

ĐÁNH GIÁ ẢNH HƯỞNG CỦA HỐC KHÍ VÀ TRƯỜNG CHIẾU NHỎ TỚI PHÂN BỐ LIỀU CỦA KẾ HOẠCH JO - IMRT TRÊN BỆNH NHÂN UNG THƯ ĐẦU CỔ BẰNG PHƯƠNG PHÁP MONTE CARLO

Lương Thị Oanh¹, Dương Thanh Tài^{2,3*}, Trương Thị Hồng Loan^{4,5}

DOI: 10.38103/jcmhch.2020.66.8

TÓM TẮT

Mục tiêu: Mục đích của nghiên cứu này là sử dụng phương pháp mô phỏng Monte Carlo (MC) để đánh giá ảnh hưởng các hốc khí trong phantom và bệnh nhân ung thư đầu cổ điều trị bằng kỹ thuật JO - IMRT.

Đối tượng, phương pháp: Chương trình EGSnrc - MC được sử dụng để tính toán mức giảm liều tại vùng tiếp giáp giữa không khí và mô trong phantom plastic (30×30×30 cm³) có chứa hốc khí (15×4×4 cm³) với các trường chiếu khác nhau (1×1, 2×2, 3×3, 4×4, 5×5 cm²). Các giá trị hệ số nhiễu loạn liều - DPF và phần trăm suy giảm liều - PDR được sử dụng để đánh giá trường hợp phantom. Với kế hoạch JO-IMRT cho bệnh nhân ung thư đầu cổ biểu đồ lượng liều thể tích (DVH), lát cắt (isodose), và chỉ số gamma với tiêu chí 3% /3 mm được sử dụng để so sánh kết quả giữa MC và TPS.

Kết quả: PDF với các kích thước trường 1×1, 2×2, 3×3, 4×4 và 5×5 cm² tương ứng là 62,04%; 52,34%; 40,71%; 26,72% và 19,85%. Kết quả cũng cho thấy liều hấp thụ trung bình trong PTV của bệnh nhân tính bằng MC (65,58 Gy) thấp hơn liều tính toán từ TPS (71,41 Gy).

Kết luận: Từ nghiên cứu này, chúng tôi kết luận rằng việc giảm liều ở vùng tiếp giáp mô/không khí tác động đáng kể đến độ chính xác của phép tính liều JO-IMRT ở bệnh nhân ung thư đầu cổ (H & N).

Từ khoá: Hốc khí, JO - IMRT, Monte Carlo, Ung thư đầu cổ

ABSTRACT

MONTE CARLO EVALUATION OF AIR CAVITY AND SMALL FIELD EFFECTS IN JO - IMRT DOSE DISTRIBUTIONS ON PATIENTS WITH HEAD AND NECK CANCER

Lương Thị Oanh¹, Dương Thanh Tài^{2,3*}, Trương Thị Hồng Loan^{4,5}

Purposes: The goal of this study was to use Monte Carlo (MC) simulation to examine the dosimetric effects of the air cavity on JO-IMRT dose distribution at air-tissues interfaces in head-and-neck (H&N) patients.

1 Ngành Vật lý Y khoa, Khoa Y, Trường Đại học Nguyễn Tất Thành, Hồ Chí Minh;

2 Bộ môn Điện tử Công nghiệp - Y Sinh, Khoa Điện Tử, Trường Đại Học Sư Phạm Kỹ Thuật - TP. Hồ Chí Minh;

3 Khoa Ung bướu và Y học Hạt nhân, Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai, Đồng Nai;

4 Bộ môn Vật lý Hạt nhân - Kỹ thuật Hạt nhân, Khoa Vật lý - Vật lý Kỹ thuật, Trường Đại học Khoa học Tự nhiên, Đại học Quốc gia TP. Hồ Chí Minh, Hồ Chí Minh;

5 Đại học Quốc gia TP. Hồ Chí Minh, Hồ Chí Minh.

