

ĐẢM BẢO CHẤT LƯỢNG KẾ HOẠCH XẠ TRỊ IMRT ĐIỀU TRỊ UNG THƯ VÙNG ĐẦU CỔ DỰA VÀO TẬP LỊCH SỬ QUÁ TRÌNH VÀ PHÉP ĐI TRÊN EPID TRƯỚC KHI XẠ TRỊ

Trần Hoài Nhơn^{1,2*}, Nguyễn Trung Hiếu¹, Lý Anh Tú²

DOI: 10.38103/jcmhch.2020.66.14

TÓM TẮT

Đối với lâm sàng việc thực hiện một kỹ thuật mới cần kiểm tra liều được tính bởi thuật toán tính liều. Kỹ thuật điều biến cường độ chùm tia (IMRT) làm các đường đẳng liều ôm sát khối u giảm liều đến cơ quan lành, làm tăng mức độ phức tạp của kỹ thuật. Mục đích của bài báo dựa trên độ nhạy của tập lịch sử quá trình (Trajectory log file) để QA kế hoạch và phát hiện lỗi vị trí của các lá MLC, vị trí góc quay gantry, góc quay collimator, các thông số thu thập được từ Trajectory log file. So sánh kết quả chấp nhận kế hoạch giữa Trajectory log file và TPS với kết quả chấp nhận kế hoạch đo đạc bằng EPID và TPS trong cùng điều kiện sai số $\Delta D_M/Dd_M$ (3%/3mm).

Từ khóa: Trajectory log file, IMRT plan QA, Pylinac.

ABSTRACT

EVALUATION OF PATIENT SPECIFIC PRE - TREATMENT QUALITY ASSURANCE TEST FOR HEAD AND NECK CANCER BASED ON A TRAJECTORY LOG FILE AND MEASUREMENT ON EPID

Tran Hoai Nhon^{1,2*}, Nguyen Trung Hieu¹, Ly Anh Tu²

For the clinical implementation of a new technique, it is necessary to check the dose calculated by the dose calculation algorithm. The Intensity - modulated radiotherapy (IMRT) technique makes isodoses conform to tumour volume and reduces the dose to the organ at risk (OAR), there are increasing the complexity of it. The purpose of the paper is based on the sensitivity of the Trajectory log file to patient - specific pre - treatment quality assurance test and detecting the leaf position errors of Multileaf collimator (MLC), the gantry angle error, the collimator angle error that are the parameters obtained from the Trajectory log file. Comparing the results of patient - specific quality assurance of accepting the plan between built by Trajectory log file and treatment planning system (TPS) with the results of accepting the plan measured by an electronic portal imaging device (EPID) and TPS in the same tolerance criteria $\Delta D_M/Dd_M$ (3%/3mm).

Keywords: Trajectory log file, IMRT plan QA, Pylinac.

I. GIỚI THIỆU

Đối với kỹ thuật xạ trị quy ước, kỹ thuật 3DCRT phân phối liều phù hợp đến thể tích bướu trong khi vẫn giữ liều đến cơ quan lành nằm sát bướu ở mức thấp nhất có thể. Để có được điều này máy gia tốc cần trang bị MLC để tạo hình trường bức xạ phù

hợp với thể tích bướu trong khi vẫn che chắn được cho cơ quan lành. Trong kỹ thuật xạ trị IMRT là kỹ thuật xạ trị phức tạp, IMRT có thể phân phối liều phù hợp đến thể tích bướu cao hơn so với kỹ thuật 3DCRT trong khi vẫn giữ được liều ở mức thấp đối

¹ Khoa Kỹ Thuật Phóng Xạ, Bệnh viện
Ung Bướu Tp. HCM.

² Khoa Khoa Học Ứng Dụng, Đại học
Bách Khoa Tp. HCM

- 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): Trần Hoài Nhơn

- Email: hoainhon1008@gmail.com; ĐT: 0393788856

với cơ quan lành. IMRT sử dụng MLC động (dynamic MLC hay sliding window) với các lá chì của MLC thay đổi liên tục vị trí để điều biến theo phân bố liều mong muốn trong khi phát bức xạ, tạo ra độ dốc gradient liều (steep dose gradient) làm các đường đẳng liều ôm sát khối bướu giảm liều đến cơ quan lành, chính vì điều này làm cho kỹ thuật trở nên phức tạp. Tuy nhiên, bất kỳ độ lệch vị trí thực tế MLC so với kế hoạch điều trị có thể ảnh hưởng đến việc phân phối chính xác chùm bức xạ. Bên cạnh đó còn đóng góp thêm của lỗi những thông số như góc quay gantry, góc quay collimator, để ngăn những lỗi này xảy ra trong quá trình phân phối chùm tia đảm bảo chất lượng kế hoạch điều trị (patient specific quality assurance) được thực hiện trước khi điều trị cho bệnh nhân, để đảm bảo liều tính toán và liều đo đạc được chấp nhận bằng cách so sánh các chỉ số theo kế hoạch và chỉ số phân phối nằm trong giới hạn cho phép.

