

# Quantificação do Efeito Anódico em simulação por Método de Monte Carlo (MCNP-5) de um aparelho de raios X de radiodiagnóstico

## Quantification of the anode effect by Monte Carlo method (MCNP-5) simulation of a X-ray generator in diagnostic radiology

Rodrigo S. Giarola<sup>1</sup>, Talita S. Coelho<sup>1</sup>, Marco A. R. Fernandes<sup>2</sup>, Victor A. B. Ribeiro<sup>3</sup> e Helio Yoriyaz<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Centro de Engenharia Nuclear, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN-CNEN/SP) – São Paulo (SP), Brasil.

<sup>2</sup>Departamento de Dermatologia e Radioterapia da Faculdade de Medicina da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" (UNESP) – Botucatu (SP), Brasil.

<sup>3</sup>Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (USP) – São Paulo (SP), Brasil.

### Resumo

O método de Monte Carlo é um método estocástico de simulação numérica; sua aplicação se estende a qualquer situação descrita em função densidade de probabilidade através de um gerador de números aleatórios. Este método tem se tornado uma ferramenta padrão para cálculos de grandezas de interesse nas áreas de terapêutica e diagnóstica da Física Médica. Quando aplicado ao transporte de radiação ionizante, pode-se estimar, através de um grande número de eventos, o fluxo ou densidade das partículas. O efeito anódico é um processo inerente da produção de radiação em aparelhos de radiodiagnóstico médico; este efeito é descrito como a variação da intensidade e do número de fótons que interagem com diferentes partes de um detector, como o filme radiográfico. Foram geradas duas simulações, com distâncias fonte-filme diferentes, a fim de comprovar a dependência da distância e o número de fótons que interagem com o filme. O resultado da simulação foi coerente com o que a literatura descreve.

**Palavras-chave:** raios X, método de Monte Carlo, radiologia.

### Abstract

The Monte Carlo method is a stochastic method of numerical simulation; its application extends to any situation described in the probability density function, using a random number generator. This method has become a standard tool for calculations of quantities of interest in the areas of diagnostic and therapeutic in medical physics. When applied to the transport of ionizing radiation, the flow rate or density of the particles can be estimated via a number of events. The anode effect is an inherent process in the production of radiation in a medical radiology apparatus; this effect is described as the variation of the intensity and number of photons that interact with different parts of a detector, such as the X-ray film. Two simulations were generated, with different film-source distances, in order to demonstrate the dependence of the distance and the number of photons that interact with the film. The simulation result was consistent with what the literature describes.

**Keywords:** X-rays, Monte Carlo Method, radiology.

### Introdução

A radiação ionizante produzida por tubos de raios x em radiodiagnóstico se dá por um processo onde o filamento do cátodo é aquecido, liberando elétrons termoionicamente acelerados em direção ao anodo, devido à grande diferença de potencial aplicada ao anodo e ao catodo. Os elétrons interagem com os átomos do alvo (anodo) e parte da energia dos elétrons é convertida em raios X, que são produzidos como radiação característica ou de freamento<sup>1</sup>.

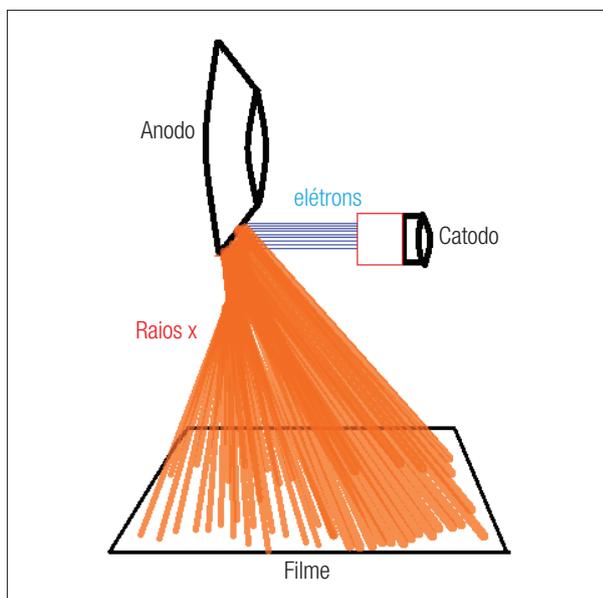
O anodo possui uma inclinação, variando de 5° a 20°, com a finalidade de direcionar o feixe de raios X; como consequência da angulação há uma distribuição não uniforme do espalhamento da radiação<sup>2</sup>, como pode ser observado na Figura 1.

