

Mô phỏng máy gia tốc tuyến tính bằng phương pháp Monte Carlo dùng chương trình EGSnr

Dương Thanh Tài, Hoàng Đức Tuấn, Lương Thị Oanh, Trương Thị Hồng Loan,
Nguyễn Đông Sơn

Tóm tắt—Phương pháp Monte Carlo được xem là một phương pháp tính liều chính xác nhất trong xạ trị. Mô phỏng máy gia tốc chính xác là một yêu cầu cần thiết trong tính liều bằng phương pháp này. Trong nghiên cứu này, máy gia tốc Primus M5497 của hãng Siemens tại Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai được mô phỏng bằng chương trình EGSnr cho mức năng lượng photon 6 MV. BEAMnr và DOSXYZnr là hai chương trình được sử dụng trong việc mô phỏng và tính toán phân bố liều trong phantom nước. Phần trăm liều theo độ sâu (Percentage depth dose, PDD) và phân bố liều theo phương ngang (Beam profiles, OCR) có được từ mô phỏng được so sánh với dữ liệu thực nghiệm để đánh giá độ chính xác trong mô phỏng. Kết quả thu được có sự phù hợp tốt giữa mô phỏng và thực nghiệm với sự khác biệt của PDD là 1,26 % và OCR nhỏ hơn 2 %. Bên cạnh đó, chúng tôi sử dụng phương pháp đánh giá bằng chỉ số Gamma chạy trên Matlab. Phần trăm liều theo độ sâu có phần trăm chỉ số Gamma đạt 100% và phân bố liều theo phương ngang có phần trăm chỉ số gamma đạt 98,5 % với yêu cầu sai biệt về liều là 3 % và độ lệch về khoảng cách là 3 mm. Kết quả trên cho thấy đã mô phỏng thành công máy gia tốc tuyến tính với độ chính xác cao.

Từ khóa—máy gia tốc, mô phỏng Monte Carlo, EGSnr, BEAMnr, DOSXYZnr, chỉ số gamma.

Ngày nhận bản thảo: 29-7-2017; Ngày chấp nhận đăng: 18-12-2017; Ngày đăng: 15-10-2018.

Tác giả Dương Thanh Tài^{1,2,*}, Hoàng Đức Tuấn^{2,4}, Lương Thị Oanh^{2,4}, Trương Thị Hồng Loan², Nguyễn Đông Sơn³ - ¹Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai; ²Trường Đại học Khoa học Tự nhiên, ĐHQG-HCM; ³Công ty thiết bị y tế Chí Anh; ⁴Trường Đại học Nguyễn Tất Thành (Email: thanhtai_phys@yahoo.com)

1 MỞ ĐẦU

Ngày nay, xạ trị là một trong những ngành ứng dụng kỹ thuật hạt nhân vào y học mạnh mẽ nhất và là một trong những phương pháp đóng vai trò quan trọng trong điều trị ung thư. Một trong những yêu cầu thiết yếu quyết định đến sự thành công hay thất bại trong xạ trị là tính toán liều cho bệnh nhân trước khi xạ trị. Tuy nhiên, việc tính liều có chính xác hay không lại phụ thuộc vào thuật toán được sử dụng để tính toán. Các thuật toán tính liều được phát triển mạnh mẽ từ năm 1950 [1] và được chia làm 3 nhóm chính: (1) dựa trên sự hiệu chỉnh (correction-based), (2) dựa trên mô hình hóa (model-based) và (3) dựa trên các nguyên lý cơ bản (principle-based).

Thuật toán tính liều dựa trên sự hiệu chỉnh là một thuật toán tính liều dựa vào các giá trị nội suy hoặc ngoại suy từ thực nghiệm như: Phần trăm liều theo độ sâu (PDD) cho các kích thước trường khác nhau tại một nguồn bề mặt nhất định (Source to Surface Distance, SSD), sự phân bố liều theo phương ngang (OCR), tỉ số mô phantom (Tissue Phantom Ratio, TPR)... Sau đó thuật toán này được hiệu chỉnh sự khác biệt giữa điều kiện điều trị và điều kiện đo lường. Hiệu chỉnh bao gồm: Hiệu chỉnh sự suy giảm do môi trường không đồng nhất, hiệu chỉnh tán xạ, kích thước trường, ... Đối với môi trường đồng nhất như nước, thuật toán này cho kết quả khá chính xác. Tuy nhiên, đối với môi trường không đồng nhất như cơ thể (xương và phổi...) thì thuật toán này kém chính xác [1].

Thuật toán tính liều dựa trên mô hình hóa bắt đầu từ những nguyên lý vật lý và sau đó đơn giản hóa các quá trình tương tác vật lý nhằm mô phỏng

sự vận chuyển của các bức xạ trong thực tế để đẩy nhanh tốc độ tính toán. Những quá trình tương tác vật lý này được đơn giản hóa bằng phương trình tính toán tích chập (convolution) hoặc siêu chồng chập (convolution -superposition) sử dụng trong môi trường không đồng nhất và cho độ chính xác khá cao. Tính liều bằng thuật toán này đã được đưa vào phần mềm lập kế hoạch sử dụng các thuật toán tính liều khác nhau gồm: Pencil Beam Convolution (PBC), the Analytical Anisotropic Algorithm (AAA), (Varian Medical System, Inc. Palo Alto, CA, USA) và Collapse Cone Convolution (CCC) algorithms, (Pinnacle, CMS XiO) [9].

