So sánh đánh giá phân bố liều trong kỹ thuật lập kế hoạch JO-IMRT và 3D-CRT cho bệnh nhân ung thư vòm với hệ máy gia tốc không có ống chuẩn trực đa lá tại bệnh viện Đa khoa Đồng Nai

- **Dương Thanh Tài**
  Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai
  Trường Đại học Khoa học Tự nhiên, ĐHQG-HCM
- **Nguyễn Đông Sơn**
  Công Ty Chí Anh
- **Trương Thị Hồng Loan**
- **Nguyễn Thị Hồng Trang**
  Trường Đại học Khoa học Tự nhiên, ĐHQG-HCM

(Bài nhận ngày 21 tháng 12 năm 2016, nhận đăng ngày 30 tháng 10 năm 2017)

TÓM TẮT

Xạ trị điều biến cường độ (Intensity-Modulated Radiation Therapy, IMRT) là một kỹ thuật tiên tiến trong xạ trị, bắt đầu phổ biến từ 1994 [1, 2]. Kỹ thuật này thường được áp dụng với máy gia tốc có trang bị ống chuẩn trực đa lá (Multileaf collimator, MLC). Tuy nhiên, không phải trung tâm xạ trị nào cũng có máy gia tốc với hệ MLC. Mục tiêu của bài báo này là đánh giá kỹ thuật IMRT cho ung thư vòm với hệ máy gia tốc không có MLC tại Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai. Kỹ thuật này được gọi là Jaws Only-IMRT (JO-IMRT), được thực hiện dựa trên hệ thống phần mềm lập kế hoạch xạ trị Prowess Panther 4.6 (nhà cung cấp Prowess, Mỹ) [3]. Trong nghiên cứu này, chúng tôi chọn 25 bệnh nhân ung thư vòm. Mỗi một bệnh nhân đều được lập hai kế hoạch: 3D-CRT và JO-IMRT. Sau đó, phân bố liều trên từng lát cắt, biểu đồ liều lượng thể tích (Dose-volume histogram, DVH), chỉ số tương quan liều (Conformity index, COIN), chỉ số đồng nhất (Homogeneity index, HI) của hai kế hoạch này được sử dụng để so sánh, đánh giá và tìm ra kế hoạch tối ưu nhất. Các kế hoạch này cần được kiểm tra độ chính xác về liều lượng (QA) trước khi điều trị. Phương tiện sử dụng là buồng ion hóa FC65-P của hãng IBA để đo liều điểm và ma trận các đầu dò Mapcheck2 của hãng Sunnuclear và Octavius 4D của hãng PTW để đo liều phân bố. Sai số liều điểm giữa tính toán và thực nghiệm là 2,2±1,4 %. Đối với liều phân bố thì chỉ số Gamma trung bình > 95 %. Chỉ số COIN là 0,87 ± 0,05 và HI là 0,096 ± 0,002. Sai số giữa liều tính toán và thực nghiệm ở trong giới hạn cho phép (<5 %). Kết quả cho thấy rằng phân bố liều trong kế hoạch xạ trị JO-IMRT là tốt hơn so với 3D-CRT. Các kế hoạch JO-IMRT đủ chính xác về liều lượng và có thể tiến hành xạ trị.

Từ khóa: *máy gia tốc điện tử tuyến tính, ống chuẩn trực đa lá, xạ trị điều biến cường độ*

MỞ ĐẦU

Bài toán chính của xạ trị là làm sao cung cấp liều hấp thụ đồng đều và đủ cao trong khối u, để có thể tiêu diệt nó, trong khi đó phải duy trì liều hấp thụ đủ nhỏ cho các cơ quan lành lân cận, để giảm thiểu tổn thương cho chúng. Sự ra đời của

