

# Đánh giá độ ổn định của điểm đồng tâm cơ khí, góc quay của collimator, gantry và bàn điều trị trong máy gia tốc tuyến tính

Hoàng Anh Tùng

Khoa Y, Trường Trường Đại học Nguyễn Tất Thành  
hatung@ntt.edu.vn

## Tóm tắt

Collimator, gantry và bàn điều trị trong máy gia tốc tuyến tính là những bộ phận quan trọng dùng trong xạ trị. Sự ổn định về chuyển động cơ khí của ba thành phần nói trên là một trong các yếu tố quan trọng ảnh hưởng tới việc điều trị. Nghiên cứu này tập trung vào vấn đề kiểm tra độ đồng tâm cơ khí và góc quay của bàn điều trị, gantry và collimator. Phép đo sẽ được đối chiếu với giới hạn cho phép của khuyến nghị quốc tế AAPM TG-198 và AAPM TG-142 lần lượt là 1° và 1mm. Các kết quả phép đo đều thỏa các khuyến nghị quốc tế ngoại trừ tâm quay của gantry. Các nhà vật lý y khoa tại cơ sở cần phối hợp với kỹ sư hãng máy xem xét và khắc phục sự sai khác này để tránh ảnh hưởng lớn đến kết quả điều trị. Liên quan đến máy LINAC, hiện Việt Nam chỉ có Thông tư 15/2017/TT-BKHCN về kiểm định cấp phép hoạt động chứ chưa có quy định về đảm bảo chất lượng định kỳ cũng như kiểm tra đánh giá ngoài. Khuyến nghị các văn bản này cần được nghiên cứu và ban hành trên cơ sở bằng chứng khoa học đã ban hành trên thế giới, góp phần cải thiện chất lượng điều trị bệnh ung thư của Việt Nam.

Nhận 03/07/2023  
Được duyệt 08/09/2023  
Công bố 01/11/2023

**Từ khóa**  
xạ trị, gia tốc tuyến tính, đảm bảo chất lượng, kiểm tra cơ khí, vật lý y khoa

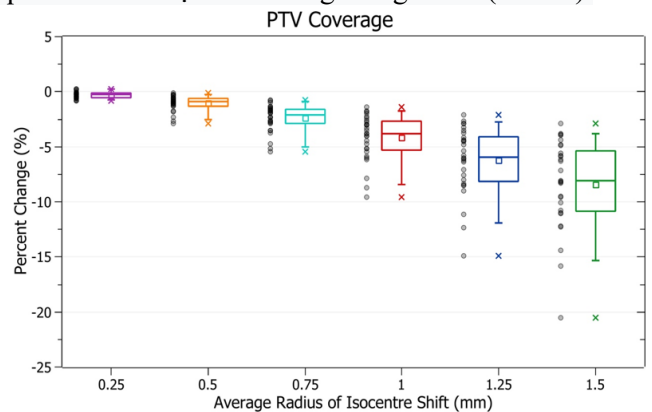
© 2023 Journal of Science and Technology - NTTU

## 1 Giới thiệu

Máy gia tốc tuyến tính (LINAC) ra đời là bước phát triển quan trọng trong lĩnh vực y tế nói chung và cho công việc xạ trị nói riêng. Máy LINAC được thiết kế nhằm mục đích dùng cho xạ trị - điều trị ung thư và được sử dụng rộng rãi. Các nhà vật lý y khoa lâm sàng có nhiệm vụ kiểm tra định kỳ cho thiết bị này luôn đạt chất lượng khi cung cấp bức xạ. Công việc này phức tạp và cần sự chính xác cao trong từng phép kiểm tra về cơ học cũng như về liều, và mỗi phép kiểm tra phải tuân thủ theo quy trình và sai số đã được quy định hoặc khuyến nghị trong các văn bản nghề nghiệp như Task Group 198 [2] và Task Group 142 [3] của The American Association of Physicists in Medicine. Trong đó, Task Group 142 khuyến nghị các phép kiểm tra tần suất của nó, còn Task Group 198 khuyến cáo về thiết bị và phương pháp thực hiện cho các phép kiểm tra.