Thuật toán tính liều dựa trên nguyên lý ứng dụng phương pháp Monte Carlo (MC) để mô phỏng sự vận chuyển của số lượng lớn các hạt photon và các hạt electron trong môi trường vật chất. Phương pháp MC thường được sử dụng như là công cụ để kiểm tra tính chính xác cho những thuật toán tính liều khác [2]. Phương pháp này mô tả chính xác bản chất vật lý của từng tương tác bởi xem xét riêng cho hình học của từng máy gia tốc, bộ phận tạo chùm tia, bề mặt bệnh nhân và sự không đồng đều về mật độ, cho phép xử lý nhiều trường hợp tính liều phức tạp nên kết quả tính toán phân bố liều chính xác hơn. Cũng do đó việc tính toán liều bằng phương pháp MC tốn nhiều thời gian hơn so với những thuật toán tính liều khác.

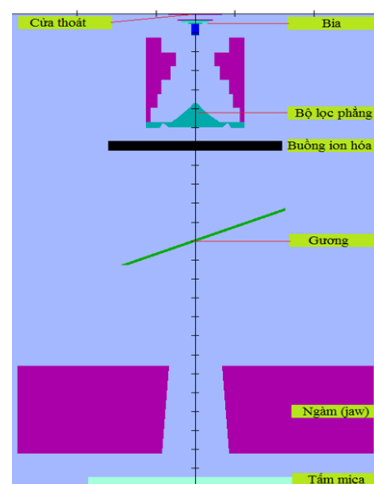
Để có thể áp dụng phương này việc mô phỏng chính xác máy gia tốc là một yêu cầu thiết yếu. Mục tiêu của nghiên cứu này là mô phỏng hệ máy gia tốc Primus M5497 (của hãng Siemens) đang được sử dụng trong điều trị tại Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai (gọi tắt là Bệnh viện). Hiện nay, những chương trình áp dụng Monte Carlo gồm: PENELOPE, MCNP, GEANT4, GATE, EGSnrc... Mỗi chương trình có những thế mạnh riêng và có thể ứng dụng trong nhiều lĩnh vực khác nhau. Trong đó, được áp dụng nhiều nhất trong lĩnh vực y khoa phải kể đến là chương trình EGSnrc. Chương trình EGSnrc đã được phát triển với các chương trình con linh hoạt như BEAMnrc, DOSXYZnrc [3, 4]. Vì vậy, trong nghiên cứu này, chúng tôi sử dụng chương trình EGSnrc để mô phỏng máy gia tốc tuyến tính dùng trong xạ trị của hãng Siemens tại Bệnh viện.

Xử lý kết quả giữa mô phỏng và thực nghiệm là một công đoạn quan trọng ảnh hưởng đến kết quả của quá trình mô phỏng. Các công trình nghiên cứu trước đó về mô phỏng máy gia tốc bằng chương trình EGSnrc [5] thường sử dụng sai số tương đối để đánh giá kết quả. Tuy nhiên, việc sử dụng sai số tương đối (sai khác liều điểm) để đánh giá là chưa đủ và thiếu chính xác cho những trường hợp tính liều tại vùng có liều cao và vùng biến thiên liều [6]. Chỉ số gamma đã được đề xuất bởi Low và cộng sự (1998) [6] được áp dụng trong nghiên cứu này. Ngoài ra, chỉ số chất lượng (beam quality) và độ phẳng (flatness) chùm tia cũng được tính toán để so sánh giữa mô phỏng và thực nghiệm.

2 VẬT LIỆU VÀ PHƯƠNG PHÁP

Mô phỏng máy gia tốc bằng chương trình BEAMnrc

Sử dụng chương trình BEAMnrc để mô phỏng cho chùm photon ở mức 6 MV của hệ. Với kích thước trường chiếu là $10 \times 10 \text{ cm}^2$ và khoảng cách từ nguồn đến mặt phẳng phantom SSD = 100 cm. Tất cả các vật liệu và kích thước của hệ máy gia tốc được cung cấp từ nhà sản xuất. Tất cả các thành phần cần thiết trong đầu máy gia tốc được mô phỏng bởi chương trình BEAMnrc bằng cách thiết lập một số thành phần riêng lẻ gọi là mô-đun (component module, CM), vuông góc với hướng chiếu của chùm tia. Cấu tạo máy gia tốc tại Bệnh viện gồm 9 thành phần, mỗi thành phần được mô tả bởi một CM trong BEAMnrc như sau (hình 1):



