

Hiệu chỉnh tỷ trọng ảnh CT trong tính liều xạ trị VMAT một số ung thư đầu - cổ sử dụng thuật toán AAA và Acuros XB trên phần mềm lập kế hoạch Eclipse

Density correction of CT images in dose calculation of volumetric modulated arc therapy for some head and neck cancer using AAA and acuros XB algorithm on Eclipse treatment planning software

Trần Bá Bách, Nguyễn Đình Long, Đoàn Trung Hiệp,
Nguyễn Mạnh Hà, Dương Văn Nghĩa

Bệnh viện ĐKQT Vinmec timcy

Tóm tắt

Mục tiêu: Phân tích ảnh hưởng của việc hiệu chỉnh tỷ trọng ảnh CT tại các vùng nhiễu ảnh gây bởi tán xạ ở răng trong tính liều xạ trị điều biến thể tích cung tròn (VMAT) một số ung thư đầu - cổ sử dụng thuật toán phân tích bất đẳng hướng (AAA) và Acuros XB (AXB) trên phần mềm lập kế hoạch xạ trị (TPS) Eclipse v13.0. **Đối tượng và phương pháp:** 12 chuỗi ảnh CT cùng với 12 kế hoạch đã được phê duyệt và điều trị của 12 bệnh nhân ung thư đầu - cổ có các vùng nhiễu ảnh do tán xạ gây ra bởi răng có mật độ vật chất cao. Các kế hoạch được lập trên phần mềm lập kế hoạch xạ trị Eclipse v13.0 sử dụng thuật toán AAA và AXB. **Phương pháp:** Nhân bản mỗi chuỗi CT mô phỏng ban đầu ra làm 2 chuỗi CT nghiên cứu: CT_AAA (không hiệu chỉnh tỷ trọng) và CT_AXB (có hiệu chỉnh tỷ trọng). Nhân bản mỗi kế hoạch ban đầu ra làm 6 kế hoạch: AAA_ReCal, AAA_ReOpt, AAA_AXB, AXB_ReCal, AXB_ReOpt và AXB_AAA. Tối ưu hóa lại kế hoạch và/hoặc tính lại liều kế hoạch sử dụng thuật toán AAA, AXB tương ứng. Tiến hành so sánh và đánh giá phân bố liều tại các vùng: khoang khí, xương, mô cứng như các vùng bị tán xạ để phân tích ảnh hưởng của việc hiệu chỉnh tỷ trọng trong tính liều bằng thuật toán AAA và AXB. **Kết quả:** Trong vùng khoang khí và vùng xương, liều tính toán sử dụng thuật toán AXB thấp hơn đáng kể so với liều tính toán sử dụng thuật toán AAA lần lượt là 13,38% và 5,31% ($p < 0,0001$). Đối với thuật toán AAA, việc hiệu chỉnh tỷ trọng không ảnh hưởng nhiều đến liều tính toán, trên chuỗi ảnh CT_AXB liều tính toán cao hơn trên chuỗi ảnh CT_AAA chỉ khoảng 1,47% ($p < 0,0001$). Đối với thuật toán AXB, việc hiệu chỉnh tỷ trọng có ảnh hưởng tương đối đến liều tính toán, tại các vùng hiệu chỉnh tỷ trọng liều tính toán sử dụng thuật toán AXB cao hơn liều tính toán sử dụng thuật toán AAA khoảng 3,71% ($p < 0,0001$). Kiểm tra chất lượng (QA) các kế hoạch AXB bằng phương pháp Gamma Index với thông số $\Delta D/\Delta d = 3\%/3\text{mm}$ cho tỷ lệ đạt cao hơn các kế hoạch AAA khoảng 1,01% ($p < 0,0001$). Thời gian tối ưu hóa và tính liều kế hoạch VMAT sử dụng thuật toán AXB nhanh hơn 2,05 lần so với sử dụng thuật toán AAA ($p < 0,0001$). **Kết luận:** Trong lập kế hoạch xạ trị VMAT một số ung thư đầu - cổ, việc hiệu chỉnh tỷ trọng ảnh CT tại một số vùng bị tán xạ gây bởi răng có mật độ vật chất cao và sử dụng thuật toán AXB là cần thiết giúp nâng cao độ chính xác và giảm thời gian trong tính toán liều xạ trị cho bệnh nhân.

Từ khóa: Hiệu chỉnh tỷ trọng, nhiễu ảnh CT do tán xạ gây bởi răng, xạ trị điều biến thể tích cung tròn, thuật toán tính liều AAA, thuật toán tính liều Acuros XB.

Ngày nhận bài: 27/3/2023, ngày chấp nhận đăng: 25/4/2023

Người phản hồi: Trần Bá Bách, Email: bachtran25101984@gmail.com - Bệnh viện ĐKQT Vinmec time City

Summary

Objective: To analyze the effect of density correction in some dental artifact areas of CT image in the dose calculation of volumetric modulated arc therapy (VMAT) for head and neck cancers using the AAA (analysis anisotropy algorithm) and AXB (Acuros XB) algorithms on the treatment planning system (TPS) Eclipse v13.0. **Subject and method:** The 12 series of CT images along with 12 approved plans of 12 head and neck cancer patients had some dental artifact areas. Plans are made on Eclipse v13.0 treatment planning system using AAA and Acuros XB algorithms. Method: Copied each of the original simulated CT series into 2 study CT series: CT_AAA (without density correction) and CT_AXB (with density correction). Copied each original treated plans into 6 study plans: AAA_ReCal, AAA_ReOpt, AAA_AXB, AXB_ReCal, AXB_ReOpt, and AXB_AAA. Re-optimize plan and/or recalculate of these plans dose using the corresponding AAA, AXB algorithms. Compare and evaluate the dose distribution in several regions: air cavity, bone, tissue as well as density correction region to analyze the role of the density correction and the AXB algorithm in dose calculation. **Result:** In the air cavity region and bone region, the calculated dose using the AXB algorithm was significantly lower than the calculated dose using the AAA algorithm by 13.38% and 5.31% respectively ($p < 0.0001$). For the AAA algorithm, the density correction did not affect the calculated dose much, on CT_AXB image series the calculated dose was higher than on the CT_AAA image series only about 1.47% ($p < 0.0001$). For the AXB algorithm, the density correction had a relative influence on the dose calculation, in density correction region the calculated dose using the AXB algorithm was higher than the calculated dose using the AAA algorithm about 3.71% ($p < 0.0001$). Quality assurance (QA) of AXB plans by Gamma Index method with parameter $\Delta D/\Delta d = 3\%/3\text{mm}$ gave a higher pass rate than AAA plans by 1.01% ($p < 0.0001$). The planning time (optimization and dose calculation) of VMAT plans using AXB algorithm was 2.05 times faster than using AAA algorithm ($p < 0.0001$). **Conclusion:** In planning VMAT for some head and neck cancers, correction of CT images density in some dental artifact areas and the use of AXB algorithm is necessary to increase accuracy and reduce time in dose calculation for patients.

Keywords: Density correction, dental artifact, volumetric modulated arc therapy (VMAT), analysis anisotropy algorithm (AAA), Acuros XB (AXB).

1. Đặt vấn đề

Xạ trị điều biến thể tích cung tròn (VMAT: Volumetric Modulated Arc Therapy) đang ngày càng trở nên phổ biến và dần thay thế cho kỹ thuật xạ trị điều biến liều (IMRT: Intensity Modulated Radiation Therapy). Trong xạ trị ung thư vùng đầu - cổ, kỹ thuật VMAT phổ biến nhất là tăng liều tích hợp (SIB: Simultaneous Integrated Boost) [1].