Hiện nay có nhiều phương pháp QA kế hoạch cho bệnh nhân, các phép đo liều điểm sử dụng buồng ion hóa để xác minh độ chính xác trong việc phân phối chùm tia của kế hoạch điều trị, và phép đo phẳng (phim, diode 2D, mảng đầu đo buồng ion hóa...) kiểm tra điều biến hoặc thông lượng của chùm tia điều biến cường độ được thực hiện trước khi điều trị. Cả hai phương pháp này đều bị ảnh hưởng của sự không nhạy xạ từ bên trong thiết bị. Gần đây, một số chương trình được xây dựng để đánh giá thông lượng phân phối của kỹ thuật step-and-shoot segmental và sliding window dynamic MLC fields để tự động kiểm tra lỗi vị trí lá MLC, beam hold-off flags được gửi đến hệ thống MLC, sử dụng thông tin từ DynaLog file của hệ thống máy gia tốc Varian 2100EX với 120 lá MLC [12]. Trên hệ thống máy gia tốc Truebeam, một số phần mềm phát triển phần mềm sử dụng Trajectory log file để phát hiện lỗi vị trí MLC và QA kế hoạch điều trị cho bệnh nhân [13], [14], [15].

II. THIẾT BỊ VÀ PHƯƠNG PHÁP

1. Thiết bị

1.1. Máy gia tốc Truebeam, TPS và EPID

Nghiên cứu thực hiện trên 30 ca bệnh được điều trị với kế hoạch IMRT vùng đầu cổ tại bệnh viện Ung Bướu TP HCM. Kế hoạch được QA và điều trị trên hệ thống máy gia tốc TrueBeam của hãng Varian. Mỗi kế hoạch được thiết kế gồm 9 trường chiếu với

các góc quay đầu máy Gantry và góc chuẩn trực collimator khác nhau, tùy thuộc vào giai đoạn bệnh mà có các phát đồ điều trị khác nhau. Bên cạnh kỹ thuật IMRT còn kết hợp kỹ thuật xạ đồng thời các phân liều (SIB) gồm các liều 70/66/60/54Gy với các phân liều 2.12/2/1.8/1.6Gy bệnh nhân được điều trị trong 33 ngày, 5 ngày/tuần. Tác giả thu thập và đánh giá dữ liệu trên 270 tập lịch sử quá trình.

Tất cả kế hoạch IMRT được lập trên hệ thống Eclipse của hãng Varian sử dụng thuật toán AAA (Anisotropic Analytical Algorithm) cho việc tính liều, tối ưu hóa thể tích liều DVO (Dose Volume Optimizer) và tiến trình tối ưu độ phân giải PRO (Progressive Resolution Optimizer) phiên bản 13.6 [1]. Tất cả các kế hoạch được QA trên hệ thống máy Truebeam phiên bản 2.5 bộ chuẩn trực đa lá HD MLC120 lá có thể thực hiện jaw tracking.

Hệ thống portal dosimetry (EPID), một phân bố liều 2 chiều được tạo ra với từng trường chiếu IMRT được phân phối với thuật toán PDIP (Portal Dose Imager). Phép đo được phân phối đến bảng đầu dò amorphous silicon portal imager (aS1200 của hãng Varian) với độ phân giải 1280x1280 pixels, kích thước trường MV 43x43 cm², kích thước mỗi pixel 0.34 mm, tốc độ thu nhận hình ảnh cực đại 20 khung/giây.

1.2. Trajectory log file

Trajectory log file phiên bản 3.0 được tạo ra sau khi quá trình phân phối chùm tia của kế hoạch được hoàn thành. Trong quá trình phân phối kế hoạch, Truebeam ghi nhận lại tất cả các thông số của kế hoạch điều trị như vị trí lá MLC, vị trí góc quay gantry, góc quay collimator, số MU trên mỗi control point. Thời gian ghi nhận tối đa cho một trường chiếu là 20 phút thời gian lấy mẫu 20 ms, dữ liệu được lưu dưới dạng nhị phân trong Trajectory log file [2].

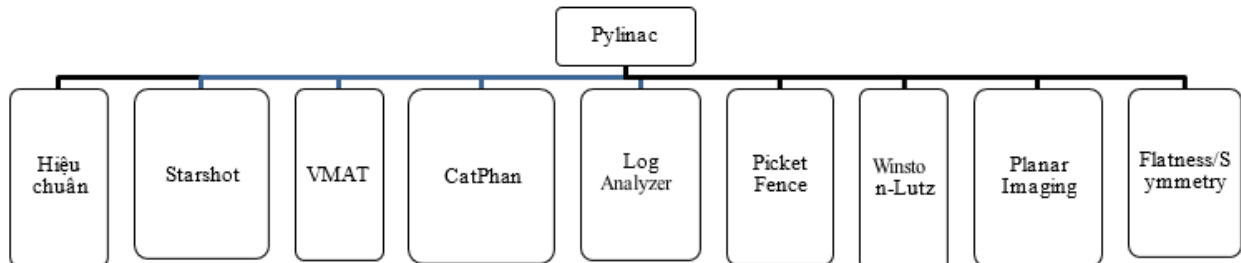
Đối với mỗi giá trị trong trajectory log file có hai thông số, giá trị mong muốn từ hệ thống lập kế hoạch và giá trị thực tế. Tất cả dữ liệu được ghi theo đại đo của Varian với đơn vị cm cho trục tuyến tính (linear axes), độ (°) cho trục quay và MU cho liều.

