

Mô phỏng phổ tia X và các ảnh hưởng lên phổ bằng chương trình MCNP5

- **Trần Ái Khanh**

Đại học Tiền Giang

- **Võ Thị Thùy Dung**

Đại học Sư phạm TPHCM

- **Trương Thị Hồng Loan**

- **Mai Văn Nhơn**

Trường Đại học Khoa học Tự nhiên-ĐHQG

- **Đặng Nguyên Phương**

Viện Vật lý, Đại học Freiburg, CHLB Đức

(Bài nhận ngày 02 tháng 01 năm 2013, nhận đăng ngày 27 tháng 03 năm 2014)

TÓM TẮT

Việc xác định chính xác phổ bremsstrahlung phát ra từ ống phát tia X trong chẩn đoán X quang là cần thiết để có thể ước tính liều truyền qua bệnh nhân và cải tiến chất lượng hình ảnh của thiết bị. Trong bài báo này, chúng tôi sử dụng chương trình mô phỏng MCNP5 khảo sát

phổ tia X ứng với các điện thế 50, 70, 85, 125 và 150 kV. Bên cạnh đó, chúng tôi cũng khảo sát sự ảnh hưởng của bộ lọc, collimator, vật liệu làm anode lên phổ tia X. Các kết quả cho thấy sự phù hợp khá tốt với các phổ thực nghiệm thu được từ công trình của P.T. Talla và cộng sự (2009).

Từ khóa: Chẩn đoán X quang, bremsstrahlung, phổ tia X, MCNP5.

MỞ ĐẦU

Các máy phát tia X là một trong những thiết bị quan trọng trong việc ghi nhận hình ảnh hạt nhân. Việc hiểu rõ phổ tia X phát ra từ ống phát tia X là cần thiết để có thể đánh giá được chất lượng của hình ảnh ghi nhận và liều hấp thụ mà bệnh nhân nhận được trong quá trình chụp ảnh X quang. Phổ tia X phát ra có thể được đánh giá thông qua đo đạc thực nghiệm [1-2]. Tuy nhiên trong thực tế các phòng chụp X quang, việc đo đạc phổ tia X khó có thể thực hiện được do cần thiết phải có các thiết bị chuyên dụng mà không phải phòng chụp X quang nào cũng có thể đáp ứng được. Do đó thay vì đo đạc phổ thực nghiệm, ta có thể thu được phổ tia X thông qua các phương thức như xây dựng các mô hình thực nghiệm [3], bán thực nghiệm [4-5] hoặc mô phỏng Monte Carlo [6-11]. Dù cho các mô hình

thực nghiệm và bán thực nghiệm có khả năng xây dựng phổ X quang một cách nhanh chóng, chúng vẫn có những giới hạn về mặt cấu hình thiết bị khiến cho không thể nào áp dụng một cách linh hoạt. Trong khi đó, phương pháp Monte Carlo cho thấy khả năng mô tả phổ tia X một cách chính xác ngay cả đối với các cấu hình phức tạp. Hơn nữa phương pháp Monte Carlo còn có thể mô tả đóng góp của các hạt thứ cấp, một điều mà hầu như các mô hình thực nghiệm lẫn bán thực nghiệm hiện nay vẫn chưa thể thực hiện một cách chính xác được.

Trong công trình này, chương trình mô phỏng Monte Carlo MCNP5 [12] được sử dụng để mô phỏng cấu hình của một máy X quang và từ đó khảo sát sự ảnh hưởng của các thành phần cấu tạo như bộ lọc, collimator, vật liệu anode lên

