Vietnam Journal of Community Medicine, Vol. 67, Special Issue 12, 173-179

EVALUATION OF THE IMPACT OF ELECTRON DENSITY CONVERSION DATASET ON DOSE CALCULATION IN RADIOTHERAPY TREATMENT PLANNING FOR CANCER PATIENTS AT NGHE AN ONCOLOGY HOSPITAL

Au Van Hao[1*], Dao Anh Nhat[1], Nguyen Cao Nguyen[1],
Phan Xuan Tham[1], Nguyen Van Thanh[1], Nguyen Tat Thang[2]

[1]Nghe An Oncology Hospital - Km 456, National Highway 1A, Vinh Hung Ward, Nghe An Province, Vietnam
[2]School of Engineering Physics, Hanoi University of Science and Technology - 1 Dai Co Viet, Bach Mai Ward, Hanoi City, Vietnam

Received: 02/06/2026
Revised: 26/07/2026; Accepted: 04/08/2026

ABSTRACT

Objective: To evaluate the impact of an institution-specific CT-to-relative electron density (CT-ED) calibration dataset on dose distribution in intensity-modulated radiation therapy (IMRT) treatment plans calculated using the Monte Carlo algorithm in the Monaco 5.11 treatment planning system.

Method: A retrospective study was conducted on 120 clinically approved IMRT treatment plans, including 40 patients with nasopharyngeal cancer, 40 with lung cancer, and 40 with rectal cancer. An institution-specific CT-ED dataset was established using an Advanced Electron Density Phantom scanned on a Discovery RT CT simulator. Each treatment plan was recalculated using the calibrated CT-ED dataset while maintaining all planning parameters unchanged except for the CT-ED conversion dataset. Dosimetric parameters of the planning target volume (PTV), organs at risk, conformity index (CI), and Gamma Index were compared between the original and recalculated plans.

Results: Compared with the manufacturer's default CT-ED dataset, the institution-specific calibration dataset showed Hounsfield Unit (HU) differences of 49-63 HU in low-density materials and was subsequently implemented in the Monaco 5.11 treatment planning system. Recalculation using the calibrated CT-ED dataset resulted in statistically significant differences in most dosimetric parameters ($p < 0.05$), although the absolute changes were generally less than 2%. Most head-and-neck and thoracic treatment plans demonstrated PTV differences below 1%, whereas pelvic plans showed greater variation, with 57.5% exhibiting PTV differences of ≥ 2%. The mean Gamma passing rates ranged from 97-97.7% using the 2%/2 mm criterion and exceeded 99.5% using the 3%/3 mm criterion, remaining above the accepted clinical threshold

Conclusions: The institution-specific CT-ED calibration dataset produced small but statistically significant changes in IMRT dose distribution, while all treatment plans continued to satisfy the dose constraints recommended by the RTOG and eviQ guidelines. These findings support the routine establishment and periodic verification of institution-specific CT-ED datasets for individual CT simulators to ensure consistent and reliable dose calculation in radiotherapy.

Keywords: CT-ED, Hounsfield Unit, relative electron density, Monte Carlo, IMRT, Monaco 5.11.

*Corresponding author
Email: haoaudhn@gmail.com **Phone**: (+84) 934535369 **DOI:** 10.52163/yhc.v67iCD12.6156

ĐÁNH GIÁ ẢNH HƯỞNG BỘ DỮ LIỆU CHUYỂN ĐỔI MẬT ĐỘ ELECTRON TỚI KẾ HOẠCH TÍNH LIỀU XẠ TRỊ BỆNH NHÂN UNG THƯ TẠI BỆNH VIỆN UNG BƯỚU NGHỆ AN

Âu Văn Hảo[1*], Đào Anh Nhất[1], Nguyễn Cao Nguyên[1],
Phan Xuân Thám[1], Nguyễn Văn Thành[1], Nguyễn Tất Thắng[2]

[1]*Khoa Vật lý Xạ trị, Bệnh viện Ung Bướu Nghệ An - Km 456, Quốc lộ 1A, P. Vinh Hưng, Tỉnh Nghệ An, Việt Nam*
[2]*Khoa Vật lý Kỹ thuật, Đại học Bách Khoa Hà Nội - 1 Đại Cồ Việt, P. Bạch Mai, Tp. Hà Nội, Việt Nam*

Ngày nhận: 02/06/2026
Ngày sửa: 26/07/2026; Ngày đăng: 04/08/2026

TÓM TẮT

Mục tiêu: Đánh giá ảnh hưởng của bộ dữ liệu chuyển đổi chỉ số CT-mật độ electron tương đối (CT-ED) được hiệu chuẩn tại cơ sở đến phân bố liều của các kế hoạch xạ trị điều biến liều (IMRT) trên phần mềm lập kế hoạch Monaco 5.11 sử dụng thuật toán Monte Carlo.

Đối tượng và phương pháp: Nghiên cứu mô tả, hồi cứu trên 120 kế hoạch IMRT đã điều trị lâm sàng, gồm 40 bệnh nhân ung thư vòm, 40 bệnh nhân ung thư phổi và 40 bệnh nhân ung thư trực tràng. Bộ dữ liệu CT-ED được xây dựng bằng phantom Advanced Electron Density Phantom trên hệ thống CT mô phỏng Discovery RT. Mỗi kế hoạch được tính toán lại với bộ dữ liệu CT-ED hiệu chuẩn, giữ nguyên toàn bộ thông số lập kế hoạch và chỉ thay đổi bộ dữ liệu CT-ED. Các thông số PTV, cơ quan lành, chỉ số phù hợp liều CI và Gamma Index được so sánh giữa hai kế hoạch.

Kết quả: Bộ dữ liệu CT-ED hiệu chuẩn có sai khác chủ yếu 49-63 HU ở vùng vật liệu mật độ thấp so với bộ dữ liệu mặc định của nhà sản xuất và được tích hợp vào hệ thống Monaco 5.11. Việc sử dụng bộ dữ liệu CT-ED hiệu chuẩn làm thay đổi có ý nghĩa thống kê hầu hết các thông số liều ($p < 0,05$), tuy nhiên mức sai khác chủ yếu dưới 2%. Vùng đầu cổ và vùng ngực có đa số kế hoạch sai khác PTV dưới 1%, trong khi vùng tiểu khung có mức thay đổi lớn hơn với 57,5% kế hoạch có sai khác PTV ≥ 2%. Tỷ lệ Gamma trung bình đạt 97-97,7% theo tiêu chí 2%/2 mm và trên 99,5% theo tiêu chí 3%/3 mm, đều vượt ngưỡng chấp nhận lâm sàng.

