

XÁC ĐỊNH LIỀU CHIẾU VÀ ĐÁNH GIÁ CHẤT LƯỢNG HÌNH ẢNH CHO BỆNH NHÂN TUYẾN GIÁP TRÊN MÁY CHỤP CẮT LỚP

Ngô An Hạ^{1,3}

Đoàn Huy Trường²

Nguyễn An Sơn^{3*}

¹Công ty Cổ phần Y tế Thành phố Hồ Chí Minh

²Bệnh viện Đa khoa Tiền Giang

³Trường Đại học Đà Lạt

*Tác giả liên hệ: Nguyễn An Sơn – Email: sonna@dlu.edu.vn

(Ngày nhận bài: 31/8/2026, ngày nhận bài chỉnh sửa: 8/9/2026, ngày duyệt đăng: 10/9/2026)

TÓM TẮT

Nghiên cứu nhằm xác định liều chiếu xạ và đánh giá chất lượng hình ảnh ở bệnh nhân được chụp cắt lớp vi tính (CT) tuyến giáp hoặc vùng cổ theo protocol tuyến giáp tại Bệnh viện Đa khoa Tiền Giang. Nghiên cứu mô tả cắt ngang được thực hiện từ ngày 01/01/2026 đến ngày 15/3/2026 trên 58 bệnh nhân từ 18 tuổi trở lên, chụp trên máy Canon Aquilion Prime 160 lát cắt. Các thông số kỹ thuật, chỉ số liều $CTDI_{vol}$, DLP, liều hiệu dụng ước tính và các chỉ tiêu chất lượng hình ảnh được thu thập, phân tích. Kết quả cho thấy $CTDI_{vol}$ trung bình là $13,17 \pm 2,82$ mGy, DLP là $360,74 \pm 90,20$ mGy·cm và liều hiệu dụng ước tính là $1,12 \pm 0,28$ mSv. Chất lượng hình ảnh chủ quan nhìn chung đạt mức khá, tất cả các tiêu chí có trung vị 4 điểm. SD_{noise} , SNR và CNR trung bình lần lượt là $11,89 \pm 1,99$; $11,92 \pm 3,28$ và $7,93 \pm 3,03$. Nhóm có sử dụng thuốc cản quang có SNR và CNR cao hơn rõ rệt so với nhóm không cản quang với $p < 0,001$, trong khi các chỉ số liều giữa hai nhóm chưa có sự khác biệt có ý nghĩa thống kê. $CTDI_{vol}$ và DLP tương quan nghịch với nhiễu ảnh nhưng không tương quan có ý nghĩa với SNR, CNR và điểm chẩn đoán tổng thể. Phân vị 75 của $CTDI_{vol}$ và DLP lần lượt là 15,55 mGy và 430,45 mGy·cm, được đề xuất làm mức liều chẩn đoán tham chiếu nội viện bước đầu. Kết quả cho thấy protocol hiện tại cơ bản bảo đảm chất lượng chẩn đoán, nhưng vẫn cần tiếp tục tối ưu chiều dài vùng quét và cá thể hóa thông số kỹ thuật theo nguyên lý ALARA.

Từ khóa: *Chất lượng hình ảnh; chụp cắt lớp vi tính tuyến giáp; liều bức xạ; mức liều chẩn đoán tham chiếu nội viện; nguyên lý ALARA.*

1. Đặt vấn đề

Chụp cắt lớp vi tính (Computed Tomography – CT) là một trong những phương thức chẩn đoán hình ảnh có giá trị trong khảo sát các bệnh lý vùng cổ và tuyến giáp. Với khả năng tạo ảnh có độ phân giải không gian cao, tái tạo đa mặt phẳng và dựng hình ba chiều, CT hỗ trợ đánh giá khối u lớn, tổn thương nằm sâu, tình trạng xâm lấn khí quản – thực quản, hạch cổ và mối liên quan giữa tổn thương với các cấu trúc lân cận [1, 2].

Bên cạnh giá trị chẩn đoán, CT sử dụng tia X bức xạ nên vấn đề kiểm

soát liều chiếu xạ cho người bệnh cần được đặc biệt quan tâm. Tuyến giáp là cơ quan có tính nhạy cảm với bức xạ, nhất là ở người trẻ. Liều bệnh nhân nhận được trong quá trình chụp CT chịu ảnh hưởng đồng thời của nhiều yếu tố như điện áp cung cấp ống phát tia X (kVp), dòng điện ống phát (mAs), điều biến dòng tự động (AEC), hệ số bước quét (pitch), chiều dài vùng quét và thuật toán tái tạo ảnh [3, 4].