Hình 1. Các thành phần máy gia tốc

- 1) Cửa thoát (exit window) gồm 2 lớp titan (Ti) dày 0,005 cm và một lớp nước dày 0,066 cm ở giữa. Cửa sổ thoát chân không có vị trí bắt đầu tại -0,424 cm. Được khai báo là CM: SLABS;
- 2) Bìa (target) gồm 8 lớp theo thứ tự không khí dày 0,112 cm; vonfram (W) dày 0,064 cm, hợp kim đồng thau của vàng (81,5 %); đồng (16,5 %) và nicken (2 %) (Nicoro) dày 0,015 cm, đồng (Cu) dày 0,165 cm, Nicoro dày 0,005 cm, thép không rỉ dày 0,102 cm; than chì dày 1,016 cm; thép không rỉ dày 0,004 cm. CM: FLATFILT;
- 3) Bộ lọc phẳng (flattening filter) được khai báo CM: FLATFILT;
- 4) Buồng ion hóa (ionization chamber) gồm 3 lớp: gồm (Al₂O₃) dày 0,152 cm xen kẽ với 2 lớp nitrogen (N₂) dày 0,184 cm. CM: CHAMBER;
- 5) Gương (mirror) cấu tạo bởi SiO₂ 0,209 cm. CM: MIRROR;
- 6) Ngâm theo trục Y (JAWY) làm bằng vonfram, độ mở theo trục y thay đổi được để tạo kích thước trường 10 × 10 cm² trên bề mặt Phantom, dày 7,620 cm. CM: JAWS;
- 7) Ngâm theo trục X (JAWX) làm bằng vonfram, độ mở theo trục x thay đổi được để tạo kích thước trường 10 × 10 cm² trên bề mặt phantom, dày 7,620 cm. CM: JAWS;
- 8) Tấm mica (RECTICLE tray) làm bằng mica dày 0,663 cm. CM: SLABS;
- 9) Lớp không khí dày 56,805 cm. CM: SLABS.

Các thông số mô phỏng như AE = ECUT = 0,700 MeV, AP = PCUT = 0,010 MeV được áp dụng như các nghiên cứu trước [7]. Số lịch sử N = 10⁹ hạt electron được mô phỏng và tiến hành chạy trên bộ vi xử lý 2400 của Intel (R) Core i5. Mô tả chính xác nguồn electron đập vào bìa là một yêu cầu cần thiết để mô phỏng chính xác máy gia tốc. Trong nghiên cứu này, chúng tôi sử dụng nguồn số 19 trong thư viện nguồn [4]. Các thông số của nguồn số 19 được công bố trong công trình trước đó [8].

Đầu ra của quá trình chạy BEAMnrc để mô phỏng máy gia tốc tuyến tính là file không gian pha, có chứa đầy đủ các thông tin của các quá trình chuyển động của hạt như năng lượng, vị trí, góc tới, hướng chuyển động,... File không gian

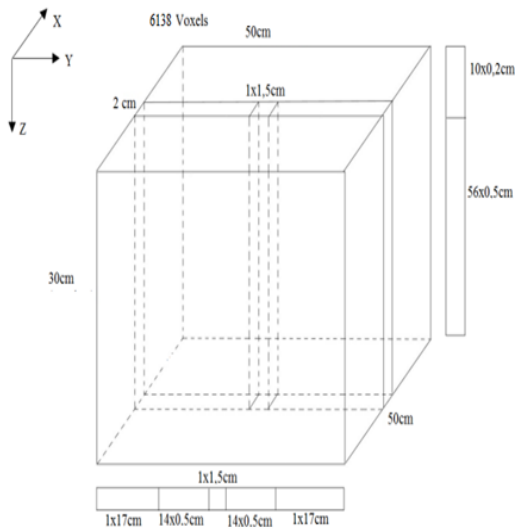
pha được ghi nhận tại CM thứ 9 với khoảng cách SSD = 100 cm tính từ nguồn chiếu. Có thể sử dụng file không gian pha để phân tích chùm tia cũng như là nguồn đầu vào cho quá trình tính toán phân bố liều trong phantom.

Tính toán phân bố liều bằng chương trình DOSXYZnrc

Chương trình DOSXYZnrc đã được sử dụng để tính toán phân bố liều cho phantom nước (50 × 50 × 30 cm³). Khai báo nguồn ở đây là nguồn 2 trong thư viện của DOSXYZnrc. Nguồn 2 dùng file không gian pha (*.egsphsp1) được tạo ra từ quá trình chạy BEAMnrc. Nguồn tới từ phía trước theo phương z và nằm trên mặt phantom. Phantom được chia thành 3 × 31 × 66 voxels, được trình bày trong hình 2. Phantom nước được đặt tại vị trí sao cho khoảng cách từ nguồn chiếu đến bề mặt phantom là SSD = 100 cm. Các electron và photon có năng lượng tối thiểu (ECUT, PCUT) đã được thiết lập là 0,700 MeV và 0,010 MeV tương ứng. Các số liệu mô phỏng về phân bố liều trong phantom nước từ quá trình chạy DOSXYZnrc được tiến hành phân tích và đánh giá độ sai biệt với thực nghiệm dựa vào sai số tương đối và chỉ số Gamma được tính bằng code Matlab.

