

CHƯƠNG TRÌNH ĐẢM BẢO CHẤT LƯỢNG CHO THIẾT BỊ XẠ TRỊ UNG THƯ VÚ TRONG MỔ- INTRABEAM

Nguyễn Văn Thành¹, Lê Trọng Hùng¹, Nguyễn Hữu Minh Tuấn¹,
Nguyễn Cao Dũng¹, Hoàng Đình Nguyễn Sơn¹, Nguyễn Đắc Khoa¹,
Nguyễn Văn Lan¹, Nguyễn Mạnh Cường¹

TÓM TẮT

Xạ trị trong mổ đang được sử dụng tại BVTW Huế cho ung thư vú. Việc đảm bảo chất lượng là một thành phần cần thiết của sự phát ra liều xạ an toàn và chính xác, tối ưu hóa kết quả điều trị và giảm thiểu sai sót. Bao gồm các phép đo hiệu chuẩn độc lập hoặc các phép đo kiểm tra bên trong hệ thống được cung cấp bởi nhà sản xuất. Một số sự cố liên quan đến kỹ thuật xạ trị mới có thể tránh được nếu những bước kiểm tra liều lượng độc lập được thực hiện đúng. Do đó bài báo cáo mô tả các phương pháp kiểm tra, tần số thực hiện hoặc sai số và đề xuất các khuyến nghị đến người sử dụng cho kiểm tra đảm bảo chất lượng.

Từ khóa: xạ trị trong mổ, ung thư vú

ABSTRACT

QUALITY ASSURANCE PROGRAM FOR INTRAOPERATIVE RADIOTHERAPY (INTRABEAM) IN BREAST CANCER

Nguyen Van Thanh¹, Le Trong Hung¹, Nguyen Huu Minh Tuan¹,
Nguyen Cao Dung¹, Hoang Dinh Nguyen Son¹, Nguyen Dac Khoa¹,
Nguyen Van Lan¹, Nguyen Manh Cuong¹

Intraoperative radiotherapy (IORT) is performing for breast cancer in Hue Central Hospital. Quality assurance is an essential component of accurate and safe radiotherapy delivery, maximizing the therapeutic outcome and minimizing errors. Including independent calibration measurements or internal tests given by the manufacturer. A number of incidents involving new radiotherapy technologies could have been avoided if independent dosimetric checks had been performed correctly. Therefore, this report describe methods for checks, frequencies, or tolerances and suggest recommendations with user for quality assurance tests.

Key words: Intraoperative Radiotherapy (IORT), breast cancer

I. GIỚI THIỆU

Xạ trị trong mổ (IORT) Intraoperative Radiotherapy là một phương pháp bằng cách đưa một liều xạ cần thiết đến giường u ngay lập tức sau

khi cắt bỏ phẫu thuật trong phòng mổ. Đảm bảo chất lượng trong xạ trị đảm bảo rằng quá trình điều trị được phát ra liều lượng an toàn và chính xác, tối ưu hóa kết quả điều trị và giảm thiểu sai sót. Tính chất

1. Bệnh viện TW Huế

- Ngày nhận bài (received): 12/7/2014;

- Ngày đăng bài (Accepted): 26/8/2014

- Người phản hồi (Corresponding author): Nguyễn Văn Thành

- Email: thanhcity@gmail.com ĐT: 0989905722

vật lý và đặc tính phép đo liều lượng của nguồn tia X- 50Kv của hệ thống máy xạ trị Intrabeam là khác biệt so với các đơn vị điều trị Kv thông thường, do đó bài báo cáo mô tả các phương pháp kiểm tra độc lập, tần số lập lại hoặc sai số cho kiểm tra đảm bảo chất lượng. Cùng với các bước kiểm tra bên trong hệ thống cũng được mô tả, và các phép đo của sự ổn định trong quá trình sử dụng. Một số sự cố liên quan đến kỹ thuật xạ trị mới có thể tránh được nếu những bước kiểm tra liều lượng độc lập được thực hiện đúng [1].

