

# Tính toán che chắn an toàn cho phòng chụp ảnh cắt lớp bằng chương trình MCNP5

- Trần Ái Khanh
- Cao Minh Thông
- Đặng Nguyên Phương
- Trương Thị Hồng Loan
- Mai Văn Nhơn

Trường Đại học Khoa học Tự nhiên, ĐHQG-HCM

(Bài nhận ngày 22 tháng 12 năm 2016, nhận đăng ngày 30 tháng 10 năm 2017)

## TÓM TẮT

Thiết kế che chắn cho phòng chụp ảnh cắt lớp (Computed Tomography - CT) là công việc cần thiết nhằm đảm bảo an toàn bức xạ cho kỹ thuật viên và công chúng. Trong bài báo này, chúng tôi tiến hành xác định giá trị CTDI (CT Dose Index) bằng thực nghiệm và sử dụng chương trình MCNP5 để xác định hệ số chuẩn

**Từ khóa:** phòng chụp CT, CTDI, che chắn, MCNP5

## MỞ ĐẦU

Ngày nay, phương pháp chụp CT là một trong những công cụ mạnh giúp có thể thấy được cấu trúc của cơ thể người với độ phân giải vị trí và độ tương phản cao. Mặc dù liều bức xạ trong quá trình chụp CT không cao so với quá trình xạ trị trên bệnh nhân nhưng việc sử dụng CT trong chẩn đoán hình ảnh tại các cơ sở y tế ngày càng tăng góp phần tăng liều bức xạ cho bệnh nhân, nhân viên y tế và cộng đồng. Vấn đề an toàn bức xạ được đặt ra khi thiết lập một phòng máy chụp CT. Theo TCVN 6561:1999 quy định về an toàn bức xạ ion hóa trong y tế, một phòng chụp CT phải đảm bảo về kích thước tối thiểu và bề dày các lớp che chắn đáp ứng tiêu chuẩn an toàn bức xạ.

Để thiết kế và đánh giá mức độ an toàn bức xạ của phòng chụp CT, đầu tiên cần phải khảo sát liều bức xạ của máy chụp CT trong mỗi ca chụp cũng như phân bố liều bức xạ bên trong phòng. Các liều bức xạ này bao gồm liều do chùm tia gây ra, liều tán xạ từ vật liệu xung quanh hay liều

hóa giữa mô phỏng và thực nghiệm, từ đó thực hiện khảo sát phân bố liều bên trong và bên ngoài phòng chụp CT khi kích thước phòng thay đổi. Ngoài ra, sự ảnh hưởng của photon tán xạ từ vật liệu che chắn đến bệnh nhân khi thu hẹp kích thước phòng cũng được khảo sát trong công trình này.

bức xạ rò (*leakage radiation*) [1-3]. Hiện nay, với sự hỗ trợ của máy tính và phương pháp Monte Carlo [4-7] có thể đánh giá liều bức xạ cũng như xác định được sự đóng góp của các thành phần vào liều tổng cộng gây ra cho bệnh nhân một cách dễ dàng. Đồng thời mức độ phân bố liều bên trong phòng chụp cũng như liều bức xạ qua các lớp che chắn cũng có thể được xác định.

Trong bài báo này, chúng tôi tiến hành mô hình hóa đầu bóng phát tia X của máy CT hãng Philips tại Bệnh viện Quân Y 175 bằng chương trình MCNP5. Ngoài ra, chúng tôi cũng sử dụng người giả PMMA đường kính 16 cm và buồng ion hóa bút chì Piranha của hãng RTI để xác định liều bức xạ trong không khí tại vị trí chùm tia trung tâm cũng như liều hấp thụ trong người giả PMMA. Từ đó, hệ số chuẩn hóa giữa chương trình MCNP5 và thực nghiệm tương ứng với các điện thế đỉnh 90 kVp, 120 kVp và 140 kVp có thể được xác định. Tiếp theo, tiến hành đánh giá mức liều hấp thụ qua các lớp che chắn của phòng chụp CT; phân bố liều xung quanh phòng chụp

CT khi thay đổi kích thước phòng để từ đó khảo sát mức độ đảm bảo an toàn bức xạ của các lớp che chắn khi kích thước phòng thay đổi.

## VẬT LIỆU VÀ PHƯƠNG PHÁP

### Thực nghiệm

Các thiết bị được sử dụng trong thực nghiệm bao gồm:

Máy CT Brilliance BigBore Oncology.