- Ngày nhận bài (Received): 2/10/2020

- Ngày phản biện (Revised): 5/11/2020;

- Ngày đăng bài (Accepted): 21/12/2020

- Người phản hồi (Corresponding author): Dương Thanh Tài

- Email: thanhtaiphys@gmail.com; ĐT: 0945 569 139

Methods: The EGSnrc - MC code system was used to calculate the dose reductions in air-tissue interface region for single field irradiations with 1×1 , 2×2 , 3×3 , 4×4 , and 5×5 cm² in solid acrylic phantoms ($30 \times 30 \times 20$ cm³) and seven fields in a JO-IMRT plan. With phantom, the PDD values in both with and without an air cavity ($15 \times 4 \times 4$ cm³) which is 2.5 cm away from the anterior surface of phantom were used to evaluate. With the JO-IMRT plan, the dose-volume histograms (DVH), slice by slice isodose, and the gamma index using global methods implemented in PTW-VeriSoft with 3%/3 mm criteria were used to evaluate.

Results: The study results indicate that the dose reductions in the air-tissue interface region of the phantom are strongly dependent on field size. The average percentage dose reductions at 1 mm from the air-water interface for the field size 1×1 , 2×2 , 3×3 , 4×4 , and 5×5 cm² are 62.04%, 52.34%, 40.71%, 26.72%, and 19.85%, respectively. Additionally, the mean MC dose in the PTV (65.58 Gy) of patients were lower than the TPS predicted dose (71.41 Gy).

Conclusions: From this study, we conclude that the dose reduction in near air-tissue interfaces is a significant effect on JO-IMRT dose distribution in head-and-neck (H&N) patients.

Keywords: Air cavity, JO-IMRT, Monte Carlo simulation, Head-and-neck cancer.

I. GIỚI THIỆU

IMRT là kỹ thuật sử dụng các trường chiếu điều biến (trường chiếu nhỏ) để tối ưu phân bố liều theo hình dạng khối u không đều. Việc sử dụng trường chiếu nhỏ có ảnh hưởng rất đáng kể tới hiệu quả điều trị của IMRT và đang là vấn đề được quan tâm của các nhà Vật lý Y khoa trong nước và trên thế giới. Năm 2017, cơ quan Năng lượng Nguyên tử Quốc tế (IAEA) đặc biệt quan tâm đến vấn đề sử dụng trường chiếu nhỏ trong xạ trị photon và đã đưa ra 1 bộ quy tắc giành riêng cho việc đo liều lượng của các trường chiếu nhỏ sử dụng trong xạ trị ngoài [1]. Một môi trường thích hợp để thực hiện khảo sát sự thay đổi liều lượng của các trường chiếu nhỏ là trong các vùng có mật độ không đồng nhất (phantom chứa hốc khí). Khi sử dụng kỹ thuật xạ trị IMRT trong xạ trị ung thư đầu cổ sử dụng nhiều trường chiếu nhỏ cần lưu ý tới phân bố liều đến các khối u tiếp giáp với hốc khí dẫn đến sự mất cân bằng điện tử xung quanh vùng tiếp giáp mô - không khí. Theo nghiên cứu của nhóm tác giả Allen Li năm 2001 đưa ra đánh giá về sự thay đổi liều lượng hốc không khí trong các chùm tia X [2]. Năm 2007, tác giả Bart De và các cộng sự cho thấy ảnh hưởng của các hốc không khí trong PTV đối với tối ưu hóa IMRT dựa trên mô phỏng MC [3]. Gần đây nhất nhóm tác giả Navin đã phát hiện vùng liều sau hốc khí bị ảnh hưởng bởi trường chiếu nhỏ bằng việc so sánh với các liều kế và mô phỏng MC [4]. Do đó, mục tiêu của nghiên cứu này là đánh giá ảnh hưởng

của hốc khí và các trường chiếu nhỏ trong phân bố liều của kế hoạch JO-IMRT bằng phương pháp MC.

II. ĐỐI TƯỢNG VÀ PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU

Để thực hiện được mục tiêu đề ra trong phần giới thiệu, đầu tiên chúng tôi khảo sát sự thay đổi liều bề mặt trên phantom không đồng nhất có chứa hốc khí được chiếu bởi các trường chiếu nhỏ. Sau đó thực hiện các so sánh đánh giá trên thay đổi liều trên kế hoạch JO - IMRT bằng chương trình EGSnrc - MC.