O efeito anódico, também conhecido como efeito *hell*, descreve um fenômeno que é justificado pela inclinação do anodo. A não uniformidade do feixe de raios X é muito estudada e utilizada na radiologia, já que o corpo humano possui diferentes espessuras e o entendimento desse efeito pode e deve otimizar a relação dose *versus* diagnóstico<sup>2,3</sup>.

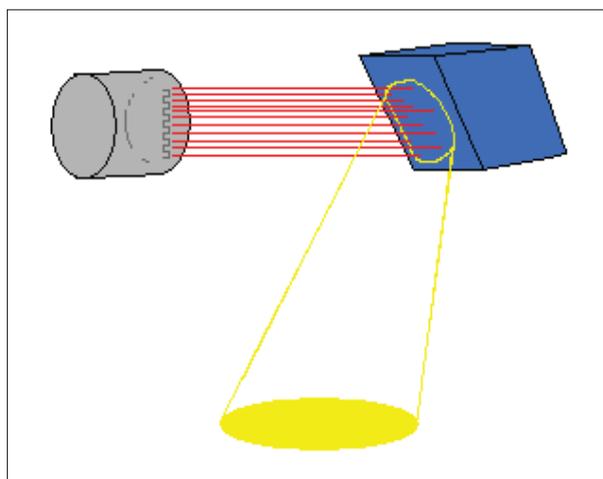
**Autor correspondente:** Rodrigo Sanchez Giarola – Centro de Engenharia Nuclear - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (CEN-IPEN) – Avenida Lineu Prestes, 2.242, Cidade Universitária (USP) – CEP: 05508-000 – São Paulo (SP), Brasil – E-mail: chancez@hotmail.com

A literatura descreve que a variação do feixe de raios X na extremidade anódica pode ser até 30% menor do que a intensidade do feixe da extremidade catódica, em filme de 24x30 cm, com distância fonte filme de 100 cm. É descrito que o efeito anódico fica mais evidenciado em anodos com angulação menor que 12°<sup>4,5</sup>.

Este estudo utilizou a ferramenta computacional MCNP-5, baseado no método de Monte Carlo, que consiste na simulação de um problema matemático de forma estocástica, e sua aplicação se estende a qualquer problema descrito em termo de uma função densidade-probabilidade, através de um gerador de números aleatórios usado para amostrar diferentes eventos. Este método pode ser aplicado para qualquer geometria, mesmo aquelas onde as condições de contorno são desconhecidas, tornando o método especialmente útil, embora custoso por ser recursivo, nesta classe de problemas<sup>6-9</sup>.



**Figura 1.** Distribuição não uniforme dos raios X devido ao efeito anódico.



**Figura 2.** Representação 3D da produção de raios X (corpo focal, alvo e campo de radiação).

## Material e Métodos

Um tubo completo de um equipamento de raios X médico foi modelado, sendo o alvo de tungstênio com angulação de 16°, escolheu-se essa angulação porque a maioria dos novos aparelhos de radiodiagnóstico possui esse *setup*. Foi modelada uma superfície de 28x30 cm, subdividida em 80 quadrados de mesma área. O número de histórias da simulação foi da ordem de 10<sup>7</sup>, sendo calculado o número de contagens (interações) com cada quadrado.

A modelagem no código MCNP-5 foi desenvolvida para que as dimensões e características de um tubo de raios X convencional fossem preservadas. A Figura 2 ilustra um campo de radiação gerado pela interação dos elétrons acelerados do cátodo para o anodo (alvo de tungstênio).

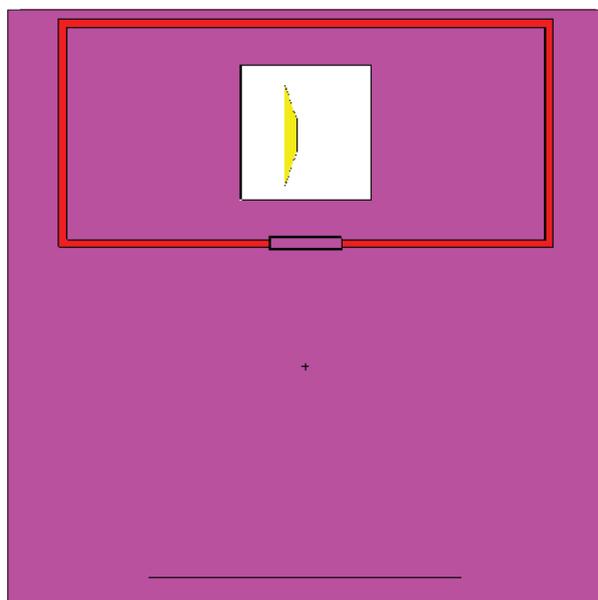
As Figuras 3 e 4 foram geradas pela extensão *Vised* do MCNP5, e mostram o esquema 2D do sistema simulado.