Kết luận: Bộ dữ liệu CT-ED hiệu chuẩn tại cơ sở làm thay đổi nhỏ nhưng có ý nghĩa thống kê đối với phân bố liều của kế hoạch IMRT, trong khi các kế hoạch xạ trị vẫn đáp ứng mọi tiêu chuẩn giới hạn liều theo RTOG và eviQ. Kết quả nghiên cứu chỉ ra rằng việc xây dựng và kiểm tra định kỳ bộ dữ liệu CT-ED riêng cho từng hệ thống CT mô phỏng là cần thiết nhằm bảo đảm tính nhất quán và độ tin cậy của tính toán liều trong xạ trị.

Từ khóa: CT-ED, Hounsfield Unit, mật độ electron tương đối, Monte Carlo, IMRT, Monaco 5.11.

1. ĐẶT VẤN ĐỀ

Ung thư hiện là một trong những nguyên nhân gây tử vong hàng đầu trên phạm vi toàn cầu [1]. Trong các phương pháp điều trị ung thư, xạ trị giữ vai trò quan trọng nhờ khả năng kiểm soát khối u tại chỗ, giảm nhẹ triệu chứng và phối hợp hiệu quả với phẫu thuật, hóa trị cũng như điều trị đích [2]. Những tiến bộ của các kỹ thuật xạ trị hiện đại, điển hình là xạ trị điều biến cường độ (intensity-modulated radiation therapy - IMRT) và xạ trị điều biến thể tích (volumetric modulated arc therapy), đã góp phần cải thiện độ bao phủ thể tích đích, đồng thời hạn chế liều chiếu lên các cơ quan lành [3]. Tuy nhiên, để phát huy tối đa hiệu quả của các kỹ thuật này, quá trình lập kế hoạch và tính toán liều cần đạt độ chính xác rất cao.

Hiện nay, các thuật toán Monte Carlo đang được ứng dụng trong các hệ thống lập kế hoạch xạ trị hiện đại như Monaco 5.11 và được xem là tiêu chuẩn tham chiếu trong tính toán liều nhờ khả năng mô phỏng chi tiết quá trình tương tác và truyền bức xạ trong môi trường vật chất không đồng nhất [4]. Độ chính xác của thuật toán phụ thuộc không nhỏ vào chất lượng dữ liệu đầu vào, trong đó quan trọng nhất là mối quan hệ chuyển đổi giữa chỉ số CT (hounsfield unit - HU) và mật độ electron tương đối (relative electron density - RED), thường được gọi là bộ dữ liệu chuyển đổi CT-ED [5].

Theo khuyến cáo của Cơ quan Năng lượng nguyên tử quốc tế (IAEA) trong TECDOC-1583, mỗi hệ thống CT mô phỏng cần xây dựng và kiểm tra định kỳ đường cong chuyển đổi CT-ED vì giá trị HU có thể thay đổi theo điện áp ống phát (kVp), thuật toán tái tạo ảnh và điều kiện vận hành của hệ thống CT, từ đó ảnh hưởng đến độ chính xác của tính toán liều [6]. Tổng quan của Davis A.T và cộng sự (2024) cũng cho thấy sai số khoảng ±20 HU đối với mô mềm và ±50 HU đối với phổi, xương thường chỉ gây sai khác liều dưới 1% và ảnh hưởng của sự thay đổi HU cần được đánh giá đồng thời trên toàn bộ các loại mô nằm trên đường đi của chùm tia [9].

Tại Việt Nam, việc xây dựng và đánh giá ảnh hưởng của bộ dữ liệu CT-ED hiệu chuẩn riêng cho từng hệ thống CT mô phỏng vẫn còn ít được nghiên cứu. Do đó, nhóm nghiên cứu thực hiện nhằm xây dựng bộ dữ liệu chuyển đổi CT-ED cho hệ thống CT mô phỏng Discovery RT và đánh giá ảnh hưởng của bộ dữ liệu này đến phân bố liều của các kế hoạch IMRT trên hệ thống Monaco 5.11, qua đó góp phần hoàn thiện quy trình kiểm soát chất lượng và nâng cao độ chính xác của tính toán liều trong xạ trị.

*Tác giả liên hệ
Email: haoaudhn@gmail.com **Điện thoại**: (+84) 934535369 **DOI:** 10.52163/yhc.v67iCD12.6156

2. ĐỐI TƯỢNG VÀ PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU

2.1. Đối tượng nghiên cứu

Nghiên cứu được tiến hành trên đối tượng là máy CT - mô phỏng Discovery RT và các kế hoạch xạ trị IMRT được tính toán bằng thuật toán Monte Carlo trong phần mềm Monaco phiên bản 5.11 của các bệnh nhân ung thư đã được điều trị tại Bệnh viện Ung Bướu Nghệ An.

- *Tiêu chuẩn lựa chọn kế hoạch bệnh nhân:* Bệnh nhân ung thư có chỉ định xạ trị IMRT triệt căn; có dữ liệu CT mô phỏng và kế hoạch điều trị đạt tiêu chuẩn RTOG/eviQ; đầy đủ dữ liệu PTV, OAR và phân bố liều.

- *Tiêu chuẩn loại trừ kế hoạch bệnh nhân:* CT mô phỏng có nhiễu hoặc ảnh hưởng của vật liệu kim loại; thiếu dữ liệu để thực hiện so sánh giữa hai bộ dữ liệu CT-ED.

2.2. Phương pháp nghiên cứu

- Thiết kế nghiên cứu: Nghiên cứu hồi cứu kết hợp thực nghiệm tính toán lại kế hoạch xạ trị.

- Thời gian và địa điểm nghiên cứu: Nghiên cứu được thực hiện từ tháng 7/2021 đến tháng 7/2025 tại Khoa Vật lý Xạ trị, Bệnh viện Ung Bướu Nghệ An.