Thuật toán Phân tích bất đẳng hướng (AAA: Anisotropic Analytical Algorithm) từ lâu đã được sử dụng rộng rãi trong tính liều trên hệ thống lập kế hoạch điều trị (TPS: Treatment Planning System) Eclipse (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA). Trong nghiên cứu của mình, Van Esch và cộng sự

(CS) đã báo cáo rằng AAA cải thiện độ chính xác tính liều so với thuật toán chùm tia bút chì đơn lẻ (SPB: Single Pencil Beam) và có thể đạt được độ chính xác trong phạm vi 5% khi so sánh với liều đo đạc trong phantom vùng ngực [2]. Tuy nhiên, trong vùng giáp ranh giữa mô và khí, thuật toán AAA cho kết quả tính liều cao hơn đáng kể so với liều đo đạc [3].

Ngoài ra, một thuật toán mới Acuros External Beam hay còn gọi là Acuros XB (AXB), nhờ việc giải quyết triệt để bài toán phương trình vận chuyển Boltzmann tuyến tính (LBTE: Linear Boltzmann Transport Equation) đã được áp dụng vào tính liều lâm sàng [4]. LBTE là phương trình hàng đầu mô tả sự phân bố của các hạt bức xạ tương tác với vật chất. AXB rời rạc hóa các biến không gian, góc và năng

lượng của LBTE dưới dạng lưới, tính toán sự thay đổi thông năng của electron và photon tán xạ trong vật chất. Han và CS cũng như Bush và CS đã chỉ ra rằng thuật toán AXB có thể đạt độ chính xác tiệm cận so với thuật toán Monte Carlo (MC) - tiêu chuẩn vàng trong tính toán liều với độ chính xác cao sử dụng trong xạ trị trên các phantom thực nghiệm bao gồm cả phantom nước đồng nhất và phantom vật chất không đồng nhất [5, 6].

Ưu điểm chủ yếu của thuật toán AXB là độ chính xác. Ngoài ra, do thời gian tính toán chỉ phụ thuộc yếu vào số lượng chùm tia, AXB cũng là thuật toán rất hiệu quả cho VMAT. So với thuật toán AAA - một thuật toán tích chập (Convolution/Superposition) sử dụng cùng phương pháp mô hình hóa chùm tia như AXB, cho thời gian tính toán nhanh, đã được sử dụng rộng rãi trước đây thì thuật toán AXB cũng cho thời gian tính toán rất ấn tượng [7].

Thực tế ung thư vùng đầu - cổ có nhiều cấu trúc phức tạp bao gồm cả các khoang khí lẫn các sụn, xương. Ở nhiều bệnh nhân, ảnh chụp CT mô phỏng bị nhiễu gây bởi tán xạ ở răng có mật độ vật chất cao làm cho một số vùng mô xung quanh trở thành khí, một số trở thành xương. Điều này có thể gây ảnh hưởng đến độ chính xác tính liều. Do đó, lựa chọn tính liều bằng thuật toán AXB hay AAA nên được cân nhắc cùng với việc hiệu chỉnh tỷ trọng cho các vùng bị tán xạ này.

Nghiên cứu được thực hiện với mục đích phân tích ảnh hưởng của việc hiệu chỉnh tỷ trọng ảnh CT

tại một số vùng tán xạ đến tính toán liều trong xạ trị VMAT một số ung thư đầu - cổ sử dụng thuật toán AXB và AAA.

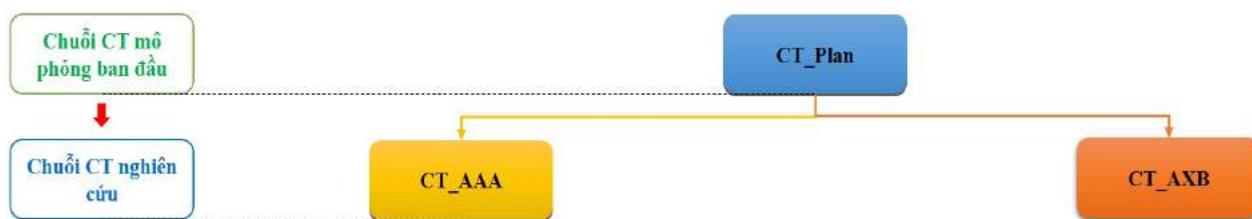
2. Đối tượng và phương pháp

2.1. Bệnh nhân, vẽ các thể tích và kê liều

Nghiên cứu bao gồm 12 bệnh nhân ung thư vùng đầu - cổ đã được điều trị bằng kỹ thuật xạ trị điều biến thể tích cung tròn tăng liều tích hợp (SIB-VMAT) với 2 - 4 cung (Arcs) từ 1/2015 đến 1/2022. Ở 12 chuỗi ảnh CT mô phỏng của các bệnh nhân này đều xuất hiện các vùng tán xạ gây bởi răng có mật độ quá cao. Các chuỗi ảnh CT được chụp từ máy CT mô phỏng 16 lát cắt GE Optima 580 (GE Healthcare, Waukesha, WI), độ dày lát cắt 2,5 mm. Sử dụng mặt nạ 5 điểm Civco (Civco, Orange City, IA) cố định bệnh nhân.

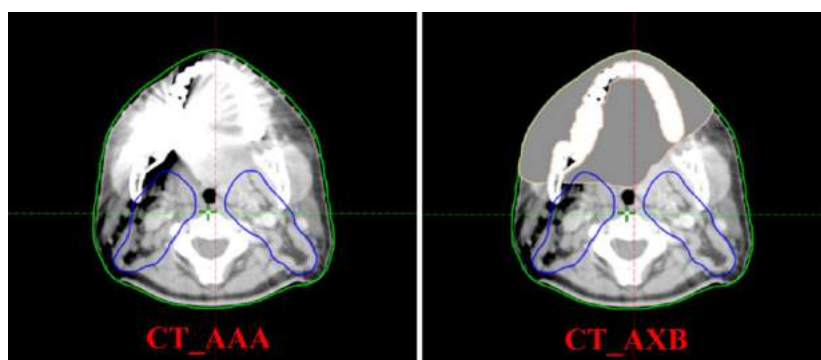
Các thể tích bia (PTV: Planning Target Volume), các cơ quan nguy cơ (OAR: Organ At Risk) được vẽ (contour) bởi Bác sĩ dưới sự hỗ trợ của Kỹ sư và đặt tên theo chuẩn danh pháp: PTV_70Gy, PTV_63Gy, PTV_56Gy, BrainStem (thân não), SpinalCord (tủy sống), Bone_Mandible (xương hàm), Cavity_Oral (khoang miệng), Parotid_L (tuyến nước bọt mang tai bên trái), Parotid_R (tuyến nước bọt mang tai bên phải), Lens_L (thủy tinh thể bên trái), Lens_R (thủy tinh thể bên phải),... [8].

Kỹ thuật SIB-VMAT được chọn: 70Gy vào PTV_70Gy, 63Gy vào PTV_63Gy, 56Gy vào PTV_56Gy trong 35 phân liều.



Hình 1. Sơ đồ nhân bản các chuỗi CT nghiên cứu từ chuỗi ảnh CT mô phỏng ban đầu.

Từ chuỗi ảnh CT mô phỏng ban đầu (CT_Plan), nhân bản ra các chuỗi CT nghiên cứu (có bao gồm tất cả các thể tích/cấu trúc đã vẽ ban đầu): Chuỗi ảnh không hiệu chỉnh tỷ trọng (CT_AAA) và chuỗi ảnh có hiệu chỉnh tỷ trọng (CT_AXB).



Hình 2. Các chuỗi ảnh CT nghiên cứu: CT_AAA và CT_AXB.

