

Phương pháp tính liều tuyệt đối trong mô phỏng Monte Carlo

Lương Thị Oanh¹, Đặng Thanh Lương¹, Dương Thanh Tài^{2,3}

Tóm tắt—Trong nghiên cứu này, chúng tôi trình bày phương pháp tính toán liều tuyệt đối trong mô phỏng Monte Carlo (MC) áp dụng công trình nghiên cứu của Popescu và cộng sự cho mức năng lượng photon 6 MV. Chương trình BEAMnrc được sử dụng để mô phỏng chùm photon 6 MV phát ra từ máy gia tốc tuyến tính Siemens Primus M5497 tại Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai. Sau đó chương trình DOSXYZnrc được sử dụng để tính toán phân bố liều trên ảnh cắt lớp (computed tomography - CT) của phantom đồng nhất. Các giá trị liều từ mô phỏng MC và phần mềm lập kế hoạch (TPS) được so sánh với các kết quả đo đạc bằng thực nghiệm sử dụng buồng ion hóa FC65-P. Sai khác trung bình giữa mô phỏng với các giá trị liều đo đạc và tính trên TPS tương ứng là $0,33 \pm 0,15\%$ và $1,00 \pm 0,51\%$. Các kết quả cho thấy có sự phù hợp tốt giữa liều mô phỏng, đo đạc và tính toán trên phantom đồng nhất.

Từ khóa—Máy gia tốc tuyến tính, mô phỏng Monte Carlo, EGSnrc, liều tuyệt đối

1. GIỚI THIỆU

Xạ trị là phương pháp sử dụng bức xạ ion hóa để tiêu diệt tế bào ung thư với năng lượng và liều lượng thích hợp đồng thời hạn chế tới mức tối thiểu ảnh hưởng tới các cơ quan lành xung quanh [1]. Một trong những công đoạn quan trọng trước khi điều trị là tính liều xạ trị. Mục đích của việc tính liều là xác định liều hấp thụ trong cơ thể người. Thông thường liều hấp thụ không đo được trực tiếp trên cơ thể bệnh nhân mà nó thường được đo bằng các đầu dò khác nhau trên phantom như buồng ion hóa, liều kế phim, TLD, ... hoặc được tính toán trên hình ảnh (computed tomography – CT) của bệnh nhân bằng các phần mềm lập kế hoạch (treatment planning system, TPS).

Ngày nhận bản thảo 24-11-2017; ngày chấp nhận đăng 02-02-2018; ngày đăng 20-11-2018

Lương Thị Oanh¹, Đặng Thanh Lương¹, Dương Thanh Tài^{2,3} – ¹Trường Đại học Nguyễn Tất Thành; ²Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai; ³Trường Đại học Khoa học Tự nhiên, ĐHQG-HCM

*Email: thanhtai_phys@yahoo.com

Độ chính xác của TPS phụ thuộc rất nhiều vào các thuật toán mà TPS đó sử dụng tính liều. Các thuật toán tính liều đang được sử dụng trong TPS gồm: thuật toán chùm tia bút chì (pencil beam convolution, PBC), thuật toán tích chập hoặc siêu chồng chập (collapsed cone convolution/superposition) [2-4]. Tuy nhiên, hạn chế của các thuật toán này là cho kết quả chưa phù hợp khi tính liều với những dạng hình học phức tạp, có cấu trúc mô không đồng nhất và kết quả có thể cho sai số tại các vị trí tham chiếu lên đến 20% so với liều thực tế mà bệnh nhân nhận được [5-9]. Trong khi đó thuật toán tính liều dựa trên nguyên lý ứng dụng phương pháp Monte Carlo (MC) được xem là chính xác nhất [10]. Vì MC mô tả chi tiết các quá trình tương tác vật lý và sau đó đơn giản hóa các quá trình tương tác với vật chất để tiến hành tính toán liều.