Đầu dò đo liều CT.

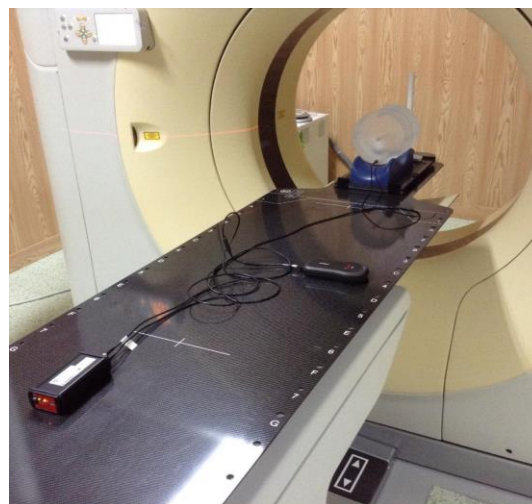
Thiết bị điện tử Piranha của hãng RTI, Thụy Điển.

Người giả PMMA đầu.

Đầu dò đo liều CT (CT Dose Profiler – CTDP) là một đầu dò dạng điểm được thiết kế vừa vặn để đưa vào các người giả chuẩn để đánh giá thiết bị chụp cắt lớp. Khi bề dày lát cắt không bị giới hạn thì người dùng có thể chọn đo liều CT bằng CTDP. Trong việc xác định giá trị CTDI thì có thể đặt nó tại tâm của người giả PMMA đầu (Hình 1). CTDP được thiết kế dùng chung với thiết bị Piranha.

CTDP (thiết bị của RTI, Thụy Điển) là một đầu dò có kích thước  $2 \times 2 \times 0,3$  mm được sử dụng để đo liều hấp thụ. Đầu dò được nối với thiết bị đo tia X (Piranha, RTI) và thông tin về liều được hiển thị trên thiết bị cầm tay.

Người giả PMMA (PolyMethyl MethAcrylate) đầu là một loại người giả đại diện cho phần đầu của của bệnh nhân với vật liệu là nhựa acrylic, đường kính 16 cm, chiều dài 15 cm. Người giả PMMA được đặt tại vị trí trung tâm chùm tia. CTDP lần lượt được chèn vào các vị trí trung tâm, 12 h, 3 h, 6 h và 9 h. Chế độ chụp bao gồm điện thế đỉnh 90, 120, 140 kVp cùng với ống chuẩn trực của chùm tia và bộ lọc hình nơ, dòng qua ống phát tia X là 350 mA, thời gian quét là 10 s. Vị trí 12 h ngoại biên là khoảng cách 1,0 cm tính từ bề mặt của người giả. Hình 3 biểu diễn đặc thực nghiệm giá trị CTDI.



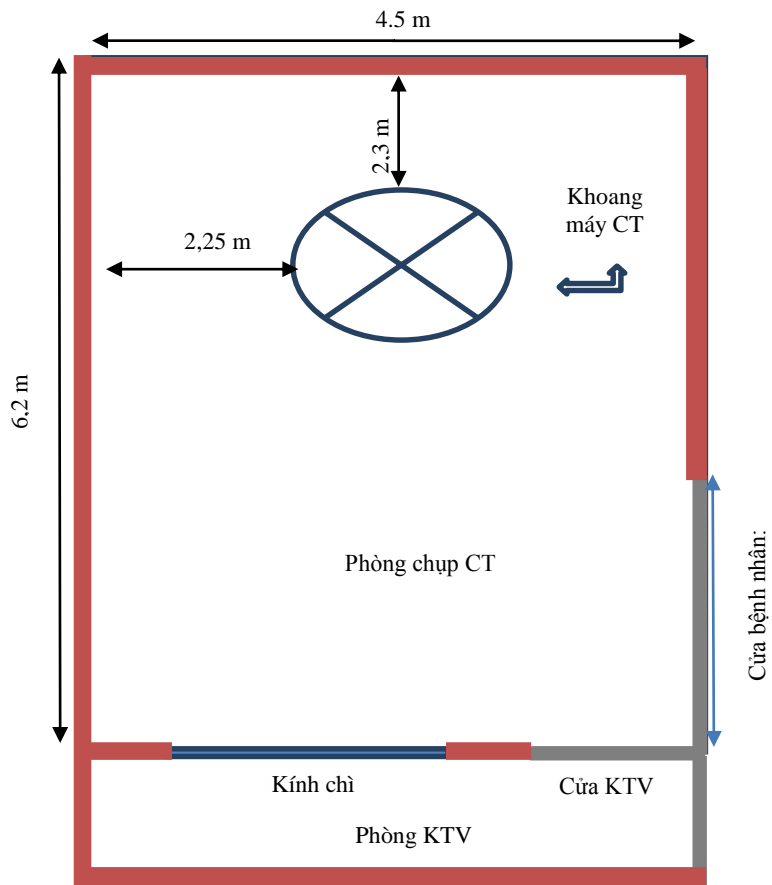
Hình 1. Xác định CTDI thực nghiệm bằng người giả PMMA đường kính 16 cm