- Cỡ mẫu nghiên cứu: Nghiên cứu sử dụng phương pháp chọn mẫu có chủ đích, bao gồm 120 kế hoạch IMRT đã được phê duyệt điều trị lâm sàng, gồm 40 bệnh nhân ung thư vòm họng (đại diện vùng đầu cổ), 40 bệnh nhân ung thư phổi (đại diện vùng ngực) và 40 bệnh nhân ung thư trực tràng (đại diện vùng tiểu khung). 3 nhóm bệnh được lựa chọn vì đại diện cho 3 vùng giải phẫu có đặc điểm mật độ mô khác nhau: vùng đầu cổ chủ yếu là mô mềm xen kẽ xương và các hốc khí nhỏ; vùng ngực có nhu mô phổi với mật độ thấp và tính không đồng nhất cao; vùng tiểu khung gồm xương chậu, mô mềm, ruột chứa khí và bàng quang có mật độ thay đổi. Đây cũng là 3 nhóm bệnh có số lượng điều trị IMRT lớn và thường quy tại Bệnh viện Ung Bướu Nghệ An, giúp đánh giá ảnh hưởng của bộ dữ liệu CT-ED trong các điều kiện mô điển hình. Số lượng 40 kế hoạch cho mỗi nhóm được lựa chọn dựa trên tính khả thi của nguồn số liệu trong thời gian nghiên cứu, đồng thời bảo đảm đủ số lượng để thực hiện các phép so sánh thống kê cặp giữa hai bộ dữ liệu CT-ED và tăng độ tin cậy của kết quả nghiên cứu.

- Xử lý số liệu: Dữ liệu được nhập và xử lý bằng phần mềm IBM SPSS Statistics phiên bản 26.0. Các biến định lượng được kiểm tra phân bố bằng phép kiểm Shapiro-Wilk. Đối với các biến có phân bố chuẩn, so sánh giữa hai kế hoạch IMRT1 và IMRT2 được thực hiện bằng phép kiểm t ghép cặp (paired t-test). Các biến định tính được trình bày dưới dạng tần số và tỷ lệ phần trăm. Mức ý nghĩa thống kê được xác định khi $p < 0,05$.

2.3. Các bước tiến hành nghiên cứu

Bước 1. Xây dựng bộ dữ liệu CT-ED

Trong nghiên cứu này, phantom mật độ electron Advanced Electron Density Phantom (AEDP, Sun Nuclear) được sử dụng để xây dựng đường cong chuyển đổi CT-ED. Phantom được Sun Nuclear thiết kế theo các khuyến cáo của ICRU và AAPM về vật liệu mô tương đương dùng trong hiệu chuẩn CT mô phỏng, với các vật liệu đã được hiệu chuẩn sẵn về mật độ electron tương đối và mật độ vật lý, đáp ứng yêu cầu xây dựng đường cong CT-ED phục vụ lập kế hoạch xạ trị [5], [7]. Phantom có thiết kế dạng elip bán phần với kích thước 40 × 30 × 16,5 cm, mô phỏng gần với hình dạng giải phẫu thân người hơn so với các phantom hình trụ truyền thống, giúp giảm hiện tượng cứng hóa chùm tia, hạn chế ảnh hưởng của tán xạ và nâng cao độ chính xác của giá trị HU trên hệ thống CT mô phỏng. Phantom gồm 16 vị trí chèn vật liệu, bao gồm 14 vật liệu mô tương đương và 2 buồng True Water, bao phủ dải RED từ 0,001 đến 1,78, đại diện cho các mô từ không khí, phổi, mô mỡ, mô mềm đến xương đặc. Các giá trị RED và PD do nhà sản xuất cung cấp được sử dụng làm cơ sở để xây dựng đường cong chuyển đổi HU-RED trong nghiên cứu (hình 1).

Material	Physical Density (g/cm3)	Electron Density Relative to Water
455 Lung LN-300	0.29	0.28
485 Lung LN-450	0.45	0.44
1553 HE Gen Adipose	0.96	0.94
1454 HE Breast 50:50	0.98	0.97
4 - 1451 HE CT Solid Water® Inserts	1.02	1.00
1481 HE Brain	1.05	1.02
1482 HE Liver	1.08	1.05
1456 HE Inner Bone	1.21	1.16
484 CB2 + 30% CaCO3:	1.33	1.27
480 CB2 + 50% CaCO3	1.56	1.46
1450 HE Cortical Bone	1.93	1.78
2 - True Water Inserts	-1.000-	-1.000-

Hình 1. Phân bố giá trị RED và PD của các vật liệu mô tương đương trong phantom AEDP

Phantom được chụp theo quy trình CT mô phỏng chuẩn tại Bệnh viện Ung Bướu Nghệ An (120 kVp, Auto mA). Việc xây dựng bộ dữ liệu CT-ED tuân theo khuyến cáo của IAEA TECDOC-1583, AAPM TG-66 và hướng dẫn của hãng phantom Sun Nuclear [7]. Giá trị HU của các vật liệu chuẩn được ghi nhận để xây dựng đường cong CT-ED, sau đó so sánh với bộ dữ liệu mặc định của Monaco 5.11 trước khi tích hợp vào hệ thống lập kế hoạch.

Bước 2. Xử lý dữ liệu HU

Đối với mỗi vật liệu trong phantom, giá trị HU được xác định bằng vùng quan tâm (ROI) đường kính 2 cm đặt tại trung tâm của vật liệu nhằm hạn chế ảnh hưởng của hiệu ứng thể tích bán phần. Giá trị HU trung bình được ghi nhận trên 3 lát cắt liên tiếp tại vùng trung tâm của phantom [6]. Các vật liệu khảo sát bao gồm: Air, Lung LN-300, Lung LN-450, HE Gen Adipose, HE Breast 50:50, HE CT Solid Water, True Water, HE Brain, HE Liver, HE Inner Bone, $CaCO_3$ 30%, $CaCO_3$ 50% và HE Cortical Bone. Từ các giá trị HU đo được và mật độ electron tương đối đã biết của từng vật liệu, đường cong chuyển đổi CT-ED được xây dựng và tích hợp vào hệ thống lập kế hoạch xạ trị Monaco phiên bản 5.11 để sử dụng trong tính toán phân bố liều.