Khái niệm liều tuyệt đối thường được sử dụng trong kế hoạch điều trị lâm sàng trên hình ảnh cắt lớp CT của bệnh nhân nên việc tính liều tuyệt đối trong mô phỏng MC là một yêu cầu cần thiết để so sánh giá trị này với giá trị tính toán từ TPS. Liều tuyệt đối (hay liều hấp thụ) là năng lượng mà bức xạ truyền cho một đơn vị khối lượng vật chất, có đơn vị là J/Kg, đơn vị thường dùng trong xạ trị là Gray (Gy) [11]. Giá trị liều hấp thụ phụ thuộc vào loại bức xạ, năng lượng, thời gian chiếu cũng như các tính chất của vật được chiếu. Việc xác định liều tuyệt đối trong MC được đề xuất bởi nhiều nhóm nghiên cứu khác nhau [12-14]. Tiêu biểu như Paolo Francescon và các cộng sự vào năm 2000 dựa trên giá trị “Monitor unit” (MU) phát ra từ máy gia tốc [12]. Hạn chế của phương pháp này (chưa đề cập đến ảnh hưởng của tán xạ ngược) đã được khắc phục bởi Antonio Leal và các cộng sự vào năm 2003 [13]. Tuy nhiên, Antonio Leal chưa tính đến sự đóng góp phần tán xạ ngược từ buồng ion hóa nên kết quả còn chưa chính xác. Bằng cách kết hợp cách tính từ các nhóm tác giả và bổ sung các hệ số tính toán, Popescu và cộng sự vào năm 2005 [15] đã cung cấp công thức tính liều tuyệt đối bao gồm liều tới và liều tán xạ ngược từ ống chuẩn trực với các ngàm chuyển động độc lập

(independent jaws) vào buồng ion hóa. Trong nghiên cứu này, chúng tôi áp dụng phương pháp tính liều tuyệt đối của Popescu và cộng sự.

Trong các công bố trong nước trước đây thì việc tính liều tuyệt đối bằng phương pháp MC chưa được tìm thấy. Mục đích của nghiên cứu này là tính liều tuyệt đối cho mức năng lượng photon 6 MV phát ra từ máy gia tốc tuyến tính Siemens Primus tại Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai (gọi tắt là Bệnh viện) sử dụng chương trình mô phỏng EGSnrc (phương pháp MC). BEAMnrc và DOSXYZnrc là hai chương trình con của EGSnrc được sử dụng trong việc mô phỏng và tính toán phân bố liều trên hình ảnh CT. Các kết quả mô phỏng và tính toán từ TPS sẽ được so sánh với dữ liệu thực nghiệm để đánh giá độ chính xác.

2. VẬT LIỆU VÀ PHƯƠNG PHÁP

Cơ sở lý thuyết của phương pháp tính liều tuyệt đối

Cơ sở lý thuyết tính liều tuyệt đối trong nghiên cứu này dựa trên phương pháp được công bố bởi Popescu và cộng sự [15]:

$$D_{xyz,abs} = D_{xyz} \frac{D_{ch(10 \times 10)} D_{xyz,abs}^{cal}}{D_{ch} D_{xyz}^{cal}} U$$

(1)

Trong đó:

- $D_{xyz,abs}$ là liều tuyệt đối trong một voxel nơi mà D_{xyz} được ghi.

- D_{xyz} là liều chuẩn hóa trong phantom (normalized dose): liều hấp thụ gây ra bởi 1 hạt tới (Gy/hạt) tại vị trí bất kỳ trong phantom. Giá trị liều này có được trong quá trình mô phỏng với DOSXYZnrc, nó được ghi nhận trong một voxel của phantom.

- D_{ch} là liều chuẩn hóa trong buồng ion hóa: liều hấp thụ gây ra bởi 1 hạt tới được ghi nhận trong buồng ion hóa (Gy/hạt). Giá trị liều này có được trong quá trình mô phỏng đầu máy gia tốc với BEAMnrc, nó được tích lũy trong buồng ion hóa với kích thước trường bất kỳ với sự đóng góp của 2 thành phần:

$$D_{ch} = D_{ch}^{forward} + D_{ch}^{back}$$

(2)

Trong đó $D_{ch}^{forward}$ là thành phần liều gây ra bởi bức xạ tia tới hấp thụ trên buồng ion hóa và D_{ch}^{back} là liều gây ra bởi các hạt tán xạ từ các ngàm (Jaws) đi vào các buồng ion hóa từ bên dưới. Thành phần $D_{ch}^{forward}$ là hằng số, trong khi

D_{ch}^{back} thay đổi và phụ thuộc vào kích thước của trường chiếu.