A configuração mostra o dispositivo de contagem a 40 cm do foco; porém, foram simuladas duas configurações, nas quais a única variação foi a distância do dispositivo de contagem ao foco; na primeira simulação, este foi localizado a 40 cm do foco, e na segunda simulação a 100 cm do foco.

## Resultados

O *tally* #F4 foi definido para a simulação de cada uma das células descritas na Figura 4, com o intuito de se obter, em cada parte selecionada, o fluxo e a energia dos fótons que interagiram com cada célula.

As Tabelas 1 e 2 mostram o número de fótons que interagiram com cada célula definida na Figura 4.



**Figura 3.** Esquema do aparato completo com o dispositivo de contagem centralizado no eixo primário, plano yx.

Os dados fornecem 2 gráficos de distribuição em três dimensões, Gráficos 1 e 2, respectivamente.

A energia de cada fóton que interagiu com o dispositivo foi calculada. Esses dados de energia em keV podem ser observados nos Gráficos 3 e 4.

67	77	87	97	1007	1017	1027	1037	1047	1057
66	76	86	96	1006	1016	1026	1036	1046	1056
65	75	85	95	1005	1015	1025	1035	1045	1055
64	74	84	94	1004	1014	1024	1034	1044	1054
63	73	83	93	1003	1013	1023	1033	1043	1053
62	72	82	92	1002	1012	1022	1032	1042	1052
61	71	81	91	1001	1011	1021	1031	1041	1051
60	70	80	90	1000	1010	1020	1030	1040	1050

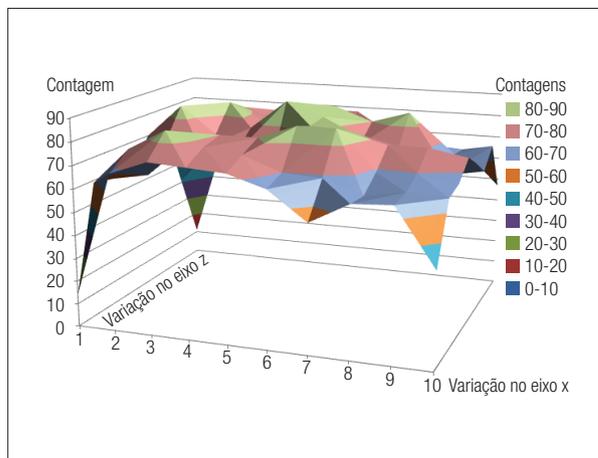
**Figura 4.** Dispositivo de contagem de interações, com o número de cada célula definido, plano xz.

**Tabela 1.** Dispositivo de contagem a 40 cm do alvo, número de interações com cada célula, plano xz.

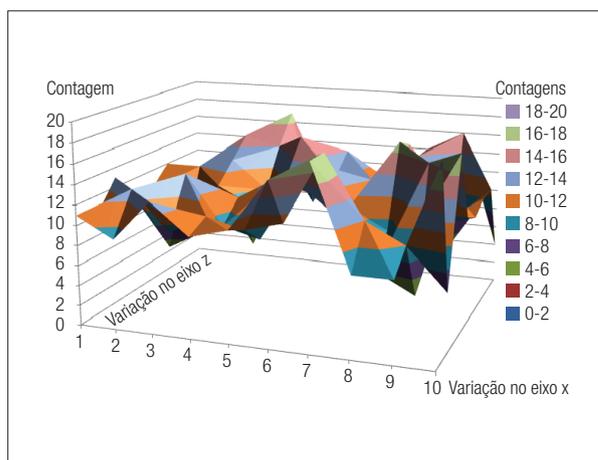
14	68	74	73	72	67	55	64	65	41
59	75	84	78	76	70	69	63	66	65
57	60	74	80	80	86	86	69	70	67
55	71	69	69	67	83	82	77	77	74
70	85	73	77	90	84	73	73	70	68
71	81	85	77	75	86	80	85	58	61
41	70	80	74	71	71	74	68	64	69
11	63	70	76	78	78	60	63	63	47