kỹ thuật xạ trị điều biến cường độ (Intensity-Modulated Radiation Therapy, IMRT) đã góp phần cải thiện kết quả của bài toán trên và đang được ứng dụng rộng rãi tại các quốc gia tiên tiến. Nguyên tắc của kỹ thuật IMRT là chiếu khối u bằng nhiều chùm tia nhỏ (gọi là các segment hay beamlet) có cường độ khác nhau [4-6]. Kỹ thuật này giúp tạo nên một phân bố liều hấp thụ phù hợp tốt hơn cho những khối u có hình dạng phức tạp. Để tạo ra các chùm tia nhỏ cho kỹ thuật IMRT, người ta thường dùng một bộ phận che chắn bức xạ bổ sung cho máy gia tốc. Đó là các tấm chuẩn trực nhiều lá (Multileaf collimator, MLC). Các MLC hiện đại bao gồm hàng trăm lá chắn chuyển động độc lập và linh hoạt, có thể được lập trình để tạo ra những chùm bức xạ có kích thước nhỏ theo yêu cầu. Tuy nhiên, với các nước đang phát triển, trong đó có Việt Nam, việc áp dụng kỹ thuật IMRT với MLC là không dễ dàng. Các khó khăn bao gồm vốn đầu tư, việc nắm vững một kỹ thuật điều trị phức tạp, và việc bảo đảm chất lượng cho thiết bị. Các MLC thường bị hư hỏng và cần được bảo dưỡng đặc biệt để vận hành trơn tru. Hơn nữa, MLC không phải là thiết bị tiên quyết cho việc thực hiện kế hoạch IMRT. Hiệu quả của IMRT chủ yếu là nhờ sử dụng các trường chiếu điều biến cường độ và sử dụng các thuật toán tối ưu trên máy tính; MLC chỉ đơn thuần là một công cụ góp phần cho cấp liều điều biến cường độ trở nên hiệu quả hơn. Xuất phát từ thực tế đó, từ năm 2002 đã có những công trình nghiên cứu khả năng thực hiện IMRT bằng các ngàm có sẵn trên máy gia tốc (Jaw-Only, viết tắt là JO) [7-14]. Từ năm 2006, kỹ thuật JO-IMRT được tích hợp trong phần mềm lập kế hoạch xạ trị Prowess panther, Prowess Inc, Mỹ và đã được áp dụng trong lâm sàng tại Mỹ, Ấn Độ, Trung Quốc, Iran. Ở Việt Nam, kỹ thuật này đã được áp dụng đầu tiên tại Bệnh viện K, Bệnh viện Bạch Mai và Bệnh viện Đồng Nai từ năm 2009. Mục đích của nghiên cứu này là đánh giá khả năng áp dụng kỹ thuật xạ trị IMRT bằng phần mềm Prowess Panther cho bệnh nhân ung thư vòm tại Bệnh viện Đa khoa Đồng Nai với máy gia tốc không có ống chuẩn trực đa lá.

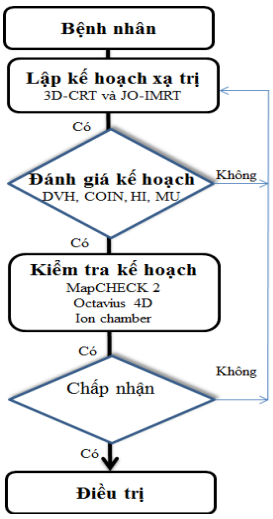
PHƯƠNG PHÁP

Bệnh nhân

Có 25 bệnh nhân ung thư vòm được lựa chọn trong nghiên cứu này. Vòm họng nằm cạnh nhiều cấu trúc giải phẫu quan trọng khác như: thân não, giao thoa thị giác, thần kinh thị giác, tủy sống, tuyến nước bọt. Do vậy, việc giảm liều chiếu xạ đến mức thấp nhất đảm bảo trong giới hạn bình thường mà cơ quan đó có thể chịu đựng được có ý nghĩa hết sức quan trọng, đảm bảo chất lượng sống tốt hơn cho người bệnh [1]. Kỹ thuật xạ trị IMRT góp phần giải quyết được vấn đề này.

Lập kế hoạch xạ trị

Mỗi một bệnh nhân đều được lập đồng thời hai kế hoạch JO-IMRT và kế hoạch 3D-CRT để so sánh. Kế hoạch JO-IMRT sử dụng 7 trường chiếu ở các góc: 0, 50, 100, 150, 200, 250 và 300 độ; mỗi trường chiếu gồm có 7 phân đoạn trường chiếu (segment); mức năng lượng 6 MV. Kế hoạch 3D-CRT sử dụng 2 trường chiếu đối song: 0 và 90 độ. Liều chỉ định cho cả hai kế hoạch là 66 Gy (PTV) và liều tới các cơ quan lành nằm ở giới hạn cho phép theo RTOG-0225 [15]. Sơ đồ quy trình xạ trị cho bệnh nhân ung thư được trình bày trong Hình 1.