- $D_{ch(10 \times 10)}$ là liều hấp thụ gây ra bởi 1 hạt tới tích lũy trong buồng ion hóa với kích thước trường $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Giá trị này là một trường hợp của D_{ch} thu được với kích thước trường $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

- D_{xyz}^{cal} là liều hiệu chuẩn (calibration) gây ra bởi 1 hạt trên phantom nước với kích thước trường $10 \times 10 \text{ cm}^2$ tại một độ sâu hiệu chuẩn. Giá trị này được lấy trong mô phỏng DOSXYZnrc tại độ sâu chuẩn hóa (10 cm) trên trục trung tâm.

- $D_{xyz,abs}^{cal}$ là liều tuyệt đối hiệu chuẩn gây ra bởi 1 hạt trên phantom nước với kích thước trường $10 \times 10 \text{ cm}^2$ tại độ sâu đã được chọn để hiệu chuẩn trong D_{xyz}^{cal} . Giá trị này có được trong mô phỏng DOSXYZnrc (1MU tương ứng với cGy tại độ sâu chuẩn hóa).

- U là chỉ số MU.

$$U = N_e \times \frac{D_{ch}}{D_{ch,abs}^{1MU}}$$

(3)

($D_{ch,abs}^{1MU}$ là liều tuyệt đối tích lũy trong buồng ion hóa ứng với 1 MU, N_e là số hạt đập vào bia N_e để tạo ra một photon)

Các giá trị D_{xyz}^{cal} , $D_{xyz,abs}^{cal}$, $D_{ch(10 \times 10)}$ là không đổi với 1 máy gia tốc nhất định; các giá trị này có được trong điều kiện chuẩn hóa trong phantom đồng nhất với kích thước trường $10 \times 10 \text{ cm}^2$ hướng chiếu góc (gantry) 0° . Để tính toán liều tuyệt đối với từng trường hợp cụ thể, chỉ cần xác định D_{xyz} và D_{ch} .

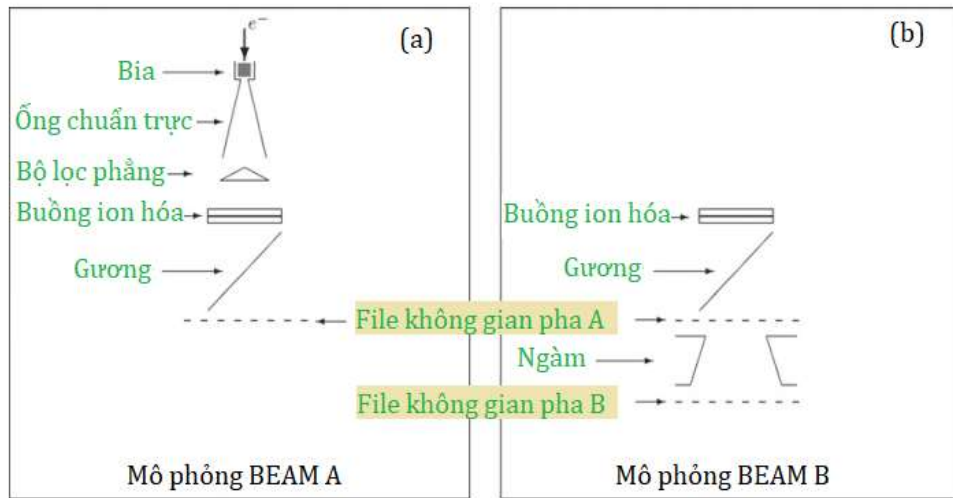
Mô phỏng Monte Carlo

Máy gia tốc tuyến tính Primus M5497 của hãng Siemens tại Bệnh viện được mô phỏng bằng chương trình EGSnrc với hai chương trình con linh hoạt như BEAMnrc, DOSXYZnrc [16, 17]. Chương trình BEAMnrc được sử dụng để mô phỏng chùm photon 6 MV phát ra từ máy gia tốc gồm 2 phần như trong Hình 1.