II. MÔ TẢ HỆ THỐNG

2.1. Phát triển lâm sàng hệ thống

Hệ thống xạ phẫu được phát triển đầu tiên cho điều trị tổn thương nội sọ [2], [3]. Nó bao gồm một nguồn nhỏ gọn 40kv phát ra tia X được gắn với một đầu phát hình trụ dài 10cm, đường kính 3.2mm. Điện từ đi qua đầu phát này đập đến bia ở điểm cuối tại đây được mạ một lớp vàng mỏng, và tia X được phát ra gần như đẳng hướng từ điểm cuối của đầu phát. Pha I thử nghiệm lâm sàng ở người được thực hiện ở bệnh viện đa khoa Massachusetts giữa năm 1992 và 1993 [4]. Nghiên cứu tiếp theo sau đó được báo cáo trong điều trị di căn não [5]. Nhưng kỹ thuật đó không được phát triển rộng rãi do xạ phẫu từ ngoài điều trị ung thư di căn não bằng máy gia tốc hoặc nguồn Cobalt 60 có những thuận lợi và ưu việt hơn.

Thế hệ tiếp theo của PRS400 được gia tốc đến điện áp 50kV và được hỗ trợ qua một đơn vị điều khiển (Control Console), ở thế hệ này có thể đưa vào thời gian điều trị theo yêu cầu, và cung cấp bản in thông tin liều lượng phát ra. Một bộ giám sát sự chiếu xạ bên trong nó được thêm vào để đo độ ổn định suất liều. Những bộ applicator hình cầu bằng chất liệu Polyetherimide ($C_{37}H_{24}O_6N_2$) được phát triển để bọc quanh nguồn phát tia và cho phép điều trị ngay sau khi phẫu thuật cắt bỏ khối u [6]. Những applicator này được sử dụng để điều trị cho bệnh nhân ung thư vú đầu tiên

tại bệnh viện University College, London năm 1998. Phương pháp này sau đó được mở rộng đến những trung tâm điều trị khác trên thế giới, chủ yếu trong phạm vi thử nghiệm ngẫu nhiên TARGIT, trong đó trình bày kết quả ban đầu trong năm 2010 [7].

Sau đó toàn bộ sản phẩm của hệ thống được mua lại bởi CarlZeiss và được nâng cấp thành hệ thống INTRABEAM PRS500, sẽ được mô tả ở phần dưới. Hệ thống bổ sung thêm máy tính (User Terminal) để tính toán thời gian xạ trị cần thiết cũng như lưu trữ và kiểm soát hệ thống Control Console. Bây giờ nguồn bức xạ được gắn trên cánh tay robot cân bằng (hình 6), được phát triển bởi PRS (Control Console) có thể di chuyển tiện lợi cho vị trí linh hoạt thuận lợi an toàn ở bất kỳ góc độ trong khi điều trị xạ phẫu. Chúng loại applicator cũng được phát triển, bao gồm applicator hình trụ để điều trị âm đạo [8], applicator dạng kim điều trị ung thư xương, applicator mặt phẳng điều trị ở bề mặt phẳng. Những applicator hình cầu đã được ứng dụng trong nhiều vị trí u khác nhau, điều trị u màng não [5], vú [6], túi mật [9], khoang miệng [10].

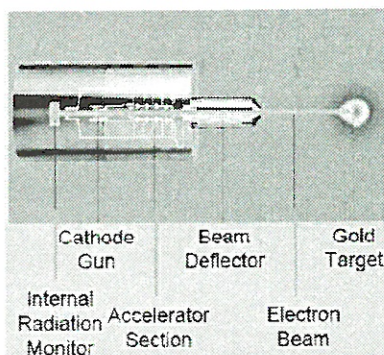
2.2. Thành phần hệ thống

Những thành phần chính của hệ thống bao gồm:

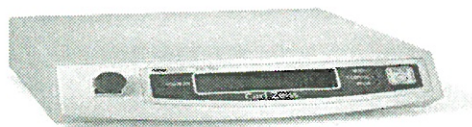
- Nguồn tia X (XRS) X-ray source: Hình 1. Phát ra, gia tốc và lái các điện từ đi qua ống gia tốc đập đến bia sinh ra những photon, bên trong chứa bộ giám sát bức xạ để phát hiện những photon tán xạ ngược bên trong ống dẫn sóng, cũng như đo sự ổn định của suất liều. Nếu độ lệch lớn hơn 10% trong đầu đọc này sẽ ngắt sự phát xạ tia X.