2.1. Kế hoạch JO-IMRT trên Prowess

Panther

Chúng tôi thực hiện tối ưu tính liều bằng kỹ thuật IMRT với thuật toán Covolution Cone Convolution (CCC) trên Prowess - TPS đang sử dụng tại bệnh viện Đa khoa Đồng Nai.

Các kế hoạch được thực hiện trên phantom và trên bệnh nhân ung thư đầu cổ.

- Phantom đồng nhất với vật liệu tương đương mô ($D = 1,19$ g / cm³, $HU = 0$) có kích thước $30 \times 30 \times 20$ cm³ được chia thành $3 \times 71 \times 57$ voxels. Phantom không đồng nhất có kích thước tương đương trong trường hợp đồng nhất, chứa hốc khí ($D = 1$ g / cm³, $HU = -1000$) độ dày 4 cm được đặt cách bề mặt của phantom 3 cm. Góc chiếu hợp với trục thẳng đứng góc 0° với mức năng lượng 6 MV phát ra từ máy gia tốc Primus M5497 (Hãng Siemens, Đức) với các trường chiếu 1×1 , 2×2 , 3×3 , 4×4 và 5×5 cm².

- Kế hoạch JO-IMRT bệnh nhân ung thư đầu cổ gồm 7 trường chiếu được chọn là 72^0 , 100^0 , 155^0 , 210^0 , 252^0 , 265^0 , 300^0 ; mỗi trường chiếu được chia thành 7 trường chiếu nhỏ.

Các thông số vật lý từ kế hoạch đã được tối ưu bao gồm thông số về tâm trường chiếu, kích thước trường chiếu,... được sử dụng để thực hiện mô phỏng MC trên chương trình EGSnrc bao gồm 2 phần mềm BEAMnrc để mô phỏng đầu máy gia tốc và DOSXYZnrc để thực hiện tính liều 3D.

2.2. Phương pháp mô phỏng Monte Carlo

Trong nghiên cứu trước chúng tôi đã mô phỏng máy gia tốc tuyến tính Primus simens M5497 đang sử dụng tại Bệnh viện với mức năng lượng 6 MV phù hợp tốt với thực nghiệm [5]. Nghiên cứu này chúng tôi thực hiện mô phỏng các trường chiếu 1×1 , 2×2 , 3×3 , 4×4 và 5×5 cm² và các trường chiếu nhỏ của trường hợp bệnh nhân ung thư đầu cổ bằng chương trình BEAMnrc.

Chương trình DOSXYZnrc/EGSnrc Monte Carlo được sử dụng để tính toán liều trên phantom, bệnh nhân, ghi nhận mức giảm liều trong vùng giao diện không khí đối với các môi trường. Chúng tôi thực hiện tương tự cho trường hợp phantom và bệnh nhân với chi tiết về dữ liệu chiếu được chuyển đổi từ thông tin dữ liệu trên TPS cho các trường hợp phantom và bệnh nhân qua tương quan tọa độ giữa TPS và MC [6].

2.3. Phương pháp đánh giá kết quả

Trong nghiên cứu này các giá trị hệ số nhiễu loạn

liều - DPF và phần trăm suy giảm liều - PDR được sử dụng để đánh giá cho trường hợp phantom. Hệ số nhiễu loạn liều được sử dụng trong công bố của nhóm tác giả Li năm 2000 [2]. PDR là phần trăm suy giảm liều được sử dụng trong công bố của nhóm tác giả Navin và cộng sự [3].