Trong thực hành CT, chỉ số liều cắt lớp vi tính thể tích ($CTDI_{vol}$: Computed Tomography Dose Index volume) và liều tích lũy trên chiều dài (DLP: Dose

Length Product) là hai chỉ số thường được sử dụng để theo dõi liều. CTDI_{vol} phản ánh mức liều trung bình trong thể tích quét, trong khi DLP phản ánh tổng mức phơi nhiễm có tính đến chiều dài vùng khảo sát. Liều hiệu dụng có thể được ước tính từ DLP thông qua hệ số chuyển đổi theo vùng giải phẫu, giúp đánh giá tương đối nguy cơ nhiễm liều bức xạ [3, 5]. Tuy nhiên, mục tiêu của tối ưu hóa CT không đơn thuần là giảm liều xuống mức thấp nhất mà phải bảo đảm hình ảnh vẫn đáp ứng yêu cầu chẩn đoán. Đây là cơ sở của nguyên lý ALARA (As Low As Reasonably Achievable) – giữ liều ở mức thấp nhất có thể đạt được một cách hợp lý [5, 6].

Nhiều nghiên cứu đã cho thấy tiềm năng giảm liều trong CT vùng cổ. Chhetri và cộng sự ghi nhận protocol 80 kVp kết hợp tái tạo lặp có thể giảm đáng kể liều chiếu trong khi vẫn duy trì chất lượng hình ảnh [7]. Yeom và cộng sự cũng cho thấy, CT vùng cổ sử dụng 70 kVp với lượng thuốc cản quang thấp vẫn duy trì chất lượng hình ảnh và hiệu quả phân giai đoạn ung thư tuyến giáp trước phẫu thuật [8]. Những kết quả này cho thấy việc tối ưu đồng thời kVp, mAs, thuốc cản quang và phương pháp tái tạo có thể đem lại lợi ích đáng kể.

Tại Việt Nam, các nghiên cứu về CT liều thấp đã được thực hiện ở một số vùng giải phẫu như phổi và sọ não, nhưng dữ liệu chuyên biệt về liều CT

tuyến giáp và mối liên quan giữa liều với chất lượng hình ảnh còn hạn chế [9, 10, 11]. Vì vậy, nghiên cứu này được thực hiện nhằm xác định liều chiếu xạ, đánh giá chất lượng hình ảnh và phân tích mối liên quan giữa liều và chất lượng hình ảnh trong chụp CT tuyến giáp tại Bệnh viện Đa khoa Tiền Giang; đồng thời bước đầu đề xuất mức liều chẩn đoán tham chiếu nội viện và định hướng tối ưu hóa protocol chụp.

2. Phương pháp nghiên cứu

Nghiên cứu được thực hiện tại Bệnh viện Đa khoa Tiền Giang trong khoảng thời gian từ ngày 01/01/2026 đến ngày 15/3/2026. Thiết kế nghiên cứu là mô tả cắt ngang, với phương pháp chọn mẫu thuận tiện.

Đối tượng nghiên cứu là bệnh nhân từ 18 tuổi trở lên, có chỉ định chụp CT tuyến giáp hoặc vùng cổ theo protocol tuyến giáp, có đầy đủ dữ liệu tiêu chuẩn để xử lý, lưu trữ, in ấn và thu nhận hình ảnh trong y tế (DICOM: Digital Imaging and Communications in Medicine) và báo cáo liều. Những trường hợp có nhiều chuyển động nặng ảnh hưởng đến chất lượng hình ảnh, thiếu dữ liệu hoặc chụp lặp lại nhiều lần trong cùng một đợt khảo sát được loại khỏi nghiên cứu. Tổng số bệnh nhân đủ điều kiện đưa vào phân tích là 58 trường hợp. Các đặc điểm chung của nhóm đối tượng trong nghiên cứu này được tổng hợp chi tiết tại bảng 1.

