

# Đánh giá sự thay đổi chỉ số chất lượng kế hoạch điều trị đối với mô hình tính liều xây dựng riêng cho xạ phẫu bằng bộ chuẩn trực đa lá

## Evaluation of changes in treatment planning quality indices when applying a specific beam model dedicated for MLC-based radiosurgery

Đỗ Đức Chí\*, Trần Kim Thoa\*,  
Hoàng Đào Chinh\*, Nguyễn Anh Tuấn\*,  
Nguyễn Thanh Bình\*\*,  
Huỳnh Hà Ly\*\*\*, Trần Ngọc Toàn\*\*\*\*,  
và Robin Hill\*\*\*\*\* ,\*\*\*\*\*

\*Bệnh viện Trung ương Quân đội 108,  
\*\*Bệnh viện K,

\*\*\*Đại học Khoa học Tự nhiên, Đại học Quốc gia Hà Nội,  
\*\*\*\*Viện Năng lượng Nguyên tử Việt Nam, Hà Nội,  
\*\*\*\*\*Chris O'Brien Lifecare, NSW, Australia,  
\*\*\*\*\*Đại học Sydney, Sydney, Australia

### Tóm tắt

**Mục tiêu:** Đánh giá sự thay đổi về chất lượng kế hoạch điều trị khi sử dụng mô hình tính liều riêng tự xây dựng sAXB (specific Acuros-XB) cho kỹ thuật xạ phẫu bằng bộ chuẩn trực đa lá so với sử dụng mô hình tính liều mục đích chung AXB. **Đối tượng và phương pháp:** Mô hình tính liều sAXB cho máy TruebeamSTx (Varian) đã được kiểm định độc lập bởi các phòng thí nghiệm quốc tế MD Anderson Dosimetry Laboratory (Texas, Houston, USA) và Seiberdorf Dosimetry Laboratory (Vienna, Áo) theo dự án IAEA CRP E24022. Phân bố liều được tính bằng mô hình AXB, sau đó tính lại với sAXB trên dữ liệu hình ảnh cắt lớp vi tính (CLVT) của mô hình (phantom) và của 13 bệnh nhân (BN), thực hiện trên cả 2 loại chùm tia photon 6MV-WFF (có lọc phẳng) và 6 MV-FFF (không lọc phẳng). Chất lượng kế hoạch điều trị được so sánh thông qua các chỉ số đánh giá độ trùng khớp phân bố liều đối với thể tích điều trị (CN, COIN), độ đồng nhất phân bố liều trong thể tích điều trị (HI), độ bao phủ liều chỉ định đối với thể tích điều trị (CQ) và liều trung bình trong thể tích điều trị Dmean so với liều chỉ định. **Kết quả:** Đối với chùm tia 6 MV-WFF, độ sai lệch của HI, CQ, CN và Dmean giữa AXB và sAXB lần lượt nằm trong phạm vi 2,5% ÷ 14%, 3,6% ÷ 14,9%, -9,5% ÷ -59,5%, 3,0% ÷ 14% khi đường kính thể tích điều trị trong phantom giảm từ 4cm-0,5cm. Đối với chùm tia 6MV-WFF, tương tự, độ sai lệch của HI, CQ, CN và Dmean giữa AXB và sAXB lần lượt là 3,4% ÷ 18,4%, 3,8% ÷ 19,2%, -9,3% ÷ -63,7%, 3,2% ÷ 19,2%. Trên dữ liệu của 13 BN, độ chênh lệch về giá trị trung bình của các chỉ số HI, CQ, CN, COIN, Dmean giữa sAXB với AXB lần lượt là -2,7%, -1%, -5,0%, -5,0%, -2,0% cho chùm tia 6MV-FFF, và 1,9%, 5,7%, 3,2%, 3,2%, 2,5% cho chùm tia 6 MV-WFF. **Kết luận:** Có sự khác nhau đáng kể về giá trị các chỉ số chất lượng kế hoạch điều trị giữa hai mô hình tính liều mục đích chung và mô hình tính liều riêng cho xạ phẫu, đặc biệt là đối với các thể tích điều trị có đường kính nhỏ hơn 4cm.