Trong các khuyến nghị trên đều có đề cập tới phép kiểm tra độ đồng tâm và góc quay của bàn bệnh nhân, gantry và collimator. Đây là phép kiểm tra cơ khí quan trọng, vì

nếu tâm của các bộ phận này bị lệch sẽ dẫn đến xạ trị sai vị trí của kế hoạch điều trị, dẫn đến không đạt được mục đích điều trị, không những vậy, còn gây ảnh hưởng nghiêm trọng đến các cơ quan lành xung quanh và cơ quan lành sẽ nhận liều không mong muốn (Hình 1).



**Hình 1** Ảnh hưởng của việc điểm đồng tâm của máy gia tốc tuyến tính bị lệch (từ lệch tâm quay và góc quay) lên khả năng bao phủ khối u khi xạ trị, khi điểm đồng tâm này lệch trên 1 mm, độ bao phủ này bị ảnh hưởng nhiều, có thể lên đến 20%. [1]

Nghiên cứu này thực hiện phép kiểm tra độ đồng tâm cơ khí và góc quay của máy LINAC, phép đo sẽ được đối chiếu với giới hạn khuyến nghị của AAPM lần lượt là  $1^\circ$  và 1 mm.

## 2 Đối tượng và phương pháp

### 2.1 Đối tượng

Nghiên cứu được thực hiện trên máy gia tốc tuyến tính LINAC sử dụng các dụng cụ kiểm tra độ đồng tâm và góc quay, cũng như thước thủy (Hình 2e.) để kiểm tra độ cân bằng, mô tả chi tiết của các dụng cụ, thiết bị này được diễn đạt sau đây:

2.1.1 Dụng cụ kiểm tra độ đồng tâm và góc quay cho collimator và bàn bệnh nhân (Hình 2a.): được thiết kế bởi nhà vật lý y khoa của cơ sở, dụng cụ này là hai tấm nhựa hình vuông có kích thước  $45\text{ cm} \times 45\text{ cm} \times 2\text{ cm}$ , trên bề mặt là các ô vuông đồng tâm và đường crosshair. Các ô vuông này lần lượt có cạnh bằng (5, 10, 20, 30, 40) cm. Sai số dụng cụ này đóng góp khi đo chênh lệch trường sáng và chênh lệch góc cơ khí lần lượt là 0,1 mm và  $0,1^\circ$ .

2.1.2 Máy LINAC (Versa HD, Elekta AB, Stockholm) (Hình 2b.): nhìn từ hướng bàn điều trị trở vô đầu máy gia tốc (gantry) gồm: hướng đầu máy gia tốc là hướng gun và hướng ngược lại là hướng target, hướng bên phải là hướng cùng chiều kim đồng hồ và ngược lại hướng bên trái là hướng ngược chiều kim đồng hồ. Các định nghĩa hướng này được minh họa trong Hình 2d.

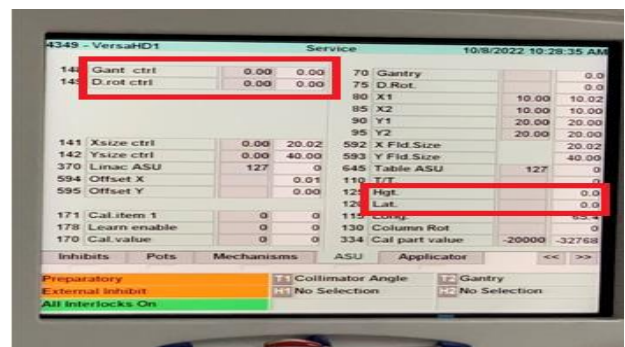
2.1.3 Dụng cụ kiểm tra độ đồng tâm và góc quay cho gantry: bao gồm 2 loại thiết bị, đầu tiên là “dụng cụ định vị điểm (pointer) gắn vào gantry” (Hình 2c.) là một trụ sắt dài có phần chân hình vuông, thiết bị này sẽ được gắn trên khay phụ kiện của LINAC. Đầu pointer có thể di chuyển ra vào một khoảng cách nhỏ, trên pointer sẽ có vạch chỉ thị khi đầu thiết bị này di chuyển đến SSD = 100 cm. Thiết bị thứ hai là “dụng cụ định vị điểm (pointer) đặt trên bàn bệnh nhân” (Hình 2b.) là một dụng cụ được thiết kế bởi các nhà vật lý y khoa tại cơ sở, thiết bị này đại diện cho điểm đồng tâm cơ khí của máy trong quá trình kiểm tra. Tổng sai số dụng cụ này đóng góp khi đo chênh lệch trường sáng và chênh lệch góc cơ khí lần lượt là 0,1 mm và  $0,1^\circ$ .