$$PDF = \frac{PDD_{inhomo}}{PDD_{homo}} \quad (1)$$

$$PDR(PDE) = PDD_{homo} - PDD_{inhomo} \quad (2)$$

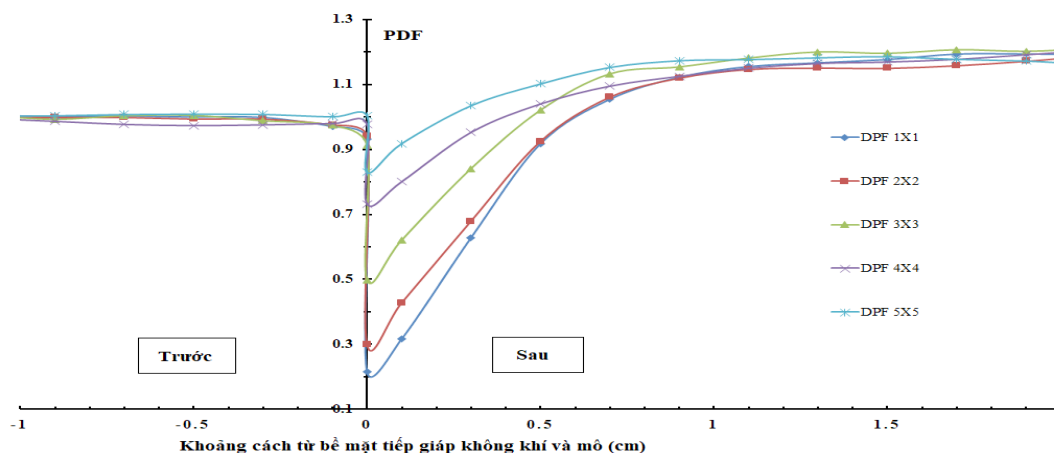
PDD_{inhomo} là phần trăm liều tại độ sâu z trong phantom không đồng nhất, PDD_{homo} là phần trăm liều tại độ sâu z (tương ứng) trong phantom đồng nhất.

Để đánh giá kết quả trên bệnh nhân phân bố liều tính bằng thuật toán CCC trên Prowess Panther TPS được so sánh với các giá trị liều được tính từ phần mềm EGSnrc - mô phỏng MC bằng biểu đồ lượng liều thể tích (DVH), lát cắt (isodose), và chỉ số gamma 3D với tiêu chí 3% / 3 mm.

III. KẾT QUẢ VÀ BÀN LUẬN

3.1. Phantom

Các kết quả so sánh liều tính từ Prowess Panther - TPS và mô phỏng MC trên phantom được biểu diễn ở hình 1 - kết quả nhiễu loạn liều với các trường chiếu khác nhau và bảng 1 biểu thị kết quả phần trăm liều giảm tại 1 mm và 1 cm sau hốc khí cho thấy với trường chiếu thay đổi.



Hình 1: DPF với các trường chiếu khác nhau.

Bệnh viện Trung ương Huế

Theo hình 1 ta thấy liều bị nhiễu loạn lớn nhất với trường hợp trường chiếu $1 \times 1 \text{ cm}^2$ và sự nhiễu loạn giảm với trường chiếu tăng dần. Kết quả của chúng tôi cũng phù hợp với công bố của nhóm tác giả Li và cộng sự năm 2000. Để chi tiết hơn về sự thay đổi liều chúng ta sẽ xem kết hệ số PDR và PDE về phần trăm liều giảm và tăng liều giữa môi trường đồng nhất và không đồng nhất xét trên PDD.