Quy trình hiệu chỉnh tỷ trọng (CT_AXB):

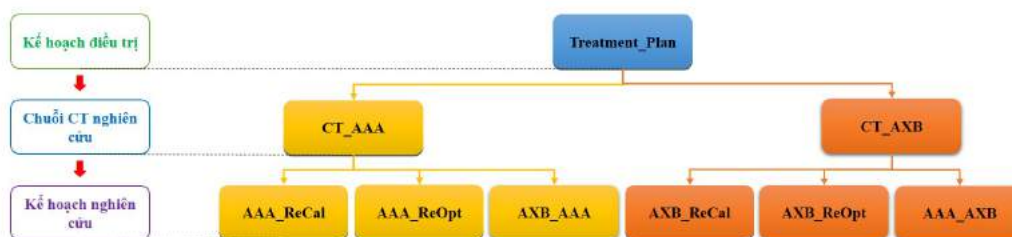
Sử dụng tính năng tìm các vùng có mật độ vật chất rất cao để tạo thể tích *zHighDensity*. Kiểm tra nếu trong vùng *zHighDensity* có vật liệu kim loại, sử dụng cửa sổ xương để tạo và vẽ thể tích *zFixMetal* sau đó gán chỉ số CT = 1976HU (Hounsfield Units). Tạo thể tích *zFixBone* = *zHighDensity* - *zFixMetal* và gán chỉ số CT bằng chỉ số CT của xương. Xem xét các vùng tán xạ xung quanh *zHighDensity* xem vùng nào thực sự là mô thì vẽ thể tích *zFixWater* và gán chỉ số CT = 0HU (chỉ số CT của mô tương đương nước), vùng nào thực sự là khí thì vẽ thể tích *zFixAir* và gán chỉ số CT bằng chỉ số CT của khí.

2.2. Lập kế hoạch và tính liều

Kế hoạch điều trị đã được lập trên TPS Eclipse v13.0 (Varian Medical Systems, Inc.) thỏa mãn các tiêu chí chấp nhận kế hoạch theo JCOG (Japan Clinical Oncology Group) 1015 [9], thực hiện kiểm

tra chất lượng (QA: Quality Assurance) đạt và đã được bác sĩ phê duyệt điều trị cho bệnh nhân.

Từ kế các hoạch điều trị (Treatment_Plan) này, nhân bản ra các kế hoạch nghiên cứu: kế hoạch 01 (AAA_ReCal: Sử dụng chuỗi CT_AAA, tính liều lại bằng thuật toán AAA); kế hoạch 02 (AAA_ReOpt: sử dụng chuỗi CT_AAA, tối ưu hóa và tính liều lại bằng thuật toán AAA, giữ nguyên các thông số tối ưu hóa như của kế hoạch điều trị); kế hoạch 03 (AXB_AAA: sử dụng chuỗi CT_AAA, tính liều lại bằng thuật toán AXB); kế hoạch 04 (AXB_ReCal: sử dụng chuỗi CT_AXB, tính liều lại bằng thuật toán AXB); kế hoạch 05 (AXB_ReOpt: sử dụng chuỗi CT_AXB, tối ưu hóa và tính liều lại bằng thuật toán AXB, giữ nguyên các thông số tối ưu hóa như của kế hoạch điều trị); kế hoạch 06 (AAA_AXB: sử dụng chuỗi CT_AXB và tính liều lại bằng thuật toán AAA).



Hình 3. Sơ đồ nhân bản các kế hoạch nghiên cứu từ kế hoạch điều trị.

2.3. Các thông số liều - thể tích

Các thông số liều - thể tích được trích xuất ra từ biểu đồ DVH (Dose Volume Histogram) của các kế hoạch. Đối với thể tích điều trị PTV (Planning Target

Volume), D_{max} : Giá trị liều (điểm) lớn nhất, D_{min} : Giá trị liều (điểm) nhỏ nhất. $D_{2\%}$: Liều vào 2% thể tích PTV và cũng được xem như liều cực đại của thể tích PTV, $D_{98\%}$: Liều vào 98% thể tích PTV và cũng được xem như liều

cực tiểu của thể tích PTV, $D_{50\%}$: liều vào 50% thể tích PTV và cũng được xem như liều trung vị của thể tích PTV. Đối với các cơ quan nguy cơ OARs (Organ At Risk), D_{max} và D_{1cc} : Liều cực đại và liều vào thể tích 1cc của OARs, D_{mean} : Liều trung bình vào OARs [10].

Chỉ số liều đồng dạng (CI: Conformity Index) theo RTOG (Radiation Therapy Oncology Group): $CI = V_{RI}/TV$, trong đó V_{RI} : thể tích đường đồng liều tham chiếu (Volume of Reference Isodose - thường là thể tích đường đồng liều 95%), TV: Thể tích bia (Target Volume) [11].

Chỉ số liều đồng nhất (HI: Homogeneity Index): $HI = (D_{2\%} - D_{98\%})/D_{50\%}$ [10].

2.4. Phân tích dữ liệu

Tính năng đánh giá kế hoạch (Plan Evaluation) được sử dụng để đánh giá sai khác liều giữa 2 kế hoạch trực tiếp trên phần mềm Eclipse v13.0.

Phần mềm MapCheck v5.02.00.02 (Sun Nuclear Corp, Melbourne, FL) được sử dụng để đánh giá các phân bố liều tính toán trong nghiên cứu bằng phương pháp Gamma Index (GI) từ dữ liệu liều đã

được trích xuất dưới dạng DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine).

Phần mềm nội bộ RTplanEVA [12] được sử dụng để đánh giá các thông số liều kế hoạch với các tiêu chuẩn chấp nhận kế hoạch một cách tự động từ dữ liệu DVH đã được trích xuất ra.

Phần mềm xử lý số liệu và thống kê SPSS v22.0 (IBM Corp, Armonk, NY) được sử dụng để so sánh các thông số liều vào PTV và các cơ quan nguy cơ cũng như thời gian máy thực hiện tối ưu hóa và tính liều giữa kế hoạch AAA và AXB.

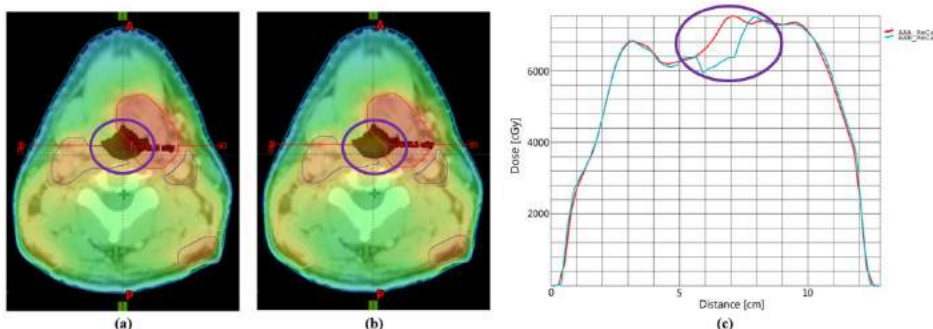
3. Kết quả

Tất cả các kế hoạch nghiên cứu đều đạt các tiêu chí chấp nhận kế hoạch theo JCOG 1015. Đánh giá phân bố liều của các cặp kế hoạch AXB và AAA tương ứng bằng phương pháp GI với thông số $\Delta D/\Delta d = 3\%/3mm$, tất cả đều cho tỷ lệ đạt (PR: Pass Rate) cao $\geq 99,0\%$. Kiểm tra chất lượng (QA: Quality Assurance) các kế hoạch nghiên cứu sử dụng Portal Dosimetry bằng phương pháp GI với thông số $\Delta D/\Delta d = 3\%/3mm$, tất cả đều cho tỷ lệ đạt PR $\geq 95,0\%$.