**Từ khóa:** Mô hình tính liều, xạ phẫu, chỉ số chất lượng, kế hoạch điều trị.

Ngày nhận bài: 10/3/2023, ngày chấp nhận đăng: 23/4/2023

Người phản hồi: Đỗ Đức Chí, Email: chidd108@gmail.com - Bệnh viện TWQĐ 108

## Summary

**Objective:** To evaluate the changes in plan quality indices when applying a radiosurgery-specific MLC-based beam model called sAXB (specific Acuros-XB) to compare with the standard AXB beam model. **Subject and method:** The 6MV-WFF and 6MV-FFF sAXB beam models were previously validated by the MD Anderson Laboratory (Texas, Houston, USA) and the Seiberdorf Dosimetry Laboratory (Vienna, Austria) under the IAEA-E24022 Coordination Research Project. Treatment plans were created based on CT data (computed tomography) of a radiosurgery head phantom and 13 patients with 6MV-WFF and 6MV-FFF beams. After dose calculations were done with the standard AXB beam model, these plans were recalculated using the sAXB beam model. For dosimetric comparison, the plan quality metrics CI, HI, CQ, CN, COIN, and Dmean were utilized. **Result:** For the 6MV-WFF beam, differences in values of HI, CQ, CN, and Dmean between AXB and sAXB were within 2.5% ÷ 14%, 3.6% ÷ 14.9%, -9.5% ÷ -59.5% and 3.0% ÷ 14% by reducing the target volume diameter of the phantom from 4 cm down to 0.5 cm. For the 6MV-FFF beam, they were within 3.4% ÷ 18.4%, 3.8% ÷ 19.2%, -9.3% ÷ -63.7%, and 3.2% ÷ 19.2%. In patient data, the mean differences in values of HI, CQ, CN, COIN, and Dmean between AXB and sAXB were 2.7%, -1%, -5.0%, -5.0%, -2.0% for 6MV-FFF beams, and 1.9%, 5.7%, 3.2%, 3.2%, and 2.5% for 6MV-WFF, respectively. **Conclusion:** There were significant changes in values of calculated plan quality metrics between the radiosurgery-specific beam model and the standard beam model, which were MLC-based, especially for target sizes smaller than 4cm in diameter.

**Keywords:** Beam model, radiosurgery, quality index, treatment plan.

## 1. Đặt vấn đề

Kỹ thuật xạ phẫu sử dụng bộ chuẩn trục đa lá độ phân giải cao (High Definition Multileaf Collimator, hay HD-MLC) là xu hướng đang được mở rộng so với kỹ thuật xạ phẫu sử dụng bộ chuẩn trục hình trụ (cone, helmet) vì tính tiện lợi của nó trong việc lập kế hoạch điều trị và xạ trị, đặc biệt trên những dòng máy hiện đại và đa dụng như TruebeamSTx (Varian Medical Systems), VersaHD (Elekta), CyberKnife (Accuray) [1].

Các mô hình tính liều cho HD-MLC về cơ bản được xây dựng dựa trên việc đo đạc trực tiếp các thông số chùm tia và đối chiếu với cơ sở dữ liệu chuẩn (Golden Beam Data, GBD) [2] của mỗi cấu hình máy được cung cấp bởi nhà sản xuất.

Với sự hướng dẫn của Cơ quan Năng lượng nguyên tử quốc tế (IAEA-TRS483) [3] và Hiệp hội Y vật lý Mỹ (AAPM-TG155) [4], người sử dụng có kinh nghiệm ở nhiều trung tâm đã tự xây dựng các mô hình tính liều riêng cho xạ phẫu bằng HD-MLC mà không có GBD. Về mặt nguyên tắc, cần kiểm định các mô hình tính liều bằng đo đạc thực nghiệm trên mô hình người trước khi thực hiện trên người bệnh. Nếu điều kiện cho phép, việc đo đạc đó cần được thực hiện bởi một đơn vị kiểm định độc lập (ACDL, SSDL...). Đối với kỹ thuật xạ trị 3 chiều thường quy (3D-CRT), một

khảo sát đa quốc gia của IAEA cho thấy 10% cơ sở có sai lệch ngoài ngưỡng khi kiểm định trên mô hình người bệnh [5]. Ngay cả đối với kỹ thuật xạ trị điều biến liều (IMRT) trên mô hình đầu cổ, một khảo sát của IROC-H (tên gọi cũ của MD Anderson Dosimetry Laboratory) trong tổng số 259 trường hợp cũng đã phát hiện tỷ lệ tính mô phỏng sai lệch ngoài giới hạn cho phép lên tới 17%, và có đến 68% trường hợp tính sai trong tổng số các trường hợp không đạt yêu cầu về kết quả đo kiểm định [6].