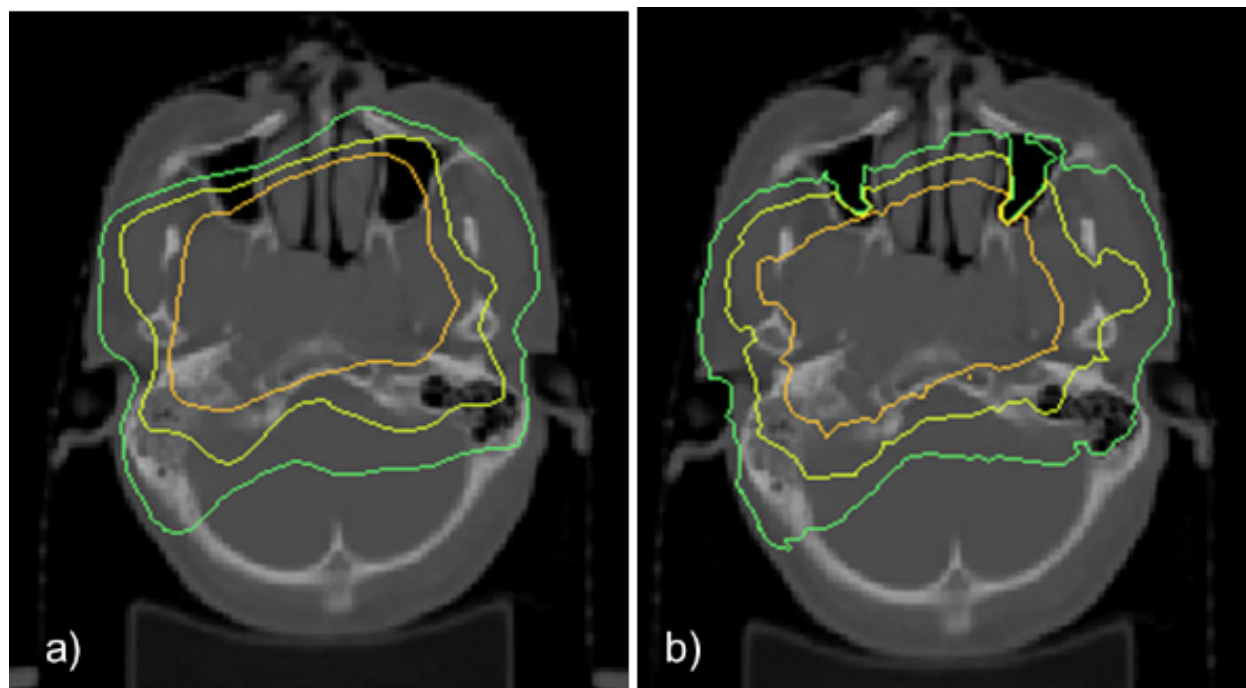
Bảng 1: Phần trăm liều giảm ở 1 mm và 1 cm sau hốc khí với trường chiếu thay đổi

Trường chiếu (cm x cm)	Phần trăm liều giảm tại 1 mm (%)	Phần trăm liều giảm tại 1 cm (%)
1x1	46,79	-11,04
2x2	40,41	-9,79
3x3	26,79	-12,75
4x4	14,55	-11,35
5x5	6,07	-12,48

Kết quả phần trăm liều giảm tại 1 mm sau hốc khí cho thấy với trường chiếu thay đổi phần trăm liều giảm tương đối lớn giữa PDD chứa hốc khí và PDD không chứa hốc khí ở trường chiếu càng nhỏ ($1 \times 1 \text{ cm}^2$) thì liều ở đây suy giảm càng lớn cụ thể sự sai khác lên tới 46,79% trường chiếu càng tăng thì PDR càng giảm ở trường chiếu $5 \times 5 \text{ cm}^2$ phần trăm liều giảm chỉ còn 6,07%. Kết quả PDR sau hốc khí 1 cm cho thấy các giá trị PDR ở đây bị âm có nghĩa là liều tính ở vị trí sau hốc khí 1cm trong phantom không đồng nhất lớn hơn trong trường hợp phantom đồng nhất. Tuy nhiên sự suy giảm này thì không đáng kể giữa các trường chiếu.

