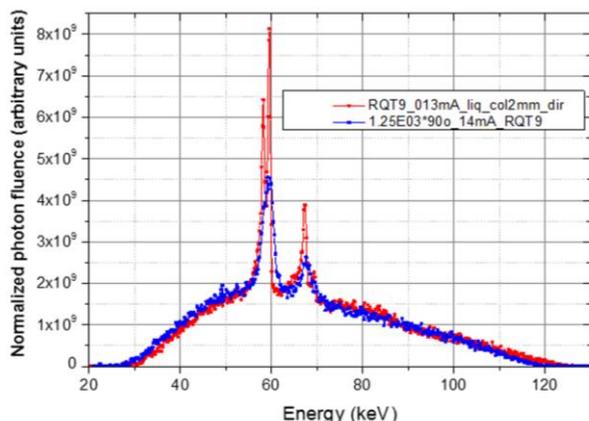
Foi possível verificar que, em geral, a forma relativa dos espectros e a resolução dos picos não variam significativamente para as diferentes espessuras do espalhador de PMMA, embora a intensidade medida do feixe espalhado aumente com o diâmetro do espalhador.



**Figura 4:** Espectros medidos com o espectrômetro Compton no LDRFM para 120 kV – 13 mA, espalhador de 8 mm, com: (a) colimador de 2 mm de W; (b) absorvedor de 2mm de W; (c) Espectro (a) líquido (azul).

Após o processo de reconstrução, os espectros dos feixes RQT espalhados pelos cilindros de PMMA de 4 e 6 mm ficaram muito semelhantes entre si. No entanto, houve redução considerável na amplitude para os espectros obtidos com os cilindros mais espessos, que não são totalmente irradiados, devido ao limite do diâmetro do furo do colimador (5 mm).

A Figura 5 apresenta a comparação entre espectros medidos no LDRFM de um feixe direto (a 5 m, após correção adequada) e um espalhado (a 1 m, após processos de correção e reconstrução), ambos de 120 kV. Os espectros aparecem normalizados para a mesma área. Como mostra a Figura, após o processo da reconstrução do espectro do feixe incidente, o espectro obtido é muito semelhante ao espectro do feixe medido diretamente, exceto, em particular, nos picos de raios X característicos.



**Figura 5:** Comparação entre espectros de feixes RQT 9 (120 kV) medidos com o espectrômetro de CdTe (i) diretamente (0,13 mA, a 5 m do foco) e (ii) após espalhamento a 90° (14 mA, com 1 m entre foco e espalhador), ambos depois de, corrigidos. O espectro do feixe incidente e depois espalhado foi ainda reconstruído usando o programa *Espalha*. Os espectros aparecem normalizados para a mesma área.

No espectro dos feixes espalhados, os picos são mais largos do que nos diretos devido ao chamado *perfil Compton*, (1,0(1) keV FWHM para o pico  $K\alpha_1$  reconstruído - de energia 53,02 keV - e 0,8 keV para o pico medido diretamente). O aumento da largura observada deve-se a alguns fatores: (i) a resolução em energia do detector (~0,7 keV para 60 keV); (ii) o alargamento da energia devido à

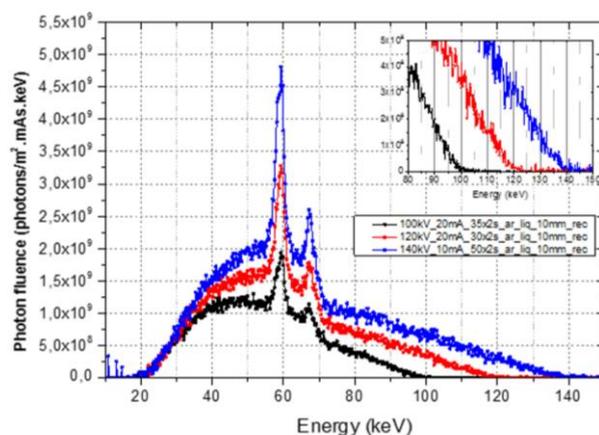
geometria de irradiação (~0,3 keV); e (iii) o deslocamento Doppler devido à distribuição não-nula de velocidades dos elétrons no espalhador, contribuição principal ao perfil Compton<sup>6</sup>.

Nos espectros, os valores avaliados da CSR<sub>1</sub> foram: 8,5 mmAl (feixe espalhado após correção e reconstrução) e 9,6 mmAl (feixe direto corrigido).

Por outro lado, medições com o espectrômetro Compton sem as blindagens de Al-Pb revelaram evidências de incidência de radiação direta do tubo que importaram num acréscimo de até 26% nas contagens para um feixe RQT 10.

### 3.2. Espectros dos feixes clínicos de TC

A Fig. 6 mostra, como exemplo, três espectros de feixes do tomógrafo GE 690 para 100, 120 e 140 kV, obtidos usando o espectrômetro Compton com espalhador de 10 mm, após a correção e reconstrução computacionais descritas antes. Cada espectro foi obtido a partir de várias exposições de 2 s, até se atingir boa estatística. Assim, foram realizadas 35 exposições para 100 kV, 30 para 120 kV e 50 para espectro de 140 kV.