Khảo sát các thông số thực nghiệm

Các số liệu thực nghiệm gồm phần đường trầm liều theo độ sâu (PDD), đường phân bố liều theo phương ngang (OCR) tại các độ sâu 1,5 cm, 5 cm, 10 cm, 20 cm thu được trên hệ máy gia tốc tuyến tính Siemens Primus M5497. Hệ đo được thiết lập như Hình 3 gồm: hai buồng ion hóa CC13 (IBA Dosimetry, Đức), một cái được đặt trong phantom nước và cái còn lại để ở trên không khí. Đầu dò được đặt trong phantom có thể di chuyển tới mọi vị trí trong phantom. Các đầu dò này được điều khiển bởi hệ thống phần mềm điều khiển Omni Pro-Accept V7.4c (IBA Dosimetry, Đức) thông qua khối CU500E (IBA Dosimetry, Đức), có nhiệm vụ cung cấp điện áp ± 300 V cho hai đầu dò, điều khiển đầu dò đến đúng vị trí cần đo.



Hình 2. Khai báo phantom cho DOSXYZnrc

Tính sai số tương đối

Sai số tương đối giữa mô phỏng và thực nghiệm được tính bởi công thức sau:

$$\Delta D = \frac{D_1 - D_2}{D_1} \times 100\% \tag{1}$$

Trong đó: D_1 là giá trị liều đo thực nghiệm tại vị trí theo trục z, D_2 là giá trị liều mô phỏng tại vị trí theo trục z.

Tính chỉ số Gamma

Việc sử dụng sai khác liều điểm để đánh giá kết quả theo cách thông thường là chưa đủ vì nó có thể gây ra các sai số ở các vùng liều thấp và khu vực có độ biên thiên liều cao [6, 8]. Do đó, chỉ số gamma là một phương pháp mới được dùng trong nghiên cứu này để đánh giá kết quả mô phỏng. Chỉ số Gamma kết hợp giữa sai số liều lượng ΔD trong phạm vi khoảng cách cho phép DTA (thông thường $\Delta D/DTA = 3\%/3 \text{ mm}$).

Chỉ số gamma được tính theo công thức sau:

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_M^2}} \tag{2}$$

Trong đó:

+ $\Delta D = \delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m)$ là sai khác liều tính toán với liều đo.

+ $\Delta d = r^2(r_m, r_c) = |r_m - r_c|$ là sai khác về vị trí đối với cùng một giá trị liều.

+ r_m là vị trí của điểm đo, r_c là vị trí không gian của phân bố tính toán ứng với điểm đo.

Tính các thông số của chùm tia photon

$$G_i = \frac{D_{10}}{D_{max}} \tag{3}$$

Thông số chất lượng chùm tia [9]:

Trong đó: D_{10} là liều tại độ sâu $z = 10 \text{ cm}$, D_{max} là liều tại độ sâu cực đại.

- Độ phẳng của chùm tia:

Độ phẳng chùm tia F được định nghĩa là sự thay đổi lớn nhất về giá trị phần trăm liều theo phương ngang, trong vùng chiếm khoảng 80% kích thước trường chiếu tính từ vị trí trung tâm [9].

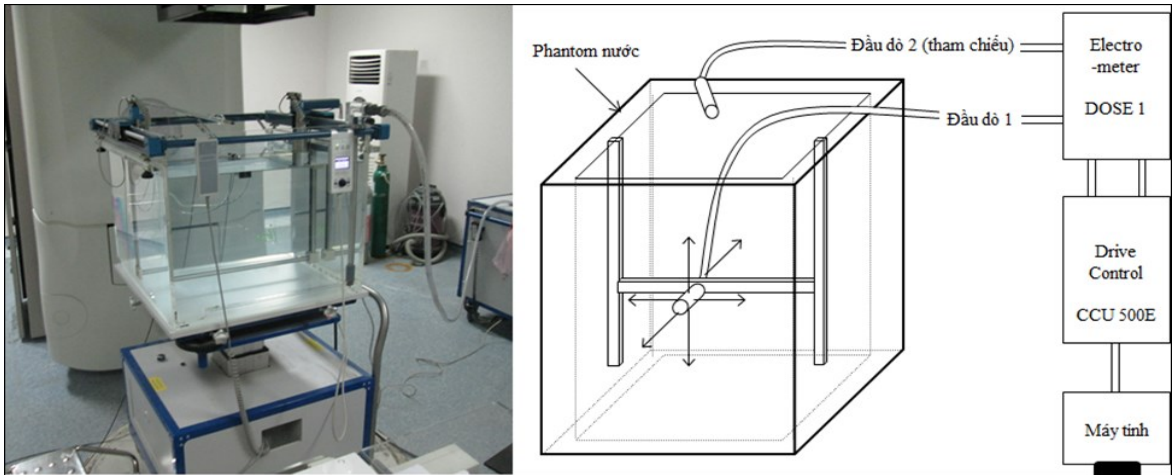
$$F = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}} \times 100\% \tag{4}$$

Trong đó: I_{max} và I_{min} lần lượt là giá trị phần trăm liều hấp thụ lớn nhất và nhỏ nhất trong vùng khoảng 80% kích thước trường chiếu.