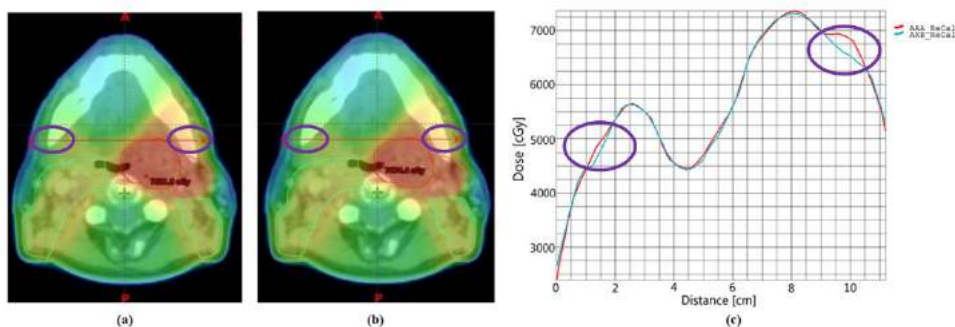
3.1. Phân bố liều tính toán tại các vùng có tỷ trọng khí, xương và mô

Bảng 1. Trung bình chênh lệch lớn nhất giữa liều tính toán bằng thuật toán AXB với liều tính toán bằng thuật toán AAA trong vùng có tỷ trọng khí (vùng khoang khí), vùng có tỷ trọng xương (vùng xương) và vùng có tỷ trọng mô (vùng mô)

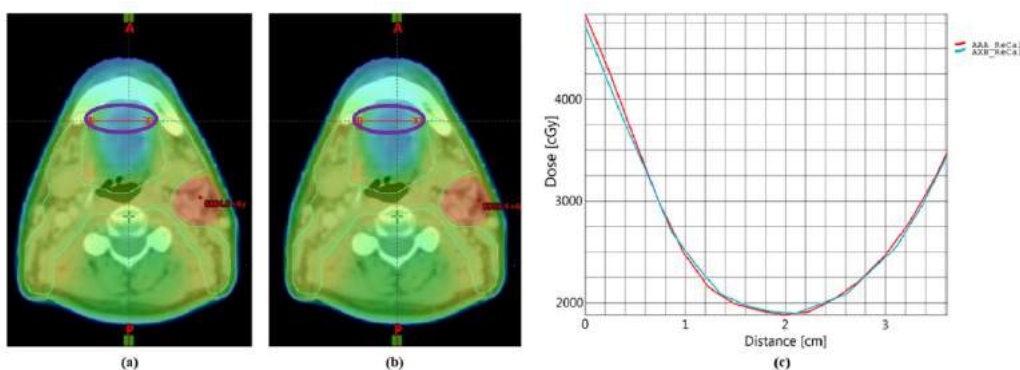
Vùng	Chênh lệch trung bình [Khoảng tin cậy] (Gy)	Chênh lệch trung bình [Khoảng tin cậy] (%)	p
	AXB - AAA	$100 \cdot (AXB - AAA)/AAA$	
Tỷ trọng khí	-9,15 (-10,24, -8,06)	-13,38 (-14,62, -12,14)	<0,0001
Tỷ trọng xương	-3,59 (-4,19, -2,98)	-5,31 (-5,88, -4,73)	<0,0001
Tỷ trọng mô	-0,23 (-2,05, 1,59)	-1,47 (-3,67, 2,69)	0,784



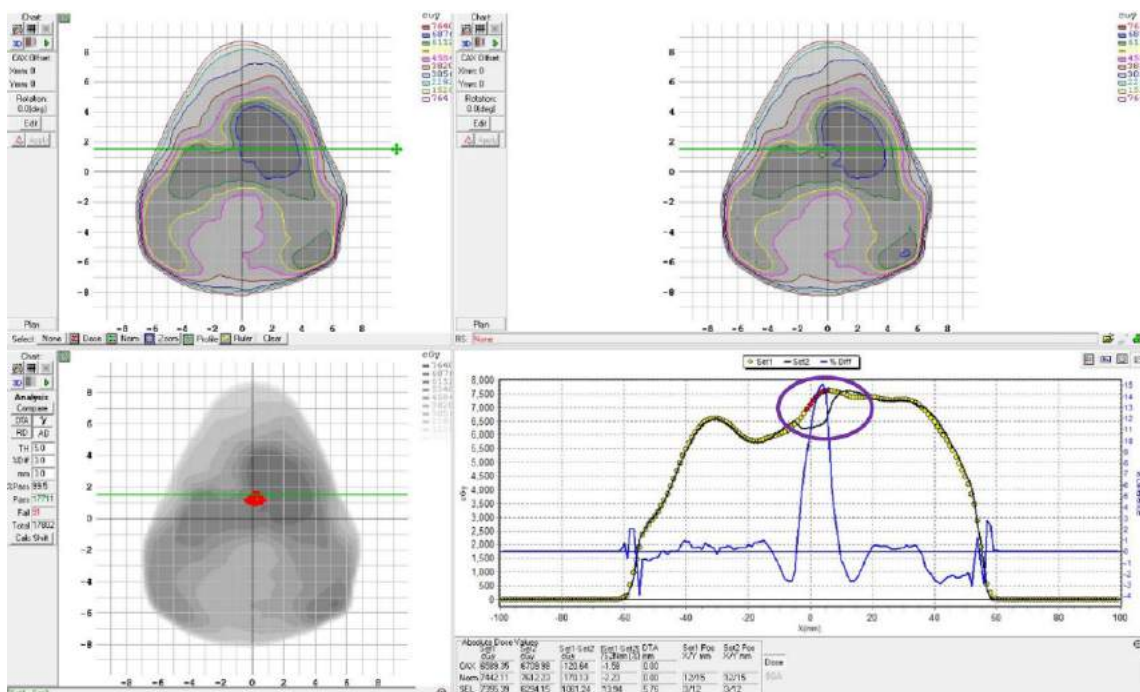
Hình 4. Phân bố liều tính toán trong vùng khoang khí sử dụng thuật toán AAA (a), AXB (b) và biểu đồ so sánh liều tại đường tham chiếu (c).



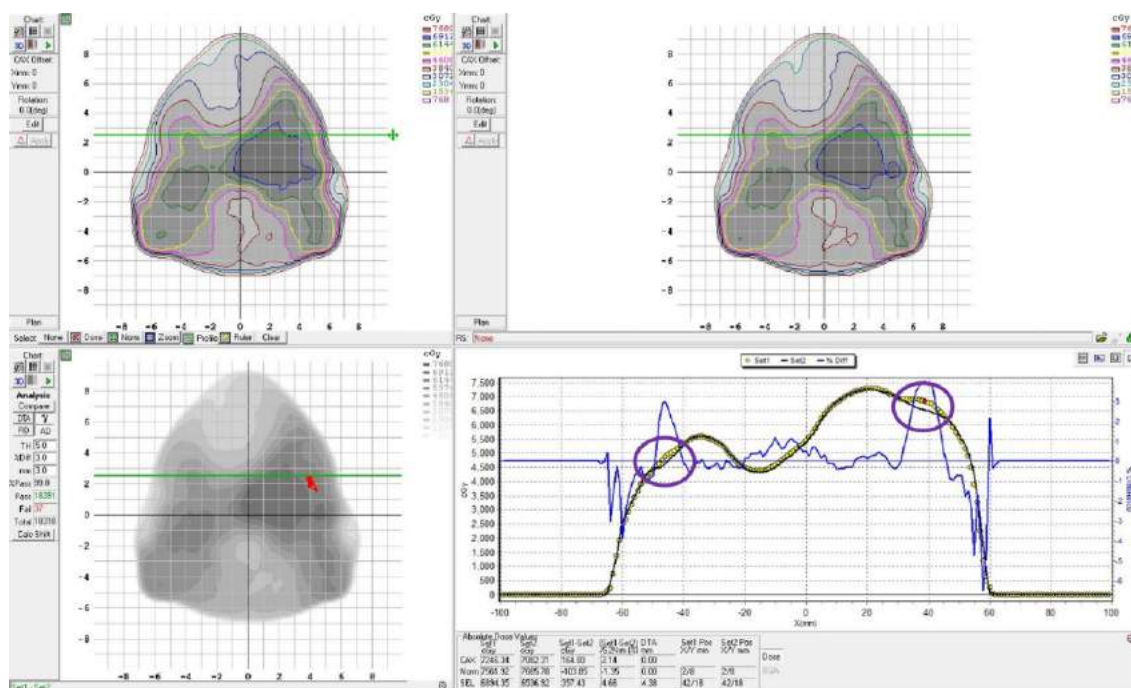
Hình 5. Phân bố liều tính toán trong vùng xương sử dụng thuật toán AAA (a), AXB (b) và biểu đồ so sánh liều tại đường tham chiếu (c).