Với sự hỗ trợ của IAEA trong khuôn khổ dự án hỗ trợ nghiên cứu mã số E24022, mô hình tính liều riêng cho kỹ thuật xạ phẫu sử dụng HD-MLC đã được xây dựng song song với mô hình tính liều mục đích chung cho thuật toán Acuros-XB hay AXB trên máy TruebeamSTx. Trong phần mềm Eclipse của TruebeamSTx, đối với chùm photon, thuật toán AXB về cơ bản có độ chính xác cao hơn thuật toán AAA trong mọi điều kiện, cả về mặt lý thuyết và thực nghiệm [7]. Mô hình riêng này tạm được gọi là sAXB và đã được Phòng thí nghiệm Seiberdorf của IAEA kiểm định độc lập đối với các trường chiếu đơn, đồng thời được Phòng thí nghiệm MD Anderson thực hiện kiểm định đối với các trường chiếu phức hợp trên mô hình người bệnh cũng trong khuôn khổ dự án nói trên.

Để xem xét tác động của mô hình tính liều mới lên kết quả phân bố liều, mục tiêu của nghiên cứu này là đánh giá sự thay đổi về chất lượng kế hoạch điều trị khi sử dụng mô hình tính liều tự xây dựng sAXB chuyên biệt cho xạ phẫu bằng HD-MLC so với sử dụng mô hình tính liều mục đích chung AXB, đặc biệt là đánh giá theo kích thước trường chiếu trong phạm vi thể tích bia nhỏ.

**2. Đối tượng và phương pháp**

**2.1. Đối tượng**

Đối tượng cần nghiên cứu là mô hình tính liều sAXB dùng cho máy xạ trị TruebeamSTx ở cả hai chế độ phát tia photon 6MV-WFF và 6MV-FFF. Mô hình này đã được tích hợp vào trong phần mềm Eclipse v.13.6, chạy trên hệ điều hành Windows 7 Ultimate (Microsoft inc.).

**2.2. Phương pháp**

Phantom được sử dụng trong nghiên cứu là phantom xạ phẫu chuyên dụng được phát triển bởi IROC-H, mô phỏng các cấu trúc cơ bản của đầu người bệnh và “khối u” bên trong.

Nghiên cứu được thực hiện trên dữ liệu hình ảnh chụp CLVT của phantom (thể tích điều trị hình cầu có đường kính 5, 10, 15, 20, 30 và 40mm) và của 13 BN (kích thước, hình dạng khối u bất kỳ). Kế hoạch điều trị cho mỗi trường hợp đều được làm theo mô hình tính liều AXB và sau đó tính lại theo mô hình sAXB, với cùng một phác đồ đơn phân liều 18Gy. Việc so sánh chất lượng kế hoạch điều trị thông qua so sánh các chỉ số như ở mục 2.3.

**2.3. Các chỉ số đánh giá chất lượng kế hoạch điều trị**

Chỉ số bao phủ liều  $CQ_{RTOG}$  (Coverage Quality) và chỉ số đồng nhất liều  $HI_{RTOG}$  (Homogeneity Index) được đề xuất bởi RTOG (1993).

$$CQ_{RTOG} = \frac{I_{min}}{RI} \quad (1)$$

$$HI_{RTOG} = \frac{I_{max}}{RI} \quad (2)$$

Trong đó,  $I_{min}$ ,  $I_{max}$  lần lượt là liều nhỏ nhất và lớn nhất trong thể tích cần quan tâm, và RI là liều chỉ định.

Tuy nhiên chỉ số trùng khớp phân bố liều  $CI_{RTOG}$  (Conformity Index) theo định nghĩa của RTOG lại không phải là một đại lượng mô tả tốt sự trùng khớp hình học. Vant' Riet và cộng sự đề xuất chỉ số định lượng độ phù hợp CN (Conformation Number) [8] để thay thế và hiện tại vẫn là cách tính tối ưu nhất.

$$CN_{Riet} = \frac{TV_{RI}}{TV} \times \frac{TV_{RI}}{V_{RI}} \quad (3)$$

Trong công thức (3),  $TV_{RI}$  là phần thể tích bia được bao bởi mặt đẳng liều của liều chỉ định, TV là thể tích thực của bia, và  $V_{RI}$  là thể tích bên trong mặt đẳng liều của liều chỉ định. Có thể thấy CN tính đến cả việc chiếu xạ đối với mô lành xung quanh thể tích bia.