Bước 3. Tính toán lại kế hoạch xạ trị

Kế hoạch IMRT1 là kế hoạch đã được phê duyệt và sử dụng điều trị lâm sàng bởi bác sĩ xạ trị và chuyên gia vật lý y khoa theo quy trình thường quy của bệnh viện. Từ kế hoạch IMRT1, bộ dữ liệu CT-ED được thay thế bằng bộ dữ liệu CT-ED hiệu chuẩn tại Bệnh viện Ung Bướu Nghệ An và chỉ thực hiện tính toán lại liều (calculate), không tối ưu hóa lại, không thay đổi số lượng và hình dạng segment, đơn vị monitor (MU), góc chiếu hoặc các tham số lập kế hoạch khác; kế hoạch sau tính toán được lưu thành IMRT2. Do đó, hai kế hoạch chỉ khác nhau ở bộ dữ liệu chuyển đổi CT-ED được sử dụng trong tính toán liều, còn toàn bộ các thông số lập kế hoạch và điều kiện tính toán khác được giữ nguyên, bảo đảm mọi sai khác về phân bố liều phản ánh trực tiếp ảnh hưởng của bộ dữ liệu CT-ED.

Bước 4. So sánh và đánh giá kết quả

Các thông số liều được thu thập từ biểu đồ liều - thể tích (DVH) để đánh giá độ bao phủ thể tích đích (PTV), liều tới các cơ quan nguy cấp (OARs) và chỉ số phù hợp (CI).

Nhằm đánh giá mức độ tương đồng của phân bố liều sau khi thay đổi bộ dữ liệu CT-ED giữa hai kế hoạch IMRT1 và IMRT2, chỉ số Gamma được đưa vào phân tích.

2.4. Đạo đức nghiên cứu

Nghiên cứu được thực hiện trên dữ liệu kế hoạch xạ trị và hình ảnh CT đã có trong hồ sơ bệnh án, không làm thay đổi quy trình chẩn đoán và điều trị của người bệnh. Tất cả thông tin cá nhân được mã hóa và bảo mật trong quá trình thu thập, xử lý và phân tích số liệu.

Nghiên cứu được thông qua Hội đồng Đạo đức trong nghiên cứu y sinh học của Bệnh viện Ung Bướu Nghệ An (Giấy chứng nhận số 70/CN-HĐĐĐ ngày 31/12/2024).

3. KẾT QUẢ NGHIÊN CỨU

3.1. Kết quả xây dựng bộ dữ liệu CT-ED hiệu chuẩn tại cơ sở

Để xây dựng bộ dữ liệu chuyển đổi CT-ED sử dụng trong nghiên cứu, các giá trị HU của các vật liệu chuẩn trong phantom AEDP được xác định theo quy trình hiệu chuẩn và đối chiếu với bộ dữ liệu CT-ED mặc định của nhà sản xuất nhằm đánh giá sự khác biệt giữa hai bộ dữ liệu. Kết quả ghi nhận được trình bày trong bảng 1.

Bảng 1. So sánh sánh giá trị HU ghi nhận với HU nhà sản xuất

STT	Vật liệu	RED	HU ghi nhận	HU NSX	ΔHU NSX
1	Air 1(inside PT)	0,01	-951	-1000	49
2	-	0,18	-	-824	-
3	Lung LN-300	0,28	-662	-718	56
4	Lung LN-450	0,44	-501	-564	63
5	HE Gen Adipose	0,94	-64	-	-
6	-	0,95	-	-115	-
7	HE Breast 50:50	0,97	-34	-	-
8	HE CT Solid Water	1	-3	-	-
9	True Water	1	0	-	-
10	HE Brain	1,02	33	-	-
11	HE Liver	1,05	60	-	-
12	-	1,06	-	24	-
13	-	1,14	-	240	-
14	HE Inner Bone	1,16	297	-	-
15	CaCO3 30%	1,27	434	-	-
16	CaCO3 50%	1,46	797	-	-
17	HE Coritcal Bone	1,78	1307	-	-
18	-	1,8	-	1320	-
19	-	2	-	1600	-

(-): Không có vật liệu tương ứng trong phantom Sun Nuclear, các giá trị này là các điểm nội suy của bộ dữ liệu CT-ED do nhà sản xuất cung cấp.

Giá trị HU của các vật liệu trong phantom tăng theo mật độ electron tương đối (RED), từ -951 HU ở vật liệu tương đương không khí đến 1307 HU ở vật liệu tương đương xương đặc, cho thấy mối tương quan phù hợp giữa HU và RED trên toàn dải mật độ khảo sát. So với bộ dữ liệu CT-ED mặc định của nhà sản xuất, sai khác chủ yếu ghi nhận ở các vật liệu có mật độ thấp như không khí và phổi, phù hợp với khuyến cáo của IAEA rằng vùng mật độ thấp có thể xuất hiện sai khác HU giữa các hệ thống CT và cần được hiệu chuẩn riêng cho từng máy [6]. Việc sử dụng nhiều vật liệu mô tương đương với dải RED rộng cho phép xây dựng bộ dữ liệu CT-ED từ các giá trị đo trực tiếp trên hệ thống CT mô phỏng Discovery RT; bộ dữ liệu chuyển đổi mật độ electron được lưu vào hệ thống lập kế hoạch Monaco 5.11 để tính toán liều bằng thuật toán Monte Carlo.

3.2. Kết quả kế hoạch tính liều xạ trị IMRT1 và IMRT2

Sau khi xây dựng và tích hợp bộ dữ liệu CT-ED hiệu chuẩn vào phần mềm lập kế hoạch xạ trị Monaco 5.11, nhóm nghiên cứu tiến hành tính toán lại các kế hoạch IMRT và so sánh với các kế hoạch sử dụng bộ dữ liệu CT-ED mặc định của nhà sản xuất nhằm đánh giá ảnh hưởng của bộ dữ liệu mới đến các chỉ số phân bố liều. Kết quả xử lý số liệu các nhóm bệnh nhân ung thư vùng đầu cổ, vùng ngực và vùng tiểu khung được trình bày lần lượt trong các bảng 2, bảng 3 và bảng 4.