### Chương trình MCNP5

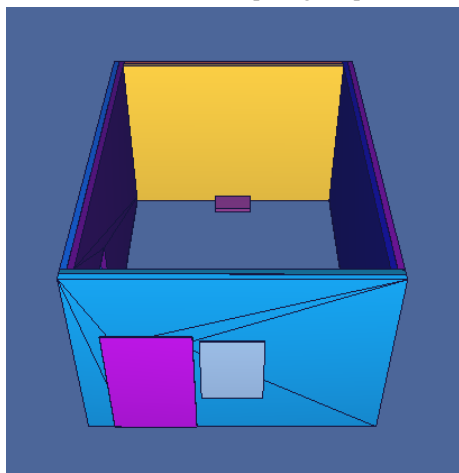
Chương trình mô phỏng Monte Carlo MCNP5 [10] của Phòng Thí nghiệm Los Alamos (LANL) được sử dụng để mô phỏng cấu hình đầu bóng phát tia X. Thành phần chính của đầu bóng phát tia X bao gồm bia anode là Vonfram (W) mật độ tương đương  $19,4 \text{ g/cm}^3$ , góc nghiêng anode là  $7^\circ$ , năng lượng 90 keV, 120 keV và 140 keV. Bộ lọc tổng cộng tương đương nhôm của đầu bóng là 7,95 mm tại điện thế 80 kV. Người giả PMMA cho chế độ chụp đầu với đường kính 16 cm là vật liệu nhựa acrylic, mật độ  $1,205 \text{ g/cm}^3$  được sử dụng để xác định liều bức xạ từ máy CT. Phòng chụp CT chiều dài 6,2 m, chiều rộng là 4,5 m; chiều cao là 3,5 m. Phòng kỹ thuật viên dài 2,5 m rộng là 4,5 m. Các lớp che chắn là bê tông và chì, bê tông dày 20 cm ốp chì dày 3 mm. Cửa ra vào của kỹ thuật viên và bệnh nhân làm bằng thép ốp chì dày 3 mm (Hình 2). Thẻ F4 được sử dụng để xác định thông lượng qua một ô. Khi xác định phân bố liều bên trong và bên ngoài phòng chụp CT, thẻ Fmesh4 được sử dụng. Việc sử dụng thẻ này còn cho phép đánh giá liều bức xạ trên mạng lưới các điểm ảnh ba chiều được chia nhỏ trong vùng không gian cần khảo sát. Để đánh giá được năng lượng để lại trên một ô, thẻ

F6 được sử dụng. Thẻ này giúp xác định liều hấp thụ trong một vật liệu có đơn vị là MeV/g hay đơn vị mGy. Hình 3 trình bày hình ảnh 3D mô

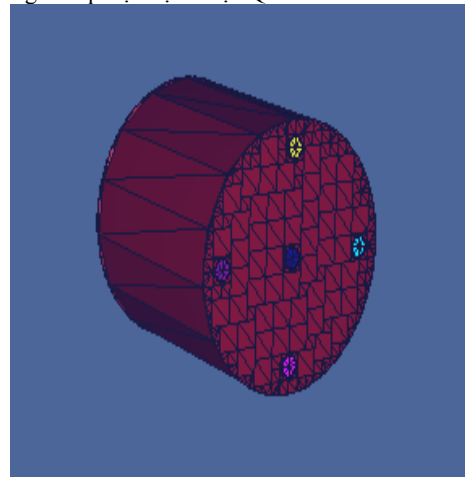
phòng chụp CT (A) và người giả PMMA đường kính 16 cm bằng chương trình MCNP5.