3 KẾT QUẢ VÀ THẢO LUẬN

Đường phân trăm liều theo theo độ sâu (depth dose)

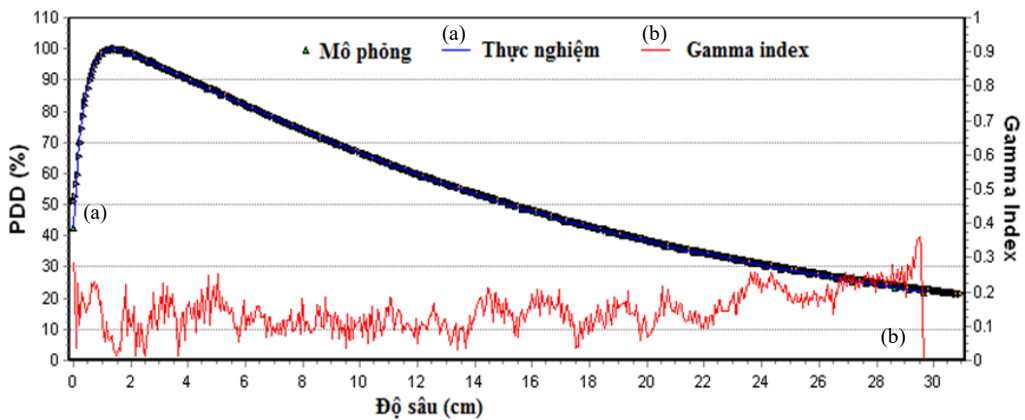
Đường phân bố liều theo độ sâu của chùm photon 6 MV được chuẩn hoá tại độ sâu có giá trị liều cực đại là 1,5 cm. Hình 5 trình bày đường phân bố liều theo độ sâu có được từ thực nghiệm và mô phỏng bằng chương trình EGSnrc; đường màu đỏ là chỉ số gamma.



Hình 3. Hệ đo thực nghiệm (hình trái) và sơ đồ kết nối (hình phải)

Hình 4 cho thấy có sự phù hợp rất tốt giữa giá trị mô phỏng với giá trị thực nghiệm. Theo thống kê, sai khác trung bình giữa mô phỏng và thực nghiệm là 1,26 %. Trong đó, sai khác lớn nhất được phát hiện trong vùng 0,5 cm đầu tiên từ bề mặt nước là 3,15 % và vùng từ độ sâu $z = 10$ cm tới $z = 30$ cm là 1,64 %. Sai khác ít nhất hiện diện

trong vùng từ độ sâu cực đại (d_{max}) đến vị trí $z = 10$ cm là 0,29 % (hình 2). Bên cạnh đó tất cả các điểm đều có chỉ số gamma < 1 (đường màu đỏ trong hình 4, bên trái). Phần trăm chỉ số gamma đạt yêu cầu sai biệt về liều 3 % và độ lệch về khoảng cách 3 mm là 100 %.

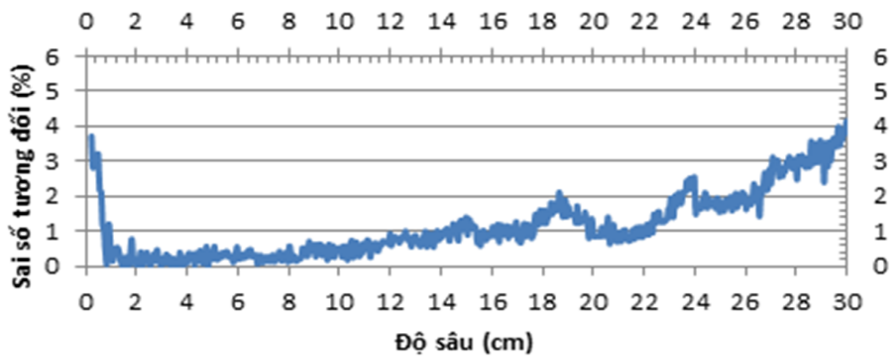


Hình 4. Kết quả mô phỏng và thực nghiệm của đường cong phân bố liều theo độ sâu

Chỉ số đánh giá chất lượng chùm tia photon đo được tính theo công thức (3) cho trường hợp mô phỏng là: $Q_i = 0,668$ %. Chỉ số phẩm chất chùm tia photon của máy LINAC khảo sát theo thực

thực nghiệm tại Bệnh viện là: $Q_i = 0,67$ %. Sai khác tương đối là 0,15 %.

Kết quả ở Hình 5 cho thấy rằng đường phân bố liều theo độ sâu giữa mô phỏng rất phù hợp với thực nghiệm.



Hình 5. Sai số tương đối theo độ sâu

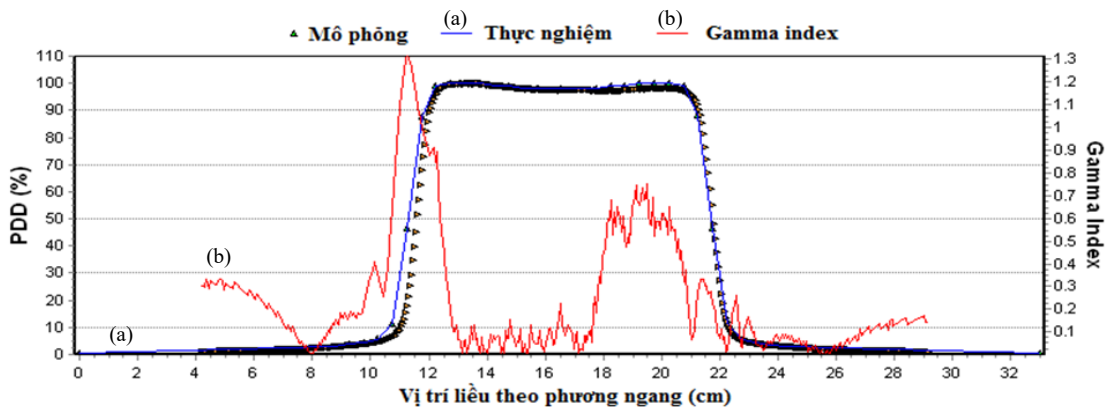
Phân bố liều theo phương ngang (beam profile)