**Hình 2** Các hình ảnh thiết bị (a) kiểm tra độ đồng tâm, (b) góc quay của máy LINAC, (c) định vị điểm (Pointer) gắn vào gantry, (d) định vị điểm (Pointer) đặt trên bàn bệnh nhân, (e) Thước thủy

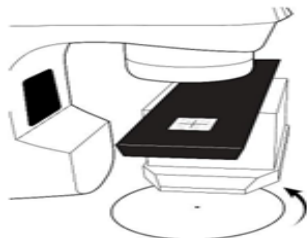
### 2.2 Phương pháp

Trước khi thực hiện các phép kiểm tra, cần điều chỉnh góc quay của gantry, collimator và bàn điều trị về  $0^\circ$  bằng cách đối chiếu với thông tin trên bảng hiển thị máy LINAC (Hình 3). Các kết quả ghi nhận được so sánh với giới hạn được khuyến nghị trong văn bản TG - 198 của AAPM là  $\pm 1\text{ mm}$  đối với độ lệch tâm quay và  $\pm 1^\circ$  đối với độ lệch góc quay.



**Hình 3** Màn hình hiển thị của máy Linac

2.2.1 Phương pháp kiểm tra tâm quay và góc quay của bàn bệnh nhân

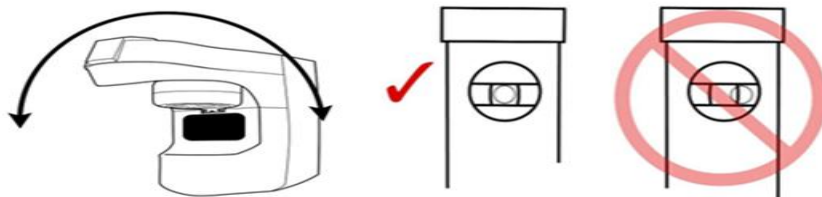


Hình 4 Quay bàn điều trị.

Đặt thiết bị kiểm tra độ đồng tâm lên bàn bệnh nhân và tiến hành nâng bàn sao cho SSD = 100 cm. Mở trường sáng 40 cm × 40 cm, đặt tâm của thiết bị đo nằm trùng với tâm trường sáng. Sau đó, tiến hành quay bàn bệnh nhân lần lượt theo góc 45° và 90° theo chiều ngược kim đồng hồ, sau đó lần lượt theo góc 45° và 90° theo chiều kim đồng hồ. Ở mỗi vị trí bàn bệnh nhân, ghi nhận độ lệch giữa tâm thiết bị kiểm tra và tâm của

trường sáng, ghi nhận độ lệch giữa góc quay trên thiết bị đo và góc quay trên màn hình hiển thị.

2.2.2 Cách kiểm tra tâm quay và góc quay của gantry  
 Thiết lập thiết bị pointer đặt trên bàn bệnh nhân trùng với tâm trường sáng, di chuyển độ cao bàn bệnh nhân sao cho đầu của thiết bị này ở vị trí SSD = 100 cm. Tiến hành gắn pointer vào gantry, di chuyển phần đầu của pointer được gắn ở trên gantry đến vị trí SSD = 100 cm, khi đó hai đầu của pointer ở gantry và pointer của bàn bệnh nhân sẽ chạm nhau. Sau các bước thiết lập thiết bị, tiến hành quay gantry theo các góc 90° ngược chiều kim đồng hồ, 180° ngược chiều kim đồng hồ và 90° theo chiều kim đồng hồ, 180° theo chiều kim đồng hồ. Sau mỗi lần quay gantry dùng thước thủy kiểm tra độ nghiêng của gantry và đối chiếu với bảng hiển thị, ghi nhận sự chênh lệch góc quay, ghi nhận độ lệch giữa hai đầu của hai pointer ở mỗi góc quay gantry làm kết quả của phép kiểm tâm quay.