**Hình 2.** Sơ đồ phòng chụp CT 16 lát cắt của hãng Philips tại Bệnh viện Quân Y 175



(A)



(B)

**Hình 3.** Ảnh 3D mô phỏng phòng chụp CT (A) và người giả PMMA bằng chương trình MCNP5 (B)

**KẾT QUẢ VÀ THẢO LUẬN**

**Hệ số chuẩn hóa (NF)<sub>NBW</sub>**

Chương trình MCNP cho kết quả liều bức xạ trên mỗi hạt nguồn (mGy/hạt) và không thể hiện được sự ảnh hưởng của đại lượng dòng qua ống tia X (mA) cũng như thời gian phát tia X (ms). Các kết quả này cần được biểu diễn dưới dạng liều bức xạ trên mỗi mAs (mGy/mAs). Do đó, cần phải chuyển đổi từ liều bức xạ trên một hạt sang liều bức xạ trên một mAs. Sự chuyển đổi này thông qua hệ số chuẩn hóa (NF)<sub>NBW</sub> [8], được tính như biểu thức (1).

$$(NF)_{NBW} = \frac{(CTDI_{TN})_{NBW}}{(CTDI_{MP})_{NBW}} \quad (1)$$

Trong đó, (CTDI<sub>TN</sub>)<sub>NBW</sub> và (CTDI<sub>MP</sub>)<sub>NBW</sub> là chỉ số liều CTDI được đo đạc trong thực nghiệm và tính toán mô phỏng. Hệ số chuẩn hóa được thực hiện trên mỗi mAs do đó giá trị liều tuyệt đối của mô phỏng được nhân với hệ số chuẩn hóa và mAs. Liều tuyệt đối được thực hiện như biểu thức (2):

$$(D)_{NBW} = (NF)_{NBW} \times (D_{MP})_{NBW} \times (mAs) \quad (2)$$

**Bảng 1.** Hệ số chuẩn hóa giữa mô phỏng và thực nghiệm

| kVp | CTDI thực nghiệm (mGy/mAs) | CTDI mô phỏng (mGy/hạt) | Sai số mô phỏng | Hệ số chuẩn hóa |
|-----|----------------------------|-------------------------|-----------------|-----------------|
| 90  | 0,097                      | 1,590E-12               | 0,0227          | 6,070E+10       |
| 120 | 0,259                      | 1,674E-12               | 0,0219          | 1,547E+11       |
| 140 | 0,390                      | 1,756E-12               | 0,0215          | 2,222E+11       |

**Nghiên cứu phân bố của bức xạ phát ra từ máy chụp CT chẩn đoán khi thay đổi kích thước phòng**

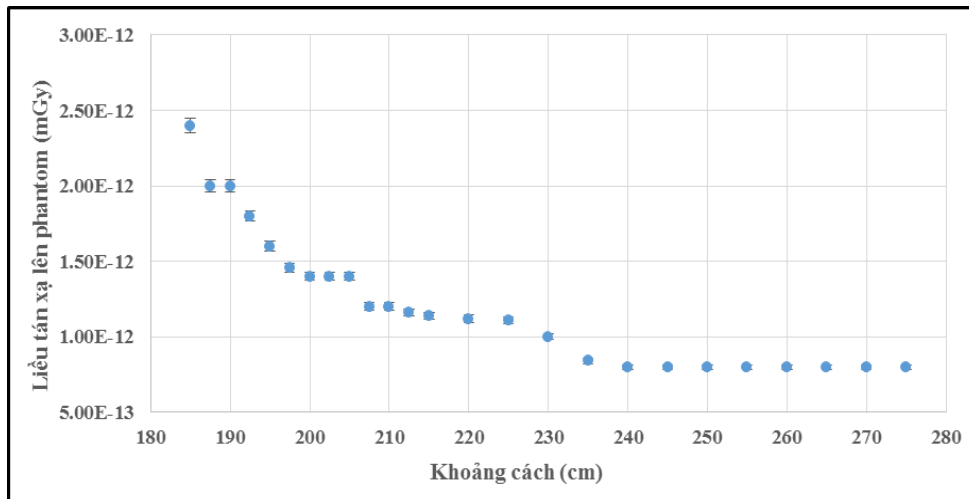
Khi giảm kích thước phòng, phân bố của bức xạ trong và ngoài phòng sẽ thay đổi. Vật liệu che chắn gần nguồn phát hơn nên tăng khả năng tán xạ lên bệnh nhân, đồng thời tăng khả năng tia sơ cấp, thứ cấp và dòng rò có thể xuyên thấu qua tường che chắn. Để có kích thước phòng nhỏ nhưng vẫn đảm bảo an toàn bức xạ, 2 tiêu chí được lựa chọn: 1- Liều chiếu lên bệnh nhân trong phòng chụp vẫn đảm bảo ở mức dưới ngưỡng cho phép, 2- Đảm bảo an toàn bức xạ cho cán bộ phụ trách và công chúng bên ngoài phòng chụp theo quy định.