Bảng 2. So sánh các chỉ số đánh giá kế hoạch IMRT ở bệnh nhân ung thư vòm họng

STT	Chỉ số	IMRT1	IMRT2	|Δ|	p
1	PTV (V70Gy) (%)	95,78 ±1,38	96,77 ± 1,19	0,99	< 0,05
2	PTV hạch (%)	97,01 ± 1,21	97,45 ± 1,04	0,44	< 0,05
3	Dmax(%)	112,1 ± 1,21	112,76 ± 1,14	1,04	< 0,05
4	CI	0,69 ± 0,05	0,67 ± 0,05	0,02	< 0,05
5	Lens (Dmax)	6,89 ± 2,04	6,95 ± 2,09	0,25	0,26
6	Eye (Dmax)	34,50 ± 8,31	34,79 ± 8.48	0,48	< 0,05
7	Optic nerves (Dmax)	42,63 ±11,64	43,1 ± 11,95	0,6	< 0,05
8	Optic chiasm (Dmax)	43,13 ± 12,24	43,71 ± 12,31	0,57	< 0,05
9	Pituitary (Dmax)	52,49 ± 6,12	53,27 ± 6,47	0,86	< 0,05
10	Brainstem (Dmax)	53,76 ± 3,08	54,44 ± 3,08	0,73	< 0,05
11	Cochlea (Dmean)	48,36 ± 5,00	48,86 ± 5,16	0,52	< 0,05
12	Parotid (V30Gy) (%)	39,88 ± 5,9	40,19 ± 5,87	0,3	< 0,05
13	TMJ (Dmax)	64,53 ± 5,98	65,18 ± 6,02	0,74	< 0,05
14	Mandible (Dmax)	73,76 ± 2,34	74,12 ± 2,52	0,6	< 0,05
15	Oral cavity (Dmean)	49,87 ± 5,39	50,34 ± 5,4	0,49	< 0,05
16	Spinal cord (Dmax)	41,99 ± 1,66	42,32 ± 1,73	0,48	< 0,05

STT	Chỉ số	IMRT1	IMRT2	|Δ|	p
17	Larynx (Dmean)	51,29 ± 6,02	51,69 ± 5,69	0,41	< 0,05
18	Esophagus (Dmean)	46,77 ± 6,3	47,41 ± 6,44	0,64	< 0,05

So với kế hoạch IMRT1, kế hoạch IMRT2 sử dụng bộ dữ liệu CT-ED hiệu chuẩn tại cơ sở có độ bao phủ PTV70Gy tăng trung bình 0,99%, PTV hạch tăng 0,44% và liều cực đại tăng 1,04%; tất cả khác biệt này đều có ý nghĩa thống kê (p < 0,05). Chỉ số phù hợp (CI) giảm từ 0,69 xuống 0,67. Đối với các cơ quan nguy cấp, đa số các thông số liều ở IMRT2 cao hơn IMRT1, với mức sai khác trung bình từ 0,30 đến 0,86 Gy. Ngoại trừ liều tối đa thủy tinh thể (Lens) không có sự khác biệt có ý nghĩa thống kê (p = 0,26), các chỉ số còn lại có ý nghĩa thống kê (p < 0,05). Mặc dù ghi nhận sự khác biệt về mặt thống kê, mức sai khác tuyệt đối giữa hai kế hoạch đều nhỏ và tất cả các giá trị liều vẫn nằm trong giới hạn liều theo khuyến cáo của RTOG 0615.

Bảng 3. So sánh các chỉ số đánh giá kế hoạch IMRT ở bệnh nhân ung thư phổi

STT	Chỉ số	IMRT1	IMRT2	|Δ|	p
1	PTV (V66Gy) (%)	98,69 ± 1,19	97,9 ± 1,41	1,15	0,04
2	MAX DOSE (%)	111,22 ± 0,78	112,23 ± 1,14	1,12	< 0,05
3	CI	0,77 ± 0,06	0,75 ± 0,06	0,02	< 0,05
4	Tổng phổi trừ PTV (V20Gy) (%)	23,12 ± 6,00	23,47 ± 6,16	0,36	< 0,05
5	Phổi đối bên (V20Gy) (%)	9,59 ± 5,32	9,82 ± 5,42	0,24	< 0,05
6	Tủy sống (Dmax)	37,2 ± 5,34	37,77 ± 5,33	0,61	< 0,05
7	Thực quản (Dmean)	22,44 ± 9,02	22,77 ± 9,06	0,5	< 0,05
8	Tim (V25Gy) (%)	11,76 ± 7,55	12,06 ± 7,68	0,3	< 0,05

So với kế hoạch IMRT1, kế hoạch IMRT2 sử dụng bộ dữ liệu CT-ED hiệu chuẩn tại cơ sở có độ bao phủ PTV66Gy giảm trung bình 1,15% và liều cực đại tăng 1,12%; các khác biệt này có ý nghĩa thống kê (p < 0,05). Chỉ số phù hợp (CI) giảm từ 0,77 xuống 0,75. Đối với các cơ quan nguy cấp, các thông số V20Gy của tổng phổi, V20Gy của phổi đối bên, Dmax tủy sống, Dmean thực quản và V25Gy của tim ở IMRT2 đều cao hơn IMRT1, với mức sai khác trung bình dưới 1% hoặc 1 Gy và đều có ý nghĩa thống kê (p < 0,05). Mặc dù kết quả có sự khác biệt về mặt thống kê nhưng mức sai khác tuyệt đối giữa hai kế hoạch đều nhỏ và tất cả các giá trị liều vẫn nằm trong giới hạn khuyến cáo của RTOG 0617 và eviQ.