Bảng 1: Đặc điểm chung của đối tượng nghiên cứu

Nhóm đặc điểm	Nội dung phân loại	Số lượng/Giá trị	Tỉ lệ (%)
Cỡ mẫu nghiên cứu	Tổng số bệnh nhân	58	100,0
	Tuổi trung bình	48,38 ± 18,09	–
	Trung vị tuổi	50,5	–
	Tuổi nhỏ nhất – lớn nhất	18 – 79	–
	Dưới 40 tuổi	23	39,7
	Từ 40 đến 59 tuổi	18	31,0
	Từ 60 tuổi trở lên	17	29,3

Nhóm đặc điểm	Nội dung phân loại	Số lượng/Giá trị	Tỉ lệ (%)
Giới tính	Nam	8	13,8
	Nữ	50	86,2
Hình thức chụp CT	Không sử dụng thuốc cản quang	17	29,3
	Có sử dụng thuốc cản quang	41	70,7

(Nguồn: Kết quả tổng hợp của nhóm tác giả)

Tất cả các trường hợp được thực hiện trên máy CT Canon Aquilion Prime 160 lát cắt tại Bệnh viện Đa khoa Tiền Giang. Các thông số kỹ thuật được thu thập gồm điện áp ống tia (kVp), mAs hiệu dụng, AEC, độ dày lát cắt, trường nhìn (FOV), chiều dài vùng quét và thuật toán tái tạo. Các đặc trưng kỹ thuật của hệ thống trong quá trình khảo sát được trình bày cụ thể tại bảng 2.

Bảng 2: Đặc điểm chung của các thông số kỹ thuật chụp CT tuyến giáp

Thông số kỹ thuật	Trung bình $\pm$ SD	Trung vị	Nhỏ nhất – Lớn nhất
kVp	107,24 $\pm$ 14,36	110,00	80 – 120
eff mAs	152,98 $\pm$ 27,52	148,00	108 – 218
Độ dày lát cắt (mm)	1,69 $\pm$ 0,68	2,00	1 – 3
FOV (mm)	203,45 $\pm$ 21,89	200,00	160 – 240
Chiều dài vùng quét (cm)	27,32 $\pm$ 3,27	27,55	21,8 – 32,0

(Nguồn: Kết quả khảo sát của nhóm tác giả)

Các chỉ số liều được thu thập trực tiếp từ máy CT, bao gồm CTDI_{vol} (mGy) và DLP (mGy.cm). Liều hiệu dụng E (mSv) được ước tính theo công thức:

$$E = DLP \times k \quad (1)$$

với k là hệ số chuyển đổi đối với vùng cổ. Nghiên cứu sử dụng k = 0,0031 mSv/(mGy.cm) theo EUR 16262 EN [12].

Chất lượng hình ảnh được đánh giá theo hai phương pháp:

* **Đánh giá chủ quan:** sử dụng thang Likert 5 mức đối với các tiêu chí gồm tương phản mô mềm, ranh giới tuyến giáp, khả năng hiển thị tổn thương và/hoặc hạch, mức độ nhiễu ảnh và giá trị chẩn đoán tổng thể. Các mức điểm chi tiết và định nghĩa của thang Likert này được minh họa tại bảng 3.

Bảng 3: Thang Likert đánh giá chủ quan chất lượng hình ảnh CT tuyến giáp

Thang điểm (mức)	Tương phản mô mềm	Ranh giới tuyến giáp	Hiển thị tổn thương và/hoặc hạch	Nhiễu ảnh	Giá trị chẩn đoán tổng thể
5	Tương phản rất rõ, phân biệt tốt giữa tuyến giáp và mô lân cận	Ranh giới tuyến giáp rõ ràng, liên tục	Hiển thị rất rõ tổn thương và/hoặc hạch	Hầu như không có nhiễu	Chất lượng hình ảnh rất tốt, hoàn toàn đáp ứng chẩn đoán

Thang điểm (mức)	Tương phản mô mềm	Ranh giới tuyến giáp	Hiển thị tổn thương và/hoặc hạch	Nhiều ảnh	Giá trị chẩn đoán tổng thể
4	Tương phản tốt, giảm nhẹ so với mức tối ưu	Ranh giới tuyến giáp rõ	Hiển thị rõ tổn thương và/hoặc hạch	Nhiều ít	Chất lượng hình ảnh tốt, đáp ứng chẩn đoán
3	Tương phản trung bình	Ranh giới tuyến giáp còn quan sát được	Có thể quan sát tổn thương và/hoặc hạch	Nhiều mức trung bình	Chất lượng hình ảnh chấp nhận được, vẫn đủ giá trị chẩn đoán
2	Tương phản kém	Ranh giới tuyến giáp khó quan sát	Hiển thị tổn thương và/hoặc hạch hạn chế	Nhiều nhiều	Chất lượng hình ảnh dưới mức chấp nhận, giá trị chẩn đoán hạn chế
1	Không phân biệt được tương phản mô mềm	Không xác định được ranh giới tuyến giáp	Không hiển thị được tổn thương và/hoặc hạch	Nhiều rất nhiều	Hình ảnh không có giá trị chẩn đoán