Trong thực tế chiều dài phòng CT phải đảm bảo cho sự di chuyển của giường bệnh nhân, chiều dài tối thiểu do đó phải chứa đủ giường bệnh nhân và hệ thống khoang máy, chiều rộng phòng phải đảm bảo cho khoang máy quay. Khi chụp CT, nguồn phát vừa di chuyển tịnh tiến theo chiều dài, vừa quay quanh bệnh nhân. Hai tường

che chắn đối diện dọc theo chiều dài phòng cũng như trần nhà và sàn nhà là nơi nhận chủ yếu trường chiếu của tia sơ cấp. Do đó việc nghiên cứu an toàn che chắn trong phòng chụp CT liên quan chủ yếu đến bề rộng phòng, đặc biệt khoảng cách giữa nguồn phát (di động) và tường che chắn.

Phòng chụp CT trong nghiên cứu này có diện tích thực tế là 28 m<sup>2</sup>, vị trí nguồn phát cách tường che chắn là 275 cm. Để nghiên cứu sự thay đổi của phân bố liều bức xạ khi giảm kích thước phòng chúng tôi sử dụng mô hình phòng chụp CT đã xây dựng và tính toán hệ số chuẩn hóa ở trên và tiến hành điều chỉnh giảm khoảng cách này từ 275 cm xuống 185 cm với mục đích khảo sát sự thay đổi của bức xạ tán xạ lên người giả ghi nhận cũng như phân bố liều bức xạ bên ngoài tường.

Kết quả đánh giá phân bố bức xạ tán xạ lên người giả trong phòng chụp khi thay đổi khoảng cách từ nguồn đến tường che chắn được biểu diễn như Hình 4.

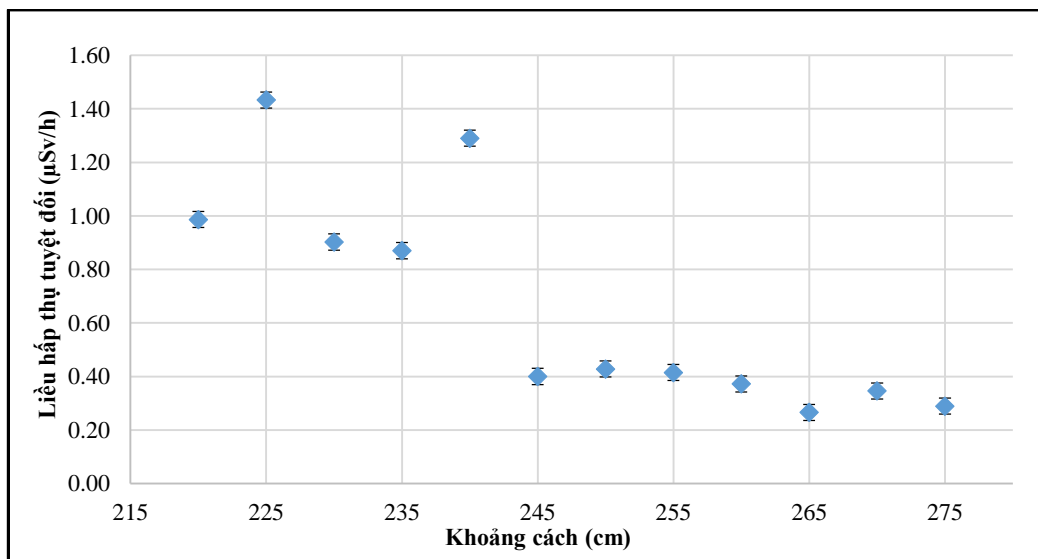


**Hình 4.** Bức xạ tán xạ lên người già với khoảng cách từ nguồn đến tường che chắn thay đổi từ 185 cm đến 275 cm

Kết quả cho thấy khi giảm khoảng cách nguồn phát và tường che chắn từ 275 cm đến 235 cm bức xạ tán xạ lên người già không tăng. Điều này được giải thích do tia tán xạ từ vật liệu che chắn không đi đến được người già. Tuy nhiên, khi khoảng cách tiếp tục được giảm thì bức xạ tán xạ lên người già bắt đầu tăng. Theo nguyên tắc ALARA (As Low As Reasonably Achievable) thì liều bức xạ trên bệnh nhân phải thấp nhất có thể. Vì thế khoảng cách nguồn phát