Bảng 4. So sánh các chỉ số đánh giá kế hoạch IMRT ở bệnh nhân ung thư trực tràng

STT	Chỉ số	IMRT1	IMRT2	|Δ|	p
1	PTV (V45Gy) (%)	96,71 ± 1,69	98,72 ± 0,77	2,01	< 0,05
2	MAX DOSE (%)	111,64 ± 0,71	113,25 ± 0,77	1,62	< 0,05
3	CI	0,82 ± 0,03	0,79 ± 0,04	0,03	< 0,05
4	Bladder (V40Gy) (%)	23,76 ± 5,11	25,68 ± 5,00	1,92	< 0,05
5	Femoral head (V30Gy) (%)	2,79 ± 1,59	3,03 ± 2,45	0,24	< 0,05
6	Bone marrow (V10Gy) (%)	80,05 ± 8,33	80,77 ± 8,32	0,23	< 0,05
7	Bowel (V40Gy) (%)	8,94 ± 4,83	9,41 ± 5,01	0,49	< 0,05

So với kế hoạch IMRT1, kế hoạch IMRT2 sử dụng bộ dữ liệu CT-ED hiệu chuẩn tại cơ sở có độ bao phủ PTV45Gy tăng trung bình 2,01%, liều cực đại tăng 1,62% và thể tích bàng quang nhận 40 Gy tăng 1,92%; các khác biệt này đều có ý nghĩa thống kê (p < 0,05). Các thông số dosimetric còn lại thay đổi dưới 0,5%. Mặc dù ghi nhận sự khác biệt về mặt thống kê, tất cả các thông số liều của thể tích đích và cơ quan nguy cấp vẫn nằm trong giới hạn khuyến cáo của RTOG 0529.

Để đánh giá sự thay đổi phân bố liều trong không gian giữa hai kế hoạch sử dụng hai bộ dữ liệu CT-ED khác nhau, chỉ số Gamma Index được phân tích theo các tiêu chí 2%/2 mm và 3%/3 mm. Kết quả được thể hiện trong bảng 5.

Bảng 5. Sự thay đổi liều trong không gian từng vùng giải phẫu theo chỉ số Gamma

Vùng	2%/2 mm	3%/3 mm	Min %
Đầu cổ	97,7 ± 0,6	99,7 ± 0,2	95,5
Ngực	97,5 ± 0,5	99,6 ± 0,2	95,6
Tiểu khung	97 ± 0,5	99,5 ± 0,2	95,3

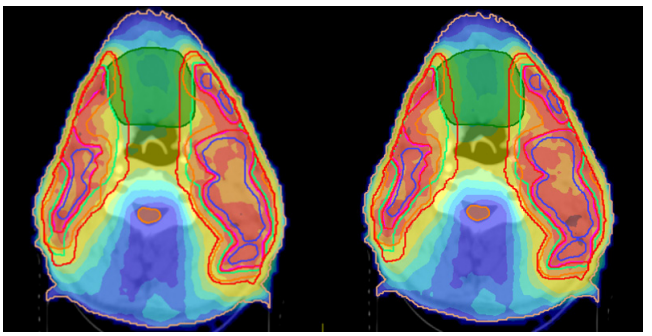
Giá trị Gamma Index ghi nhận được cho thấy phân bố liều giữa hai kế hoạch IMRT1 và IMRT2 có mức độ tương đồng rất cao ở cả 3 vùng khảo sát. Tỷ lệ đạt Gamma trung bình theo tiêu chí 2%/2 mm dao động từ 97-97,7%, trong khi theo tiêu chí 3%/3 mm đều đạt trên 99,5%. Vùng đầu cổ có tỷ lệ Gamma cao nhất, tiếp theo là vùng ngực và vùng tiểu khung, tuy nhiên mức chênh lệch giữa 3 vùng khảo sát là rất nhỏ. Giá trị Gamma thấp nhất ghi nhận là 95,3%, vẫn vượt ngưỡng chấp nhận 95%, cho thấy việc sử dụng bộ dữ liệu CT-ED hiệu chuẩn tại cơ sở chỉ gây thay đổi nhỏ về phân bố liều trong không gian và hai kế hoạch vẫn có mức độ tương đồng cao.

Bên cạnh đánh giá mức độ tương đồng của phân bố liều bằng Gamma Index, nghiên cứu tiếp tục phân tích tần suất các kế hoạch có sai khác về độ bao phủ PTV và liều cực đại nhằm đánh giá mức độ ảnh hưởng của bộ dữ liệu CT-ED trên từng kế hoạch điều trị. Kết quả được thể hiện trong bảng 6.

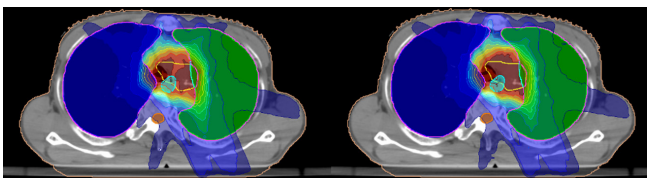
Bảng 6. Thống kê số lượng kế hoạch thay đổi liều PTV và liều cực đại

Vùng	Chỉ số	|Δ| < 1% N (%)	|Δ| ≥ 1% N (%)	|Δ| ≥ 2% N (%)
Đầu cổ	PTV	24 (60,0)	14 (35,0)	2 (5,0)
	Dmax	23 (57,5)	11 (27,5)	6 (15,0)
Ngực	PTV	27 (67,5)	4 (10,0)	9 (22,5)
	Dmax	20 (50,0)	13 (32,5)	7 (17,5)
Tiểu khung	PTV	8 (20,0)	9 (22,5)	23 (57,5)
	Dmax	10 (25,0)	14 (35,0)	16 (40,0)

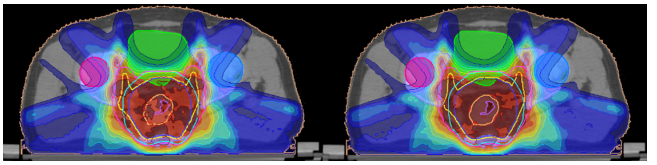
Kết quả thống kê số lượng kế hoạch thay đổi liều PTV và liều cực đại cho thấy mức độ thay đổi phân bố liều giữa hai kế hoạch có sự khác nhau về mặt mô tả ở 3 vùng khảo sát. Ở vùng đầu cổ, 60% kế hoạch có sai khác độ bao phủ PTV dưới 1%, chỉ 5% có sai khác từ 2% trở lên; đối với liều cực đại, 57,5% kế hoạch có sai khác dưới 1% và 15% có sai khác ≥ 2%. Tương tự, ở vùng ngực, 67,5% kế hoạch có sai khác độ bao phủ PTV dưới 1%, trong khi 22,5% có sai khác ≥ 2%; tỷ lệ kế hoạch có sai khác liều cực đại ≥ 2% là 17,5%. Trong khi đó, ở vùng tiểu khung, tỷ lệ kế hoạch có sai khác độ bao phủ PTV ≥ 2% là 57,5% và tỷ lệ kế hoạch có sai khác liều cực đại ≥ 2% là 40%, cao hơn so với hai nhóm còn lại theo số liệu mô tả. Kết quả định lượng trên bảng 6 được minh họa trực quan bằng bản đồ đường đồng liều ở hình 2, cho thấy sự thay đổi phân bố liều giữa hai kế hoạch tại các vùng khảo sát.