- BEAM A gồm các thành phần: cửa sổ thoát, bia, ống chuẩn trực, bộ lọc phẳng, buồng ion hóa và gương.

- BEAM B gồm các thành phần: buồng ion hóa, gương, ngàm, tấm mica.

Các file *.egslst và *.egsphsp1 có được từ mô phỏng BEAMnrc sẽ cho giá trị $D_{ch}^{forward}$, D_{ch}^{back} trong công thức (1).



Hình 1. Sơ đồ thiết lập BEAM A và BEAM B

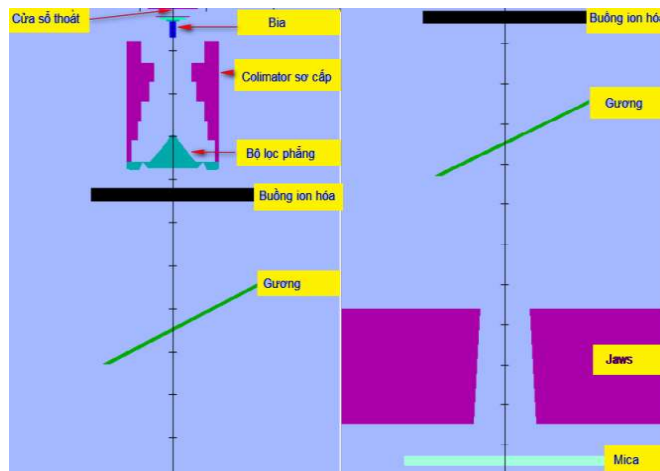
Sau đó chương trình DOSXYZnrc được sử dụng để tính toán liều cho phantom đồng nhất. Kết quả của mô phỏng DOSXYZnrc sẽ cho các giá trị $D_{xyz,abs}^{cal}$, D_{xyz}^{cal} , D_{xyz} trong công thức (1) từ trong file *.3ddose bằng chương trình STATDOSE.

Mô phỏng máy gia tốc với chương trình BEAMnrc

Chương trình BEAMnrc được sử dụng để mô phỏng máy gia tốc với hai phần. Phần đầu tiên gồm: cửa sổ thoát, bia, ống chuẩn trực, bộ lọc phẳng, buồng ion hóa và gương ứng với mô phỏng BEAM A; phần thứ hai gồm: buồng ion hóa, gương, ngàm ứng với mô phỏng BEAM B.

Tất cả các thành phần vật liệu, kích thước của máy gia tốc được cung cấp từ nhà sản xuất và được đề cập chi tiết trong công trình công bố trước đó [18]. Kết quả mô phỏng BEAMnrc như Hình 2.

Các thông số mô phỏng MC gồm ECUT = 0,70 MeV cho electron và PCUT = 0,01 MeV cho photon. Nguồn số 19 trong thư viện của chương trình BEAMnrc [17] được sử dụng trong mô phỏng BEAM A năng lượng trung bình là 6,04 MeV và bề rộng một nửa (full width at half maximum, FWHM) là 1,2 mm [18]. Nguồn số 23 [17] được sử dụng trong mô phỏng BEAM B với dữ liệu được chia sẻ từ mô phỏng BEAM A. Số lịch sử hạt chạy cho BEAMnrc: $N = 2 \times 10^9$ hạt.