(Nguồn: Kết quả tổng hợp nhóm tác giả)

* **Đánh giá định lượng:** Thực hiện trên ảnh DICOM bằng cách lựa chọn vùng quan tâm (ROI: Region of Interest) tại nhu mô tuyến giáp và mô nền tham chiếu thích hợp, như cơ vùng cổ hoặc khí quản, trên lát cắt phù hợp. Các chỉ số được xác định gồm:

- Nhiều ảnh, biểu thị bằng độ lệch chuẩn (SD: Standard Deviation) của giá trị đậm độ CT trong vùng quan tâm đồng nhất;

- Tỉ số tín hiệu trên nhiễu (SNR: Signal-to-Noise Ratio);

- Tỉ số tương phản trên nhiễu (CNR).

Các công thức áp dụng gồm:

$$SNR = \frac{|HU_{tuyến}|}{SD_{noise}} \quad (2)$$

$$CNR = \frac{|HU_{tuyến} - HU_{nền}|}{SD_{noise}} \quad (3)$$

Trong đó:

$HU_{tuyến}$: giá trị đậm độ trung bình của nhu mô tuyến giáp, tính bằng đơn vị Hounsfield (HU);

$HU_{nền}$: giá trị đậm độ trung bình của mô nền tham chiếu, tính bằng đơn vị HU;

SD_{noise} : độ lệch chuẩn của vùng đo đồng nhất, đại diện cho nhiễu ảnh.

Dữ liệu sau khi thu thập được kiểm tra, làm sạch, mã hóa và nhập vào phần mềm SPSS để xử lý thống kê. Các phép kiểm định t-Student, Mann-Whitney, ANOVA, Kruskal-Wallis cùng phân tích tương quan Pearson/Spearman được áp dụng với mức ý nghĩa thống kê $p < 0,05$. Đánh giá độ tin cậy giữa hai quan sát viên độc lập được kiểm định thông qua hệ số Kappa với các tiêu chuẩn phân loại chi tiết tại bảng 4.

Bảng 4: Thang điểm Kappa

Kappa	Diễn giải
0,81 – 1,00	Gần như hoàn hảo
0,61 – 0,80	Mức độ cao
0,41 – 0,60	Trung bình
0,21 – 0,40	Khá thấp
< 0,21	Rất thấp

(Nguồn: Kết quả nghiên cứu của nhóm tác giả)

Mức ý nghĩa thống kê: các phép kiểm định được thực hiện với ngưỡng ý nghĩa thống kê $p < 0,05$.

3. Kết quả nghiên cứu và thảo luận

3.1. Liều chiếu xạ trong chụp CT tuyến giáp

Kết quả khảo sát các chỉ số liều bức xạ thu nhận được từ nhóm nghiên cứu được tổng hợp chi tiết tại bảng 5.

Bảng 5: Các chỉ số liều chiếu xạ trong chụp CT tuyến giáp

Chỉ số liều	Trung bình $\pm$ SD	Trung vị (P25–P75)	Min – Max
CTDI _{vol} (mGy)	13,17 $\pm$ 2,82	13,59 (11,19–15,55)	7,47 – 18,30
DLP (mGy·cm)	360,74 $\pm$ 90,20	362,85 (304,50–430,45)	170,3 – 547,2
E (mSv)	1,12 $\pm$ 0,28	1,13 (0,94–1,33)	0,53 – 1,70

(Nguồn: Kết quả nghiên cứu của nhóm tác giả)

CTDI_{vol} trung bình đạt 13,17 $\pm$ 2,82 mGy. DLP trung bình là 360,74 $\pm$ 90,20 mGy.cm và có khoảng dao động rộng hơn CTDI_{vol} do chịu tác động đồng thời của mức liều thể tích và chiều dài vùng quét.