- Bộ điều khiển (Control Console): Hình 2. Thiết lập và giám sát những thông số điều trị bên trong XRS và giao tiếp dữ liệu với máy tính (User Terminal).

- User Terminal: (Hình 3) Máy tính chạy phần mềm giao tiếp thực hiện chức năng ghi nhận và xác minh các thông số điều trị, kiểm tra kiểm soát chất lượng.



Hình 1: Nguồn phát tia X

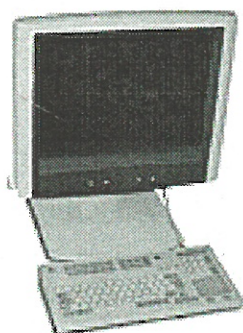


Hình 2: Bộ điều khiển

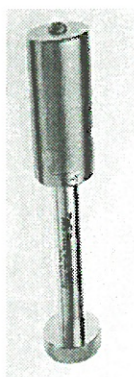
- Photodiode array (PDA): (Hình 4) Nó dùng để bao bọc đầu phát tia khi thực hiện đảm bảo chất lượng và chứa bên trong 5 điốt ở các vị trí vuông góc với mặt trước và mặt bên của đầu phát, những điốt này để đo độ đẳng hướng và điều chỉnh lái tia các chùm điện tử. Bên ngoài vỏ bộ PDA cũng được đánh dấu các vị trí ($\pm X$, $\pm Y$) để tương ứng với các

vị trí này trên nguồn phát XRS.

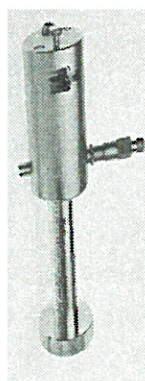
- Probe adjuster/ionization chamber holder (PAICH): (Hình 5) Nó dùng để bao bọc đầu phát tia khi thực hiện các bước QA (quality assurance), bên trong nó được gắn một LED để kiểm tra sự thẳng của đầu phát và một pittông cơ khí để điều chỉnh sự thẳng đó.



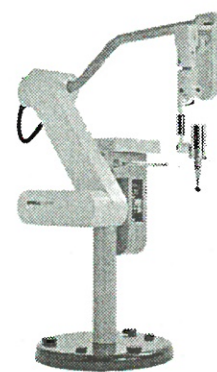
Hình 3: Máy tính



Hình 4: Bộ PDA



Hình 5: Bộ PAICH



Hình 6

- Buồng Ion hóa song song loại 23342, 0.02 cm³ dùng đo liều lượng đầu ra.

- Máy đo liều phát ra (Unidose E, PTW): Để đọc dòng điện tích từ buồng ion, nó được kết nối với máy tính (User Terminal).

- Cả hai bộ PDA và PAICH đều được che chắn với lớp chì dày khoảng 2mm vì vậy liều lượng người vận hành nhận được trong suốt quá trình QA (quality assurance) là không đáng kể. Nút nhấn khẩn cấp được đặt phía trước bộ điều khiển (Control Console) và trên màn hình giao diện sử dụng (User Terminal) ở giai đoạn máy đang phát tia, được dùng để dừng khẩn cấp quá

trình đang điều trị. Một khóa liên động bên ngoài ở phía sau bộ điều khiển Control Console có thể cho phép kết nối với đèn cảnh báo khi đang phát tia hoặc công tắc ở cửa của phòng mổ để đảm bảo khu vực được giới hạn không được đi vào trong suốt quá trình điều trị.

2.3. Kiểm tra bên trong hệ thống

Hệ thống INTRABEAM PRS500 cung cấp hai bộ PDA và PAICH được đặt cố định bao quanh đầu phát nguồn để kiểm tra sự ổn định, tính chính xác của hệ thống. Một số bước kiểm tra kiểm soát chất lượng bên trong hệ thống phải được thực hiện trước mỗi lần điều trị đó là kiểm tra sự đẳng hướng của

chùm tia, kết quả đầu ra của chùm tia bao gồm các bước sau:

- Chỉnh thẳng đầu phát (Probe Adjuster): Khi bộ PAICH được kết nối nguồn, một đèn LED bên trong nó sẽ kiểm tra sự lệch thẳng của đầu phát tia khi quay PAICH một vòng quanh đầu phát. Nếu độ lệch vượt quá giới hạn thì một pittông cơ khí được dùng để điều chỉnh theo yêu cầu.