3.2. Bệnh nhân ung thư đầu cổ

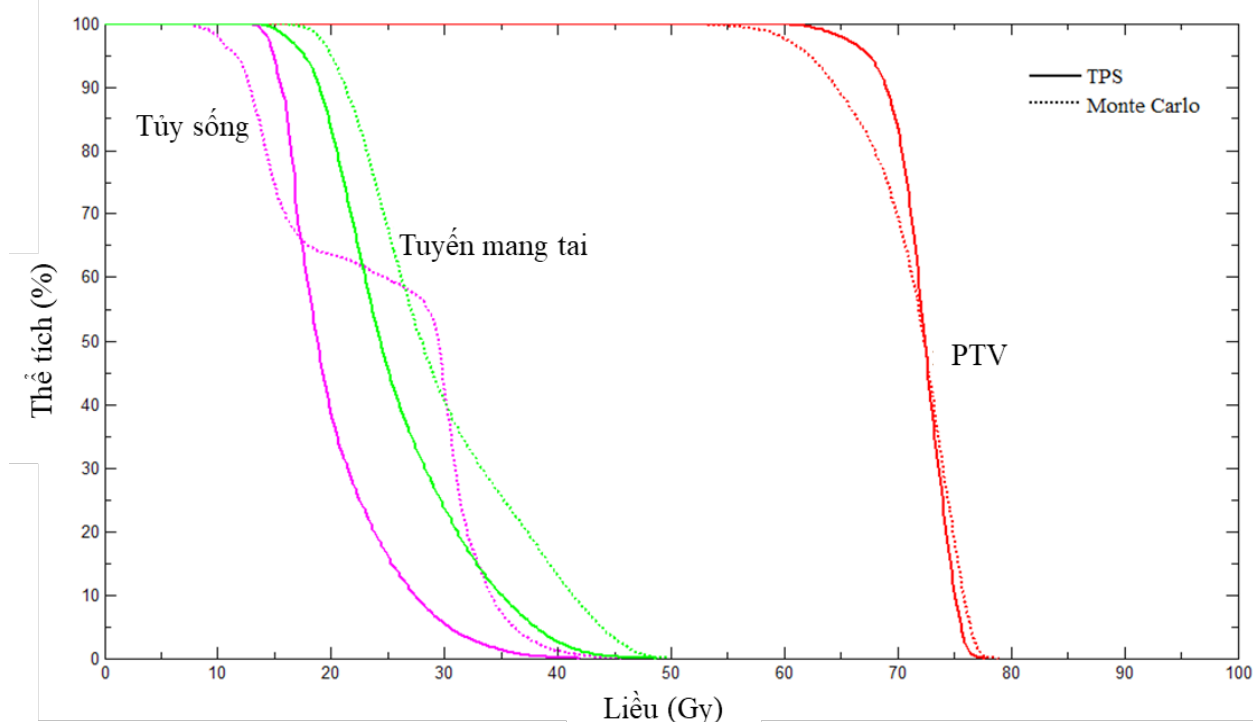
Các kết quả so sánh liều tính bằng Prowess Panther TPS với các giá trị liều được tính mô phỏng MC trên bệnh nhân được thể hiện trong hình 2 - Lát cắt CT của bệnh nhân, hình 3 - so sánh thông qua biểu đồ lượng liều thể tích (DVH), và chỉ số gamma 3D với tiêu chí 3% /3 mm trong hình 4.



Hình 2: Lát cắt CT của bệnh nhân a) TPS, b) MC

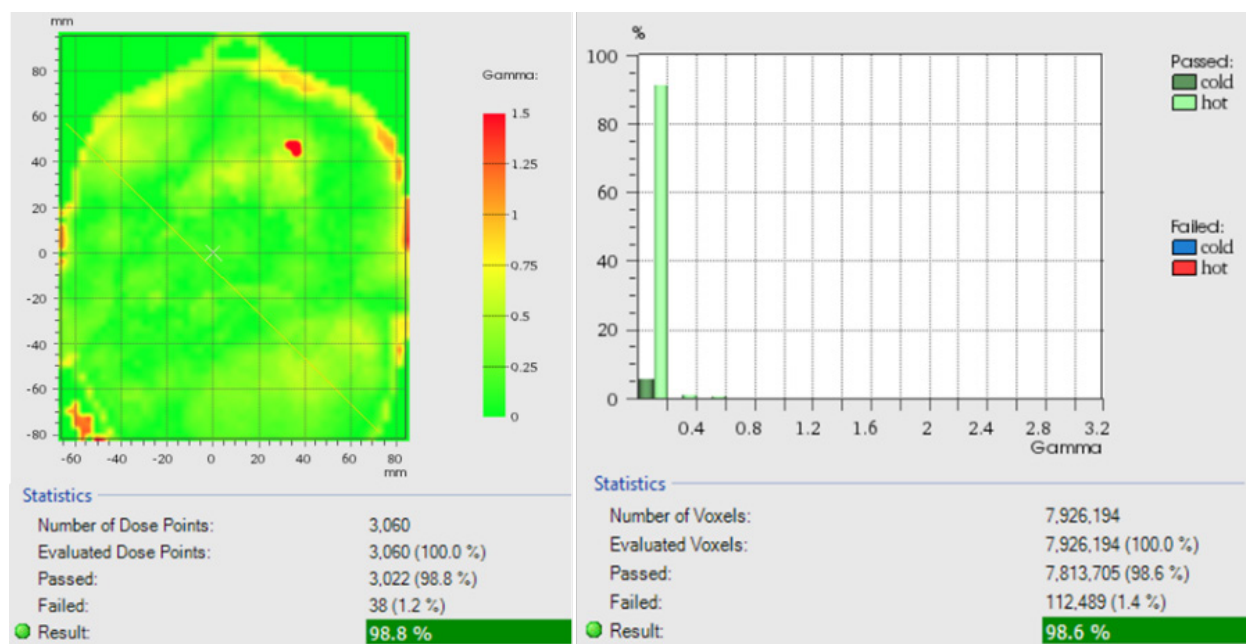
Đánh giá ảnh hưởng của hốc khí và trường chiếu nhỏ tới phân bố liều...