Hình 1. Sơ đồ quy trình xạ trị cho bệnh nhân ung thư

Phương pháp đánh giá kế hoạch

Tất cả các kế hoạch xạ trị phải được đánh giá một cách cẩn thận dựa vào phân bố liều trên từng lát cắt, biểu đồ liều lượng thể tích (Dose-volume histogram, DVH). Các kế hoạch này phải đạt được các mục tiêu của kế hoạch xạ trị: khối u phải nhận đủ liều mà bác sĩ đã chỉ định trước, không được vượt quá 110 % liều chỉ định, các mô lành và cơ quan trọng yếu không được nhận vượt quá mức giới hạn liều đã quy định

Thông thường việc đánh giá một kế hoạch chỉ dựa trên sự phân bố liều của các đường đồng liều trên từng lát cắt CT (phải bao sát khối u) và trên biểu đồ liều lượng theo thể tích DVH (liều tới khối u đúng liều chỉ định và các cơ quan lành nằm trong giới hạn cho phép chấp nhận được) [16]. Tuy nghiên, việc đánh giá kế hoạch xạ trị như vậy là chưa đủ bởi vì DVH không chứa thông tin không gian, không xem xét đến giải phẫu bệnh nhân, không cho thấy được sự tương quan giữa khối u và mô lành [17]. Do đó, chỉ số tương quan liều COIN (conformity index) (để xác định xem liều chỉ định có phủ hết thể tích PTV không) và chỉ số đồng nhất HI (homogeneity index), (để đánh giá độ đồng nhất liều trong thể tích PTV), được bổ sung trong nghiên cứu của chúng tôi.

Chỉ số COIN được đề xuất bởi Baltas và các đồng nghiệp của ông vào năm 1998. Giá trị của COIN từ 0 đến 1, trường hợp lý tưởng COIN bằng 1. Chỉ số này được tính bằng công thức sau đây [18]:

$$COIN = \frac{PTV_{ref}}{PTV} \times \frac{PTV_{ref}}{V_{ref}} \quad (1)$$

PTV_{ref} là thể tích của PTV được bao quanh bởi đường đồng liều đã chỉ định trước. V_{ref} là thể tích mô được bao quanh bởi đường đồng liều đã chỉ định trước.

Chỉ số đồng nhất liều trong bia HI được tính bởi công thức sau [16, 17]:

$$HI = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_P} \quad (2)$$

Với $D_{2\%}$, $D_{98\%}$ tương ứng là liều tới 2 %, 98 % thể tích của PTV. D_P là liều chỉ định tới PTV. Các chỉ số này được tính toán bằng công thức (1), (2) và sau đó được vẽ dưới hạng biểu đồ hộp bằng phần mềm Origin 8.0.

Phương tiện kiểm tra chất lượng của kế hoạch xạ trị

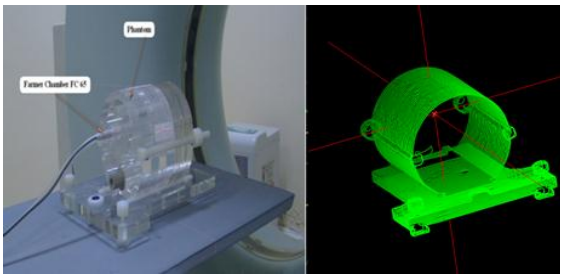
Độ chính xác về liều lượng của các kế hoạch xạ trị cần được tính toán, kiểm tra trước khi điều trị. Phương tiện sử dụng là buồng ion hóa FC65-P của hãng IBA để đo liều điểm và ma trận các đầu dò Mapcheck2 của hãng Sunnuclear và Octavius 4D của hãng PTW để đo liều phân bố.

Phép đo với buồng ion hóa FC-65P

Sử dụng phantom chuyên dụng cho trường hợp ung thư đầu cổ. Phantom này làm bằng PMMA, có các hốc để đặt đầu dò. Đầu dò sử dụng trong nghiên cứu này là buồng ion hóa FC65-P của hãng IBA có chiều dài 23,1 mm và bán kinh 3,1 mm (Hình 2A).

Từ kế hoạch JO-IMRT của bệnh nhân, sử dụng chức năng tạo kế hoạch QA cho JO-IMRT plan của Prowess Panther (Hình 2B). Lập 7 kế hoạch QA IMRT với 7 vị trí, tâm trường chiếu khác nhau; kế hoạch 1: Tâm trường chiếu trùng với tâm chì đã đánh dấu trên phantom trước khi chụp ảnh cắt lớp phantom. Vị trí tâm của các kế hoạch còn lại tại vị trí bất kỳ nằm trong vùng liều cao và trong thể tích khối u. Các vị trí này sẽ là vị trí xác định liều lượng để so sánh với liều lượng được tính toán trong kế hoạch. Các kế hoạch QA này được truyền sang máy gia tốc để tiến hành phát tia. Sau đó, sử dụng buồng ion hóa để ghi nhận liều thu được từ thực tế. Sai khác giữa liều tính toán trên phần mềm và liều đo được tính bằng công thức sau:

$$\Delta D\ (\%) = \frac{\text{Liều đo} - \text{Liều tính toán}}{\text{Liều đo}} x100 \quad (3)$$