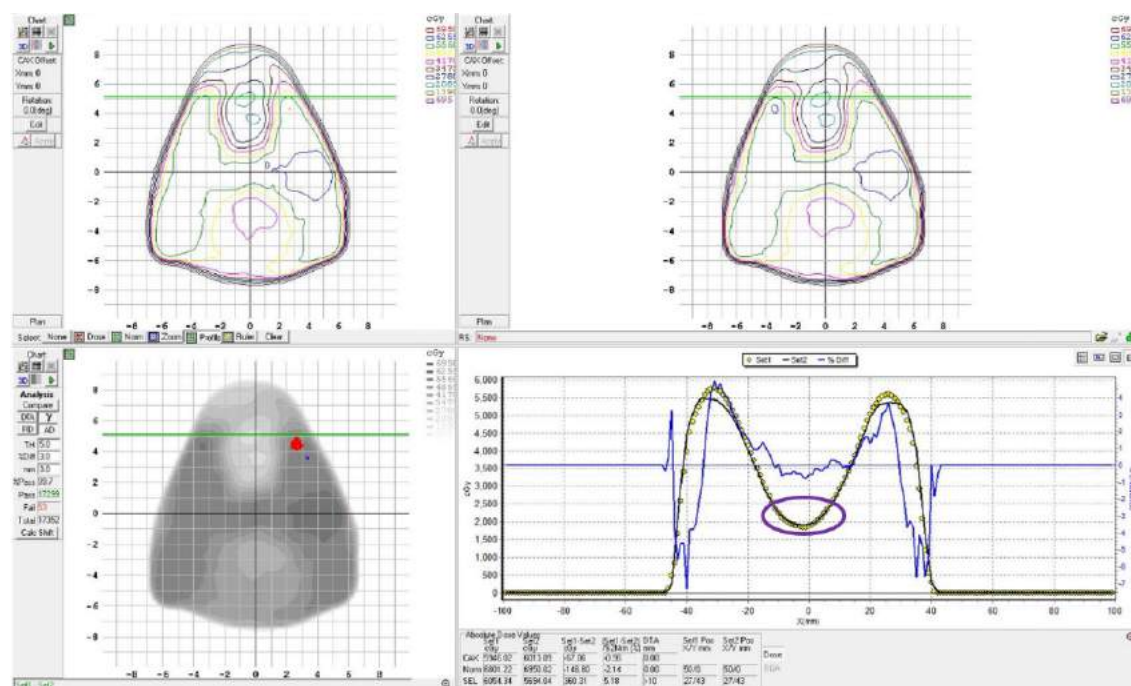
Hình 6. Phân bố liều tính toán trong vùng mô sử dụng thuật toán AAA (a), AXB (b) và biểu đồ so sánh liều tại đường tham chiếu (c).



Hình 7. Đánh giá phân bố liều tính toán trong vùng khoang khí giữa thuật toán AXB và thuật toán AAA bằng phương pháp GI trên phần mềm MapCheck.



Hình 8. Đánh giá phân bố liều tính toán trong vùng xương giữa thuật toán AXB và thuật toán AAA bằng phương pháp GI trên phần mềm MapCheck.



Hình 9. Đánh giá liều tính toán trong vùng mô giữa thuật toán AXB và thuật toán AAA bằng phương pháp GI trên phần mềm MapCheck.

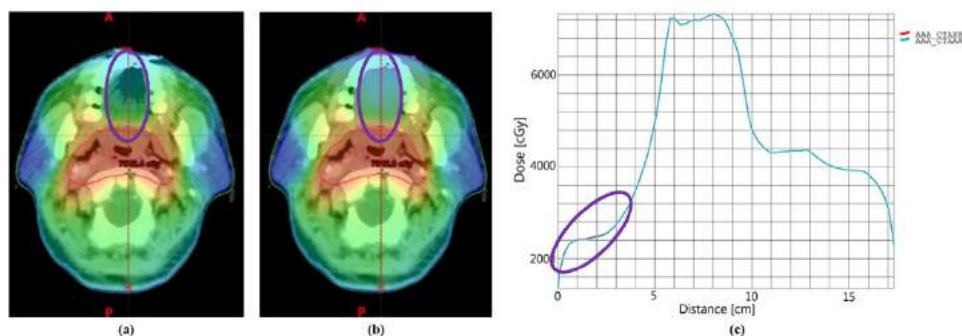
Trong vùng khoang khí, chênh lệch lớn nhất giữa liều tính toán sử dụng thuật toán AXB so với liều tính toán sử dụng thuật toán AAA trung bình là -13,38% với khoảng tin cậy 95% (-14,62%, -12,14%) ($p < 0,0001$). Trong vùng xương, chênh lệch lớn nhất giữa liều tính toán sử dụng thuật toán AXB với liều tính toán sử dụng thuật toán AAA trung bình là -5,31% với khoảng tin cậy 95% (-5,88%, -4,73%) ($p < 0,0001$). Trong vùng

mô, chênh lệch giữa liều tính toán sử dụng thuật toán AXB với liều tính toán sử dụng thuật toán AAA là không cao và không có ý nghĩa thống kê ($p > 0,05$).

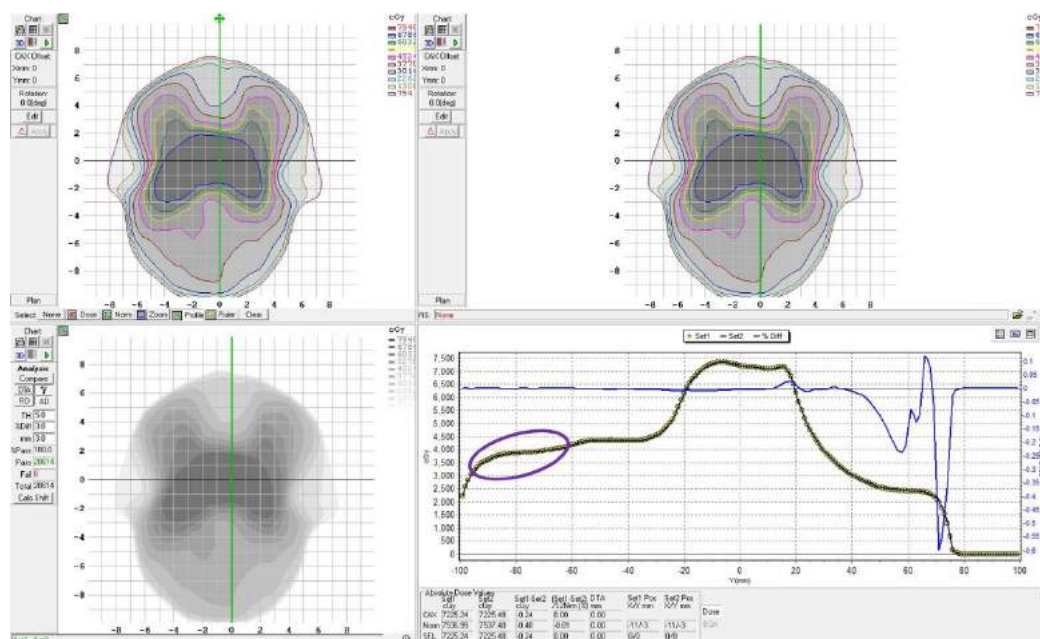
3.2. Hiệu chỉnh tỷ trọng và liều tính toán sử dụng thuật toán AAA

Bảng 2. Trung bình chênh lệch lớn nhất giữa liều tính toán trên chuỗi ảnh CT_AXB với liều tính toán trên chuỗi ảnh CT_AAA (đối với thuật toán AAA)

Vùng	Chênh lệch trung bình [Khoảng tin cậy] (Gy)	Chênh lệch trung bình [Khoảng tin cậy] (%)	p
	AXB - AAA	$100 \cdot (AXB - AAA) / AAA$	
Hiệu chỉnh tỷ trọng	0,37 (0,28, 0,48)	1,47 (1,10, 1,84)	<0,0001



Hình 10. Phân bố liều tính toán sử dụng thuật toán AAA trên chuỗi CT_AAA (a), trên chuỗi CT_AXB (b) và biểu đồ so sánh tại đường tham chiếu qua vùng hiệu chỉnh tỷ trọng (c).