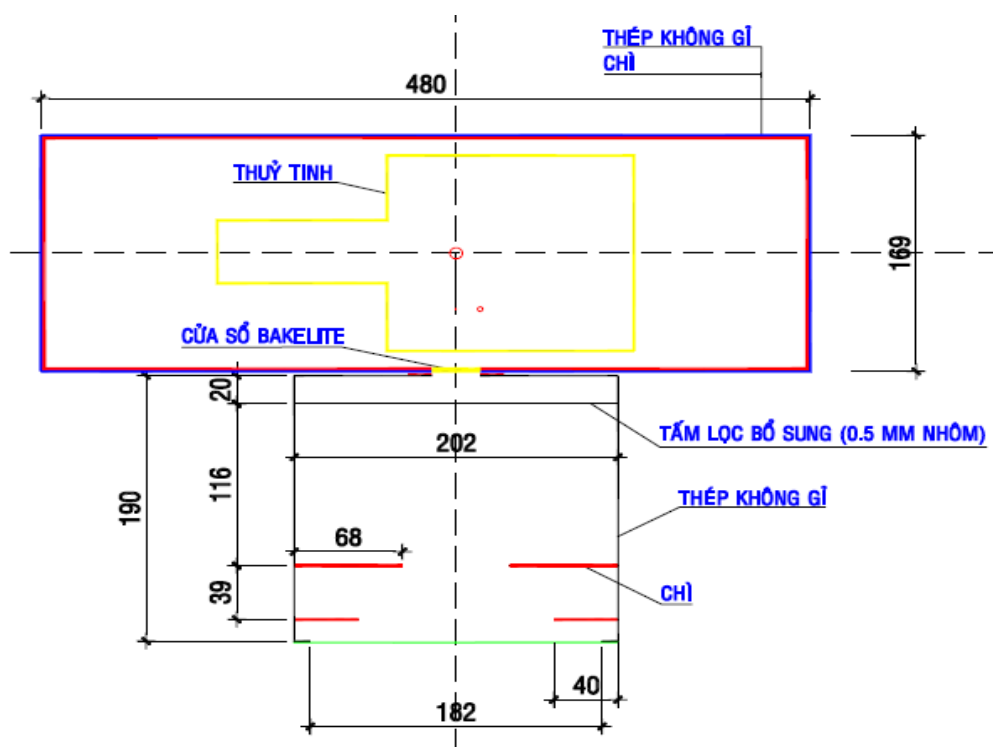
phổ tia X phát ra. Máy X quang được chọn ở đây là máy X quang thường quy anode xoay nhãn hiệu RADspeedM của hãng Shimadzu, Nhật Bản. Hiện đang được sử dụng tại Bệnh viện Nhi đồng I Tp.HCM. Kết quả thu được từ chương trình MCNP5 được so sánh với kết quả thực nghiệm của nhóm P.T. Talla [13].

VẬT LIỆU VÀ PHƯƠNG PHÁP

Cấu hình máy X quang

Máy X quang nhãn hiệu RADspeedM của hãng Shimadzu, Nhật Bản (Hình 1) được khảo sát là loại X quang thường quy có anode xoay. Trường chiếu 35 cm × 35 cm tại khoảng cách 65cm tính từ tâm bóng, điện thế cực đại 150 kV, dòng cực đại 5,6 A. Anode nghiêng 16°, vật liệu

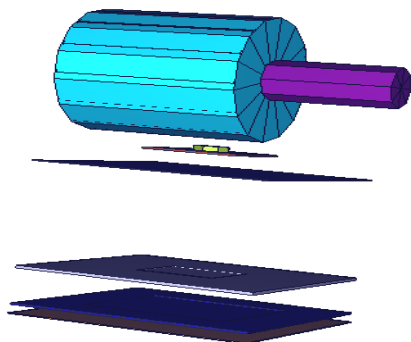
dùng làm anode là hợp chất của Vonfram – Rheni với bề dày khoảng 1,3 mm, tiếp theo là lớp Molybden dày 5-11 mm. Bộ lọc gồm bộ lọc sẵn có (*inherent filter*) có bề dày tương đương 1mm Al và bộ lọc bổ sung (*additional filter*) có bề dày tương đương 0,4 mm Al. Loại collimator R-20J được sử dụng gồm 3 lớp chì. Lớp chì thứ nhất (*inner leaf*) gồm 4 lá chì cố định có vai trò làm giảm bức xạ “*off focus*”, lớp chì thứ hai (*middle leaf*) gồm 4 lá chì di động dày 2 mm đóng vai trò loại bỏ các bức xạ rò rỉ. Lớp chì thứ 3 (*front leaf*) gồm 4 lá chì dày 3 mm, nằm mặt dưới collimator đóng vai trò chính trong việc xác định trường chiếu.



Hình 1. Cấu hình máy X quang.

Mô phỏng máy X quang bằng chương trình MCNP5

Chương trình mô phỏng Monte Carlo MCNP5 [12] của Phòng Thí nghiệm Los Alamos (LANL) được sử dụng để mô phỏng cấu hình của máy X quang này. Mô hình 3D của máy được cho trong Hình 2 (được vẽ từ chương trình Visual Editor của MCNP5).