và tường che chắn từ 235 cm trở lên là có thể đảm bảo an toàn bức xạ cho bệnh nhân khi kích thước phòng giảm.

Tương tự như trên, việc nghiên cứu phân bố bức xạ bên ngoài các tường che chắn chủ yếu tại các vị trí trong phòng kỹ thuật viên và công chúng được ghi nhận bằng thẻ F6 trong chương trình MCNP5. Kết quả này được trình bày trong Hình 5.



**Hình 5.** Bức xạ qua các lớp vật liệu bê tông-chì-bê tông khi thay đổi khoảng cách

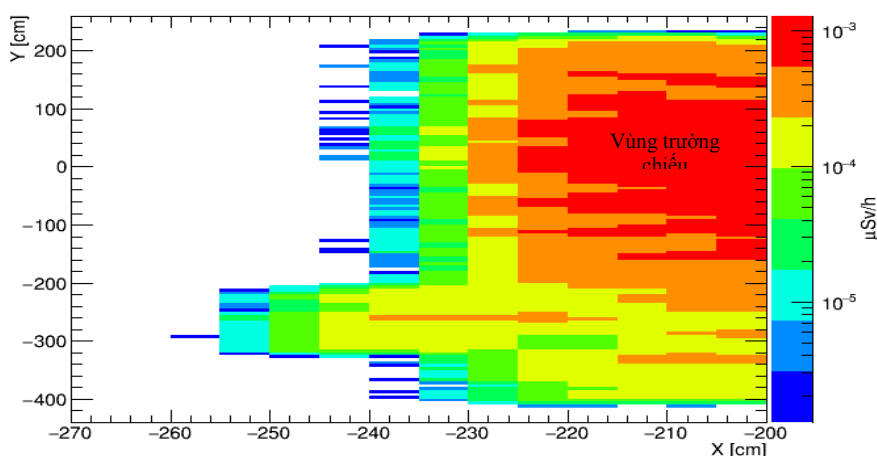
Chú ý rằng ngưỡng cho phép về an toàn bức xạ bên ngoài phòng chụp đối với khu vực công chúng là  $0,5 \mu\text{Sv/h}$ . Hình 4 cho thấy an toàn bức xạ được đảm bảo (liều bức xạ  $< 0,5 \mu\text{Sv/h}$ ) khi khoảng cách nguồn – tường che chắn lớn hơn 245 cm. Kết hợp yêu cầu của hai tiêu chí đã đưa ra ở trên có thể kết luận rằng, để đảm bảo cho bệnh nhân không nhận thêm bức xạ tán xạ trong phòng và công chúng khu vực bên ngoài phòng an toàn bức xạ thì khoảng cách giữa nguồn phát và tường che chắn tối thiểu từ 245 cm trở lên, tương ứng với bề rộng của phòng tối thiểu 3,9 m. Khi đó, với chiều dài phòng cố định tối thiểu là 5,6 m diện tích phòng chụp CT tối thiểu tính toán được là  $22 \text{ m}^2$ .

Sử dụng mô hình mô phỏng để nghiên cứu một trường hợp đặc biệt đã được khảo sát. Tại một bệnh viện có một phòng CT có kích thước phòng  $20 \text{ m}^2$ , bề rộng phòng chụp là 3,8 m. Với bề rộng này, khoảng cách từ nguồn đến vật liệu che chắn là 240 cm, phân bố liều tán xạ lên bệnh

nhân không tăng (Hình 3) nhưng liều bức xạ bên ngoài tường che chắn vượt ngưỡng  $0,5 \mu\text{Sv/h}$ . Vì vậy, trong trường hợp này các tường che chắn cần được lót thêm chì. Sử dụng chì mật độ  $\rho = 11,35 \text{ g/cm}^3$ , hệ số suy giảm tuyến tính  $\mu = 0,579 \text{ 1/cm}$  thì bề dày cần lót thêm là 1,64 mm để có thể đảm bảo an toàn cho kỹ thuật viên và công chúng.