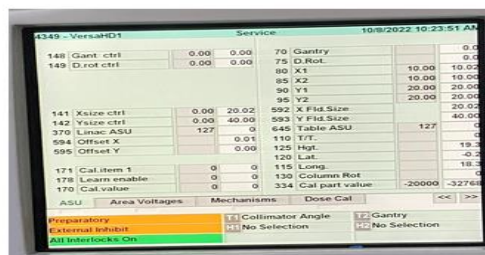
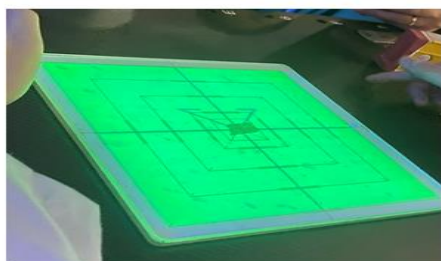


Hình 5 Quay gantry để thực hiện phép kiểm tra góc quay của gantry và thước thủy cân

2.2.3 Cách kiểm tra tâm quay và góc quay của collimator

Đặt thiết bị kiểm tra độ đồng tâm và góc quay tại vị trí tâm của trường sáng, đặt trường sáng với kích thước 40 cm × 40 cm. Tiến hành quay collimator lần lượt theo các góc 45° và 90° ngược chiều kim đồng hồ, sau đó là

góc 45° và 90° theo chiều cùng chiều kim đồng hồ. Sau mỗi lần quay collimator, ghi nhận độ lệch giữa tâm thiết bị kiểm tra và tâm của trường sáng, ghi nhận độ lệch giữa góc quay trên thiết bị đo và góc quay trên màn hình hiển thị.



Hình 6 Trường sáng collimator khớp với bảng đo góc và bảng hiển thị

3 Kết quả

Kết quả của phép kiểm tra độ lệch tâm quay và độ lệch góc quay lần lượt được trình bày ở Bảng 1, Bảng 2. Trong Bảng 1, kết quả đo: i) độ lệch của tâm quay bàn bệnh nhân khi quay so với giao điểm của tâm quay

collimator – gantry; ii) độ lệch của tâm quay collimator khi quay so với giao điểm của tâm quay bàn bệnh nhân – gantry; và iii) độ lệch của gantry ghi xoay so với giao điểm của tâm quay bàn bệnh nhân – collimator lần lượt được trình bày và so sánh với khuyến nghị ± 1 mm.



**Bảng 1** Kết quả độ lệch tâm quay của bàn bệnh nhân, collimator và gantry (mm)

Góc quay	Bàn bệnh nhân		Collimator		Gantry	
	45	90	45	90	90	180
Chiều quay (độ)						
Chiều kim đồng hồ	0,5	0,5	0,3	0,5	1,0	0,0
Yêu cầu chấp nhận	Đạt	Đạt	Đạt	Đạt	Đạt	Đạt
Ngược chiều kim đồng hồ	0,0	0,7	0,5	0,3	2,0	0,3
Yêu cầu chấp nhận	Đạt	Đạt	Đạt	Đạt	Không đạt	Đạt

**Bảng 2:** Kết quả độ lệch góc quay của bàn bệnh nhân, collimator và gantry (độ)

Góc quay	Bàn bệnh nhân		Collimator		Gantry	
	45	90	45	90	90	180
Chiều quay (độ)						
Chiều kim đồng hồ	0,5	0,0	0,2	0,3	0,8	0,1
Yêu cầu chấp nhận	Đạt	Đạt	Đạt	Đạt	Đạt	Đạt
Ngược chiều kim đồng hồ	0,5	0,5	0,2	0,2	0,1	0,1
Yêu cầu chấp nhận	Đạt	Đạt	Đạt	Đạt	Không đạt	Đạt