1.3. Pylinac

Máy gia tốc với nhiều chức năng để kiểm soát hoạt động của máy trở nên rất khó khăn đối với một trung tâm xạ trị mới. Khối lượng công việc nhiều tốn nhiều thời gian để thực hiện. Pylinac cung cấp các công cụ

Bệnh viện Trung ương Huế

đảm bảo chất lượng theo Task Group 142 (TG-142) [3], của Hội Liên Hiệp Vật Lý trong y khoa của Mỹ (AAPM) cho các lập trình viên Python cũng như những người không phải người lập trình viên làm việc trong lĩnh vực Vật lý y khoa. Các môđun của Pylinac được Ali Zaila và các cộng sự [4] thực hiện kiểm tra sự an toàn của phần mềm và tính chính xác của các phép phân tích trong việc kiểm tra hoạt động của máy gia tốc. Nhóm thực hiện các bài kiểm tra trên Pylinac với kết quả độ sai lệch, độ chính xác giống với phương pháp thực hiện thủ công và rút ngắn thời gian thực hiện.



Hình 2.1: Mô hình các môđun của Pylinac

2. Phương pháp

2.1. Đánh giá Gamma (γ)

Phương pháp gamma được phát triển bởi Low [5] để so sánh phân bố liều đo đạc với phân bố liều được tính từ hệ thống lập kế hoạch. Mỗi điểm phân bố liều đo đạc ($r_m, D_m(r_m)$) được so sánh với các điểm phân bố liều tính toán ($r_c, D_c(r_c)$) với điều kiện chấp nhận ΔD_M khác nhau về giá trị liều và D_M khác nhau về giá trị khoảng cách. Một hình Eclip đại diện cho điều kiện này với phương trình bề mặt:

$$(1) \quad 1 = \frac{r^2(r, r)}{D d_M^2} + \frac{\delta^2(r, r)}{\Delta D^2_M}$$

Với $r(r_m, r) = r - r_m$ và $\delta(r_m, r) = D(r) - D_m(r_m)$ là khác nhau về liều tại điểm r_m .

Các chỉ số bên phải phương trình (1) được sử dụng để xác định chỉ số gamma (γ) tại mỗi điểm trên mặt phẳng đánh giá (r_m, r) đối với điểm đo đạc r_m như hình 2.2.

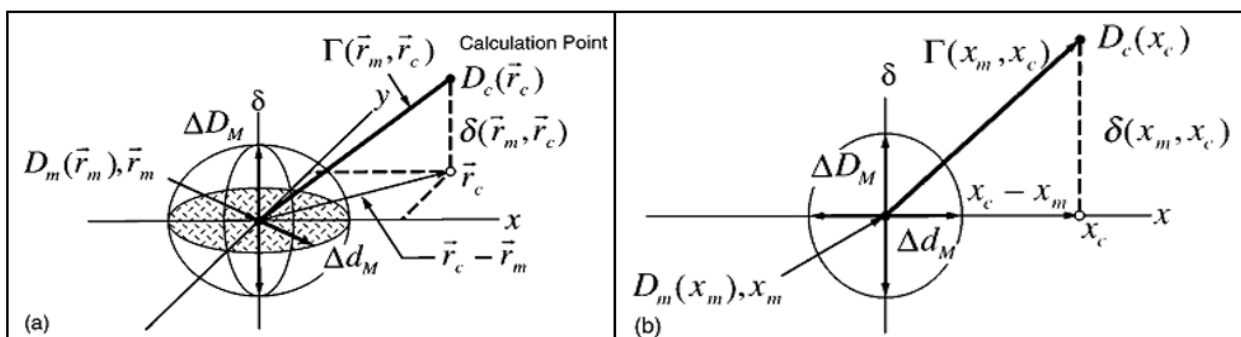
Đối với mỗi điểm đo đạc có thể tồn tại nhiều cặp so sánh với bất kỳ điểm nào trong phân bố tính toán. Mỗi cặp có một giá trị (Γ) là vector chuẩn hóa thể hiện sự khác nhau về liều và khoảng cách.

$$\gamma(r_m) = \min\{\Gamma(r_m, r_c)\} \{r_c\}$$

$$(2) \quad \text{Với } \Gamma(r_m, r) = \sqrt{\frac{r^2(r, r)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r, r)}{\Delta D_M^2}} = r - r_m \quad \left| \quad \delta(r_m, r) = D(r) - D_m(r_m) \right.$$

Nếu $\gamma(r_m) \leq 1$, tính toán chấp nhận (pass)

Nếu $\gamma(r_m) \geq 1$, tính toán không chấp nhận (fail)