Chỉ số bảo giác COIN (Conformal Index, Baltas và cộng sự) [9] so với CN có tính thêm việc chiếu xạ đối với các thể tích cơ quan lành khác xung quanh thể tích bia, thích hợp dùng trong các tình huống thực tế lâm sàng.

$$COIN_{Baltas} = \left[ CN \times \prod_{i=1}^{N_{CO}} \left( 1 - \frac{V_{CO_{ref,i}}}{V_{CO_i}} \right) \right] \quad (3)$$

Đối với các trường chiếu nhỏ được sử dụng như ở trong nghiên cứu này, các giá trị  $I_{min}$  và  $I_{max}$  nói trên được thay thế lần lượt bởi  $D_{near-min}$  và  $D_{near-max}$  theo khuyến cáo của ICRU-83 (2010) [10]. Theo ICRU-91 (2017) [11],  $D_{near-min}$  chính là  $D_{98\%}$  cho các thể tích quan tâm lớn hơn  $2cm^3$ , và là  $D_{35mm^3}$  nếu thể tích quan tâm nhỏ hơn  $2cm^3$ . Tương tự,  $D_{near-max}$  chính là  $D_{2\%}$  cho các thể tích quan tâm lớn hơn  $2cm^3$ , và là  $D_{(V-35)mm^3}$  nếu thể tích quan tâm nhỏ hơn  $2cm^3$ . Ngoài ra, giá trị  $D_{median}$  cũng có thể được sử dụng thêm ngoài  $D_{mean}$ .

Giá trị lý tưởng của HI, CQ, CN, COIN đều bằng đơn vị trong khi giá trị lý tưởng của liều trung bình  $D_{mean}$  là 18Gy (liều chỉ định).

**3. Kết quả và bàn luận**

**3.1. Thống kê phân bố liều trên hình ảnh CLVT của mô hình người bệnh**

Thống kê về phân bố liều trên bia hình cầu đồng tâm với các đường kính khác nhau 0,5, 1, 1,5, 2,

3, 4cm cho cả hai chùm tia 6MV-FFF và 6MV-WFF này tăng nhanh từ 0,09 đến 32,50cm<sup>3</sup>. V<sub>CO</sub> là thể tích được trình bày lần lượt từ Bảng 1 đến Bảng 4. Thể tích bia (TV) vẽ trên hình ảnh CLVT của các hình cầu não lành bao quanh TV và có đường kính lớn hơn TV là 0,5cm.

**Bảng 1. Thống kê liều với mô hình AXB, cho chùm tia 6MV-FFF**

TT	TV (cm <sup>3</sup> )	D <sub>near_min</sub> (cGy)	D <sub>near_max</sub> (cGy)	D <sub>mean</sub> (cGy)	TV <sub>RI</sub> (cm <sup>3</sup> )	V <sub>RI</sub> (cm <sup>3</sup> )	V <sub>CO_ref</sub> (cm <sup>3</sup> )	V <sub>CO</sub> (cm <sup>3</sup> )
1	0,09	1878,8	1928,8	1918,6	0,07	0,09	0,00	0,55
2	0,55	1825,3	2111,8	1968,7	0,49	0,64	0,49	1,96
3	1,86	1878,9	2199,5	2062,7	1,82	2,47	0,18	4,67
4	4,25	1815,7	2105,6	1990,7	4,06	4,66	0,06	7,85
5	13,81	1806,0	2073,7	1967,2	13,25	14,47	0,18	19,35
6	32,50	1802,4	2130,5	1991,1	31,35	33,70	0,54	36,39

**Bảng 2. Thống kê liều với mô hình sAXB, cho chùm tia 6MV-FFF**

TT	TV (cm <sup>3</sup> )	D <sub>near_min</sub> (cGy)	D <sub>near_max</sub> (cGy)	D <sub>mean</sub> (cGy)	TV <sub>RI</sub> (cm <sup>3</sup> )	V <sub>RI</sub> (cm <sup>3</sup> )	V <sub>CO_ref</sub> (cm <sup>3</sup> )	V <sub>CO</sub> (cm <sup>3</sup> )
1	0,09	2158	2199	2188	0,08	0,29	0,18	0,79
2	0,55	1993	2187	2094	0,53	1,20	0,59	2,43
3	1,86	2011	2305	2191	1,84	3,57	1,58	5,41
4	4,25	1935	2197	2089	4,21	6,51	1,96	8,95
5	13,81	1887	2208	2069	13,77	17,74	2,72	20,21
6	32,50	1867	2184	2051	32,33	39,61	5,28	39,63