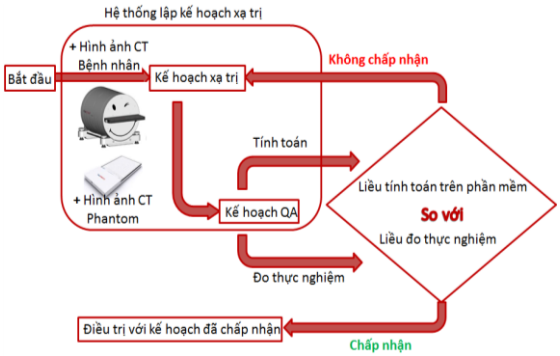


(A) (B)

Hình 2. Phantom khi chụp CT (A) và trên phần mềm Prowess panther (B)

Các phép đo với MapCHECK2 và Octvavius 4D MapCHECK2 là một thiết bị QA cho IMRT, đo phân bố liều 2 chiều bằng việc sử dụng 1527 đầu dò bán dẫn, có tiết diện 0,64 mm^2 và thể tích 0,019 mm^3 [19, 20]. Octvavius 4D cũng là một thiết bị để QA cho IMRT nhưng thiết bị này đo được phân bố liều 3 chiều bằng việc sử dụng các thuật toán tái tạo trong không gian. Thiết bị này gồm 1045 đầu dò loại buồng ion hóa, có thể tích 0,06 cm^3 (4,4 mm x 4,4 mm x 3 mm), được bố trí xung quanh trên bề mặt của hình trụ có đường kính 46,5 cm, chiều dài 30 cm [21].

Hình 3 là quy trình thực hiện kiểm tra kế hoạch IMRT với MapCHECK 2 và Octavius 4D. Đầu tiên, các thiết bị MapCHECK2, Octavius 4D sẽ được chụp ảnh CT (Hình 4). Những hình ảnh này được chuyển vào phần mềm Prowess panther để tạo kế hoạch QA. Sau đó, tiến hành phát tia và sử dụng phần mềm SNC Patient (MapCHECK2), Verisoft 7.0 (Octavius 4D) đi kèm thiết bị này để ghi nhận liều đo được và tính chỉ số Gamma.