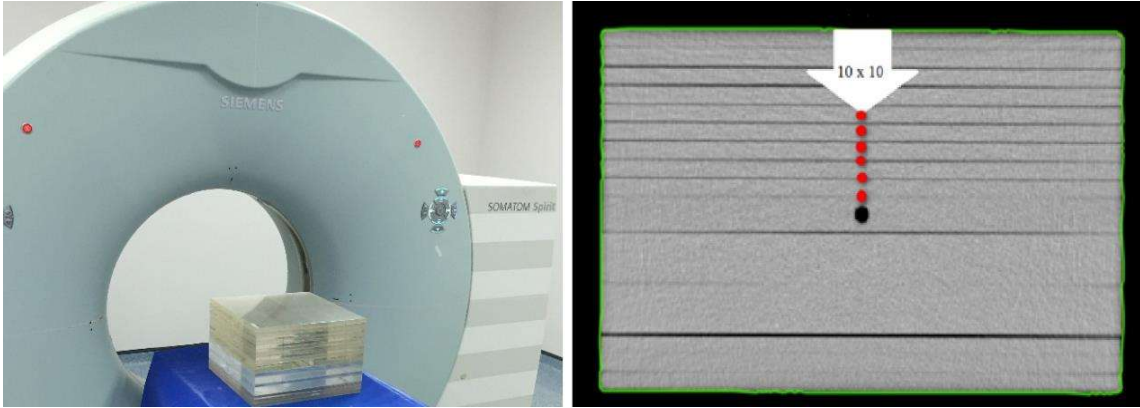


Hình 2. Mô phỏng đầu máy gia tốc BEAM A (trái), BEAM B (phải)

Tính phân bố liều bằng chương trình DOSXYZnrc và phần mềm Prowess Panther

Phantom đồng nhất với kích thước 30×30×20 cm³ được chụp cắt lớp bằng máy CT-Scanner

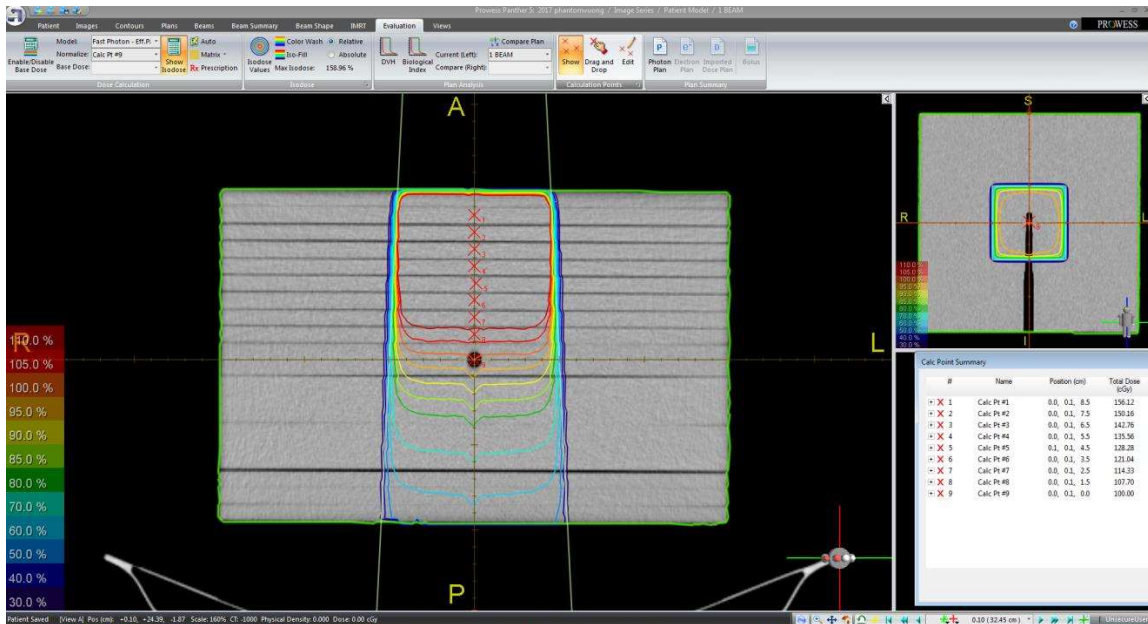
(Somatom spirit, Siemens). Sau đó, chương trình DOSXYZnrc và phần mềm Prowess Panther được sử dụng để tính phân bố liều trên hình ảnh CT của phantom này (Hình 3 trái).



Hình 3. Phantom đồng nhất (trái) và giá trị liều tại các độ sâu khác nhau (phải)

Nguồn số 8 trong thư viện của DOSXYZnrc [16] được sử dụng với các thông số MC gồm ECUT = 0,70 MeV, PCUT = 0,01 MeV và số lịch sử hạt chạy cho DOSXYZnrc: N = 2×10⁹ hạt. Các giá trị liều tuyệt đối được tính dọc theo trục trung

tâm như trên Hình 3 phải. Bên cạnh đó, phần mềm Prowess Panther (Prowess Inc., Chico, CA) cũng được sử dụng để tính liều tại các vị trí tương ứng với mô phỏng bằng thuật toán tính liều là Fast photon Effective (Hình 4).