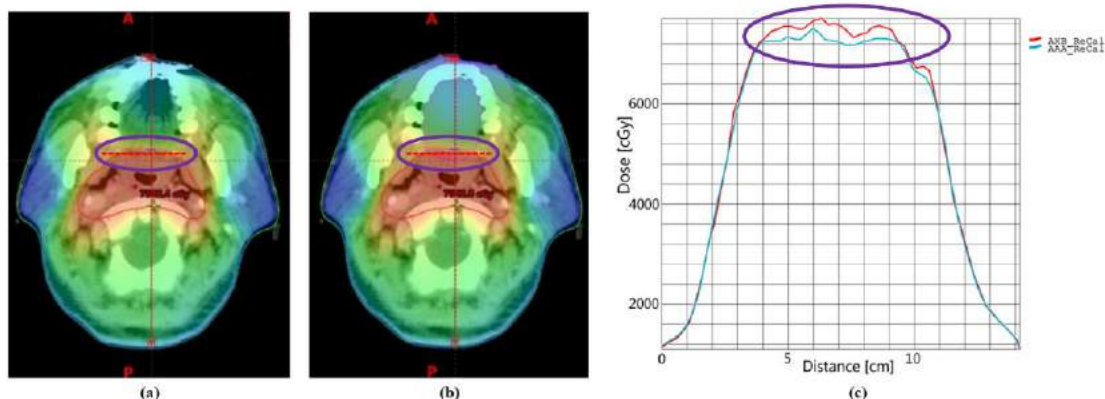
Hình 11. Đánh giá phân bố liều tính toán trên chuỗi ảnh CT_AXB với liều tính toán trên chuỗi ảnh CT_AAA bằng phương pháp GI trên phần mềm MapCheck (đối với thuật toán AAA).

Chênh lệch lớn nhất giữa liều tính toán sử dụng thuật toán AAA trên chuỗi ảnh CT có hiệu chỉnh tỷ trọng với liều tính toán sử dụng thuật toán AAA trên chuỗi ảnh CT không hiệu chỉnh tỷ trọng trung bình là 1,47% với khoảng tin cậy 95% (1,10%, 1,84%) ($p < 0,0001$).

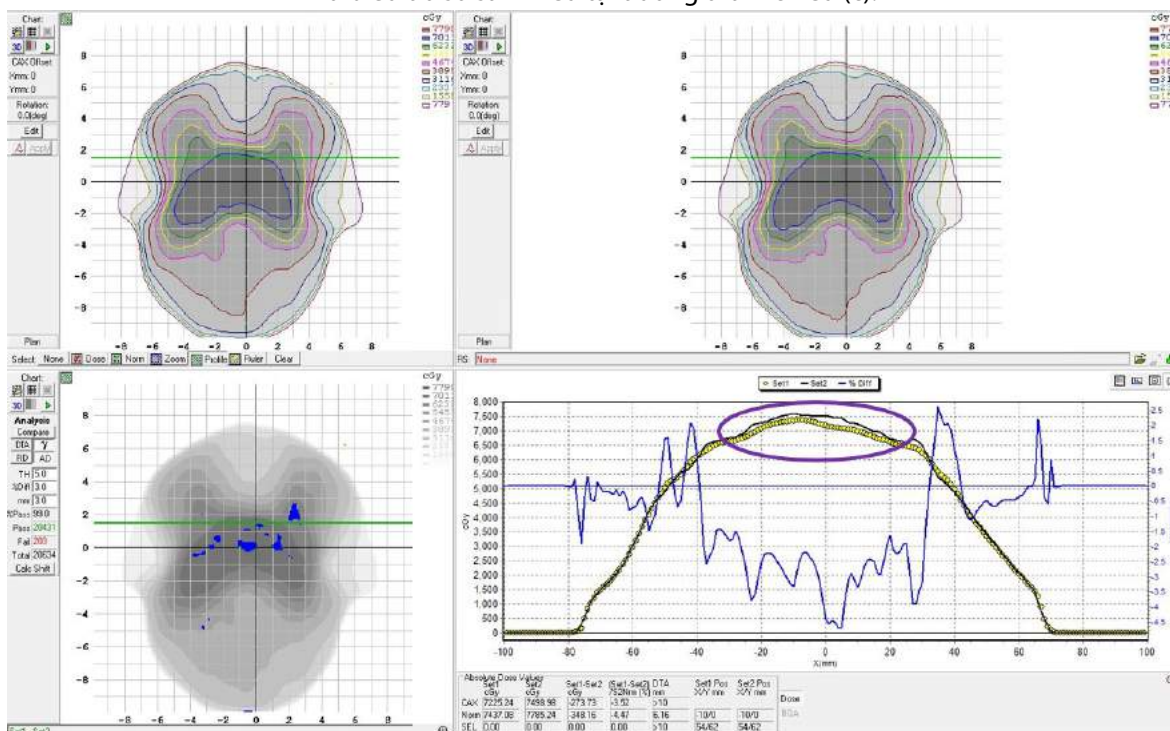
3.3. Hiệu chỉnh tỷ trọng và liều tính toán sử dụng thuật toán AXB

Bảng 3. Trung bình chênh lệch lớn nhất giữa liều tính toán sử dụng thuật toán AXB so với liều tính toán sử dụng thuật toán AAA (trong vùng hiệu chỉnh tỷ trọng)

Vùng	Chênh lệch trung bình [Khoảng tin cậy] (Gy)	Chênh lệch trung bình [Khoảng tin cậy] (%)	p
	AXB - AAA	100*(AXB - AAA)/AAA	
Hiệu chỉnh tỷ trọng	2,13 [1,46, 2,80]	3,71 [2,94, 4,48]	< 0,0001



Hình 12. Phân bố liều tính toán trong vùng hiệu chỉnh tỷ trọng sử dụng thuật toán AAA (a), AXB (b) và biểu đồ so sánh liều tại đường tham chiếu (c).



Hình 13. Đánh giá phân bố liều tính toán trong vùng hiệu chỉnh tỷ trọng giữa thuật toán AXB và thuật toán AAA bằng phương pháp GI trên phần mềm MapCheck

Trong vùng hiệu chỉnh tỷ trọng, chênh lệch lớn nhất giữa liều tính toán sử dụng thuật toán AXB với liều tính toán sử dụng thuật toán AAA trung bình là 3,71% với khoảng tin cậy 95% (2,94%, 4,48%) (p<0,0001).

3.4. Liều vào thể tích điều trị và cơ quan nguy cơ

Bảng 4. Liều trung bình vào PTV_70Gy và OARs của kế hoạch AAA và AXB

Thể tích	Liều	Trung bình ± Độ lệch chuẩn (Gy)		Chênh lệch trung bình [Khoảng tin cậy] (Gy)	p
		AAA	AXB	AXB - AAA	
PTV_70Gy	D _{max}	77,13 ± 1,12	77,40 ± 1,77	0,57 (-0,33, 1,47)	0,191
	D _{min}	60,88 ± 3,34	59,69 ± 3,33	-1,18 (-2,28, -0,08)	0,037
	D _{2%}	74,70 ± 0,80	74,91 ± 1,37	0,21 (-0,44, 0,86)	0,495
	D _{98%}	68,94 ± 0,54	68,75 ± 0,59	-0,19 (-3,11, -0,07)	0,006
	D _{95%}	69,98 ± 0,24	69,94 ± 0,31	-0,04 (-0,17, 0,09)	0,525
	D _{50%}	72,53 ± 0,58	72,70 ± 0,82	0,17 (-0,15, 0,49)	0,270
Bone_Mandible	D _{max}	71,28 ± 3,32	70,02 ± 3,34	-1,26 (-2,00, -0,52)	0,003
	D _{1cc}	64,82 ± 6,33	63,46 ± 5,48	-1,37 (-2,39, -0,34)	0,014
BrainStem	D _{max}	48,07 ± 2,99	47,58 ± 3,09	-0,49 (-0,74, -0,24)	0,001
Calvity_Oral	D _{mean}	37,06 ± 2,52	37,25 ± 2,60	0,19 (-0,02, 0,41)	0,075
Parotid_L	D _{mean}	27,54 ± 6,96	27,4 ± 7,17	-0,14 (-0,31, 0,03)	0,100
Parotid_R	D _{mean}	25,24 ± 0,68	25,00 ± 0,76	-0,23 (-0,33, -0,14)	< 0,0001
SpinalCord	D _{max}	40,40 ± 1,28	40,19 ± 1,38	-0,20 (-0,52, 0,12)	0,188