Vùng đầu cổ



Vùng ngực



Vùng tiểu khung

Hình 2. Thể hiện sự khác nhau đường đồng liều theo từng vùng khảo sát khi sử dụng hai bộ dữ liệu mật độ (hình trái: IMRT1, hình phải: IMRT2)

4. BÀN LUẬN

Bộ dữ liệu CT-ED được xây dựng trong nghiên cứu gồm các giá trị HU của 14 vật liệu chuẩn trong phantom AEDP, bao phủ dải mật độ electron tương đối (RED) từ 0,01 đến 1,78. Giá trị HU tăng từ -951 HU ở vật liệu tương đương không khí đến 1307 HU ở vật liệu tương đương xương đặc, phản ánh mối tương quan phù hợp giữa HU và RED trên toàn dải mật độ khảo sát. So với bộ dữ liệu CT-ED mặc định của nhà sản xuất, sai khác HU chủ yếu ghi nhận ở các vật liệu có mật độ thấp như không khí và phổi (49-63 HU), trong khi các vật liệu mô mềm và xương được xây dựng từ các giá trị đo trực tiếp trên phantom. Quy trình hiệu chuẩn được thực hiện theo khuyến cáo của IAEA TECDOC-1583, AAPM TG-66 và hướng dẫn của hãng Sun Nuclear, tạo cơ sở để ghi nhận bộ dữ liệu chuyển đổi mật độ electron được sử dụng tính toán liều trong phần mềm lập kế hoạch Monaco 5.11.

Việc áp dụng bộ dữ liệu CT-ED hiệu chuẩn làm xuất hiện sự khác biệt có ý nghĩa thống kê ở phần lớn các chỉ số dosimetric ($p < 0,05$). Tuy nhiên, biên độ thay đổi tuyệt đối của đa số thông số chỉ ở mức dưới 2% và mọi kế hoạch vẫn đáp ứng các giới hạn liều theo RTOG và eviQ. Điều này cho thấy bộ dữ liệu CT-ED ảnh hưởng đến kết quả tính liều của thuật toán Monte Carlo nhưng mức ảnh hưởng trong điều kiện nghiên cứu còn nhỏ và chưa làm thay đổi khả năng đạt các tiêu chí chấp nhận của kế hoạch điều trị.

Ở nhóm bệnh nhân ung thư vòm họng, kế hoạch sử dụng bộ dữ liệu CT-ED hiệu chuẩn ghi nhận mức tăng trung bình 0,99% đối với độ bao phủ PTV70Gy, 0,44% đối với PTV hạch và 1,04% đối với liều cực đại. Hầu hết các thông số liều của cơ quan nguy cấp cũng tăng nhẹ nhưng đều nằm trong giới hạn theo RTOG 0615. Phần lớn kế hoạch có sai khác độ bao phủ PTV dưới 1%, cho thấy sự thay đổi dosimetric giữa hai bộ dữ liệu CT-ED ở nhóm bệnh này nhìn chung ở mức nhỏ.

Ở nhóm bệnh nhân ung thư phổi, độ bao phủ PTV66Gy giảm trung bình 1,15%, trong khi liều cực đại tăng 1,12%. Các thông số liều của phổi, tim, thực quản và tủy sống cũng thay đổi ở mức dưới 1 Gy hoặc dưới 1%. Sự khác biệt này có thể được giải thích bởi tính không đồng nhất về mật độ của nhu mô phổi. Trong môi trường có mật độ thấp, thuật toán Monte Carlo nhạy cảm hơn với sự thay đổi của dữ liệu mật độ electron, do đó các sai khác của đường cong CT-ED dễ phản ánh lên kết quả tính toán liều hơn so với các vùng giải phẫu đồng nhất. Tuy nhiên, tất cả các kế hoạch vẫn đáp ứng các tiêu chuẩn giới hạn liều theo RTOG 0617 và eviQ.

Ở nhóm bệnh nhân ung thư trực tràng, mức thay đổi dosimetric lớn hơn hai nhóm còn lại. Độ bao phủ PTV45Gy tăng trung bình 2,01%, liều cực đại tăng 1,62% và V40Gy của bàng quang tăng 1,92%. Theo thống kê mô tả, 57,5% kế hoạch có sai khác PTV ≥ 2% và 40% có sai khác liều cực đại ≥ 2%. Xu hướng này có thể liên quan đến đặc điểm giải phẫu vùng tiểu khung với sự xen kẽ của xương, mô mềm, ruột chứa khí và bàng quang, tạo nên môi trường có mật độ thay đổi. Tuy nhiên, nghiên cứu chưa thực hiện so sánh thống kê giữa các vùng giải phẫu nên những khác biệt này chỉ mang tính mô tả.

Phân tích Gamma Index cho thấy hai bộ kế hoạch có mức độ tương đồng rất cao về phân bố liều. Tỷ lệ Gamma đạt trung bình 97-97,7% theo tiêu chí 2%/2 mm và trên 99,5% theo tiêu chí 3%/3 mm; giá trị thấp nhất vẫn lớn hơn ngưỡng chấp nhận 95%. Điều này cho thấy việc thay đổi bộ dữ liệu CT-ED chỉ tạo ra khác biệt rất nhỏ về phân bố liều trong không gian.