Hình 3. Quy trình thực hiện kiểm tra kế hoạch IMRT

Hình 4. Thiết bị MapCHECK2 và Octavius 4D

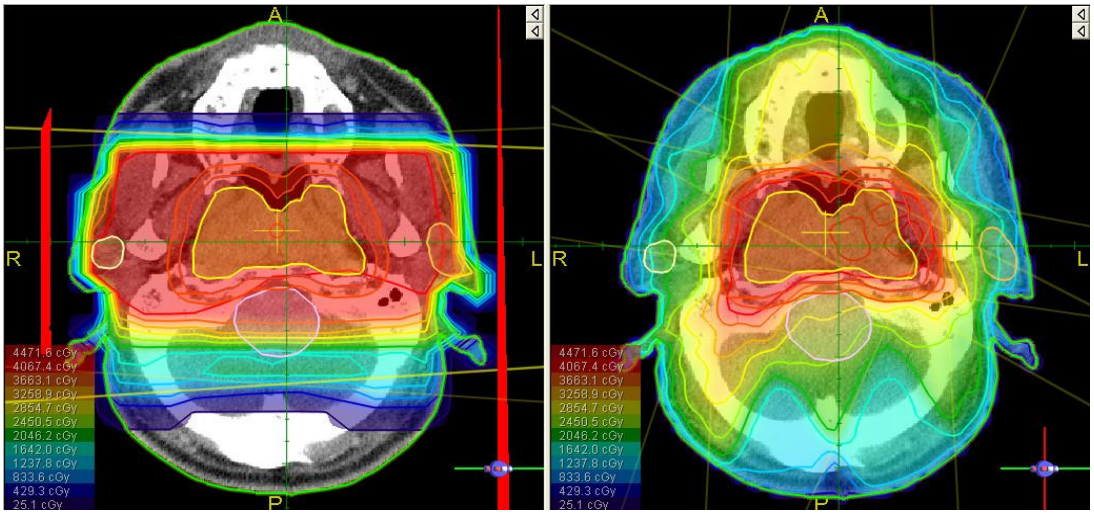
KẾT QUẢ VÀ THẢO LUẬN

So sánh hai kỹ thuật xạ trị 3D-CRT và JO-IMRT

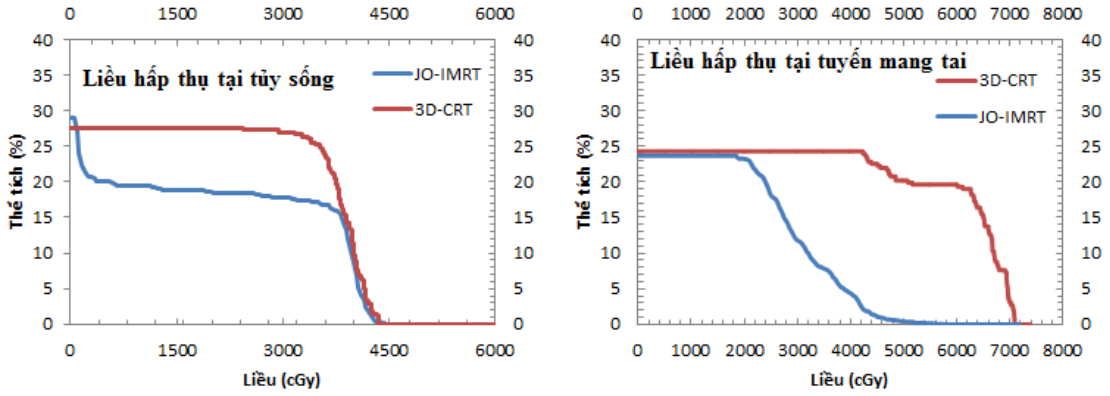
Liều lượng phân bố tại thể tích xạ và cơ quan lành giữa hai kế hoạch JO-IMRT và 3D-CRT được so sánh dựa vào hình cắt ngang (Hình 5) và biểu đồ liều lượng thể tích DVH (Hình 6).

Hình 5 cho thấy trong kế hoạch IMRT thì các đường đẳng liều (màu đỏ) bao sát khối u (màu vàng) hơn là kế hoạch 3D-CRT, điều này làm

giảm liều hấp thụ tới các cơ quan lành. Trong khi đó với kế hoạch 3D-CRT thì đường đồng liều bao cả các cơ quan lành như tủy sống, tuyến mang tai. Đây là nguyên nhân dẫn đến liều hấp thụ tới tủy sống và tuyến mang tai cao hơn so với kế hoạch JO-IMRT. Sự sai khác này đặc biệt có ý nghĩa với tuyến mang tai (Hình 6). Nếu bệnh nhân xạ trị bằng kỹ thuật 3D-CRT thì liều xạ tại tuyến này có thể lên tới 60-70 Gy, gây ra tổn thương không hồi phục và biểu hiện là khô miệng, mất cảm giác ngon miệng, ăn uống khó làm ảnh hưởng rất lớn đến chất lượng cuộc sống của người bệnh [1]. Trong khi thực hiện bằng kỹ thuật IMRT thì tuyến này chỉ còn phải nhận liều bức xạ ở dưới ngưỡng chịu đựng bình thường (trung bình từ 30-40 Gy) [1]. Liều tối đa tới tủy sống đều nhỏ hơn 45 Gy đối với 2 kỹ thuật này nhưng phần trăm thể tích nhận liều 45 Gy trong kế hoạch JO-IMRT tốt hơn so với kỹ thuật 3D-CRT.



Hình 5. So sánh phân bố liều giữa kỹ thuật xạ trị IMRT (phải) và 3D-CRT (trái)



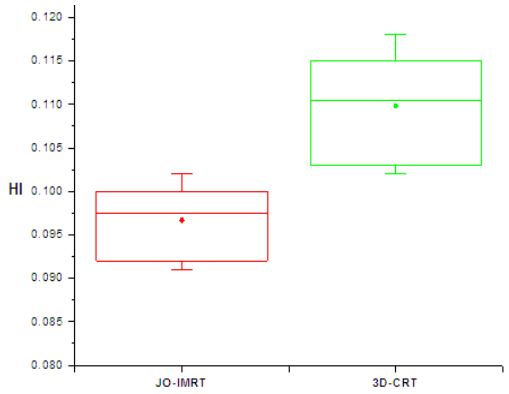
(A) (B)

Hình 6. Liều hấp thụ tại tủy sống (A) và tuyến mang tai (B)