Phân bố liều theo phương ngang được tính tại 3 độ sâu 1,5 cm; 5 cm; 10 cm và 20 cm và so sánh với phân bố liều thực nghiệm tại các độ sâu tương ứng.

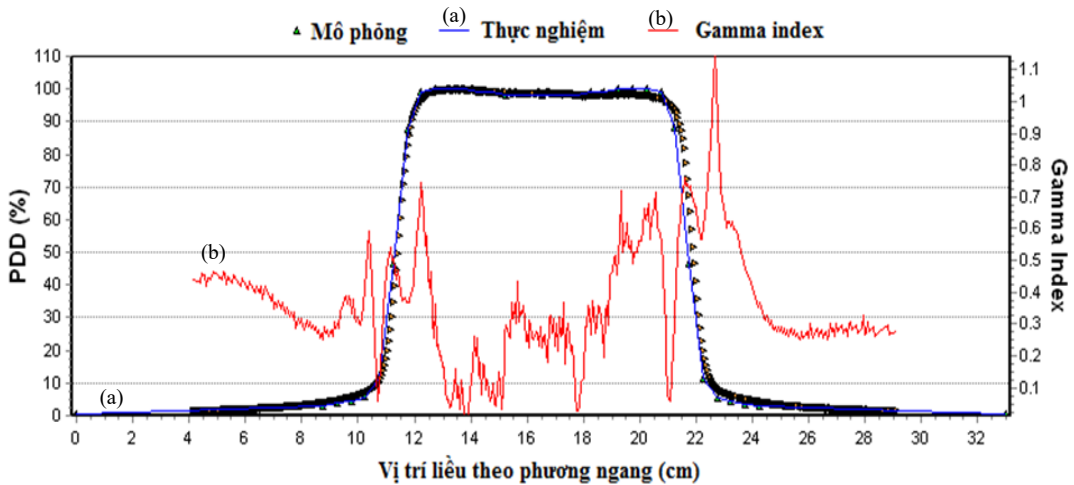
Phân bố liều theo phương ngang tại độ sâu 1,5 cm

Hình 7 là phân bố liều theo phương ngang của mức năng lượng 6 MV tại độ sâu 5 cm tốt hơn tại độ sâu 1,5 cm (Hình 6) (có 98% những điểm có chỉ số gamma < 1 với tiêu chí 3%/3 mm). Điều này có thể lý giải là liều tại các độ sâu gần bề mặt

nước dao động lớn hơn khi độ sâu tăng. Kết quả tính toán độ phẳng chùm tia của quá trình mô phỏng theo công thức (4) là 1,12 %. Độ phẳng chùm tia F đo được bằng thực nghiệm tại độ sâu tương ứng là 1,19 %. Vậy độ phẳng chùm tia F của mô phỏng khá tương đồng với thực nghiệm. Độ phẳng của chùm tia mô phỏng tại độ sâu 5 cm cũng tốt hơn so với độ sâu 1,5 cm. Bề rộng penumbra có sự phù hợp khá tốt. Phân bố liều có được từ quá trình mô phỏng trong vùng umbra vẫn có chút sai lệch nhỏ so với thực nghiệm, thấp hơn so với thực nghiệm (chỉ số gamma lớn hơn 1 tại vị trí từ 22 – 24 cm).