Liều hiệu dụng ước tính trung bình là 1,12 $\pm$ 0,28 mSv. So với nghiên cứu của Alzimami và cộng sự (2022), trong đó DLP trung bình đối với CT cổ là 993,3 $\pm$ 539,5 mGy·cm và liều hiệu dụng

trung bình là 2,8 mSv, các giá trị của nghiên cứu này thấp hơn [6]. Tuy nhiên, sự khác nhau về protocol, vùng khảo sát, máy CT và đặc điểm bệnh nhân cần được xem xét khi so sánh.

Để làm rõ hơn ảnh hưởng của quy trình kỹ thuật, nghiên cứu tiến hành so sánh các chỉ số liều giữa hai phân nhóm có và không sử dụng thuốc cản quang, kết quả được trình bày tại bảng 6.

Bảng 6: So sánh các chỉ số liều theo hình thức chụp

Chỉ số liều	Không cản quang (n = 17)	Có cản quang (n = 41)	p
	Mean $\pm$ SD	Mean $\pm$ SD	
CTDI _{vol} (mGy)	13,81 $\pm$ 2,06	12,91 $\pm$ 3,06	0,268
DLP (mGy·cm)	391,13 $\pm$ 68,71	348,14 $\pm$ 95,66	0,099
E (mSv)	1,21 $\pm$ 0,21	1,08 $\pm$ 0,30	0,099

(Nguồn: Kết quả nghiên cứu của nhóm tác giả)

Số liệu tại bảng 6 cho thấy các chỉ số liều ở nhóm không sử dụng thuốc cản quang có xu hướng cao hơn nhóm có sử dụng thuốc cản quang, tuy nhiên, sự khác

biệt chưa đạt ý nghĩa thống kê ($p > 0,05$). Điều này khẳng định việc có sử dụng thuốc cản quang hay không không phải là yếu tố trực tiếp quyết định liều bức

xạ mà phụ thuộc chủ yếu vào điện áp kVp, mAs/AEC, phạm vi vùng quét và thể trạng người bệnh.

3.2. Chất lượng hình ảnh

3.2.1. Đánh giá chủ quan

Bảng 7: Điểm đánh giá chủ quan chất lượng hình ảnh CT tuyến giáp

Tiêu chí đánh giá	Trung bình $\pm$ SD	Trung vị (P25–P75)	Min – Max
Tương phản mô mềm	3,72 $\pm$ 0,85	4 (3–4)	2 – 5
Ranh giới tuyến giáp	3,86 $\pm$ 0,63	4 (3–4)	3 – 5
Hiện thị tổn thương và/hoặc hạch	3,83 $\pm$ 0,84	4 (3–4)	2 – 5
Nhiều ảnh	3,64 $\pm$ 0,58	4 (3–4)	3 – 5
Giá trị chẩn đoán tổng thể	3,66 $\pm$ 0,69	4 (3–4)	2 – 5

(Nguồn: Kết quả nghiên cứu của nhóm tác giả)

Tất cả các tiêu chí tại bảng 7 đều có trung vị bằng 4 điểm, minh chứng rằng phần lớn hình ảnh đạt chất lượng từ mức chấp nhận được đến tốt. Phân bố tỉ lệ chi tiết của các mức điểm Likert được thể hiện ở Bảng 8. Kết quả cho thấy phần lớn hình ảnh được đánh giá từ mức chấp nhận được đến tốt. Ranh giới tuyến giáp có điểm trung bình cao nhất, đạt $3,86 \pm$

Kết quả chấm điểm chất lượng hình ảnh chủ quan theo thang Likert 5 mức từ các chuyên gia được tổng hợp chi tiết tại bảng 7.

0,63; tiếp theo là khả năng hiển thị tổn thương/hạch với $3,83 \pm 0,84$.

Nhiều ảnh có điểm trung bình thấp nhất là $3,64 \pm 0,58$ nhưng vẫn ở mức chấp nhận được. Điều này cho thấy protocol hiện tại nhìn chung đáp ứng được yêu cầu chẩn đoán, song nhiều ảnh vẫn là yếu tố cần được theo dõi khi tiến hành giảm liều.