Kết quả của nghiên cứu này nhất quán với khuyến cáo của IAEA TECDOC-1583 và AAPM TG-66, trong đó nhấn mạnh rằng mỗi hệ thống CT mô phỏng cần xây dựng và định kỳ hiệu chuẩn đường cong chuyển đổi CT-ED riêng nhằm

bảo đảm độ chính xác của dữ liệu đầu vào cho quá trình tính toán liều. Theo Davis A.T và cộng sự (2024), sai lệch khoảng ±20 HU ở mô mềm và ±50 HU ở phổi hoặc xương thường chỉ làm thay đổi liều tính toán dưới 1% trong xạ trị photon; tuy nhiên, mức độ ảnh hưởng còn phụ thuộc vào thuật toán tính liều và đặc điểm không đồng nhất của các mô trên đường đi của chùm tia [9]. Trong nghiên cứu của chúng tôi, sai khác HU ghi nhận ở các vật liệu mật độ thấp dao động từ 49-63 HU. Mặc dù hầu hết các thông số dosimetric thay đổi có ý nghĩa thống kê, sai khác tuyệt đối của các chỉ số nhìn chung vẫn dưới 2% và toàn bộ kế hoạch đều đáp ứng các giới hạn liều theo RTOG và eviQ. Kết quả này cũng phù hợp với nghiên cứu của Vergalasova I và cộng sự (2020), trong đó việc sử dụng các đường cong HU-ED khác nhau chỉ gây biến đổi nhỏ trên các thông số DVH và không làm ảnh hưởng đến khả năng đáp ứng các tiêu chí chấp nhận của kế hoạch xạ trị photon [10].

Nghiên cứu này vẫn còn một số hạn chế cần được xem xét. Đây là nghiên cứu hồi cứu thực hiện tại một trung tâm với duy nhất một hệ thống CT mô phỏng và một hệ thống lập kế hoạch xạ trị Monaco 5.11, vì vậy khả năng khái quát kết quả cho các cơ sở khác còn hạn chế. Mẫu nghiên cứu được lựa chọn theo phương pháp chọn mẫu có chủ đích nên chưa phản ánh đầy đủ tính đa dạng của quần thể người bệnh. Bên cạnh đó, nghiên cứu chưa kết hợp các phép đo liều độc lập hoặc chuẩn tham chiếu bên ngoài để kiểm chứng độ chính xác của bộ dữ liệu CT-ED sau hiệu chuẩn. Do đó, các kết quả hiện tại chủ yếu phản ánh mức độ thay đổi dosimetric khi thay thế bộ dữ liệu CT-ED và chưa đủ cơ sở để kết luận rằng bộ dữ liệu hiệu chuẩn có ưu thế vượt trội về độ chính xác hoặc hiệu quả lâm sàng so với bộ dữ liệu mặc định của nhà sản xuất.

5. KẾT LUẬN

Nghiên cứu đã xây dựng thành công bộ dữ liệu chuyển đổi CT-ED cho hệ thống CT mô phỏng Discovery RT bằng phantom Sun Nuclear và đưa vào sử dụng trên hệ thống lập kế hoạch Monaco 5.11. Khi áp dụng bộ dữ liệu hiệu chuẩn này, nhiều thông số dosimetric thay đổi có ý nghĩa thống kê so với bộ dữ liệu mặc định, tuy nhiên mức sai khác tuyệt đối chủ yếu dưới 2% và toàn bộ kế hoạch vẫn đáp ứng các tiêu chuẩn giới hạn liều theo RTOG và eviQ. Những kết quả này cho thấy việc hiệu chuẩn CT-ED riêng cho từng hệ thống CT mô phỏng, đồng thời kiểm tra và cập nhật định kỳ theo khuyến cáo của IAEA và AAPM, là cần thiết để bảo đảm tính ổn định của dữ liệu đầu vào trong tính toán liều. Trong thời gian tới, cần thực hiện các nghiên cứu đa trung tâm kết hợp với đo liều thực nghiệm hoặc chuẩn tham chiếu độc lập nhằm đánh giá toàn diện hơn ảnh hưởng của bộ dữ liệu CT-ED đối với độ chính xác tính toán liều và hiệu quả lâm sàng.

Nhóm nghiên cứu xin trân trọng cảm ơn tiến sĩ Nguyễn Tất Thắng, Khoa Vật lý Kỹ thuật, Đại học Bách khoa Hà Nội, đã dành thời gian đọc bản thảo, đóng góp nhiều ý kiến chuyên môn quý báu và góp ý khoa học giúp hoàn thiện nghiên cứu này.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

[1] World Health Organization. Cancer. Geneva, 2024. https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cancer

[2] International Atomic Energy Agency. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. Vienna, 2005, p. 153-171, 357-375.

[3] National Comprehensive Cancer Network. NCCN clinical practice guidelines in oncology, version 2024. Plymouth Meeting (PA): NCCN, 2024.

[4] Seuntjens J, Verhaegen F. Monte Carlo techniques in radiation therapy. Boca Raton (FL): CRC Press, 2013.

[5] American Association of Physicists in Medicine. AAPM report No. 83 (TG-66): Quality assurance for computed tomography simulators and the computed tomography simulation process. Madison (WI): AAPM, 2003, p. 13-31.

[6] International Atomic Energy Agency. Commissioning of radiotherapy treatment planning systems: testing for typical external beam treatment techniques. IAEA TECDOC-1583. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2008, p. 47-60, 125-135.

[7] Sun Nuclear Corporation. Advanced electron density phantom (AEDP) user guide. Melbourne (FL): Sun Nuclear Corporation, 2021, p. 4-12.

[8] Cancer Institute NSW. eviQ Cancer Treatments Online. Respiratory - non-small cell lung cancer definitive EBRT with or without chemotherapy. Protocol ID 1871, version 7. Sydney (Australia): Cancer Institute NSW, 2023.

[9] Davis A.T, Oldham M, Bosch W et al. The effect of CT imaging parameters on dose calculation accuracy: a review of CT-to-electron density calibration for radiotherapy treatment planning. J Appl Clin Med Phys, 2024, 25: e14382. doi: 10.1002/acm2.14382.

[10] Vergalasova I, McKenna M, Yue N.J, Reyhan M. Impact of computed tomography (CT) reconstruction kernels on radiotherapy dose calculation. J Appl Clin Med Phys, 2020, 21 (9): 178-186.