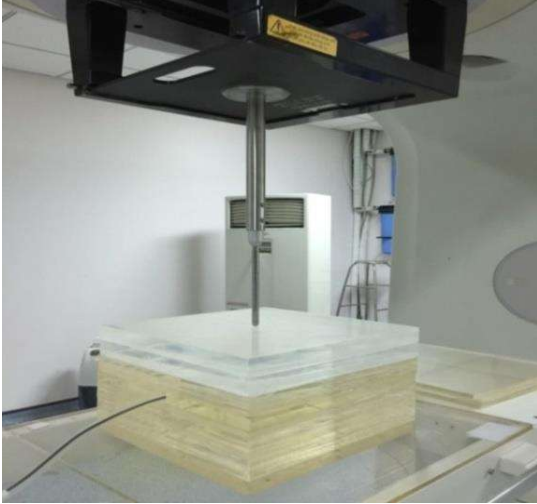
Hình 4. Liều tuyệt đối tại các tọa độ khác nhau trên phần mềm lập kế hoạch Prowess Panther

Thực nghiệm

Máy gia tốc Siemens Primus M5497 tại Bệnh viện được chuẩn liều định kỳ theo quy trình của cơ quan năng lượng quốc tế IAEA (International Atomic Energy Agency), TRS-398 [19]. Giá trị

liều tuyệt đối tại các độ sâu thu được từ hệ đo được thiết lập như Hình 5 với kích thước trường chiếu 10×10 cm², khoảng cách từ nguồn tới bề mặt (SSD) là 100 cm, đầu dò là buồng ion hóa FC65-P (IBA Dosimetry, Đức) đã được chuẩn hóa

bởi nhà sản xuất. Đầu dò được đặt tại các vị trí khác nhau trong phantom và được kết nối với điện kế (electrometer) DOSE 1 (IBA Dosimetry, Đức).



Hình 5. Thực nghiệm đo liều tuyệt đối từ máy gia tốc

3. KẾT QUẢ VÀ THẢO LUẬN

Các thông số không đổi có được trong quá trình chuẩn hóa

Các thông số không đổi có được từ quá trình chuẩn hóa bao gồm: D_{ch}^{back} , $D_{ch}^{forward}$,

$$D_{xyz}^{cal}, D_{xyz,abs}^{cal}, D_{chl}, D_{ch(10 \times 10)}$$

- Kết quả từ mô phỏng BEAM A và BEAM B cho các giá trị

$$\bullet D_{ch}^{forward} = 7,647 \times 10^{-16} \text{ (Gy/hạt)}$$

$$\bullet D_{ch}^{back} = 2,827 \times 10^{-19} \text{ (Gy/hạt)}$$

Do đó, giá trị

$$D_{ch} = D_{ch}^{forward} + D_{ch}^{back} = 7,649 \times 10^{-16} \text{ (Gy/hạt)}$$

- Kết quả từ mô phỏng DOSXYZnrc tại độ sâu chuẩn hóa (10 cm) trên trục trung tâm có giá trị:

$$\bullet D_{xyz}^{cal} = 6,996 \times 10^{-17} \text{ (Gy/hạt)}$$

$$\bullet D_{xyz,abs}^{cal} = 100 \text{ (cGy/MU)}$$

Mô phỏng được thực hiện với trường chiếu $10 \times 10 \text{ cm}^2$ nên ta có:

$$D_{ch(10 \times 10)} = 7,649 \times 10^{-16} \text{ (Gy/hạt)},$$

→ Do đó, công thức (1) được viết lại như sau: $D_{xyz,abs} = D_{xyz} \times 1 \times \frac{100 \text{ cGy/MU}}{6,996 \times 10^{-17} \text{ Gy/hạt}}$

Kết quả liều tuyệt đối

Sau khi thực hiện mô phỏng DOSXYZnrc chúng tôi sử dụng chương trình phân tích liều STATDOSE (một chương trình con của EGSnrc) để ghi nhận giá trị liều D_{xyz} tại các vị trí khác nhau trên trục trung tâm. Kết quả ghi nhận được từ chương trình STATDOSE và giá trị tính toán liều tuyệt đối được trình bày trong Bảng 1.