#### 4 Bàn luận

Dựa vào kết quả ở Bảng 1 và Bảng 2, có thể thấy các kết quả đều nằm trong phạm vi khuyến nghị ngoại trừ một phép kiểm. Để biết rõ nguyên nhân gây ra độ lệch này, cần tới sự can thiệp của kỹ sư hãng sản xuất cùng với nhà vật lý y khoa tìm hiểu nguyên nhân, nếu máy LINAC không còn hoạt động đúng theo thông số ban đầu thì nên có đánh giá mức độ ảnh hưởng của các sai lệch này lên quá trình điều trị. Một số lí do có thể gây ra các sai lệch ở thời điểm hiện tại. Tâm quay và góc quay của bàn bệnh nhân có sự sai lệch so với thông số kiểm tra chấp nhận ban đầu do hệ cơ khí di chuyển của bàn hoạt động đã lâu ngày, khả năng phản ứng chính xác với tín hiệu lệnh dần suy giảm. Máy LINAC được đặt ở tầng hầm, nơi có hệ thống mạch nước ngầm bên dưới có nguy cơ làm lệch sàn. Điều này cũng có thể làm cho bàn bệnh nhân không hoàn toàn cân bằng. Tâm quay và góc quay của gantry bị lệch do hao mòn khi sử dụng ở bộ phận đối trọng của đầu máy. Bộ phận đối trọng bị hao mòn thường là do hao mòn tự nhiên hoặc sau quá trình trùng tu sửa chữa, tháo lắp thì chưa được cân chỉnh chính xác.

Đối với tâm quay và góc quay của collimator bị lệch vì đầu gantry nặng nên sẽ bị kéo xuống, dẫn đến tâm quay và góc quay của collimator bị lệch. Phương pháp hiện tại khi kiểm tra collimator chỉ dừng lại ở các góc quay 45° và 90° theo chiều kim đồng hồ và ngược chiều kim đồng hồ, nhưng không kiểm tra tâm quay và góc quay 135° hoặc 180°, thực tế collimator có thể quay được nhiều góc hơn so với các góc quay đã nêu, tác giả sẽ bổ sung việc kiểm tra ở các góc quay khác để có thể đánh giá chính xác hơn tình trạng của hệ cơ khí collimator.

Phương pháp hiện tại chưa xác định được các sai số hệ thống có thể phát sinh khi thiết lập thiết bị hoặc do con người gây ra trong quá trình sử dụng. Trong lúc thiết lập thiết bị cũng có thể xảy ra sai vị trí do mỗi người sẽ có một góc nhìn khác nhau, và khi thực hiện kiểm tra thì thiết bị có thể bị xô dịch bởi người làm phép kiểm tra, gây nên độ lệch nhỏ cho phép kiểm tra.

Các khuyến cáo quốc tế về công việc kiểm tra thiết bị định kì máy LINAC (AAPM TG 198 [2] và AAPM TG 142 [3]) là các công trình được đúc kết từ tần suất xảy ra các sai sót cụ thể và khả năng phát hiện sớm các sai sót này [5,6]. Vì vậy, tham khảo và thực hiện theo các khuyến cáo này là việc nên làm ở các khoa xạ trị. Hiện nay, một số bệnh viện đã thực hiện phép kiểm tra tâm quay cơ học và góc quay của bàn bệnh nhân, gantry và collimator được thực hiện mỗi quý phù hợp với khuyến cáo của quốc tế. Tuy nhiên, công tác này hiện tại hoàn toàn là tự nguyện chứ chưa được quy định tại văn bản pháp luật nào tại Việt Nam. Hiện Việt Nam chỉ đang sử dụng Thông tư 15/2017/TT-BKHCN [4] quy định về kiểm định để cấp phép sử dụng, không có quy định nào về đảm bảo chất lượng định kì. Mặt khác, Thông tư này có các phép kiểm tra cho máy LINAC nhưng chỉ dừng lại ở các phép kiểm tra cơ học về độ chính xác của góc quay của collimator, gantry và bàn bệnh nhân, độ chính xác của laser, và chuyển động của bàn điều trị nhưng chưa đề cập tới tâm quay cơ học của bàn điều trị, collimator và gantry. Tác giả khuyến nghị các cơ quan có thẩm quyền nghiên cứu và ban hành: (1) quy định về đảm bảo chất lượng định kì cho máy LINAC, trong đó quy định tần suất các phép đo phải thực hiện, phương pháp đo phù hợp với từng tần suất, nguồn nhân lực thực hiện và (2) quy định về kiểm tra đánh giá ngoài công tác đảm bảo chất lượng định kì này. Hai văn bản này nếu