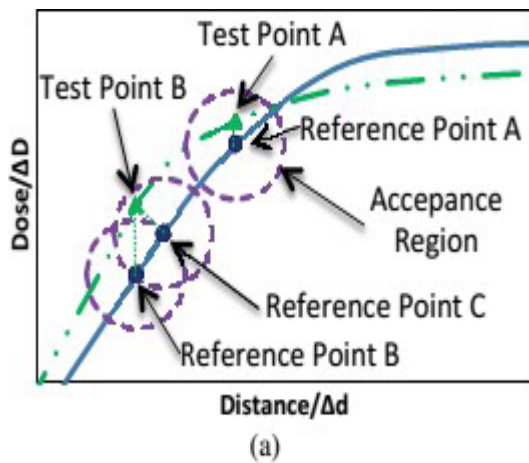
Hình 2.2: Dạng hình học của điều kiện đánh giá phân bố liều kết hợp 2 điều kiện khác nhau về liều và khoảng cách chấp nhận (DTA) a) tọa độ 2 chiều b) tọa độ một chiều [5]

1.1. Đánh giá Chi (χ)

Chỉ số Chi (χ) thực hiện khác hơn chỉ số Gamma, thay vì tìm kiếm những điểm đánh giá gần nhất với điểm tham chiếu về mặt không gian, phép kiểm tra Chi so sánh liều tham chiếu với liều đánh giá tại cùng một điểm trong không gian, do đó bộ dữ liệu tìm kiếm của chỉ số Chi ít hơn chỉ số Gamma như ở phương trình (2). Chi tỉ lệ với điều kiện giới hạn liều tương ứng với Gradient liều của phân bố liều tham chiếu.

Chỉ số Chi được tính theo công thức [6][7]:

$$\chi = \frac{D_c(\vec{r}) - D_r(\vec{r})}{\sqrt{\Delta D_{\max}^2 + \Delta d_{\max}^2 \|\vec{\nabla} D_r\|^2}}$$



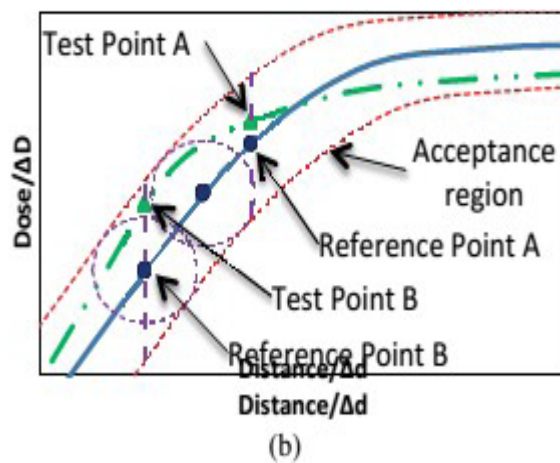
Với

$D_c(r)$ là phân bố liều đánh giá,

$D_r(r)$ là phân bố liều tham chiếu,

ΔD là điều kiện chấp nhận về liều tương ứng trong chỉ số Gamma, Δd điều kiện chấp nhận về khoảng cách. Nếu là độ lớn của gradient cục bộ (local gradient), đạo hàm D_r theo x .

$\chi \leq 1$ khác nhau về liều được chấp nhận. Việc đánh giá mỗi cặp điểm dữ liệu đo đạc và tham chiếu được thực hiện tại cùng một vectơ r .



Hình 2.3: a) Phép kiểm tra theo chỉ số Gamma. b) Phép kiểm tra theo chỉ số Chi [7]

Modun Log Analyzer của Pylinac được lập trình theo chỉ số Chi (χ), đối với phần mềm phân tích dữ liệu trên EPID được lập trình theo chỉ số Gamma (γ).

1.2. Gantry angle Error, Collimator angle Error

Gantry bị ảnh hưởng bởi lực bên ngoài như trọng lực và khi kết hợp với các yếu tố khác gây ra độ lệch chuẩn trực, dẫn đến sự xáo trộn tâm bức xạ. Điều này dẫn đến sự thiếu chính xác về không gian phân phối chùm tia bức xạ. Lỗi góc quay collimator và góc gantry xảy ra theo thời gian tại mỗi góc điều trị.

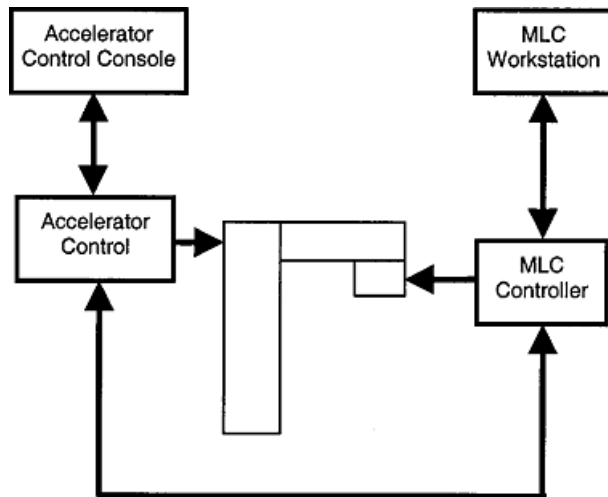
Lỗi góc (độ) = Giá trị thực tế - Giá trị theo kế hoạch

1.3. Beam hold error, MLC position Error

Hệ thống điều khiển MLC và máy gia tốc được mô tả sơ đồ như trong hình 2.4. Bộ điều khiển MLC điều khiển những lá MLC di chuyển tuyến tính giữa các điểm điều khiển (control point), những

điểm điều khiển được dùng để xác định quỹ đạo di chuyển của các lá một cách riêng lẻ. Thông qua một liên kết giao thức, bộ điều khiển ghi lại trạng thái của máy gia tốc bật hoặc tắt chùm tia (beam on hoặc beam off), phân liều, vị trí các lá theo kế hoạch và vị trí các lá thực tế.