**Bảng 3. Thống kê liều với mô hình AXB, cho chùm tia 6MV-WFF**

TT	TV (cm <sup>3</sup> )	D <sub>near_min</sub> (cGy)	D <sub>near_max</sub> (cGy)	D <sub>mean</sub> (cGy)	TV <sub>RI</sub> (cm <sup>3</sup> )	V <sub>RI</sub> (cm <sup>3</sup> )	V <sub>CO_ref</sub> (cm <sup>3</sup> )	V <sub>CO</sub> (cm <sup>3</sup> )
1	0,09	1889	1938	1928	0,07	0,10	0,00	0,57
2	0,55	1832	2109	1968	0,49	0,64	0,02	2,03
3	1,86	1861	2210	2060	1,80	2,41	0,16	4,66
4	4,25	1814	2100	1984	4,03	4,57	0,04	7,28
5	13,81	1807	2133	2001	13,25	14,44	0,17	18,59
6	32,50	1798	2112	1988	31,21	33,47	0,51	36,87

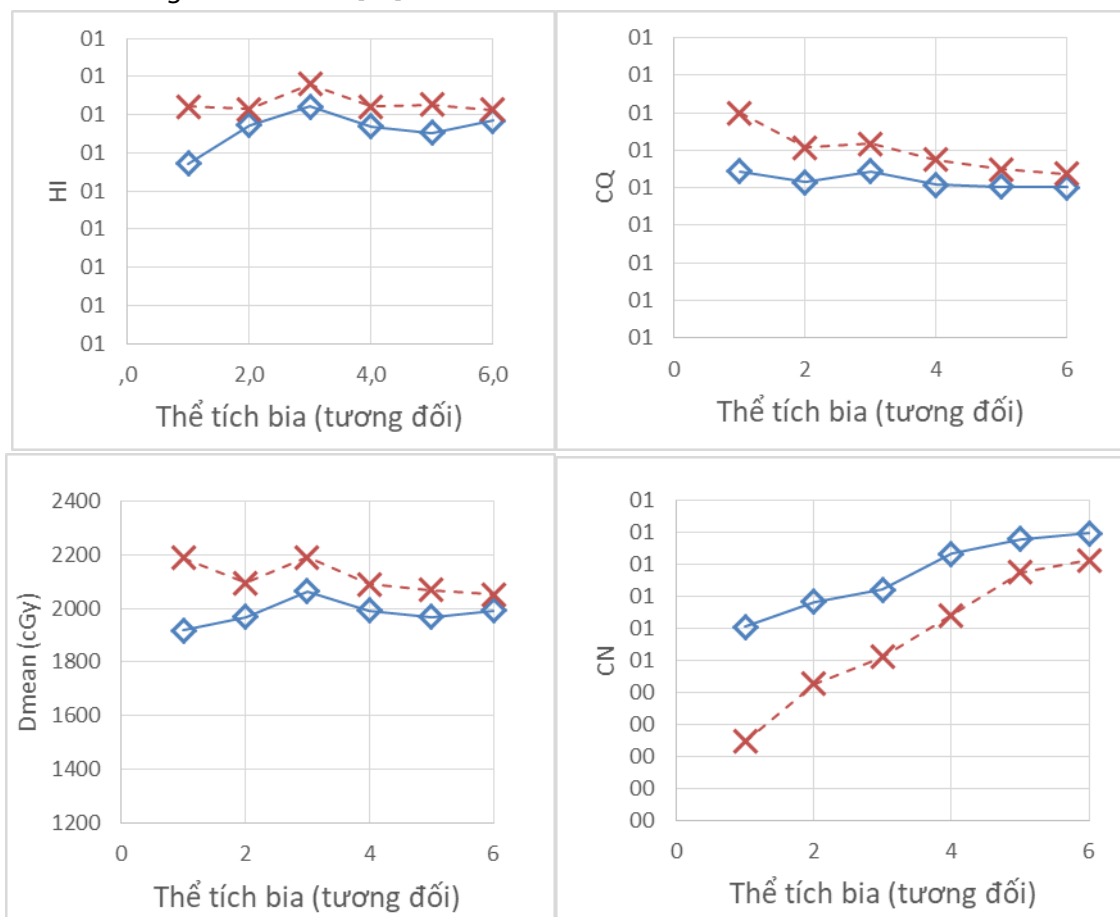
**Bảng 4. Thống kê liều với mô hình sAXB, cho chùm tia 6MV-WFF**

TT	TV (cm <sup>3</sup> )	D <sub>near_min</sub> (cGy)	D <sub>near_max</sub> (cGy)	D <sub>mean</sub> (cGy)	TV <sub>RI</sub> (cm <sup>3</sup> )	V <sub>RI</sub> (cm <sup>3</sup> )	V <sub>CO_ref</sub> (cm <sup>3</sup> )	V <sub>CO</sub> (cm <sup>3</sup> )
1	0,09	2252	2295	2281	0,08	0,36	0,27	0,88
2	0,55	1989	2183	2094	0,53	1,22	0,62	2,49
3	1,86	2010	2305	2191	1,84	3,57	1,58	5,41