được nghiên cứu soạn thảo trên cơ sở bằng chứng khoa học đã ban hành trên thế giới [2,4,5] sẽ góp phần cải thiện chất lượng xạ trị tiệm cận với các quốc gia khác.

## 5 Kết luận

Nghiên cứu này thực hiện đo đạc và phân tích kết quả của phép kiểm tra cơ học về độ đồng tâm và góc quay của gantry, bàn bệnh nhân và collimator cho máy gia tốc tuyến tính (LINAC) dùng trong xạ trị. Các phép đo đều thỏa các khuyến nghị quốc tế tương ứng, ngoại trừ một

kết quả. Các nhà vật lý y khoa tại cơ sở cần phối hợp với kỹ sư hãng máy xem xét và khắc phục sự sai khác này để tránh ảnh hưởng lớn đến kết quả điều trị. Liên quan đến máy LINAC, hiện Việt Nam chỉ có Thông tư 15/2017/TT-BKHHCN về kiểm định cấp phép hoạt động chứ chưa có quy định về đảm bảo chất lượng định kỳ cũng như kiểm tra đánh giá ngoài. Khuyến nghị các văn bản này cần được nghiên cứu và ban hành trên cơ sở bằng chứng khoa học đã ban hành trên Thế giới, góp phần cải thiện chất lượng điều trị bệnh ung thư của Việt Nam.

## Tài liệu tham khảo

1. McCallum-Hee BI, et al. (2022). Dosimetric impact of mechanical movements of the Linac gantry during treatments with small fields. *Frontiers in Oncology*, 12.
2. J. Hanley et al. (2021). AAPM Task Group 198 Report: An implementation guide for TG 142 quality assurance of medical accelerators. *Medical Physics*, 48, e830-e885.
3. E. Klein et al. (2009). AAPM Task Group 142 Report: quality assurance of medical accelerators. *Medical Physics*, 36, 4197-4212.
4. Bộ Khoa học và Công nghệ. (2017). Thông tư số 15/2017/TT-BKHHCN ngày 05/12/2017 ban hành Quy chuẩn kỹ thuật quốc gia đối với máy gia tốc tuyến tính dùng trong xạ trị.
5. G. J. Kutcher (1994). Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40, *Medical Physics*, 21, 581-618.
6. R. Nath, P. J. Biggs, F. J. Bova, C. C. Ling, J. A. Purdy, J. van de Geijn, and M. S. Weinhaus (1994). AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45. *Medical Physics*, 21, 1093-1121.

## Evaluation of the mechanical isocenter and rotational angles of collimator, gantry, and patient couch in linear accelerator

Anh Tung Hoang - hatung@ntt.edu.vn

Faculty of Medicine, Nguyen Tat Thanh University

**Abstract** Collimator, gantry and the couch are some of the important components used in radiotherapy. The mechanical stability of aforementioned components is one of the important factors affecting treatment outcome. This study focuses on evaluate the mechanical isocenter and rotational angles in linear accelerator. Measurements were compared to international recommendation from AAPM TG-198 and AAPM TG-142, which are 1° and 1mm, respectively. Most of results is in accordance with recommendations except one. Medical physicists need to work with manufacturer's engineer to identify the root causes. In terms of national regulations for linear accelerators, currently Viet Nam has only issued Circular 15/2017/BKHHCN on declaration of standard conformity and technical-regulation conformity and methods for conformity assessment. Regulation on the quality assurance and external audit which is crucial for quality management has not been issued. Authors recommend that these documents should be drafted based on the reviewed scientific evidence.

**Keywords** Radiotherapy, linear accelerator, quality assurance, mechanical evaluation, medical physics