Trong khi phát tia (beam on), máy tính điều khiển MLC kiểm tra tất cả vị trí của các lá MLC sau 20 ms [2], và so sánh những vị trí đó với vị trí theo kế hoạch điều trị và ghi nhận trong tập lịch sử. Nếu bất kỳ vị trí lá nào nằm lệch so với vị trí của nó theo kế hoạch ngoài giới hạn đã thiết lập sẵn khoảng từ 0.05 đến 0.2 cm [8], bức xạ sẽ không được phân phối cho đến khi tất cả các lá di chuyển trong phạm vi giới hạn. Khi xảy ra lệch vị trí một lệnh Beam hold-off xuất hiện.



Hình 2.4: Sơ đồ mô tả hệ thống điều khiển giữa MLC và máy gia tốc [9]

Khi chùm tia đang ở chế độ phát chùm tia (beam on) khi đó tập lịch sử ghi nhận trạng thái bình thường có giá trị là 0. Khi chùm tia ngừng phát để di chuyển từ phân đoạn này sang phân đoạn kia hay kết thúc phát chùm tia khi đó tập lịch sử ghi nhận trạng thái giữ (Hold) có giá trị là 2 [2]. Bằng cách so sánh những chỉ số này giữa tập lịch sử quá trình và

hệ thống lập kế hoạch điều trị để đánh giá sự đồng bộ của hệ thống.

Lỗi vị trí MLC hay RMSD là căn bậc hai của tổng bình phương sự sai khác giữa giá trị theo kế hoạch và giá trị thực tế chia cho kích thước mẫu. Điều này cung cấp một phép đo chính xác cho việc điều trị.

$$RMSD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (x_{exp,n} - x_{act,n})^2}{N}} \quad (4)$$

Với N là kích thước mẫu, x_{exp} là giá trị theo kế hoạch, x_{act} là giá trị thực tế

III. KẾT QUẢ VÀ BÀN LUẬN

3.1. Sai số góc quay Gantry và góc quay Collimator

Bảng 3.1 cho ta thấy sai số về mặt cơ khí đối với thông số góc quay Gantry và góc quay Collimator của máy gia tốc nằm trong giới hạn được cho phép sai số, và nhỏ hơn rất nhiều so với chuẩn sai số được phép đối với kỹ thuật IMRT theo báo cáo của TG-142 là $\pm 1^\circ$ [10]. Cho thấy hiện tại máy gia tốc có độ chính xác cao về mặt cơ khí.

Bảng 3.1: Sai số góc quay Gantry và góc quay Collimator giữa giá trị thực tế và giá trị theo kế hoạch của 30 ca bệnh. Đơn vị độ ($^\circ$).

STT	Gantry RMSD ($^\circ$)		Collimator RMSD ($^\circ$)	
	1	2	1	2
1	0.01614	0.00877	0.00037	0.00281
2	0.00758	0.01200	0.00143	0.00343
3	0.00729	0.00713	0.00587	0.00043
4	0.01908	0.00704	0.00250	0.00043
5	0.00934	0.00331	0.00315	0.00538
6	0.01114	0.00827	0.00262	0.00127
7	0.01131	0.00868	0.00059	0.00364
8	0.01610	0.00500	0.00055	0.00307
9	0.00672	0.01834	0.00348	0.00034
10	0.01319	0.01982	0.00252	0.00034
11	0.01040	0.02203	0.00237	0.00032
12	0.01058	0.01908	0.00448	0.00032
13	0.01319	0.00966	0.00021	0.00033
14	0.00704	0.00762	0.00139	0.00229
15	0.01245	0.01613	0.00054	0.00244
Average RMSD	0.01148		0.00196	
STD	0.00487		0.00162	

3.2. Lỗi vị trí các lá MLC

Bảng 3.2 cho thấy lỗi vị trí của từng lá của bộ chuẩn trực MLC trong kỹ thuật IMRT với kỹ thuật sliding window (hay moving window) xấp xỉ 0.02278 mm trong khi chỉ số được phép sai khác theo báo cáo của TG-142 là nhỏ hơn 3.5 mm [10]. Lỗi vị trí trung bình lớn nhất xảy ra xấp xỉ trong khoảng 0.05 mm nhỏ hơn tiêu chuẩn tới 70 lần. 95% tần suất xảy ra lỗi nhỏ hơn 0.07 mm.