- Chỉnh độ lệch của chùm tia phát ra (kiểm tra nhanh, Dynamic offsets): Sử dụng bộ PDA, điện áp cung cấp cho cuộn dây lái tia được thay đổi tăng từng giá trị nhỏ từ giá trị đặt trước, để đảm bảo cho sự ổn định của chùm tia điện từ đến tâm của đầu phát tia.

- Điều chỉnh độ đồng đều của nguồn phát (PDA): Đọc từ nam châm gắn bên trong bộ PDA được sử dụng để kiểm tra sự đẳng hướng của chùm tia với độ lệch không quá 12% của hướng trục +Z. Đồng thời đọc từ bộ IRM (Internal Radiation Monitor) đo được và so sánh với giá trị gốc ở lần hiệu chuẩn cuối cùng của nhà sản xuất.

- Kiểm tra liều lượng phát ra (PAICH): Bộ PAICH và buồng ion hóa được dùng để đo dòng điện trung bình từ nguồn. Giá trị này được hiệu chỉnh với nhiệt độ và áp suất và chuyển đổi thành suất liều, được so sánh với giá trị gốc ở lần hiệu chuẩn cuối cùng của nhà sản xuất. Những sai lệch đó được dùng để điều chỉnh thời gian kế hoạch điều trị cho phù hợp.

- Ngày và giờ: Đồng hồ bên trong bộ điều khiển Control console và giao diện sử dụng User terminal nên được đồng bộ để đảm bảo thống nhất cho các thông số điều trị.

Một khi những bước kiểm tra trước điều trị đã hoàn thành, người sử dụng có 36 giờ để bắt đầu một

ca điều trị, hết thời gian này thì các bước kiểm tra trên cần phải được lặp lại. Nếu các bước kiểm tra PDA và PAICH nằm ngoài giới hạn thì cần phải kiểm tra lại sự thẳng của đầu phát tia. Sau khi các bước kiểm tra đảm bảo chất lượng đã hoàn thành thành công, nguồn sẽ được gắn vào hệ thống cánh tay robot được điều khiển rất linh hoạt, tiện lợi có thể di chuyển ở mọi góc độ (Hình 6). Bộ applicator bao gồm kích cỡ, chủng loại cũng được gắn vào nguồn phát tia sẵn sàng cho quá trình điều trị ngay sau mổ.

III. CHƯƠNG TRÌNH ĐẢM BẢO CHẤT LƯỢNG

Chương trình đảm bảo chất lượng cho thiết bị xạ trị ung thư vú trong mổ Intrabeam là một quá trình cần thiết phải thực hiện nhằm đảm bảo độ chính xác, hiệu quả và an toàn trong công tác điều trị. Chất lượng điều trị cần được coi là mục tiêu hàng đầu và công tác hiệu chuẩn kiểm tra các thông số chất lượng phải được quan tâm và thực hiện theo định kỳ đúng với các quy trình của nhà sản xuất.

Đối với một máy gia tốc các thông số đo liều lượng là: Độ bằng phẳng và độ đối xứng, đầu ra và năng lượng. Tương tự như vậy, cho nguồn Intrabeam là sự đẳng hướng, đầu ra, chất lượng chùm tia, và độ sâu liều lượng sẽ thiết lập các đặc tính của chùm tia X phát ra. Một danh sách được đề nghị cho chương trình đảm bảo chất lượng được liệt kê trong bảng sau. Một lịch trình đảm bảo chất lượng với mức sai số được đề xuất, trong đó bao gồm cả những kiểm tra bên trong hệ thống, trước mỗi lần điều trị và trên cơ sở hàng tháng và những kiểm tra độc lập mỗi năm hoặc sau hiệu chuẩn lại nguồn.