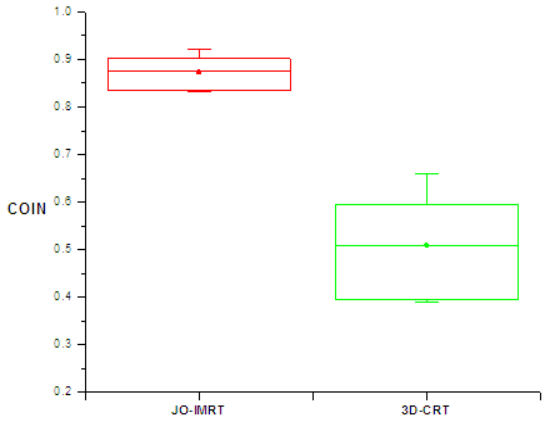
Bảng 1 cho thấy tổng liều tới PTV của hai kế hoạch JO-IMRT và 3D-CRT là tương đương (95 % thể tích nhận 100 % liều chỉ định), tuy có sự chênh lệch nhưng không đáng kể (0,02 %). Riêng với cơ quan lành thì có sự giảm liều đáng kể đối với tuyến mang tai.

Bảng 1. So sánh liều hấp thụ giữa 3D-CRT và JO-IMRT

Vùng thể tích	Liều hấp thụ (cGy)	
	3D-CRT	***IMRT***
PTV	6932	6807
Tủy sống	4485	4348
Tuyến mang tai (P)	6531	**3373**
Tuyến mang tai (T)	6131	**3138**

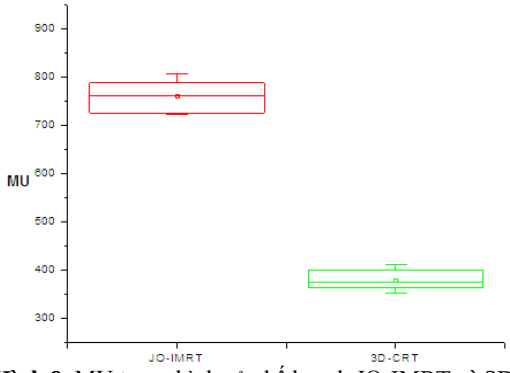


Hình 7. Biểu đồ so sánh chỉ số HI giữa 2 kế hoạch JO-IMRT và 3D-CRT



Hình 8. Biểu đồ so sánh chỉ số COIN giữa 2 kế hoạch JO-IMRT và 3D-CRT

Giá trị COIN trung bình (± độ lệch chuẩn) cho các kế hoạch 3D-CRT và JO-IMRT tương ứng là 0,48 ± 0,07 và 0,87 ± 0,05 và với chỉ số đồng nhất (HI) trung bình lần lượt là 0,109 và 0,096. Như đã thấy trong các Hình 7 và 8 thì kế hoạch JO-IMRT đã đạt độ phù hợp tốt hơn đáng kể, cùng với độ lệch chuẩn nhỏ hơn so với kế hoạch 3D-CRT.



Hình 9. MU trung bình của kế hoạch JO-IMRT và 3D-CRT

Như thể hiện trong hình 9, số MU trung bình cần thiết cho kế hoạch JO-IMRT (753) là khoảng gấp hai lần số MU của kế hoạch 3D-CRT (378).

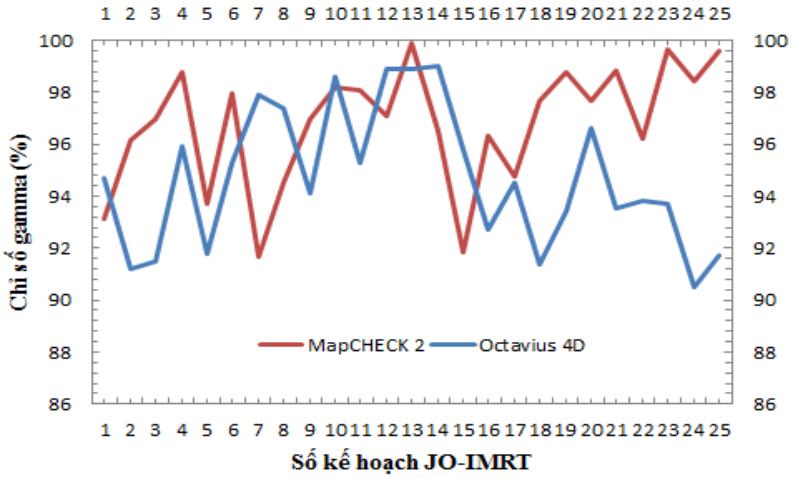
Bảo đảm chất lượng cho việc điều trị theo kỹ thuật JO-IMRT

Như đã được trình bày trong phần phương tiện kiểm tra chất lượng kế hoạch, mục đích của phép đo nhằm kiểm tra độ chính xác của liều được tính toán khi theo kế hoạch. Bảng 2 là kết quả đo và sai số giữa liều tính toán và liều đo sử dụng buồng ion hóa. Bảng này cho thấy các điểm đo có sai số nằm trong giới hạn cho phép (<5 %) [22].