Hệ thống có độ chính xác cao do ở hệ thống máy gia tốc Truebeam không bị ảnh hưởng bởi thời gian trì hoãn của hệ thống MLC (thời gian chu kỳ một vòng) so với các đời máy trước (50 ms) [11], hãng đã chủ động trong thiết kế hệ thống điều khiển MLC sau này. Kết quả này gần với kết quả đã được công bố [11] với giá trị lỗi trung bình và 95% tần suất xảy ra lỗi đối với kỹ thuật IMRT là 0.027mm và 0.052 mm trong khi kết quả của bài báo tương ứng là 0.02278 mm và 0.07mm.

Bảng 3.2: Sai số vị trí các lá của bộ chuẩn trực MLC giữa giá trị thực tế và giá trị theo kế hoạch của 30 ca bệnh. Đơn vị mm.

STT	Average RMSD (mm)		Max RMSD (mm)		95th percentile error (mm)	
	1	2	1	2	1	2
1	0.02333	0.02111	0.06	0.05	0.06	0.06
2	0.02444	0.02111	0.05	0.05	0.08	0.06
3	0.01889	0.02111	0.05	0.05	0.06	0.06
4	0.02000	0.01667	0.05	0.05	0.06	0.05
5	0.01889	0.02222	0.05	0.05	0.06	0.07
6	0.02222	0.02444	0.06	0.05	0.06	0.07
7	0.02000	0.02444	0.05	0.05	0.06	0.07
8	0.01889	0.02222	0.05	0.05	0.05	0.06
9	0.02889	0.02556	0.06	0.06	0.08	0.07
10	0.02778	0.02000	0.06	0.04	0.08	0.05
11	0.02222	0.02222	0.05	0.05	0.06	0.07
12	0.02889	0.02667	0.06	0.06	0.08	0.08
13	0.02111	0.03333	0.05	0.06	0.06	0.08
14	0.02667	0.02444	0.06	0.05	0.08	0.06
15	0.02000	0.01556	0.04	0.05	0.05	0.06
Average	0.02278		0.05		0.07	
STD	0.00390					

3.3. Lỗi Carriage, lỗi Beam Hold

Giá trị sai khác giữa 2 bộ mang xấp xỉ gần bằng nhau và nhỏ hơn giá trị sai số cho phép 0.35 cm theo báo cáo của TG-142, việc sai số này đóng góp một phần trong sự sai số của các lá MLC do bộ mang có khối lượng lớn (mỗi bên nặng 36 kg) nên bị ảnh hưởng bởi trọng lực [10] dẫn đến đóng góp lỗi trong việc điều trị. Đây là một trong những lỗi sai số ngẫu nhiên. Trong mỗi ca điều trị có xuất hiện sự chuyển đổi giữa các phân đoạn khi đó có sự di chuyển của các lá MLC, do trên thực tế các lá có khoảng cách di chuyển vật lý phụ thuộc vào

vận tốc lá MLC và suất liều sau đó mới truyền tín hiệu để thông báo cho máy điều trị phát chùm tia. Chính vì điều này dẫn đến sự không đồng bộ giữa phát và ngừng bức xạ được ghi nhận trong tập lịch sự và được so sánh với kế hoạch điều trị như bảng 3.4.

Sự chênh lệch số MU giữa hệ thống lập kế hoạch và số MU thực tế ghi nhận được không đáng kể, sai số xấp xỉ 0.004 MU. Do trong suốt thời gian sử dụng máy, hệ thống sẽ xảy ra lỗi hệ thống, máy cần được hiệu chỉnh định kỳ với chuẩn ± 5% (2-4MU) [10]

Bảng 3.3: Sai số vị trí của hai bộ mang được thiết kế để giữ và di chuyển bộ chuẩn trực đa lá MLC

STT	Carriage A RMSD (cm)		Carriage B RMSD (cm)	
	1	2	1	2
1	0.00105	0.00211	0.00091	0.00268
2	0.00192	0.00160	0.00175	0.00169
3	0.00159	0.00165	0.00141	0.00150
4	0.00073	0.00077	0.00055	0.00057
5	0.00135	0.00167	0.00118	0.00151
6	0.00188	0.00108	0.00174	0.00109
7	0.00196	0.00268	0.00181	0.00260
8	0.00087	0.00182	0.00077	0.00174
9	0.00305	0.00159	0.00297	0.00164
10	0.00235	0.00210	0.00216	0.00221
11	0.00169	0.00076	0.00263	0.00081
12	0.00230	0.00126	0.00210	0.00132
13	0.00152	0.00303	0.00153	0.00286
14	0.00222	0.00128	0.00205	0.00127
15	0.00131	0.00082	0.00118	0.00070
Average	0.00167		0.00163	
STD	0.00064		0.00068	

Bảng 3.4: Sự không đồng bộ giữa dừng và phát chùm tia, sự chênh lệch số MU trong từng ca điều trị.