Hình 6. Phân bố liều theo phương ngang của mức năng lượng 6 MV tại độ sâu 1,5 cm

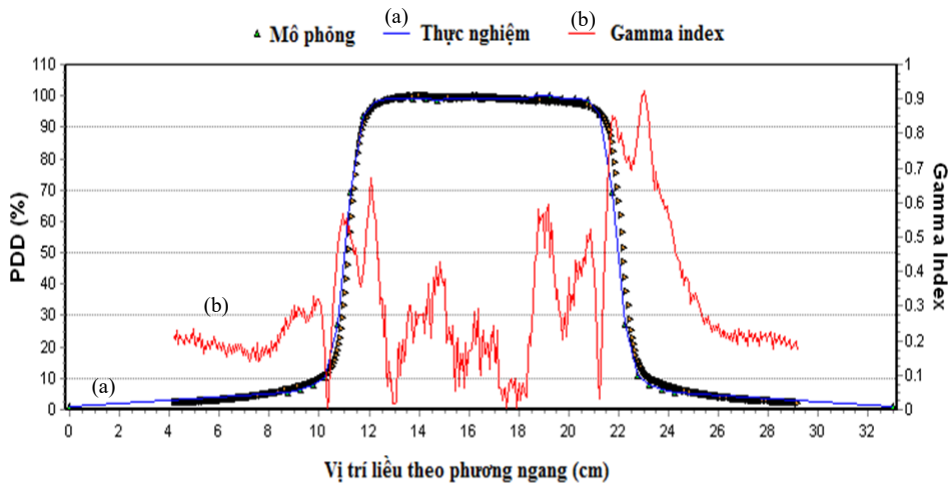


Hình 7. Phân bố liều theo phương ngang của mức năng lượng 6 MV tại độ sâu 5 cm

Phân bố liều theo phương ngang tại độ sâu 10 cm

Kết quả tính toán độ phẳng chùm tia của quá trình mô phỏng theo công thức (4) là 0,59 %. Hình 8 là phân bố liều theo phương ngang tại độ sâu 10 cm và theo kết quả tính độ phẳng thì thấy

rằng có sự phù hợp rất tốt giữa mô phỏng và thực nghiệm, cụ thể là chỉ số gamma trong trường hợp này đạt 100 % với tiêu chí 3 %/3 mm và độ phẳng chùm tia F là rất tốt.

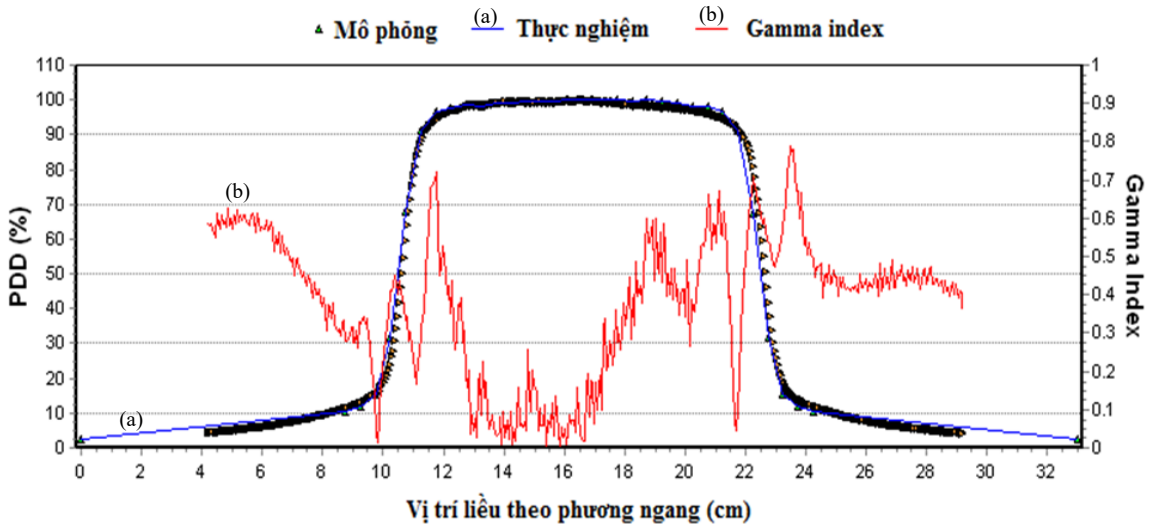


Hình 8. Phân bố liều theo phương ngang của mức năng lượng 6 MV tại độ sâu 10 cm

Phân bố liều theo phương ngang tại độ sâu 20 cm

Kết quả tính toán độ phẳng chùm tia của quá trình mô phỏng theo công thức (4) là 1,01. Tương tự như các trường hợp trên, phân bố liều theo

phương ngang tại độ sâu 20 cm (Hình 9) phù hợp với thực nghiệm (phần trăm chỉ số gamma đạt tiêu chí 3 %/3 mm là 100 %).



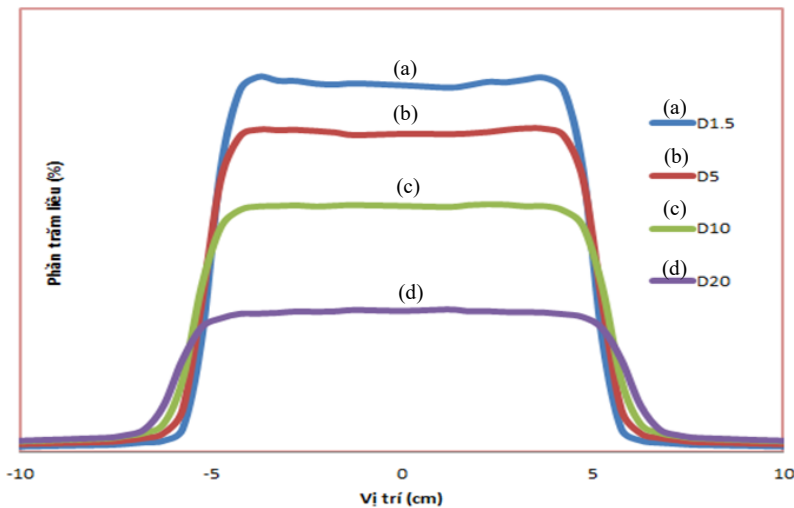
Hình 9. Phân bố liều theo phương ngang của mức năng lượng 6 MV tại độ sâu 20 cm

Hình 10 thể hiện tổng thể các phân bố liều tại những độ sâu khác nhau của phantom trong quá trình mô phỏng.