Kết quả so sánh về lát cắt CT (hình 2) cho thấy phân bố tính từ TPS và MC là tương đối phù hợp tuy nhiên tại vùng hốc khí (hốc mũi) thì ta thấy MC thể hiện sự thay đổi rõ hơn trên TPS.



Hình 3: Biểu đồ liều lượng thể tích của MC và TPS

DVH giữa MC và TPS cho cùng 1 kế hoạch JO-IMRT trong hình 3 cho thấy liều lượng tới PTV của MC nhỏ hơn TPS và liều tới tuyến mang tai và tủy sống của MC cao hơn TPS. Kết quả cho thấy tác động khi sử dụng JO-IMRT cho trường hợp điều trị tại các trường hợp ung thư đầu cổ có chứa hốc khí thì liều ở PTV và các cơ quan lân cận cũng bị ảnh hưởng.



Hình 4: Biểu đồ đánh giá Gamma 2D và 3D

Kết quả phân tích chỉ số Gamma 2D và 3D giữa tính toán liều từ TPS và mô phỏng MC trên phần mềm thương mại VERISOFT 7.0. Kết quả Gamma 2D cho thấy chỉ số Gamma đạt là 3022 pixel / 3060 pixel được đánh giá tương ứng là 98,8%. Vùng màu đỏ (hình 4a) ứng với Gamma không đạt nó cũng tương ứng là phần hốc khí tung ứng trong so sánh lát cắt CT. Hình 4b là kết quả đánh giá Gamma 3D giữa TPS và MC kết quả cho thấy sự phù hợp ở hai

chương trình tính liều và mô phỏng là 98,6%.

IV. KẾT LUẬN

Từ các kết quả so sánh liều lượng trên phantom và bệnh nhân ung thư đầu cổ, chúng tôi kết luận rằng việc giảm liều ở vùng tiếp giáp mô - không khí tác động đến độ chính xác của phép tính liều JO-IMRT. Do đó, cần kiểm tra kế hoạch JO-IMRT trước khi tiến hành điều trị cho bệnh nhân.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. H. Palmans, P. Andreo, M. S. Huq, J. Seuntjens, and K. Christaki, Dosimetry of Small Static Fields used in External Beam Radiotherapy: An IAEAAPM international Code of Practice for reference and relative dose determination. Technical Report Series 483 2017, International Atomic Energy Agency, Vienna.
2. X. Allen Li, C. Yu, and T. Holmes, A systematic evaluation of air cavity dose perturbation in megavoltage x-ray beams, Medical Physics 2000, 27(5): 1011-1017.
3. S. Navin, S. D. Sharma, N. K. Painuly, A. Mandal, L. M. Agarwal, A. Sinha, Underdosing of the maxillary sinus for small fields used in newer radiotherapy techniques: Comparison of thermoluminescent dosimeter and Monte Carlo data. Journal of Cancer Research and Therapeutics 2018, 4(2): 351 - 356.
4. D. S. Bart, V. Barbara, R. Nick, D. G. Werner, D. N. Wilfried, T. Hubert, The influence of air cavities within the PTV on Monte Carlo-based IMRT optimization, Journal of Physics: Conference Series 2007, 74 012003.
5. D. T. Tai, N. D. Son, T. T. H. Loan, and H. D. Tuan, A method for determination of parameters of the initial electron beam hitting the target in linac, Journal of Physics Conference Series 2017, 851 012032.
6. L. Zhan, R. Jiang, and E. K. Osei, Beam coordinate transformations from DICOM to DOSXYZnrc. Physics in Medicine and Biology 2012; 57(24): 513-523.