Bảng 8: Phân bố thang điểm Likert của các tiêu chí đánh giá chủ quan

Tiêu chí	1 điểm n (%)	2 điểm n (%)	3 điểm n (%)	4 điểm n (%)	5 điểm n (%)
Tương phản mô mềm	0 (0,0)	6 (10,3)	13 (22,4)	30 (51,7)	9 (15,5)
Ranh giới tuyến giáp	0 (0,0)	0 (0,0)	16 (27,6)	34 (58,6)	8 (13,8)
Hiện thị tổn thương/hạch	0 (0,0)	4 (6,9)	14 (24,1)	28 (48,3)	12 (20,7)
Nhiều ảnh	0 (0,0)	0 (0,0)	24 (41,4)	31 (53,4)	3 (5,2)
Giá trị chẩn đoán tổng thể	0 (0,0)	3 (5,2)	18 (31,0)	33 (56,9)	4 (6,9)

(Nguồn: Kết quả nghiên cứu của nhóm tác giả)

Không có tiêu chí nào ghi nhận hình ảnh ở mức 1 điểm. Phần lớn các trường hợp tập trung ở mức 3-4 điểm. Đối với ranh giới tuyến giáp, toàn bộ bệnh nhân đều được đánh giá từ 3 điểm trở lên. Hiện thị tổn thương/hạch có tỉ lệ 5 điểm cao nhất, đạt 20,7%.

Kết quả củng cố nhận định rằng protocol hiện tại cơ bản tạo ra hình ảnh

có khả năng sử dụng trong chẩn đoán, mặc dù vẫn còn một tỉ lệ nhỏ các trường hợp có tương phản mô mềm hoặc khả năng hiển thị tổn thương chưa tối ưu. Độ tin cậy và mức độ đồng thuận giữa hai quan sát viên độc lập được kiểm định và trình bày tại bảng 9.

Bảng 9: Độ tin cậy giữa các người chấm

Tiêu chí	Hệ số Kappa (k)	p (Sig.)	Mức độ đồng thuận
Tương phản mô mềm	0,618	0,000	Mức độ đồng thuận cao
Ranh giới tuyến giáp	0,762	0,000	Mức độ đồng thuận cao
Hiện thị tổn thương/hạch	0,761	0,000	Mức độ đồng thuận cao
Nhiều ảnh	0,613	0,000	Mức độ đồng thuận cao
Giá trị chẩn đoán tổng thể	0,796	0,000	Mức độ đồng thuận cao

(Nguồn: Kết quả nghiên cứu của nhóm tác giả)

Hệ số Kappa dao động từ 0,613 đến 0,796 và đều nằm trong mức đồng thuận cao. Giá trị chẩn đoán tổng thể có Kappa cao nhất là 0,796, tiếp theo là ranh giới tuyến giáp và hiện thị tổn thương/hạch. Như vậy, kết quả chấm điểm chủ quan có độ tin cậy tốt và tương đối thống nhất giữa hai quan sát viên độc lập.

Mặc dù các nghiên cứu gần đây cho thấy việc hạ thấp điện áp ống phát (ví dụ xuống 70–80 kVp) kết hợp thuốc cản quang giúp tận dụng hiệu ứng mép K (K-edge) của I-ốt (năng lượng khoảng 33,2 keV) nhằm nâng cao độ tương phản mạch máu và mô mềm, protocol hiện tại tại bệnh viện vẫn duy trì mức kVp trung bình $107,24 \pm 14,36$ (tối đa 120kVp). Nguyên nhân là do đối tượng chụp vùng cổ thường có sự chênh lệch lớn về kích

thước, bề dày vùng cổ giữa các bệnh nhân (vùng chuyển tiếp từ nền sọ xuống ngực trên với các cấu trúc xương vai gây nhiễu hạt/artifact nặng). Việc sử dụng kVp thấp trên hệ thống hiện có mà chưa tối ưu hóa hoàn toàn thuật toán tái tạo lập chuyên dụng cho mức năng lượng thấp có thể làm tăng quá mức nhiễu ảnh (SD_{noise}) ở các bệnh nhân thể trạng lớn, ảnh hưởng đến khả năng khảo sát hạch và ranh giới tổn thương. Tuy nhiên, đây là định hướng tối ưu hóa quan trọng mà bệnh viện sẽ triển khai trong thời gian tới theo đúng nguyên lý ALARA.

3.2.2. Đánh giá định lượng

Các chỉ số định lượng chất lượng hình ảnh trích xuất từ dữ liệu DICOM được tổng hợp đầy đủ tại bảng 10.