Kết quả khảo sát phần trăm liều theo phương ngang tại các độ sâu khác nhau cho thấy tại độ sâu 10 cm là phù hợp tốt nhất. Kết quả này góp phần

lý giải lý do tại sao các nhà vật lý y khoa thường chuẩn hóa, khảo sát liều tại độ sâu này.

Kết quả trên cho thấy rằng kết quả khảo sát liều theo phương ngang tại các độ sâu khác nhau phù hợp tốt với thực nghiệm.



Hình 10. Phân bố liều tại các độ sâu khác nhau trong phantom

4 KẾT LUẬN

Chúng tôi đã mô phỏng thành công máy gia tốc tuyến tính tại Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai với độ chính xác cao: sai số tương đối giữa mô phỏng và thực nghiệm về PDD là 0,7 % và độ phẳng phân bố liều theo phương ngang nhỏ hơn 2 %.

Bên cạnh đó, chúng tôi sử dụng phương pháp đánh giá bằng chỉ số Gamma chạy trên code Matlab. Phần trăm liều theo độ sâu có phần trăm chỉ số Gamma đạt 100 % và phân bố liều theo phương ngang có phần trăm chỉ số gamma đạt 98,5 % với yêu cầu sai biệt về liều là 3 % và độ lệch về khoảng cách là 3 mm.

Lời cảm ơn: Một phần kết quả của nghiên cứu này được báo cáo tại Hội nghị Vật lý y khoa tại Malaysia (IOS ISMP), ngày 26 tháng 08 năm 2016 và Hội nghị Vật lý y khoa thế giới tại (ICMP) Thái Lan, ngày 12 tháng 12 năm 2016.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1]. L. Lu, Dose calculation algorithms in external beam photon radiation therapy, *Int J Cancer Ther Oncol*, 1:01025, 2013.
- [2]. F. Verhaegen and J. Seuntjens, Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams, *Phys. Med. Biol.* 48, R107–R164, 2003.
- [3]. B. Walters, I. Kawrakow, and D.W.O. Rogers, DOSXYZnrc User's Manual, National Research Council of Canada Report, PIRS–794, 2004.
- [4]. D.W.O. Rogers, B. Walters, and I. Kawrakow, BEAMnrc Users Manual, National Research Council of Canada Report, PIRS –0509a, 2005.
- [5]. P.T.T. Lý, Tính liều hấp thụ gây bởi chùm tia photon từ máy gia tốc dùng Monte Carlo code EGS, Luận văn Thạc sĩ, Trường Đại học Khoa học Tự nhiên, ĐHQG-HCM, 2009.
- [6]. D.A. Low, W.B. Harms, S. Mutic, J.A. Purdy, A technique for the quantitative evaluation of dose distributions, *Med. Phys.* 25, 656–661, 1998.
- [7]. Y. Shi, L. Zhou, X. Zhen, S. Zhang, The simulation of linear accelerator using BEAMnrc with DOSXYZnrc, *IEEE* 978, 4244–4713, 2010.
- [8]. 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*, 851, 2017.
- [9]. S. Tung, Linac accelerator: Service instruction, Siemens OCS, TH003/02/I (2005), vùng khí hậu nông nghiệp, 21, 2016.

The simulation of a linear accelerator using Monte Carlo method with EGSnrc Program

Duong Thanh Tai^{1,2,*}, Hoang Duc Tuan^{2,4}, Luong Thi Oanh^{2,4},
Truong Thi Hong Loan², Nguyen Dong Son³

¹Dong Nai General Hospital; ²VNUHCM-University of Science; ³Chi Anh Company; ⁴Nguyen Tat Thanh University

*Corresponding author: thanhtai_phys@yahoo.com

Received: 29-7-2017, Accepted: 18-12-2017, Published: 15-10-2018.

Abstract—The Monte Carlo method is considered to be the most accurate algorithm for dose calculation in radiotherapy. Linear accelerator accurate simulation is required as a prior condition for Monte Carlo dose calculation algorithm. In this study, the 6 MV photon beams from a Siemens Primus Linear Accelerator (LINAC) M5497 at the Dong Nai General Hospital was modelled by using EGSnrc. The BEAMnrc và DOSXYZnrc user code were used for simulation the head of LINAC and the dose distribution in water phantom. The percentage depth dose (PDD) and beam profiles (OCR) were calculated and then compared with the measured

ones in order to evaluate the simulation accuracy. Excellent agreement was found between simulations and measurements with an average difference of 1.26 % for PDD, less than 2 % for OCR. In addition, the gamma evaluation method for simulation was also performed using an in-house Matlab code. The percentage gamma passing rate was 100% for PDD and 98.5 % for OCR with 3 % dose difference and 3 mm distance to agreement as acceptance criteria. The result showed that we had successfully simulated LINAC with excellent agreement.

Index Terms—linear accelerator, Monte Carlo simulation, EGSnrc, BEAMnrc, DOSXYZnrc, Gamma index.