STT	MU RMSD		Max Beam Hold Difference	
	1	2	1	2
1	0.00339	0.00245	3	4
2	0.00306	0.00391	3	3
3	0.00481	0.00416	3	3
4	0.00481	0.00303	1	1
5	0.00330	0.00440	2	5
6	0.00381	0.00216	3	3
7	0.00356	0.00423	3	4
8	0.00265	0.00381	2	4
9	0.00386	0.00555	3	3
10	0.00456	0.00483	3	3
11	0.0025	0.00492	5	3
12	0.00390	0.00607	3	3
13	0.00431	0.00422	2	4
14	0.00464	0.00539	5	3
15	0.00590	0.00467	3	3
Average	0.00409		3.1	
STD	0.00101			

3.4. Tỷ lệ chấp nhận dựa trên bản đồ Gamma được ghi nhận từ tập lịch sử và hệ thống hình ảnh công thông tin điện tử (EPID).

Tỷ lệ chấp nhận kết quả QA dựa trên phân tích bản đồ Gamma được xây dựng trên tập lịch sử và hệ thống hình ảnh công thông tin điện tử (EPID) được tích hợp với máy gia tốc có tỷ lệ chấp nhận gần bằng nhau. Đối với tập lịch sử tỷ lệ chấp nhận của 30 ca bệnh đạt 100%, trong khi đối với kết quả ghi nhận được từ EPID đạt 99.4% ít hơn 0.6% với cùng điều kiện đánh giá DD/ DTA là 3%/3mm cho kỹ thuật IMRT.

Tỷ lệ chấp nhận dựa trên tập lịch sử cao hơn do không có thiết kế thêm bất kỳ thiết bị đo đạc bên ngoài nên không có lỗi xảy ra do thiết kế. Tỷ lệ chấp nhận dựa trên hệ thống hình ảnh công thông tin điện tử (EPID) thấp hơn do một số nguyên nhân: lỗi về mặt cơ khí nâng hạ băng đầu dò, băng đầu dò có độ phân giải vật lý và thời gian chết của các detector cũng là nguyên nhân gây ra sự thiếu thông tin trong việc ghi nhận chùm tia phát ra ảnh hưởng đến kết quả so sánh. Bên cạnh đó, hiệu ứng tán xạ không mong muốn khi chùm tia ngừng phát đóng góp vào sự sai khác trong quá trình đo đạc.

Bảng 3.5: Tỷ lệ phần trăm chấp nhận bản đồ Gamma ghi nhận từ Trajectory log file và EPID.

STT	Trajectory Log File		EPID	
	1	2	1	2
1	100	100	99.744	99.467
2	100	100	98.644	98.978
3	100	100	98.956	99.678
4	100	100	99.989	99.567
5	100	100	99.689	99.300
6	100	100	97.800	99.856
7	100	100	99.578	99.422
8	100	100	99.522	99.667
9	100	100	99.667	99.622
10	100	100	99.700	99.256
11	100	100	99.500	99.611
12	100	100	99.289	99.111
13	100	100	99.533	99.489
14	100	100	99.533	99.500
15	100	100	98.567	99.778
Average	100		99.400	
STD	0		0.446	

II. KẾT LUẬN

Dựa vào tập lịch sử có thể phân tích nhiều thông số dữ liệu của các kỹ thuật điều trị. Bài báo tập trung phân tích các lỗi liên quan đến góc quay Gantry, góc quay Collimator, lỗi vị trí MLC, sự không đồng bộ giữa việc phát và ngừng chùm tia và đánh giá kết quả QA đạt hay không đạt thông qua bản đồ Gamma đối với kỹ thuật IMRT trên hệ thống máy

gia tốc Truebeam của hãng Varian. Các lỗi xảy ra nằm trong giới hạn cho phép để thực hiện kỹ thuật điều biến cường độ chùm tia.

Tập lịch sử ghi nhận lại vị trí thực của các lá MLC một cách chính xác, độ phân giải cao của tập lịch sử rất hữu ích trong việc phát hiện lỗi. Sử dụng tập lịch sử để QA nhanh và đơn giản, không cần thiết kế phantom để ghi nhận sự phân bố chùm tia

Bệnh viện Trung ương Huế

bừa xạ giảm khối lượng công việc cần thực hiện. Phân tích bản đồ gamma trên sự phân bố chùm tia thực, tập lịch sử đọc trực tiếp thông số phân bố chùm tia với tần suất 20 lần/s do đó rất nhạy so với những thay đổi nhỏ.

Cũng như những công cụ QA khác, cần bảo đảm những đo đạc được ghi nhận một cách chính xác, cần kiểm tra tập lịch sử để kiểm tra việc báo cáo có chính xác các thông tin. Ngoài ra, tập lịch sử là một phần của hệ thống máy gia tốc, những tập lịch sử này không thể phát hiện lỗi đặt bệnh. Một cách khác tập lịch sử chứng minh được giá trị của nó có thể kết hợp với các phép đo truyền thống khác để thực hiện quá trình đảm bảo chất lượng trước khi điều trị cho bệnh nhân. Về mặt giả thuyết, động cơ của lá có thể bị thay đổi trước khi phát sinh bất kỳ lỗi đáng kể nào gây ra về mặt lâm sàng, sử dụng tập lịch sử để kiểm tra tránh những lỗi phát sinh cho quá trình điều trị bệnh nhân.