**Tabela 2.** Dispositivo de contagem a 100 cm do alvo, número de interações com cada célula, plano xz.

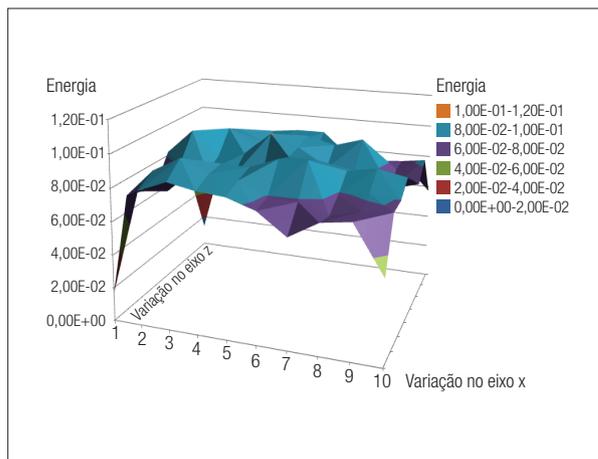
11	9	13	10	11	16	18	8	8	19
10	13	9	11	10	11	18	12	10	6
13	9	14	9	8	14	11	6	4	18
10	5	7	11	13	12	11	9	16	11
10	5	11	5	13	14	10	17	9	10
12	12	13	10	16	12	12	16	8	11
10	10	15	14	8	14	9	14	5	11
7	11	10	17	9	7	10	14	16	4



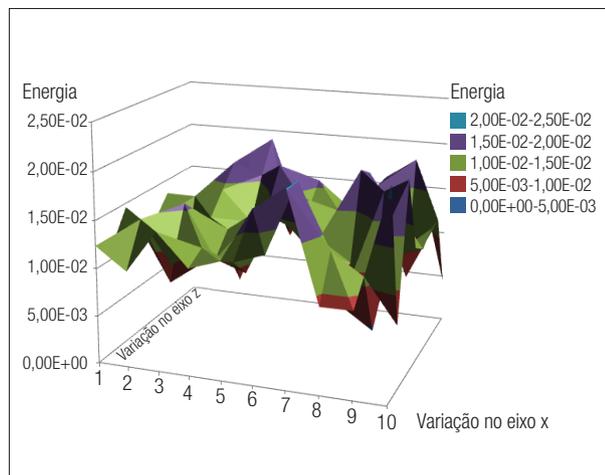
**Gráfico 1.** Gráfico de superfície 3D dos valores obtidos dos números de fótons que interagiram com cada célula do dispositivo de contagens, para a distância fonte-filme de 40 cm, no eixo xz.



**Gráfico 2.** Gráfico de superfície 3D para valores obtidos dos números de fótons que interagiram com cada célula do dispositivo de contagens, para a distância fonte-filme de 100 cm, no eixo xz.



**Gráfico 3.** Gráfico de superfície 3D para valores obtidos de energia dos fótons que interagiram com cada célula do dispositivo de contagens, para a distância fonte-filme de 40 cm, no eixo xz.



**Gráfico 4.** Gráfico de superfície 3D para valores obtidos de energia dos fótons que interagiram com cada célula do dispositivo de contagens, para a distância de 100 cm fonte-filme, no eixo xz.

Os dados obtidos convergem com o que a literatura descreve. Comprovou-se que o número de interações e a energia dos fótons, que interagem com o dispositivo, provindos da extremidade anódica, são menores que os fótons incidentes na extremidade catódica.

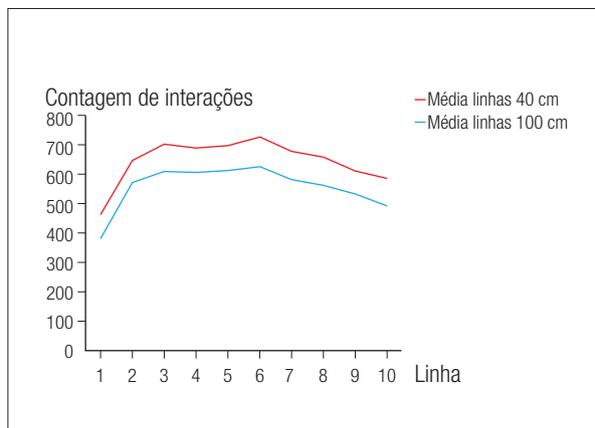
O feixe de radiação teve uma variação menor que os 30% descritos pela literatura, pois a angulação do anodo simulado foi de 16°, e esse valor de 30% é descrito para ângulos menores que 12°.