Bảng 1. Giá trị liều tuyệt đối tại các độ sâu

Vị trí	Độ sâu (cm)	D_{xyz} (Gy/hạt)	$D_{xyz,abs}$ (Gy/MU)
1	1,5	$1,0862 \times 10^{-16}$	156,95
2	2,5	$1,0550 \times 10^{-16}$	150,80
3	3,5	$1,0072 \times 10^{-16}$	143,97
4	4,5	$9,6524 \times 10^{-17}$	137,97
5	5,5	$9,0560 \times 10^{-17}$	129,44
6	6,5	$8,6181 \times 10^{-17}$	123,19
7	7,5	$8,1034 \times 10^{-17}$	115,83
8	8,5	$7,6484 \times 10^{-17}$	109,32
9	10,0	$6,9960 \times 10^{-17}$	100,00

Bảng 1 cho thấy giá trị liều giảm dần theo độ sâu từ 1,5–10 cm.

Bảng 2 trình bày kết quả so sánh liều tuyệt đối từ mô phỏng và TPS so với thực nghiệm. Sai khác trung bình giữa mô phỏng và thực nghiệm là $0,33 \pm 0,15\%$ và giữa mô phỏng với TPS là $1,00 \pm 0,51\%$.

Bảng 2. Giá trị liều từ mô phỏng EGSnrc, TPS và thực nghiệm (Meas)

Vị trí	Độ sâu (cm)	$D_{xyz,abs}$ (Gy/MU)			Sai khác (%)	
		EGSnrc	TPS	Meas	EGS với TPS	EGS với Meas
1	1,5	155,27	156,12	155,07	0,55	0,13
2	2,5	150,80	150,16	151,39	0,42	0,39
3	3,5	143,97	142,76	144,66	0,84	0,48
4	4,5	137,97	135,56	137,16	1,75	0,59
5	5,5	129,44	128,28	130,05	0,90	0,46
6	6,5	123,19	121,04	122,70	1,74	0,40
7	7,5	115,83	114,33	116,06	1,29	0,20
8	8,5	109,32	107,70	109,46	1,49	0,12
9	10	100,00	100,00	100,22	0,00	0,1