Chênh lệch liều trung bình của D_{min} và D_{98%} vào PTV_70Gy giữa kế hoạch AXB và kế hoạch AAA lần lượt là -1,18Gy với khoảng tin cậy 95% (-2,28Gy, -0,08Gy) và -0,19Gy với khoảng tin cậy 95% (-3,11Gy, -0,07Gy) (p<0,05). Trong khi chênh lệch liều trung bình của D_{max}, D_{2%}, D_{95%} và D_{50%} của PTV_70Gy giữa kế hoạch AXB và kế hoạch AAA lần lượt là 0,57Gy, 0,21Gy, -0,04Gy và 0,17Gy với khoảng tin cậy 95% (-0,33Gy, 1,47Gy), (-0,44Gy, 0,86Gy), (-0,17Gy, 0,09Gy) và (-0,15Gy, 0,49Gy) (p>0,05).

Chênh lệch liều trung bình của D_{max} và D_{1cc} vào Bone_Mandible giữa kế hoạch AXB và kế hoạch AAA lần lượt là -1,26Gy với khoảng tin cậy 95% [-2,00Gy, -0,52Gy] và -1,37Gy với khoảng tin cậy 95% (-2,39Gy, -0,34Gy) (p<0,05). Chênh lệch liều trung bình của D_{max} vào BrainStem và D_{mean} vào Parotid_R giữa kế hoạch AXB và kế hoạch AAA lần lượt là -0,49Gy với khoảng tin cậy 95% (-0,74 Gy, -0,24Gy) và -0,23 Gy với khoảng tin cậy 95% (-0,33Gy, -0,14Gy) (p<0,05). Trong khi chênh lệch liều trung bình của D_{mean} vào Cavity_Oral, D_{mean} vào Parotid_L và D_{max} vào SpinalCord là không có ý nghĩa thống kê (p>0,05).

Bảng 5. Chỉ số liều đồng dạng CI và đồng đều HI tính cho PTV_70Gy của kế hoạch AAA và AXB

Thể tích	Chỉ số	Trung bình ± Độ lệch chuẩn		Chênh lệch trung bình (Khoảng tin cậy)	p
		AAA	AXB	AXB - AAA	
PTV_70Gy	CI	1,090 ± 0,050	1,073 ± 0,035	-0,017 (-0,046, 0,013)	0,243
	HI	0,079 ± 0,016	0,084 ± 0,025	0,01 (-0,004, 0,014)	0,236

Chênh lệch trung bình của chỉ số CI và HI giữa kế hoạch AXB và kế hoạch AAA là tương đối thấp, tuy nhiên điều này không có ý nghĩa thống kê (p>0,05).

3.5. Kiểm tra chất lượng kế hoạch

Toàn bộ 12 kế hoạch tính liều sử dụng thuật toán AAA và 12 kế hoạch tính liều sử dụng thuật toán AXB đều được thực hiện QA sử dụng Portal Dosimetry và phương pháp GI với thông số $\Delta D/\Delta d = 3\%/3\text{mm}$ để tính tỷ lệ đạt PR (%) cho từng kế hoạch.

Bảng 6. Tỷ lệ đạt PR trong kiểm tra chất lượng các kế hoạch AAA và AXB bằng phương pháp GI

Chỉ số	Trung bình ± Độ lệch chuẩn (%)		Chênh lệch trung bình [Khoảng tin cậy] (%)	p
	AAA	AXB	AXB - AAA	
Tỷ lệ đạt PR	97,54 ± 0,89	98,55 ± 0,58	1,01 [0,34, 1,69]	0,007

Chênh lệch trung bình của chỉ số PR giữa kế hoạch AXB và kế hoạch AAA là 1,01% với khoảng tin cậy 95% (0,34%, 1,69%) (p=0,007).

3.6. Thời gian tối ưu hóa và tính liều kế hoạch

3 máy tính TPS với cùng cấu hình được sử dụng để tối ưu hóa và tính liều các kế hoạch IMRT/VMAT: Chíp Intel Xeon E5-2620 gồm 6 lõi, 12 luồng với xung nhịp tối đa 2,5GHz, bộ nhớ RAM 32GB. Khi tính liều bằng thuật toán AAA, hệ thống sẽ thực hiện tính toán song song. Ngoài máy tính đảm nhiệm chính việc tính liều, 2 máy tính còn lại mỗi máy đều được chia sẻ một phần nhiệm vụ tính toán.

Bảng 7. Thời gian trung bình cho mỗi lần tối ưu hóa và tính liều kế hoạch AAA và AXB

Chỉ số	Trung bình ± Độ lệch chuẩn (phút)		Tỷ lệ trung bình (Khoảng tin cậy)	p
	AAA	AXB	AAA/AXB	
Tính liều đơn thuần	17,37 ± 7,59	8,23 ± 2,02	1,66 (1,43, 1,90)	< 0,0001
Tối ưu hóa và tính liều	62,02 ± 19,78	36,58 ± 4,56	2,05 (1,68, 2,42)	< 0,0001

Thời gian cho mỗi lần tối ưu hóa và tính liều kế hoạch AAA lâu hơn đáng kể so với thời gian cho mỗi lần tối ưu hóa và tính liều kế hoạch AXB, trung bình là 2,05 lần với khoảng tin cậy 95% (1,68, 2,42) lần (p<0,0001). Thời gian tính liều đơn thuần (không bao gồm việc tối ưu hóa) cho kế hoạch AAA lâu hơn so với thời gian tính liều đơn thuần cho kế hoạch AXB trung bình là 1,66 lần với khoảng tin cậy 95% (1,43, 1,90) lần (p<0,0001).

4. Bàn luận

Trong vùng khoang khí, liều tính toán sử dụng thuật toán AXB thấp hơn đáng kể (trung bình khoảng 13,38%) so với liều tính toán sử dụng thuật toán AAA. Đặc biệt là tại các vị trí vùng khoang khí tiếp giáp hoặc giao với các thể tích điều trị. Kết quả này cũng hoàn toàn phù hợp với các kết quả đánh

giá thông số liều - thể tích giữa AXB và AAA. Ví dụ như: Đối với PTV_70Gy, liều D_{min} và $D_{98\%}$ trên kế hoạch AXB thấp hơn đáng kể so với liều D_{min} và $D_{98\%}$ trên kế hoạch AAA. Bởi vì các điểm nhận liều D_{min} thường nằm trong vùng khoang khí, nơi mà liều tính toán sử dụng thuật toán AXB thấp hơn đáng kể so với liều tính toán sử dụng thuật toán AAA. Dẫn tới khi các kế hoạch AXB và AAA cùng được chuẩn hóa giống nhau (100% liều bao phủ 95% thể tích PTV_70Gy) và PTV_70Gy lại có chứa hoặc giao với các vùng khoang khí thì có thể D_{max} của kế hoạch AXB sẽ cao hơn so với D_{max} của kế hoạch AAA. Tương tự, trong vùng xương, liều tính toán sử dụng thuật toán AXB thấp hơn đáng kể (trung bình khoảng 5,31%) so với liều tính toán sử dụng thuật toán AAA. Nhất là tại các vị trí vùng xương tiếp giáp hoặc giao với các thể tích điều trị. Kết quả này phản ánh đúng thực tế, liều D_{max} và D_{1cc} vào xương

hàm (Bone_Mandible) trên kế hoạch AXB thấp hơn đáng kể so với liều D_{max} và D_{1cc} vào xương hàm kế hoạch AAA.