TT	TV (cm <sup>3</sup> )	D <sub>near_min</sub> (cGy)	D <sub>near_max</sub> (cGy)	D <sub>mean</sub> (cGy)	TV <sub>RI</sub> (cm <sup>3</sup> )	V <sub>RI</sub> (cm <sup>3</sup> )	V <sub>CO_ref</sub> (cm <sup>3</sup> )	V <sub>CO</sub> (cm <sup>3</sup> )
4	4,25	1935	2196	2089	4,21	6,51	1,96	8,95
5	13,81	1897	2213	2076	13,77	18,04	3,1	20,68
6	32,50	1867	2183	2051	32,33	39,61	5,28	39,63

Từ các bảng kết quả trên, có thể tính được các chỉ số HI, CQ, CN và D<sub>mean</sub> cho cả hai chùm tia 6MV-FFF và 6MV-WFF (Hình 1 là đồ thị minh họa cho chùm tia 6MV-FFF. Đồ thị đối với chùm tia 6MV-WFF cũng có đáng điều tương tự).

Mô hình AXB cho kết quả tính liều trung bình nhỏ hơn so với mô hình xây dựng riêng cho kỹ thuật xạ phẫu sAXB. Điều này phù hợp với các kết quả đo đơn trường chiếu được IROC-H khảo sát với mô hình chùm tia thông thường cho kết quả tính mô phỏng thấp hơn so với kết quả đo kiểm định [12], thậm chí thấp hơn tới 13÷57% với trường chiếu rất nhỏ [13].



**Hình 1.** Chỉ số chất lượng kế hoạch điều trị thay đổi theo thể tích bia đối với 6MV-FFF  
 (—◇— AXB, --x-- sAXB)

Thể tích điều trị càng nhỏ thì sai khác về liều trung bình và các chỉ số đánh giá về mặt hình học như HI, CQ, CN của hai mô hình càng sai khác nhau nhiều hơn. Đối với chùm tia 6MV-FFF, độ sai lệch của HI, CQ, CN và D<sub>mean</sub> giữa AXB và sAXB lần lượt là 2,5%, 3,6%, -9,5%, 3,0% ở bia có đường kính lớn nhất 4cm. Độ sai lệch này tăng nhanh tới giá trị 14,0%, 14,9%, -59,5%, 14,0% khi đường kính bia giảm tới giá trị nhỏ nhất là 0,5cm. Đối với chùm tia 6MV-WFF cũng có kết quả tương tự: độ sai lệch của HI, CQ, CN và D<sub>mean</sub> giữa AXB và sAXB lần

lượt là 3,4%, 3,8%, -9,3%, 3,2% ở bia có đường kính lớn nhất 4cm. Độ sai lệch này tăng nhanh tới giá trị 18,4%, 19,2%, -63,7%, 19,2% khi đường kính bia giảm tới giá trị nhỏ nhất là 0,5cm. Trong các chỉ số này, có thể thấy chỉ số CN nhạy nhất, nghĩa là biến đổi nhiều nhất theo sự thay đổi thể tích bia.

Các đường cong HI, CQ, CN và  $D_{\text{mean}}$  đều tiệm cận đến giá trị lý tưởng (lần lượt là 1, 1, 1 và 18 Gy) khi thể tích bia tăng, với cả AXB và sAXB. Tuy nhiên các đường cong nói trên của AXB luôn gần với giá trị lý tưởng hơn sAXB. Điều này cho thấy có thể là AXB luôn cho kết quả "lạc quan quá mức" so với sAXB.

### 3.2. Thống kê phân bố liều trên dữ liệu hình ảnh CLVT của bệnh nhân

Đối với dữ liệu hình ảnh CLVT của 13 BN, các chỉ số chất lượng kế hoạch điều trị được tính toán và tổng hợp theo Bảng 5 và 6, lần lượt cho chùm tia 6MV-FFF và 6MV-WFF.