**Figura 6:** Espectros de 100, 120 e 140 kV: medidos a 90° com a direção de incidência no espalhador, usando o espectrômetro Compton (com blindagem adequada do detector), após processamento dos dados para correção e reconstrução dos espectros primários.

Os valores de CSR determinados a partir dos espectros reconstruídos de 100, 120 e 140 kV foram, respectivamente, 5,10, 6,19 e 7,02 mm Al, diferindo em menos de 3% dos valores obtidos com câmara de ionização, na margem de incerteza. A parte final dos espectros reconstruídos (vide inserção na Fig. 6), permite determinar o valor do kVp com precisão suficiente para avaliar a calibração em tensão do scanner<sup>11</sup>.

### 5. Conclusões

Um espectrômetro Compton baseado num detector de CdTe foi construído no IF-USP e aplicado na medição de feixes de raios X usados em TC. Testes clínicos e em laboratório confirmaram a efetividade da blindagem de Al-Pb do sistema, que reduz a influência de radiação espúria a menos de 4% do total medido.

Os resultados também mostraram que para medidas absolutas, um espalhador de menor espessura é mais adequado; para medidas em tempos menores (como na clínica, para análise da forma do espectro, da CSR e do kVp), as espessuras maiores podem ser usadas.

Devido às características dos scanners de TC, várias exposições são necessárias para levantar cada espectro, mas o tempo total de aquisição não é, normalmente, superior a 2 minutos, dependendo do modelo do equipamento. Assim, o espectrômetro Compton pode ser aplicado às verificações periódicas de TC, junto com outros testes comuns de CQ.

O processo de reconstrução computacional, baseado na rotina "Espalha" para MatLab®, é rápido e fácil de implementar em um notebook, além de ser suficientemente preciso para garantir a análise quantitativa.

### Agradecimentos

Ao ICESP, pela utilização do equipamento de TC, e ao CNPq pelo suporte parcial a este trabalho por meio de bolsa DTI-1, processo nº. 380362/2016-3. O trabalho teve suporte do INCT de Metrologia das Radiações na Medicina (CNPq e FAPESP).

### Referências

1. Smith-Bindman R *et al.* Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch. Intern. Med.* 2009; 169(22): 2078-86.
2. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), Sources and Effects of Ionizing Radiation, UNSCEAR 2008 Report, vol. I, Annex A: Medical Radiation Exposures, NY, 2010.
3. Yaffe M, Taylor KW, Johns HE, Spectroscopy of diagnostic X-rays by a Compton-scatter method, *Med.Phys.* 1976; 3:328–34.
4. Matscheko G, Ribberfors R, A Compton scattering spectrometer for determining X-ray photon spectra. *Phys. Med. Biol.* 1987; 32: 577–594.
5. Maeda K, Matsumoto M, Taniguchi A, Compton-scattering measurement of diagnostic X-ray spectrum using high-resolution Schottky CdTe detector. *Med. Phys.* 2005; 32: 1542–47.
6. Vieira AA, Linke A, Yoshimura EM, Terini RA, Herdade SB, A portable Compton spectrometer for clinical X-ray beams in the energy range 20 150keV, *Appl. Rad. Isot.* 2011; 69: 350-7.
7. Duisterwinkel HA, Van Abbema JK, Van Goethem MJ, Kawachimaru R, Paganini L, Van Der Graaf ER, Brandenburg S, Spectra of clinical CT scanners using a portable Compton spectrometer. *Med. Phys.* 2015; 42: 1884-93.
8. Tomal A, Santos JC, Costa PR, Lopez Gonzales AH, Poletti ME. Monte Carlo simulation of the response functions of CdTe detectors to be applied in x-ray spectroscopy. *Appl Radiat Isot* 2015; 100:32–7. doi:10.1016/j.apradiso.2015.01.008.
9. Hubbell JH, Veigele WJ, Briggs EA, Brown RT, Cromer DT, Howerton RJ. Atomic form factors, incoherent scattering functions, and photon scattering cross sections. *J Phys Chem Ref Data* 1975;4:471–538. doi:10.1063/1.555523.
10. International Atomic Energy Agency (IAEA) Dosimetry in Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series n° 457. IAEA, Vienna, 2007.
11. Terini RA, Pereira MAG, Künzel R, Costa PR, Herdade SB. Comprehensive analysis of the spectrometric determination of voltage applied to X-ray tubes in the radiography and mammography energy ranges using a silicon PIN photodiode. *Br J Radiol* 2004; 77:395–404. doi:10.1259/bjr/32514512.

### Contato:

Ricardo A. Terini  
 Laboratório de Dosimetria e Física Médica  
 Instituto de Física da USP  
 Rua do Matão, 1371, CEP 05508-090  
 Cidade Universitária, São Paulo - Brasil  
 E-mail: [rterini@if.usp.br](mailto:rterini@if.usp.br)