A média de interações por colunas para a distância de 40 cm foi de 576 fótons, enquanto a energia média dos fótons que interagiram com as colunas para 40 centímetros foi de 0,664 keV. A média de interações por colunas para a distância de 100 cm foi de 89 fótons, enquanto a energia média dos fótons que interagiram com as colunas para 100 cm foi de 0,0996 keV.

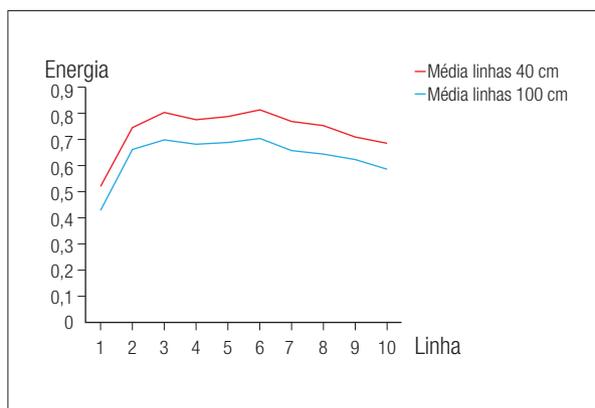
A diferença do número de interações da coluna mais próxima da extremidade catódica para a coluna mais próxima da extremidade anódica foi de 23,17% para a distância de 40 cm, enquanto que para a distância de 100 cm foi de 7,5%.

A diferença da energia dos fótons da coluna mais próxima da extremidade catódica para a coluna mais próxima da extremidade anódica foi de 24,36% para a distância de 40 cm, enquanto que para a distância de 100 cm foi de 7,90%.

Os Gráficos 5 e 6 mostram a relação da média das colunas do dispositivo de contagem pelos valores de contagem de interações e de energia dos fótons, respectivamente:



**Gráfico 5.** Número de contagem de interações dos fótons com a média das colunas do dispositivo de contagem, para as distâncias fonte-filme de 40 e 100 cm.



**Gráfico 6.** Energia dos fótons incidentes por colunas relacionada com as distâncias fonte-filme de 40 e 100 cm.

## Discussão e Conclusões

Os dados obtidos e estudados foram coerentes com o que a literatura descreve. O efeito anódico pode ser vantajoso na aquisição de imagens radiológicas.

A partir dos princípios da proteção radiológica, a qualidade da imagem deve estar relacionada à mínima exposição à radiação (princípio ALARA)<sup>3,4,7</sup>. Em alguns exames de radiologia o efeito anódico pode ser benéfico, já que o corpo humano possui espessuras diferentes, devendo a parte mais espessa do paciente ser posicionada na extremidade catódica do tubo de raios X.

## Agradecimentos

À CAPES, pela concessão de bolsa de estudos a Rodrigo Sanchez Giarola.

## Referências

1. Podgorsak EB. Technical Editor. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA). Vienna; 2005.
2. Johns HE, Cunningham JR. The Physics of Radiology . Springfield, Illinois: Charles C. Thomas Publisher; 1983.
3. Scaff LAM. Física da Radioterapia. A base analógica de uma era digital. São Paulo: Editora Projeto Saber; 2010.
4. Okuno E, Yoshimura EM. Física das Radiações. São Paulo: Editora Oficina de Textos, 2010.
5. Khan F. The Physics of Radiation Therapy. 4ª Ed. Baltimore, MD: Lippincott, Williams and Wilkins; 2003.
6. Briesmeister JF. MCNP: A General Monte Carlo N-particle Transporte Code. Version 4C. LA-13709-M. Los Alamos Scientific Laboratory. Los Alamos, New México; 2000.
7. Giarola RS. Estudo de parâmetros radiométricos e legislação sobre radioproteção em equipamentos de radiodiagnóstico. [Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação]. Botucatu: Curso (Bacharel em Física Médica) – Instituto de Biociências da UNESP de Botucatu; 2011.
8. Fernandes MAR, Kanezawa JS. Conceitos do controle de qualidade de equipamentos de raios-x para a proteção radiológica em serviços de saúde. UNIVERSITAS: Revista do Centro Universitário Católico Salesiano Auxilium. 2010;3:169-88.
9. Fernandes MAR, Giarola RS, Fernandes MHS, Silvestri A. Inter-comparative analysis of the measures instruments of radiation time and dose in dental radiology beams. 18<sup>th</sup> International Conference on Medical Physics, 2011, Porto Alegre- RS. Brazilian Journal of Medical Physics. 2011;5:134.