Đối với thuật toán AAA, chênh lệch giữa liều tính toán trên chuỗi ảnh CT có hiệu chỉnh tỷ trọng và liều tính toán trên chuỗi ảnh CT không hiệu chỉnh tỷ trọng là tương đối thấp, chênh lệch trung bình cao nhất chỉ vào khoảng 1,47% (trong vùng hiệu chỉnh tỷ trọng). Ngoài vùng hiệu chỉnh tỷ trọng thì liều tính toán trên chuỗi ảnh CT có hiệu chỉnh và không hiệu chỉnh gần như là trùng khít nhau. Kết quả này cho thấy, nếu sử dụng thuật toán AAA, chúng ta có thể không cần phải hiệu chỉnh tỷ trọng ảnh CT cho các vùng tán xạ. Đối với việc sử dụng chuỗi ảnh CT có hiệu chỉnh tỷ trọng, chênh lệch giữa liều tính toán sử dụng thuật toán AXB với liều tính toán sử dụng thuật toán AAA ở mức vừa phải, chênh lệch trung bình cao nhất vào khoảng 3,71% (trong vùng hiệu chỉnh tỷ trọng). Nghiên cứu của Kitagawa và cộng sự cũng chỉ ra rằng việc hiệu chỉnh tỷ trọng cho các vùng tán xạ chỉ tạo ra một ảnh hưởng nhỏ đến đến liều tính toán sử dụng thuật toán AXB. Tuy nhiên việc này sẽ có ý nghĩa khi vùng hiệu chỉnh tỷ trọng có kích thước lớn, tiếp giáp hoặc giao với các thể tích điều trị và nhất là vùng giao này là vùng khoang khí hoặc xương [13].

Kiểm tra chất lượng các kế hoạch AXB cho tỷ lệ đạt cao hơn trung bình khoảng 1,01% so với các kế hoạch AAA. Kết quả này cũng hoàn toàn tương đồng với kết quả của một số nghiên cứu khác như: Hirata và cs. đã xác định rằng AXB cho kết quả trong phạm vi 2,6% so với đo đạc tại vùng có mật độ cao trong khi đối với AAA và PBC con số này là trên 4,5% và 4,0% tương ứng [14]. Bassi và cộng sự đã tiến hành đo liều bằng film Chromic EBT trong phantom không đồng nhất, kết quả là AXB có sai số dưới 3,0% trong khi AAA sai số có thể lên đến 11,0% [15]. Các kết quả này cho thấy thuật toán AXB giúp nâng cao độ chính xác tính liều hơn so với thuật toán AAA.

Thời gian tối ưu hóa và tính liều kế hoạch VMAT sử dụng thuật toán AXB nhanh hơn gấp 2,05 lần so với việc sử dụng thuật toán AAA. Trong nghiên cứu của Kroon và cộng sự khi so sánh thời gian tối ưu hóa và tính liều VMAT xạ phẫu ung thư phổi sử dụng thuật

toán AAA và AXB cũng cho kết quả tương tự, AXB nhanh hơn gấp đôi so với AAA [16]. Như vậy rõ ràng, thuật toán AXB giúp giảm đáng kể thời gian thời gian lập kế hoạch (tối ưu hóa và tính liều) VMAT nói chung và VMAT một số ung thư đầu - cổ nói riêng.

5. Kết luận

Trong lập kế hoạch xạ trị VMAT một số ung thư đầu - cổ, việc hiệu chỉnh tỷ trọng ảnh CT tại một số vùng bị tán xạ gây bởi răng có mật độ vật chất cao và sử dụng thuật toán AXB là cần thiết giúp nâng cao độ chính xác và giảm thời gian trong việc tối ưu hóa, tính toán liều và lập kế hoạch xạ trị cho bệnh nhân.

Tài liệu tham khảo

1. Macchia G, Deodato F, Cilla S, Cammelli S, Guido A, Ferioli M et al (2017) *Volumetric modulated arc therapy for treatment of solid tumors: Current insights*. *Onco Targets Ther* 10: 3755-3772.
2. Van Esch A, Tillikainen L, Pyykkonen J et al (2006) *Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation*. *Med Phys* 33(11): 4130-4148.
3. Fogliata A, Nicolini G, Clivio A et al (2006) *Dosimetric validation of the anisotropic analytical algorithm for photon dose calculation: fundamental characterization in water*. *Phys Med Biol* 51(6): 1421-1438.
4. Vassiliev ON, Wareing TA, McGhee J et al (2010) *Validation of a new grid-based Boltzmann equation solver for dose calculation in radiotherapy with photon beams*. *Phys Med Biol* 55(3): 581-598.
5. Bush K, Gagne IM, Zavgorodni S et al (2011) *Dosimetric validation of Acuros XB with Monte Carlo methods for photon dose calculations*. *Med Phys* 38(4): 2208-2221.
6. Han T, Followill D, Mikell J et al (2013) *Dosimetric impact of Acuros XB deterministic radiation transport algorithm for heterogeneous dose calculation in lung cancer*. *Med Phys* 40(5): 051710.
7. Tillikainen L, Siljamäki S, Helminen H, Alakuijala J, Pyyry J (2007) *Determination of parameters for a multiple-source model of megavoltage photon beams using optimization methods*. *Phys Med Biol* 52: 1441-1467.

8. Charles Mayo et al (2018) *AAPM TG-263: Standardizing Nomenclatures in Radiation Oncology*. Int J Radiation Oncol Biol Phys 100(4): 1057-1066.
9. Nishimura Y, Ishikura S, Shibata T, Kodaira T, Ito Y, Tsuchiya K et al (2020) *A phase II study of adaptive two-step intensity-modulated radiation therapy (IMRT) with chemotherapy for loco-regionally advanced nasopharyngeal cancer (JCOG1015)*. Int J Clin Oncol 25: 1250-1259.
10. ICRU Report 83 (2010) *Prescribing, recording, and reporting photon-beam intensity modulated radiotherapy (IMRT)*. Oxford: Oxford University press, International Commission on Radiation Units and Measurements.
11. Shaw E, Kline R, Gillin M et al (1993) *Radiation therapy oncology group: radiosurgery quality assurance guidelines*. Int J Radiat Oncol Biol Phys 27(5): 1231-1239.
12. Trần Bá Bách, Nguyễn Đình Long, Đoàn Trung Hiệp (2017) *Nghiên cứu, phát triển và ứng dụng phần mềm hỗ trợ đánh giá kế hoạch điều biến thể tích cung tròn tại Bệnh viện Đa khoa Quốc tế Vinmec Times City*. Tạp chí Ung thư học Việt Nam, Số 5 (2017), tr.175-181.
13. Kiagawa et al (2020) *Effect of dental metal artifact conversion volume on dose distribution in head-and-neck volumetric-modulated arc therapy*. J Appl Clin Med Phys 21(12): 253-262.
14. Hirata K, Nakamura M, Yoshimura M et al (2015) *Dosimetric evaluation of the Acuros XB algorithm for 4MV photon beam in head and neck intensity-modulated radiation therapy*. J Appl Clin Med Phys 16(4): 52-64.
15. Basi S, Tyner E (2020) *6X acuros algorithm validation in the presence of inhomogeneities for VMAT treatment planning*. Rep Pract Oncol Radiother 25(4): 539-547.
16. Kroon PS, Hol S, Essers M (2013) *Dosimetric accuracy and clinical quality of Acuros XB and AAA dose calculation algorithm for stereotactic and conventional lung volumetric modulated arc therapy plans*. Radiation Oncology 8: 149-157.