Các tập lịch sử được sử dụng hữu ích nhất và tận dụng các thuộc tính độc đáo trong việc phân tích một ca điều trị thất bại, để thử và tìm hiểu tại sao

việc điều trị xảy ra lỗi. Cho phép bác sĩ lâm sàng nhìn việc điều trị như một quá trình và tìm hiểu khi việc điều trị thất bại, máy đang hoạt động như thế nào tại thời điểm xảy ra lỗi.

Việc sử dụng tập lịch sử QA trước khi điều trị có thể đảm bảo việc truyền dữ liệu từ hệ thống lập kế hoạch xuống hệ thống máy điều trị một cách chính xác, toàn vẹn, và có khả năng phân phối chùm tia một cách chính xác trước khi điều trị.

Hơn nữa, tập lịch sử có thể được thực hiện và phân tích sau lần điều trị đầu tiên để đảm bảo không có thông số điều trị nào bị sửa đổi, cũng như lỗi thay thế thiết bị giữa lần QA và lần điều trị đầu tiên.

Bên cạnh đó, những cơ sở muốn triển khai kỹ thuật điều trị IMRT mà chưa có trang bị thiết bị QA kế hoạch điều trị cho bệnh nhân, hay thiết bị QA kế hoạch bị hư đang trong quá trình sửa chữa có thể sử dụng tập lịch sử để phân tích đánh giá kế hoạch điều trị trước khi điều trị cho bệnh nhân.

Trong tương lai có thể dựa vào những thông số của tập lịch sử đánh giá những thay đổi so với các thông số của hệ thống lập kế hoạch dẫn đến thay đổi về liều ảnh hưởng như thế nào đến cơ quan lành và liều thay đổi thế nào đối với các khối u.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. TrueBeam System Specifications.
2. TrueBeam Trajectory Log File Specification.
3. Pylinac - pylinac 2.3.2 documentation. <https://Plinac.Readthedocs.io/En/Stable/>.
4. Zaila, A., Adili, M., & Bamajboor, S. Pylinac: A toolkit for performing TG-142 QA related tasks on linear accelerator. *Physica Medica*, 32, (2016), 292-293.
5. Low, D. A., Harms, W. B., Mutic, S., & Purdy, J. A. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical Physics*, 25(5), (1998), 656-661.
6. Bakai, A., Alber, M., & Nüsslin, F. A revision of the γ -evaluation concept for the comparison of dose distributions. *Physics in Medicine and Biology*, 48(21), (2003), 3543-3553
7. Schreiner, L. J., Holmes, O., & Salomons, G. Analysis and evaluation of planned and delivered dose distributions: practical concerns with γ - and χ - Evaluations. *Journal of Physics: Conference Series*, 444, (2013), 012016
8. Hernandez, V., Abella, R., Calvo, J. F., Jurado-Bruggemann, D., Sancho, I., & Carrasco, P. Determination of the optimal tolerance for MLC positioning in sliding window and VMAT techniques. *Medical Physics*, 42(4), (2015), 1911-1916.
9. Litzenberg, D. W., Moran, J. M., & Fraass, B. A. Incorporation of realistic delivery limitations into dynamic MLC treatment delivery. *Medical Physics*, 29(5), (2002), 810- 820.
10. Klein, E. E., Hanley, J., Bayouth, J., Yin, F.-F., Simon, W., Dresser, S., Serago, C., Aguirre, F., Ma, L., Arjomandy, B., Liu, C., Sandin, C., & Holmes, T. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Medical Physics*, 36(9Part1), (2009), 4197-4212.
11. Alonso, J. O., Gago, P., Vazquez, A., Pellejero,

- S., Eito, C., Aylas, M., & Ensunza, P. EP-1922: Comparing MLC positioning errors in Clinac and Truebeam Linacs by analyzing log files. *Radiotherapy and Oncology*, 119, (2016), 912.
12. Litzenberg, D. W. Verification of dynamic and segmental IMRT delivery by dynamic log file analysis. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 3(2), (2002),63.
13. Woon, W. A., Ravindran, P. B., Ekanayake, P., Vikraman, S., Amirah, S., Lim, Y. 2. Y. F., Vun, C. H. S., & Khalid, J. Trajectory log file sensitivity: A critical analysis using DVH and EPID. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*, 23(5), (2018), 346-359.
14. Sun, B., Rangaraj, D., Yang, D., Kashani, R., Pereira, G., Goddu, S. M., Yaddanapudi, S., Moore, K., Mutic, S., & Santanam, L. Automatic Patient Specific Verification Of Treatment Plan Delivery On A Varian Truebeam. *International Journal of Radiation Oncology*Biography*Physics*, 81(2), (2011), 896.
15. Rangaraj, D., Zhu, M., Yang, D., Palaniswaamy, G., Yaddanapudi, S., Wooten, O. H., Brame, S., & Mutic, S. Catching errors with patient-specific pretreatment machine log file analysis. *Practical Radiation Oncology*, 3(2), (2013). 80-90.