Định kỳ	Kiểm tra/ Quy trình	Sai số
Trước khi điều trị	- Đẳng hướng và giám sát liều xạ (PDA) - Liều lượng phát ra (PAICH)	$\pm 5\%$ $\pm 3\%$
Hàng tháng	- Ngày và giờ - Nhiệt độ - Áp suất - Chỉnh thẳng đầu phát (Probe adjuster) - Lái tia (Dynamic offsets) - Đẳng hướng và giám sát liều xạ (PDA) - Liều lượng phát ra (PAICH)	± 5 min $\pm 1^{\circ}\text{C}$ ± 2 mbar 0.1 mm(0.2) 0.1mm $\pm 5\%$ $\pm 3\%$

6 tháng	- Liều môi trường khu vực xạ - Độ ổn định buồng ion	N/A 1%
Hàng năm hoặc sau bảo trì hoặc hiệu chỉnh nguồn	- Lái tia - Độ tuyến tính - Liều ra - Đẳng hướng – buồng ion/TLD trong nước - Liều sâu – buồng ion/film trong nước	N/A ±3% ±5% ±5% ±5%

IV. KẾT LUẬN

Đảm bảo chất lượng cho các thiết bị xạ trị áp sát như thiết bị xạ trị trong mô Intra-beam cũng quan trọng như đối với các thiết bị điều trị thông thường khác và mỗi đơn

vị điều trị cần xác định những gì phù hợp với phương tiện hiện có của đơn vị mình từ đó xây dựng một quy trình đảm bảo chất lượng phù hợp. Từ đó giảm thiểu những sai sót không mong muốn và nâng cao chất lượng điều trị.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. International Commission on Radiological Protection (2009), "Preventing accidental exposures from new external beam radiation therapy technologies: ICRP publication 112", *Ann. ICRP*, 39, PP. 46–47.
2. M. Dinsmore, K. J. Harte, A. P. Sliski, D. O. Smith (1996), "A new miniature x-ray source for interstitial radiosurgery: Device description", *Med. Phys.*, 23, pp. 45–52.
3. J. Beatty, P. J. Biggs, K. Gall, P. Okunieff, F. S. Pardo (1996), "A new miniature x-ray device for interstitial radiosurgery: Dosimetry", *Med. Phys.* 23, pp. 53–62.
4. R. M. Douglas, J. Beatty, K. Gall, R. F. Valenzuela, P. Biggs (1996), "Dosimetric results from a feasibility study of a novel radiosurgical source for irradiation of intracranial metastases", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 36, pp. 443–450.
5. W. T. Curry, G. R. Cosgrove, F. H. Hochberg, J. Loeffler, and N. T. Zervas (2005), "Stereotactic interstitial radiosurgery for cerebral metastases", *J. Neurosurg.*, 103, pp. 630–635.
6. J. S. Vaidya, M. Baum, J. S. Tobias, D. P. D'Souza, S. V. Naidu (2001), "Targeted intra-operative radiotherapy (Targit): An innovative method of treatment for early breast cancer", *Ann. Surg. Oncol.* 12, pp. 1075–1080.
7. J. S. Vaidya, D. J. Joseph, J. S. Tobias (2010), "Targeted intraoperative radiotherapy versus whole breast radiotherapy for breast cancer (TARGIT-A trial): An international, prospective, randomised, non-inferiority phase 3 trial", *Lancet* 376, pp. 91–102.
8. F. Schneider, H. Fuchs, F. Lorenz, V. Steil, F. Ziglio (2009), "A novel device for intravaginal electronic brachytherapy", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 74, pp. 1298–1305.
9. W. P. Polkowski (2009), "Intraoperative radiotherapy with low energy photons, surgery & chemotherapy for the treatment of metastatic gallbladder carcinoma," *Nowotwory J. Oncol.*, 59, pp. e48–e50.
10. T. Rutkowski, A. Wygoda, M. Hutnik, K. Skłodowski, J. Wydmanski (2010), "Intraoperative radiotherapy (IORT) with low-energy photons as a boost in patients with early-stage oral cancer with the indications for postoperative radiotherapy: Treatment feasibility and preliminary results", *Strahlenther. Onkol.*, 186, pp. 496–501.