**Bảng 5. 6MV-FFF (kiểm định Student ghép cặp)**

TT	TV (cm <sup>3</sup> )	CQ		HI		CN		COIN		$D_{\text{mean}}$	
		A*	sA**	A	sA	A	sA	A	sA	A	sA
1	1,36	1,39	1,38	2,03	1,95	0,53	0,53	0,53	0,53	3106	3027
2	1,92	1,03	1,04	1,58	1,53	0,63	0,63	0,63	0,63	2361	2334
3	2,49	0,91	0,90	1,26	1,24	0,75	0,69	0,75	0,69	1992	1951
4	2,83	0,81	0,79	1,15	1,12	0,49	0,42	0,49	0,42	1789	1753
5	3,51	0,80	0,80	1,27	1,25	0,56	0,52	0,56	0,52	1910	1882
6	3,77	0,81	0,79	1,20	1,16	0,53	0,47	0,53	0,47	1835	1794
7	4,61	1,33	1,29	1,96	1,90	0,60	0,62	0,60	0,62	2980	2893
8	4,95	0,78	0,77	1,05	1,04	0,18	0,14	0,18	0,14	1675	1659
9	5,63	1,17	1,16	1,69	1,64	0,68	0,69	0,68	0,69	2572	2532
10	6,28	1,12	1,11	1,68	1,62	0,73	0,74	0,73	0,74	2492	2445
11	6,29	0,86	0,84	1,39	1,36	0,66	0,63	0,66	0,63	2048	1995
12	7,32	0,82	0,81	1,24	1,21	0,62	0,60	0,62	0,60	1918	1883
13	13,39	0,95	0,92	1,46	1,41	0,78	0,76	0,78	0,76	2175	2116
TB		0,98	0,97	1,46	1,42	0,60	0,57	0,60	0,57	2219	2174
Chênh lệch (%)		-1,0 (p=0,00)		-2,7 (p=0,00)		-5,0 (p=0,01)		-5,0 (p=0,01)		-2,0 (p=0,00)	

\*, \*\*) A là viết tắt của AXB, sA là viết tắt của sAXB.

Dữ liệu của 13 BN cho thấy thể tích điều trị chủ yếu nằm trong khoảng 1,36-7,32cm<sup>3</sup> (chỉ trừ một trường hợp có thể tích 13,4cm<sup>3</sup>), với trung vị 4,61cm<sup>3</sup>, nằm ở giữa khu vực khảo sát trong dữ liệu phantom. Đối với dữ liệu của 13 BN có thêm chỉ số COIN, tính đến cơ quan nguy cấp là thân não. Các giá trị độ chênh lệch về giá trị trung bình của các chỉ số CQ, HI, CN, COIN,  $D_{\text{mean}}$  giữa sAXB với AXB lần lượt là -1%, -2,7%, -5,0%, -5,0%, -2,0% cho chùm tia 6MV-FFF, và 5,7%, 1,9%, 3,2%, 3,2%, 2,5% cho chùm tia

6MV-WFF. Các chỉ số CN và COIN của mỗi trường hợp nghiên cứu đều cơ bản như nhau bởi vì thân não ở vị trí xa với khối u, không bị giao với mặt đẳng liều của liều chỉ định.

Việc so sánh được thực hiện theo cặp, cho thấy sai khác về giá trị trung bình tuyệt đối của các chỉ số HI, CQ, CN, COIN,  $D_{\text{mean}}$  giữa AXB và sAXB phù hợp với kết quả tính toán trên phantom. Tuy nhiên, sai lệch về giá trị CN ở nghiên cứu trên phantom với đường kính bia 4cm là -9,5% (6MV-WFF) và 9,3%

(6MV-FFF) lớn hơn nhiều sai lệch giá trị CN trên BN (- của giá trị CN còn nhạy với cả hình dạng của thể tích 5,0%/6MV-WFF và 3,2%/6MV-FFF) cho thấy biến đổi điều trị.