Hình 2. Mô hình máy X quang dưới dạng 3D

Trong công trình này, chùm photon bremsstrahlung phát ra từ các electron đập vào anode được mô phỏng. Nguồn electron đơn năng với kích thước nguồn dài 1,154 mm rộng 1,2 mm; 35 cm × 35 cm tại khoảng cách 65 cm tính từ tâm bóng. Mặt phẳng ghi nhận phổ tia X được đặt tại vị trí cách tâm nguồn phát 49,45 mm. Để ghi nhận phổ tia X, chúng tôi sử dụng tally F2 tính toán thông lượng trung bình qua một mặt:

$$\frac{W}{|\mu|A} \quad (1)$$

Trong đó: A: diện tích mặt (cm²);

W: trọng số hạt;

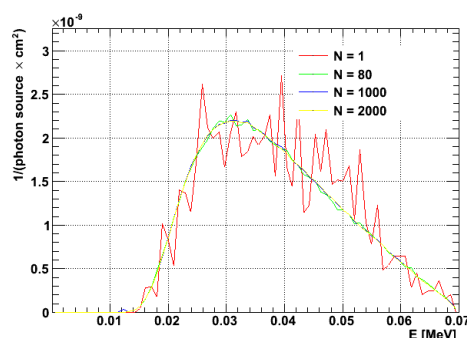
μ: cosin của góc giữa vectơ pháp tuyến và quỹ đạo của hạt.

Do việc mô phỏng vận chuyển electron trong vật chất tốn rất nhiều thời gian chạy chương trình, nên để rút ngắn thời gian chúng tôi đã áp dụng phương pháp không chế không gian vận chuyển hạt bằng cách điều chỉnh các trọng số của các vùng không gian sao cho trọng số của các

vùng không gian mà ở đó các electron không có khả năng tạo bremsstrahlung đóng góp vào chùm tia X phát ra sẽ được mang giá trị 0. Điều này có nghĩa là các electron sẽ bị triệt tiêu khi đi vào vùng không gian này. Bên cạnh đó, phương pháp phân chia bremsstrahlung cũng được sử dụng. Trong phương pháp này, ở mỗi tương tác phát bức xạ bremsstrahlung, electron sẽ phát ra N photon thay vì chỉ 1 photon như thông thường, mỗi photon sẽ có trọng số 1/N.

KẾT QUẢ VÀ THẢO LUẬN

Sau khi tăng số lượng photon bremsstrahlung trong MCNP, phổ tia X thu được mịn hơn và giá trị thống kê tốt. Chúng tôi khảo sát phổ tia X tương ứng với các giá trị N khác nhau nhằm thu nhận phổ tia X với giá trị sai số thống kê giảm đến dưới 1% so với sai số thống kê ban đầu lên đến 23% (Hình 3). Do đó, chúng tôi tiếp tục sử dụng giá trị này trong việc mô phỏng phổ ứng với các điện thế 50, 85, 125 và 150 kV.

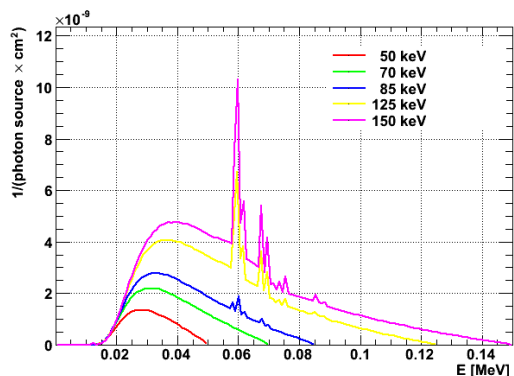


Hình 3. Phổ tia X điện thế 70 kV, số hạt phát 60 triệu tương ứng các giá trị N khác nhau.

Phổ tia X với các năng lượng keV khác nhau

Phổ thực nghiệm của nhóm tác giả P.T. Talla [13] cho biết đỉnh phổ ứng với các giá trị năng lượng 50, 70, 85, 125 keV với bin năng lượng là 1 keV. Phổ năng lượng 50 keV đỉnh phổ tương ứng với 26 keV so với giá trị mô phỏng là 25,7 keV; sai lệch 1%. Tương tự, phổ năng lượng 70 keV sai lệch 4% (P.T. Talla [13] 30 keV, mô phỏng 28,7 keV). Đối với phổ năng lượng 85

keV sai lệch 4% (P.T. Talla [13] 32 keV, mô phỏng 30,7 keV). Giá trị đỉnh phổ K_{α} và K_{β} của phổ Vonfram – Rheni được so sánh trong trường hợp phổ năng lượng 125 keV. Trong trường hợp này, sự sai lệch là 1% (P.T. Talla [13] K_{α} là 59 keV và K_{β} là 68 keV, mô phỏng K_{α} là 59,6 keV và K_{β} là 67,5 keV).