#### Phân bố liều bên trong và bên ngoài phòng chụp CT

Từ kết quả nghiên cứu kích thước phòng ở trên, chúng tôi tiếp tục đánh giá chi tiết và biểu diễn phân bố liều bên trong và bên ngoài phòng chụp CT bằng cách sử dụng phần mềm Fmesh4. Phân bố liều theo mặt cắt ngang của phòng ở bên trong và bên ngoài với độ cao  $Z = 3,5 \text{ m}$  được đánh giá với các diện tích phòng khác nhau. Đầu tiên đối với phòng chụp CT chuẩn, diện tích  $28 \text{ m}^2$ , tương ứng với bề rộng 4,5 m, phân bố liều bức xạ sau khi đi qua các lớp che chắn đến khu vực công chúng được biểu diễn như Hình 6.

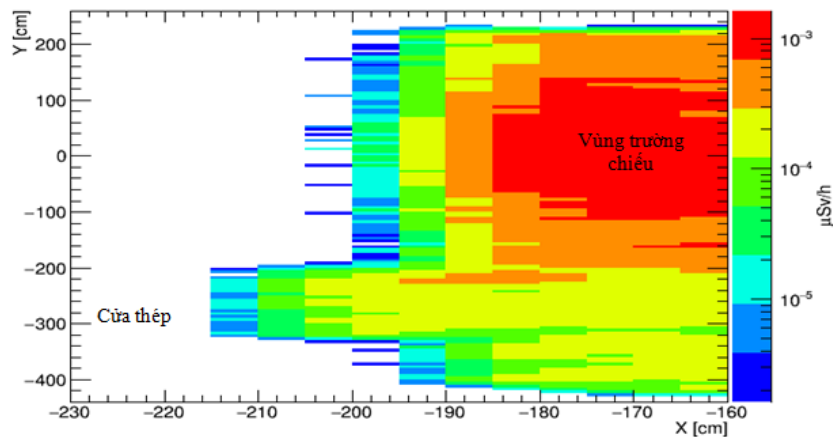


Hình 6. Phân bố liều bức xạ khu vực công chúng của phòng chụp CT diện tích  $28 \text{ m}^2$

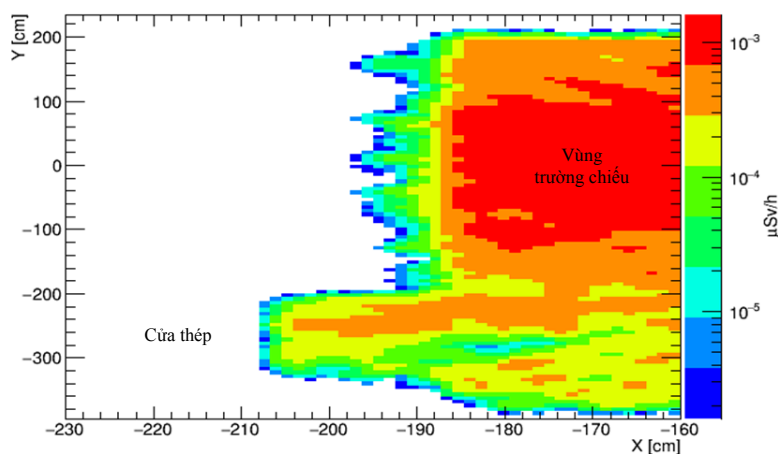
Kết quả cho thấy, liều bức xạ khu vực công chúng vẫn đảm bảo an toàn khi bức xạ qua các lớp che chắn. Tuy nhiên chú ý khu vực cửa ra vào của bệnh nhân phòng chụp CT, với vật liệu che chắn là thép có ốp chì dày 3 mm, sự hấp thụ

bức xạ kém so với lớp che chắn là bê tông và chì.

Tương tự phân bố liều bên trong và bên ngoài phòng khu vực công chúng khi diện tích phòng chụp giảm xuống  $23 \text{ m}^2$  và  $20 \text{ m}^2$  được trình bày trong Hình 7 và Hình 8.