**Bảng 6. 6MV-WFF (kiểm định Student ghép cặp)**

TT	TV (cm <sup>3</sup> )	CQ		HI		CN		COIN		D <sub>mean</sub> (cGy)	
		A	sA	A	sA	A	sA	A	sA	A	sA
1	1,36	1,26	1,27	2,00	2,03	0,55	0,52	0,55	0,51	2995	3069
2	1,92	0,92	1,26	1,52	1,55	0,59	0,63	0,59	0,63	2229	2303
3	2,49	0,80	0,84	1,36	1,41	0,82	0,84	0,82	0,84	2105	2160
4	2,83	0,70	0,73	1,19	1,23	0,43	0,50	0,43	0,50	1763	1811
5	3,51	0,50	0,49	1,40	1,43	0,55	0,59	0,55	0,59	1949	1999
6	3,77	0,64	0,68	1,14	1,16	0,34	0,39	0,34	0,39	1692	1731
7	4,61	1,14	1,18	1,95	1,98	0,63	0,63	0,63	0,63	2880	2946
8	4,95	0,75	0,78	1,23	1,27	0,64	0,70	0,64	0,70	1884	1933
9	5,63	1,02	1,04	1,73	1,76	0,75	0,71	0,75	0,71	2493	2561
10	6,28	0,95	1,03	1,72	1,75	0,75	0,73	0,75	0,73	2408	2470
11	6,29	1,01	1,03	2,13	2,18	0,77	0,75	0,77	0,75	2640	2702
12	7,32	0,75	0,78	1,23	1,27	0,60	0,64	0,60	0,64	1870	1921
13	13,39	0,87	0,88	1,54	1,56	0,80	0,81	0,80	0,81	2220	2262
TB		0,87	0,92	1,55	1,58	0,63	0,65	0,63	0,65	2241	2298
Chênh lệch (%)		5,7 (p=0,02)		1,9 (p=0,00)		3,2 (p=0,06)		3,2 (p=0,07)		2,5 (p=0,00)	

\*) A là viết tắt của AXB, sA là viết tắt của sAXB.

**4. Kết luận**

Có sự khác nhau đáng kể về giá trị các chỉ số đánh giá chất lượng kế hoạch điều trị giữa hai mô hình tính liều mục đích chung và mô hình tính liều riêng cho xạ phẫu sử dụng bộ chuẩn trực đa lá trên máy gia tốc xạ trị TruebeamSTx, đặc biệt là đối với các thể tích điều trị với đường kính từ 4 cm trở xuống. Mô hình tính liều riêng cho xạ phẫu không được khuyến cáo sử dụng cho thể tích điều trị lớn hơn 15 cm. Người sử dụng cần cân nhắc sử dụng các dịch vụ kiểm định độc lập cho kỹ thuật dự định triển khai tại cơ sở, đặc biệt là kỹ thuật xạ phẫu để tránh sai sót cũng như đảm bảo chất lượng tính phân bố liều điều trị.

Lời cảm ơn

Nghiên cứu này được hỗ trợ bởi dự án IAEA-E24022.

**Tài liệu tham khảo**

1. Murai T, Hattori Y, Sugie C, Iwata H, Iwabuchi M, and Shibamoto Y (2017) *Comparison of multileaf collimator and conventional circular collimator systems in Cyberknife stereotactic radiotherapy*. J. Radiat. Res 58(5): 693-700.
2. Yousif YAM, Gastaldo J, and Baldock C (2022) *Golden beam data provided by linear accelerator manufacturers should be used in the commissioning of treatment planning systems*. Phys. Eng. Sci. Med., 45(2): 407-411.
3. IAEA and AAPM (2017) *Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy: An international code of practice for reference and relative dose determination*. 2017.
4. Das IJ et al (2021) *Report of AAPM Task Group 155: Megavoltage photon beam dosimetry in small fields and non-equilibrium conditions*.

5. Gershkevitsh E et al (2014) *Dosimetric inter-institutional comparison in European radiotherapy centres: Results of IAEA supported treatment planning system audit*. Acta Oncol. (Madr) 53(5): 628-636.
6. Kerns JR, F Stingo, Followill DS, Howell RM, Melancon A, and Kry SF (2017) *Treatment planning system calculation errors are present in most imaging and radiation oncology core-houston phantom failures*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys 98(5): 1197-1203.
7. Han T, Mourtada F, Kisling K, Mikell J, Followill D, and Howell R (2012) *Experimental validation of deterministic Acuros XB algorithm for IMRT and VMAT dose calculations with the Radiological Physics Center's head and neck phantom*. Med. Phys 39(4): 2193-2202.
8. Riet AVt et al (1997) *A conformation number to quantify the degree of conformality in brachytherapy and external beam irradiation: Application to the prostate*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys 37(3): 731-736.
9. Baltas D et al (1998) *A conformal index (COIN) to evaluate implant quality and dose specification in brachytherapy*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys 40(2): 515-524.
10. ICRU (2010) *ICRU Report 83: Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)*.
11. ICRU (2014) *Report No.91: Prescribing, recording, and reporting of stereotactic treatments with small photon beams*. J. ICRU 14(2): 1-160.
12. W. Lechner et al (2018) *A multinational audit of small field output factors calculated by treatment planning systems used in radiotherapy*. Phys. Imaging Radiat Oncol 5: 58-63.
13. Tas B and Durmus IF (2018) *Small field out-put factors comparison between ion chambers and diode detectors for different photon energies*. AIP Conf. Proc1935: 1-5.