Bảng 2. Sai số giữa liều tính toán và liều đo sử dụng buồng ion hóa

Điểm đo	Liều tính (cGy)	Liều đo (cGy)	Sai số (%)
Điểm 1	860,8	849,0	-1,4
Điểm 2	853,0	851,9	-0,1
Điểm 3	880,0	913,8	3,8
Điểm 4	848,3	840,3	-0,9
Điểm 5	953,2	940,6	-1,3
Điểm 6	942,9	984,9	4,4
Điểm 7	1060,0	1024,0	-3,4
Trung Bình			**2,2 ± 1,4**

Việc sử dụng điểm để đánh giá kế hoạch điều trị là chưa đủ vì nó có thể gây ra các sai số ở các vùng liều thấp và khu vực có độ biến thiên liều cao. Do đó, chỉ số gamma là một phương pháp khác được dùng để đánh giá kế hoạch, chỉ số này đang được sử dụng phổ biến hiện nay [22]. Ma trận các đầu dò Mapcheck2 của hãng Sunnuclear và Octavius 4D của hãng PTW được sử dụng để đánh giá kế hoạch trong nghiên cứu này. Hình 10 là đồ thị biểu diễn kết quả chỉ số Gamma index. Chỉ số gamma index trung bình > 95 % với yêu cầu sai biệt về liều là 3 % và độ lệch về khoảng cách là 3 mm.



Hình 10. Biểu đồ chỉ số Gamma index

KẾT LUẬN

Việc so sánh hai kế hoạch xạ trị JO-IMRT và 3D-CRT cho bệnh nhân ung thư vòm cho thấy kế hoạch JO-IMRT đã tạo ra sự phân bố liều phù hợp hơn với các thể tích bia và giảm liều cho các cơ quan lành tốt hơn so với kế hoạch 3D-CRT. Các chỉ số tương quan (COIN) và đồng nhất (HI) trong kế hoạch JO-IMRT cũng tốt hơn so với kế hoạch 3D-CRT. Kết quả của việc kiểm tra trước khi xạ trị bằng buồng ion hóa, bằng ma trận các đầu dò cũng khẳng định rằng với kỹ thuật JO-IMRT có thể an toàn khi điều trị cho bệnh nhân vì các sai số liều điểm đều nhỏ hơn 5 %, và các chỉ số gamma đều lớn hơn 90 % [22].

Evaluation and comparison of dose distributions for nasopharyngeal carcinoma patients treated by Jaws-Only IMRT technique and by 3D-CRT technique at Dong Nai General Hospital

- **Duong Thanh Tai**
  Department of Radiation Oncology, Dong Nai General Hospital
  University of Science, VNU-HCM
- **Nguyen Dong Son**
  Chi Anh Technology Co.,Ltd., Ho Chi Minh
- **Truong Thi Hong Loan**
- **Nguyen Thi Hong Trang**
  University of Science, VNU-HCM

ABSTRACT

The goal of radiation therapy is twofold: maximize the possibility of destroy malignant cells while minimizing the damage to healthy tissue. The introduction of intensity modulated radiation therapy (IMRT) technique has brought improvements in this goal. Multi-leaf collimator (MLC) is a useful tool for IMRT. However, the use of MLC is not necessarily mandatory. The Panther Treatment Planning System version 4.6, Prowess Inc., enables the implementation of this technique for accelerator without MLC (the so-called Jaws-Only IMRT technique). This study aims to evaluate the results of application of Jaws-only IMRT technique for nasopharyngeal carcinoma patients at Dong Nai general hospital. Twenty five patients were randomly selected for this study. For each patient, two plans were generated: 3D-CRT (Three-Dimensional Radiation Treatment) and JO-IMRT. The dose distributions, dose-volume histograms (DVH), conformity indexes (COIN), homogeneity indexes (HI) were used to compare between these two plans and find out the best plan. Pretreatment verifications were performed for all patients' plans using ion chamber (Farmer Type Chamber FC65-P, IBA), detector array (MapCHECK2, Sun Nuclear Corporation and Octavius 4D 1500, PTW). The average deviation between measurement and calculation for point dose was 2.3±1.1 %, within limit dose constraint. For detector array measurements, the gamma index with 3 % dose difference and 3 mm was higher than 95 %. The results showed that the JO-IMRT technique had generated better dose distribution in the target volume and reduced dose to healthy tissues compared to 3D-CRT.