Hình 7. Phân bố liều bức xạ khu vực công chúng của phòng chụp CT diện tích 23 m<sup>2</sup>



Hình 8. Phân bố liều bức xạ khu vực công chúng của phòng chụp CT diện tích 20 m<sup>2</sup>

Kết quả cho thấy khi giảm diện tích phòng chụp CT, phân bố liều trong phòng phân bố phức tạp, phân bố bức xạ tăng sau khi đi qua các lớp che chắn, có sự rò rỉ phóng xạ tại cửa làm bằng thép ộp chì khi giảm kích thước phòng còn 20 m<sup>2</sup>. Trong trường hợp này cần gia cố thêm chì ở lớp cửa thép để đảm bảo an toàn bức xạ cho công chúng (người bệnh hay thân nhân) ngồi ngoài phòng chờ.

#### KẾT LUẬN

Trong công trình này, nhóm tác giả đã tiến hành tính toán giá trị CTDI để xác định hệ số chuẩn hóa giữa mô phỏng bằng chương trình

MCNP5 và thực nghiệm được tiến hành trên người giả PMMA đường kính 16 cm sử dụng buồng ion hóa bút chì dài 100 mm. Từ đó nghiên cứu phân bố bức xạ tán xạ lên phantom khi thay đổi khoảng cách từ nguồn đến vật liệu che chắn. Qua đó, đã xác định được khoảng cách từ nguồn đến lớp che chắn tối thiểu đảm bảo an toàn bức xạ là 3,9 m, tương ứng với diện tích phòng chụp CT là 22 m<sup>2</sup>. Đối với phòng chụp CT có diện tích nhỏ 20 m<sup>2</sup> cần phải lót chì thêm vào các lớp che chắn nhằm đảm bảo an toàn bức xạ cho kỹ thuật viên và công chúng.

# Calculation of the shielding safety of Computed Tomography scanner room by using MCNP5 code

- Tran Ai Khanh
- Cao Minh Thong
- Dang Nguyen Phuong
- Truong Thi Hong Loan
- Mai Van Nhon

University of Science, VNU-HCM

## ABSTRACT

*Shielding design of Computed Tomography scanner room is a vital work to ensure radiation safety for medical physicists and public. In this paper, we measured CTDI (CT Dose Index) and determined the normalization factor between Monte Carlo simulation and experiment values of absorbed dose. Then, the absorbed dose*

**Keyword:** CT room, CTDI, Shielding, MCNP5 code

*distribution inside and outside the CT scanner room were surveyed for the variation of the room size. In addition, the influence of photons scattered from the shielding material to patients while shrinking the sizes of the room is also studied in this work.*

## TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1]. M. Assiamah, T.L. Nam, R.J. Keddy, Comparison of mammography radiation dose values 160 obtained from direct incident air kerma measurements with values from X-ray spectral data, *Applied Radiation and Isotopes*, 62, 551–560 (2005).
- [2]. J.H. Chang, P.C. Hsu, J.H. Chao, P.S. Weng, J.L. Su, Study of radiation dose and device quality for diagnostic X-ray units, *Japanese Journal of Health Physics*, 40, 170–176 (2005).
- [3]. K. Kisielewicz, A. Truskiewicz, S. Wach, M. Wasilewskae, Evaluation of dose area product vs. 165 patient dose in diagnostic X-ray units, *Physica Medica*, 27, 117–120 (2004).
- [4]. G. McVey, H. Weatherbum, A study of scatter in diagnostic X-ray room, *The British Journal of Radiology*, 77, 28–38 (2004).
- [5]. H. Delisa, G. Spyroua, G. Tzanakosc, G. Panayiotakis, The influence of mammographic X-ray spectra on absorbed energy distribution in breast: Monte Carlo simulation studies, *Radiation Measurements*, 39, 149–155 (2005).
- [6]. J. Gierscha, J. Durst, Monte Carlo simulations in X-ray imaging, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 591, 300–305 (2008).
- [7]. M.T. Yoshizumi, H. Yoriyaz, L.V.E. Caldas, Backscattered radiation in a transmission ionization chamber: Measurement and Monte Carlo simulation, *Applied Radiation and Isotopes*, 68, 586–588 (2010).
- [8]. G. Jarry, J.J. DeMarco, M.F. McNitt-Gray, Monte Carlo dose verification of a commercial CT scanner with applications for patient specific dosimetry, *Medical Physics*, 29, 1344 (2002).
- [9]. RTI Electronics AB (2012)
- [10]. X-5 Monte Carlo Team, MCNP–A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5, Los Alamos National Laboratory (2003).