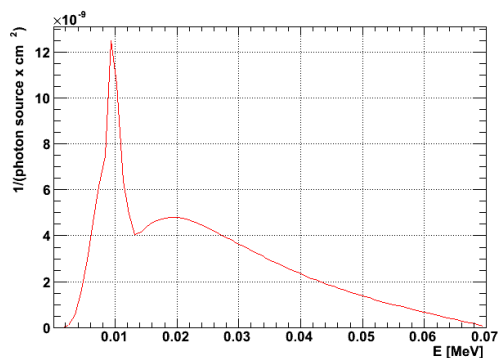
Hình 4. Phổ tia X với các năng lượng 50, 70, 85, 125, 150 keV.

So sánh phổ tia X với các bộ lọc

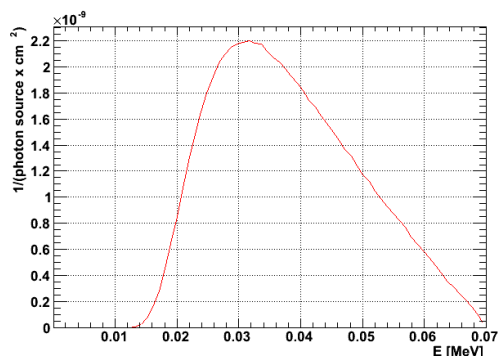
Các bộ lọc có chức năng lọc các tia X mang năng lượng thấp. Bộ lọc sẵn có (*inherent filter*) và bộ lọc bổ sung (*additional filter*). Đầu tiên, chúng tôi khảo sát phổ tia X khi không sử dụng cả 2 bộ lọc này (Hình 5a). Rõ ràng, khi không có sử dụng các bộ lọc vùng phổ tia X năng lượng thấp với xác suất ghi nhận photon là rất cao. Điều này gây nhiễu lên hình ảnh chụp X quang và bệnh nhân phải nhận liều chiếu vô ích. Tuy nhiên, khi sử dụng các bộ lọc thì phổ ghi nhận vùng năng lượng thấp được loại bỏ (Hình 5b). Hình 5c biểu diễn sự khác biệt khi sử dụng các bộ lọc và khi không sử dụng.

Vật liệu bia anode

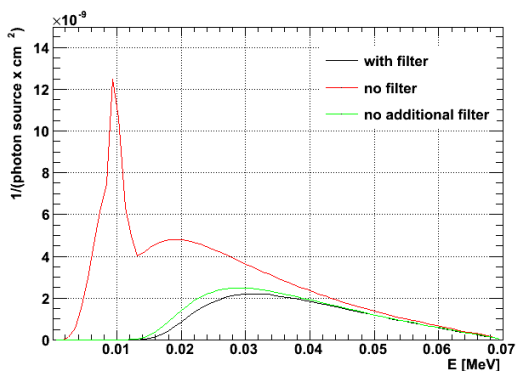
Hiệu suất phát tia X phụ thuộc vào số nguyên tử Z của vật liệu làm bia anode và động năng đến của electron đập vào bia. Thông thường, anode được làm từ Molybden (Z = 42), Rhodi (Z = 45), Vonfram (Z = 74) và Rheni (Z = 75).



Hình 5a. không sử dụng inherent và addition filter.

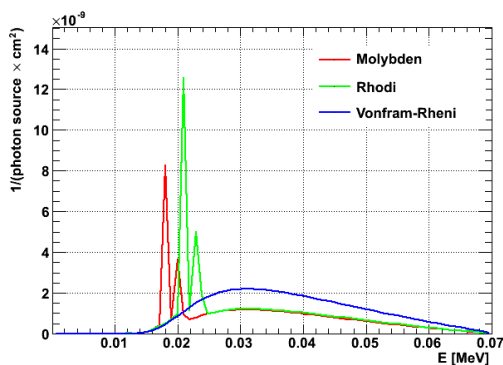


Hình 5b. sử dụng inherent và addition filter.



Hình 5c. Phổ tia X năng lượng 70keV qua các bộ lọc và và khi không sử dụng lọc.

Trong bài báo này, chúng tôi khảo sát bia anode với vật liệu là Molybden, Rhoni và hợp chất Vonfram-Rheni đối với năng lượng phổ tia X là 70 keV (Hình 6). Hợp chất Vonfram-Rheni cho hiệu suất ghi nhận phổ tia X vùng năng lượng cao là tốt nhất. Điều này là yêu cầu cần thiết trong X quang chẩn đoán.