Keyword: *Linear accelerator (LINAC), Intensity modulated radiation therapy (IMRT), Multi-leaf collimator (MLC), Jaw Only (JO)*

TÀI LIỆU THAM KHẢO

[1]. M.T. Khoa, T.Đ. Hà, Ứng dụng kỹ thuật xạ trị điều biến liều trong điều trị ung thư tại bệnh viện Bạch Mai, Hà Nội (2009).

[2]. S. Webb, *Intensity Modulated Radiation Therapy*, Taylor & Francis Ltd (2001).

[3]. J. Nguyen, Method for intensity modulated radiation treatment using independent collimator jaws, Patent US 7180980 (2006).

[4]. A.J. Mundt, J.C. Roeske, Intensity modulated radiation therapy - a clinical perspective, BC Decker Inc., The United States of America (2005).

[5]. Y. Nishimura, R. Komaki, Intensity-Modulated Radiation Therapy: Clinical Evidence and Techniques, Springer, 22 (2015).

[6]. C. Yu, C.J. Amies, Planing and delivery of intensity modulated radiation therapy, *Medical Physics*, 35, 12, 5233–5241 (2008).

[7]. J.R. Dai, Y.M. Hu, Intensity-modulation radiotherapy using independent collimators: An algorithm study, *Medical Physics*, 26, 2562–2570 (1999).

[8]. D.M. Shepard, M.A. Earl, X.A. Li, S. Naqvi, C. Yu, Direct aperture optimization: A turnkey solution for step-and-shoot IMRT, *Medical Physics*, 29, 1007–1018 (2002).

[9]. M.A. Earl, M.K.N. Afghan, C.X.Yu, Z. Jiang, D.M. Shepard, Jaws-only IMRT using direct aperture optimization, *Medical Physics*, 34, 307–14 (2007).

[10]. S. Webb, Optimization by simulated annealing of three-dimensional, conformal treatment planning for radiation fields defined by a multileaf collimator: II. Inclusion of two- imensional modulation of the X-ray intensity, *Phys. Med. Biol.*, 37, 1689–1704 (1992)

[11]. D.T. Tai, N.D. Son, T.T.H. Loan, N.T.H. Trang, Initial experiences of applying the jaws-only IMRT technique in Dong nai general hospital, Vietnam. IFMBE Proceedings, 301–304 (2016).

[12]. D.T. Tai, D.T. Binh, N.V. Hai, N.V. Hung, T.T. Dung, Applied research in technique of intensity modulated radiation therapy (JO-IMRT) in Dongnai General Hospital, *IOSR Journal of Engineering*, 04, 35–38 (2014).

[13]. Y. Kim, L.J. Verhey, P. Xia, A feasibility study of using conventional jaws to deliver IMRT plans in the treatment of prostate cancer, *Phys. Med. Biol*, 52, 2147–56 (2007).

[14]. G. Mu, P. Xia, A feasibility study of using conventional jaws to deliver complex IMRT plans for head and neck cancer, *Phys. Med. Biol*, 54, 5613–5623 (2009)

[15]. N. Lee, A. Kramer, P. Xia, A Phase II Study Of Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) +/- Chemotherapy For Nasopharyngeal Cancer. RTOG 0225 Protocol (2005).

[16]. L.H. Leung, M.W.K. Kan, A.C.K. Cheng, W.K.H. Wong, C. Yau, A new dose-volume-based plan quality index for IMRT plan comparison, *Radiotherapy and Oncology*, 85, 407–417 (2007).

[17]. Y. Park, S. Park, H.S. Wu, S. Kim, A new plan quality index for dose painting radiotherapy, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 15, 316–325 (2014).

[18]. C. Baltas, K. Kolotas, Geramani, R.F. Mould, G. Ioannidis, M. Kekchidi, N. Zamboglou, A conformal index (COIN) to evaluate implant quality and dose specification in brachytherapy, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 40, 2, 515–24 (1998).

[19]. J.Y. Song, Y.H. Kim, Dosimetric evaluation of MapCHECK 2 and 3DVH in the IMRT delivery quality assurance process, *Medical Dosimetry*, 39, 134–138 (2014).

[20]. Sun Nuclear Corporation, Reference Guide, The MapCHECK 2 array calibration procedure is protected by U.S. Patent No. 6125335. Document 1177011, Rev H (2011).

[21]. PTW: http://www.octavius4d.com/2403.html

[22]. D.A. Low, W.B. Harms, S. Mutic, J.A. Purdy, A technique for the quantitative evaluation of dose distributions, *Medical physics*, 25, 656–661 (1998).