4. KẾT LUẬN

Chúng tôi đã nghiên cứu và áp dụng phương pháp tính liều tuyệt đối trong mô phỏng Monte Carlo sử dụng chương trình EGSnrc. Kết quả thực nghiệm cho thấy sự phù hợp tốt với giá trị mô phỏng và tính toán. Sai khác trung bình giữa mô phỏng với TPS là $1,00 \pm 0,51\%$ và với thực nghiệm là $0,33 \pm 0,15\%$. Các sai khác trung bình đều nằm trong giá trị cho phép $< 3\%$.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] N.T. Hà, N.Đ. Thuận, Y học hạt nhân và kỹ thuật xạ trị, Nhà xuất bản Bách Khoa, Hà Nội, 2006.
- [2] O.Z. Ostapiak, Y. Zhu, J.V. Dyck, “Refinements of the finite-size pencil beam model of three-dimensional photon dose calculation”, *Medical Physics*, vol. 24, no. 5, pp. 743–750, 1997.
- [3] T.R. Mackie, J.W. Scrimger, J.J. Battista, “A convolution method of calculating dose for 15-MV x rays”, *Medical Physics*, vol. 12, no. 2, pp. 188–196, 1985.
- [4] M.K. Woo, J.R. Cunningham, “Comments on unified electron/photon dosimetry approach (letter)”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 33, no. 8, pp. 981–982, 1998.
- [5] D. Jette, “Electron beam dose calculations in Radiation Therapy Physics”, Springer, Berlin, Germany, pp. 95–121, 1995.
- [6] G.X. Ding, J.E. Cygler, G.G. Zhang, M.K. Yu, “Evaluation of a commercial three-dimensional electron beam treatment planning system”, *Medical Physics*, vol. 26, no. 12, pp. 2571–2580, 1999.
- [7] J. Cygler, J.J. Battista, J.W. Scrimger, E. Mah, J. Antolak, “Electron dose distributions in experimental phantoms: A comparison with 2D pencil beam calculations”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 32, no. 9, pp. 1073–1086, 1987.
- [8] R. Mohan, Why Monte Carlo? Proc. 12th Int. Conf. on the Use of Computers in Radiation Therapy (Salt Lake City, UT), pp. 16–18, 1997.
- [9] C.M. Ma, J.S. Li, T. Pawlicki, S.B. Jiang, J. Deng, M.C. Lee, T. Koumrian, M. Luxton, S. Brain, “A Monte Carlo dose calculation tool for radiotherapy treatment planning”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 47, no. 10, pp. 1671–1689, 2002.
- [10] C.M. Ma, T. Pawlicki, S.B. Jiang, J.S. Li, J. Deng, E. Mok, A. Kapur, L. Xing, L. Ma, A.L. Boyer, “Monte Carlo verification of IMRT dose distributions from a commercial treatment planning optimization system”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 45, no. 9, pp. 2483–2495, 2000.
- [11] C.V. Tào, An toàn bức xạ ion hóa, Nhà xuất bản Đại học Quốc Gia – HCM, 2004.
- [12] P. Francescon, C. Cavedon, S. Reccanello, S. Cora, “Photon dose calculation of a three-dimensional treatment planning system compared to the Monte Carlo code BEAM”, *Medical Physics*, vol. 27, no. 7, pp. 1579–1587, 2000.
- [13] A. Leal, F. Sanchez-Doblado, R. Arrans, J. Rosello, E.C. Pavon, J.I. Lagares, “Routine IMRT verification by means of an automated Monte Carlo simulation system”, *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, vol. 56, no. 1, pp. 58–68, 2003.
- [14] E. Spezi, D.G. Lewis, C.W. Smith, “A DICOM-RT-based toolbox for the evaluation and verification of radiotherapy plans”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 47, no. 23, pp. 4223–4232, 2002.
- [15] I.A. Popescu, C.P. Shaw, S.F. Zavgorodni, W.A. Beckham, “Absolute dose calculations for Monte Carlo simulations of radiotherapy beams”, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 50, no. 14, pp. 3375–3392, 2005.
- [16] B. Walters, I. Kawrakow, D.W.O. Rogers, DOSXYZnrc User’s Manual, National Research Council of Canada Report, PIRS-794revB, 2017.
- [17] D.W.O. Rogers, B. Walters, I. Kawrakow, “BEAMnrc Users Manual, National Research Council of Canada Report”, PIRS-0509(A)revL, 2017.
- [18] D.T. Tai, N.D. Son, T.T.H. Loan, H.D. Tuan, “A method for determination of parameters of the initial electron beam hitting the target in linac”, *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 851, 012032, 2017.
- [19] International Atomic Energy Agency, Vienna, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water, Technical Report Series No. 398, 2000.

Method for calculation the absolute dose in the Monte Carlo simulation

Luong Thi Oanh¹, Dang Thanh Luong¹, Duong Thanh Tai^{2,3}

¹Nguyen Tat Thanh University; ²Đông Nai Hospital; ³University of Science, VNU-HCM
Corresponding author: thanhtai_phys@yahoo.com

Received 24-11-2017; Accepted 02-02-2018; Published 20-11-2018

Abstract—In this study, we presented the method for calculation the absolute dose in the Monte Carlo simulation following the prescription of Popescu et al for the 6 MV photon energy. The BEAMnrc was used to simulate 6 MV photon beams from a Siemens Primus M5497 linear accelerator at DongNai general hospital. The DOSXYZnrc was then used to calculate the dose distribution in a homogeneous phantom (in form of CT images). The absolute dose obtained from the MC and TPS were compared with measured ones using an ion chamber

(Farmer Type Chamber FC65-P, IBA). The average doses discrepancy between the simulated and measured dose was $0.53 \pm 0.37\%$ and between the simulated and TPS was $1.00 \pm 0.51\%$. Results showed good agreement between simulated, measured and calculated dosed on a homogeneous phantom.

Keywords—Linear accelerator, Monte Carlo simulation, EGSnrc, Absolute dose