Hình 6. Phổ tia X với anode được làm từ các vật liệu khác nhau

KẾT LUẬN

Trong bài báo này, chúng tôi sử dụng chương trình MCNP5 mô phỏng được phổ tia X của máy X quang thường quy tại Bệnh viện Nhi đồng 1, TP. Hồ Chí Minh tại các điện thế 50, 70, 85, 125

và 150 kV. Sau khi tăng số lượng photon bremsstrahlung lên gấp 2000 lần thì phổ thu nhận được có giá trị thống kê tốt. Ngoài ra, các vị trí của đỉnh phổ cũng được so sánh và sự phù hợp của các đỉnh phổ phù hợp với kết quả của nhóm tác giả P.T. Talla [13]. Phổ tia X khi sử dụng các bộ lọc và không sử dụng cũng được khảo sát trong bài báo này. Vật liệu làm bia anode là hợp chất Vonfram-Rheni được khảo sát cùng với anode được làm từ Molybden và Rhoni được so sánh chi tiết.

LỜI CẢM ƠN: Nhóm tác giả xin chân thành cảm ơn đến Kỹ sư Đình Văn Linh, Kỹ sư Trần Bảo Quốc đã giúp đỡ và chia sẻ nhiều kinh nghiệm trong công việc để chúng tôi hoàn thành việc mô phỏng và đo đạc thực nghiệm.

Investigation of tube parameters on X-ray spectra by MCNP5 code

- **Tran Ai Khanh**
Tien Giang University
- **Vo Thi Thuy Dung**
Ho Chi Minh City University of Pedagogy
- **Truong Thi Hong Loan**
- **Mai Van Nhon**
University of Science, VNU-HCM
- **Dang Nguyen Phuong**
University of Freiburg, Federal Republic of Germany

ABSTRACT

In diagnostic radiology, the determination of bremsstrahlung spectrum is essential for patient absorbed dose estimation and image quality improvement. In this paper, we surveyed the X-ray emission spectra of different peak voltages 50, 70, 85, 125 and

150 kV by using MCNP5 code. Besides, the effects of filter, collimator and anode material on X-ray spectra have also been investigated. The simulation results fairly agree with experimental spectra obtained by P.T. Talla et al. (2009).

Key words: Diagnostic X-ray, bremsstrahlung, X-ray spectrum, MCNP5.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1]. M. Matsumoto et al, Direct measurement of mammographic X-ray using a CdZnTe detector, *Medical Physics*, 27, 1490-1502 (2000).
- [2]. L.E. Antonuk et al, Empirical investigation of the signal performance of a high-resolution, indirect detection, active matrix flat-panel imager (AMFPI) for fluoroscopic and radiographic operation, *Medical Physics*, 27, 51-70 (1997).
- [3]. J.M. Boone, J.A. Seibert, An accurate method for computer-generating tungsten anode X-ray spectra from 30 to 140 kV, *Medical Physics*, 24, 1661-1670 (1997).
- [4]. R. Birch, M. Marshall, Computation of bremsstrahlung X-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge(Li) detector, *Physics in Medicine and Biology*, 24, 505-517 (1979).
- [5]. M.M. Blough et al, Calculated mammographic spectra confirmed with attenuation curves for molybdenum, rhodium, and tungsten targets, *Medical Physics*, 25, 1605-1012 (1998).
- [6]. M.N. Boone et al, Secondary radiation in transmission-type X-ray tubes: Simulation, practical issues and solution in the context of X-ray microtomography, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, A661, 7-12 (2012).
- [7]. I. Jerez-Sainz, A. Pérez-Rozos, A.M. Lallena, Monte Carlo analysis of the degradation of the spectrum produced by an X-ray tube in conventional radiography, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, A580, 518-521 (2007).
- [8]. U. Bottigli et al, Voxel-based Monte Carlo simulation of X-ray imaging and spectroscopy experiments, *Spectrochimica Acta Part B*, 59, 1747-1754 (2004).
- [9]. R. Taschereau et al, A microCT X-ray head model for spectra generation with Monte Carlo simulations, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, A569, 373-377 (2006).
- [10]. F. Verhaegen, I.A. Castellano, Microdosimetric characterisation of 28 kVp Mo/Mo, Rh/Rh, Rh/Al, W/Rh and Mo/Rh mammography X-ray spectra, *Radiation Protection Dosimetry*, 99, 393-396 (2002).
- [11]. L.B. Omrane, An investigation of entrance surface dose calculations for diagnostic radiology using Monte Carlo simulations and radiotherapy dosimetry formalisms, *Physics in Medicine and Biology*, 48, 1809-1824 (2003).
- [12]. X-5 Monte Carlo Team, MCNP — A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5, Los Alamos National Laboratory (2003).
- [13]. Patrick Takoukam Talla et al, Exploiting the MEDIPIX2 detector for the reconstruction of the spectra, *Nuclear Instruments and Methods on Physics Research*, A607, 103-106 (2009).