Bảng 10: Các chỉ số định lượng chất lượng hình ảnh CT tuyến giáp

Chỉ số	Trung bình $\pm$ SD	Trung vị (P ₂₅ –P ₇₅)	Min – Max
HU tuyến giáp	$140,54 \pm 40,31$	147,30 (98,75–174,80)	76,00 – 228,30
HU nền cơ SCM	$46,62 \pm 6,46$	46,55 (42,08–50,53)	34,00 – 61,00
SD_{noise}	$11,89 \pm 1,99$	11,64 (10,19–13,54)	7,71 – 15,67
SNR	$11,92 \pm 3,28$	12,15 (9,37–14,04)	6,67 – 22,36
CNR	$7,93 \pm 3,03$	8,43 (5,58–10,22)	3,04 – 16,26

(Nguồn: Kết quả nghiên cứu của nhóm tác giả)

HU tuyến giáp trung bình là $140,54 \pm 40,31$ HU, cao hơn rõ so với HU nền cơ ức đòn chũm là $46,62 \pm 6,46$ HU.

Mức chênh lệch này tạo điều kiện để nhận diện tuyến giáp với các mô lân cận.

SD_{noise} trung bình là $11,89 \pm 1,99$. SNR trung bình là $11,92 \pm 3,28$ và CNR

trung bình là $7,93 \pm 3,03$. Nhìn chung, các chỉ số này cho thấy hình ảnh có tín hiệu và tương phản đủ phục vụ chẩn đoán, mặc dù giữa các bệnh nhân vẫn tồn tại sự dao động nhất định.

Số liệu tại bảng 10 cho thấy đậm độ trung bình của nhu mô tuyến giáp đạt

Bảng 11: So sánh một số chỉ số định lượng chất lượng hình ảnh theo hình thức chụp

Chỉ số	Không cản quang (n = 17)	Có cản quang (n = 41)	p
	Mean $\pm$ SD	Mean $\pm$ SD	
SD _{noise}	11,42 $\pm$ 1,78	12,09 $\pm$ 2,06	0,248
SNR	7,92 $\pm$ 1,12	13,58 $\pm$ 2,27	< 0,001
CNR	4,13 $\pm$ 1,00	9,50 $\pm$ 2,00	< 0,001

(Nguồn: Kết quả nghiên cứu của nhóm tác giả)

SD_{noise} không khác biệt có ý nghĩa thống kê giữa hai nhóm với $p = 0,248$. Trong khi đó, SNR ở nhóm có cản quang đạt $13,58 \pm 2,27$, cao hơn rõ nhóm không cản quang là $7,92 \pm 1,12$ với $p < 0,001$.

CNR cũng tăng từ $4,13 \pm 1,00$ ở nhóm không cản quang lên $9,50 \pm 2,00$ ở nhóm có cản quang, với $p < 0,001$.

Kết quả cho thấy thuốc cản quang iodine không làm thay đổi rõ mức nhiễu ảnh nhưng giúp cải thiện đáng kể tín hiệu

$140,54 \pm 40,31$ HU, cao hơn rõ rệt so với nền cơ ức đòn chũm ($46,62 \pm 6,46$ HU), tạo tiền đề tương phản tốt để phân định tổn thương. Việc so sánh các chỉ số định lượng giữa hai nhóm có và không dùng thuốc cản quang được thể hiện tại bảng 11.

và độ tương phản. Điều này phù hợp với đặc điểm của thuốc cản quang trong việc làm tăng chênh lệch đậm độ giữa tuyến giáp, tổn thương/hạch với mô nền.

3.3. Mối liên quan giữa liều chiếu xạ và chất lượng hình ảnh

Mối tương quan thống kê giữa các chỉ số liều bức xạ và các chỉ số chất lượng hình ảnh định lượng được phân tích và trình bày tại bảng 12.

Bảng 12: Tương quan Spearman giữa các chỉ số liều và chất lượng hình ảnh định lượng

Cặp biến	Hệ số tương quan Spearman (rho)	p	Nhận xét
CTDI _{vol} và DLP	0,874	< 0,001	Tương quan thuận rất mạnh
CTDI _{vol} và SD _{noise}	-0,692	< 0,001	Tương quan nghịch khá mạnh
DLP và SD _{noise}	-0,734	< 0,001	Tương quan nghịch mạnh
CTDI _{vol} và SNR	-0,109	0,416	Không có tương quan có ý nghĩa thống kê
CTDI _{vol} và CNR	-0,204	0,125	Không có tương quan có ý nghĩa thống kê
DLP và SNR	-0,116	0,386	Không có tương quan có ý nghĩa thống kê
DLP và CNR	-0,214	0,107	Không có tương quan có ý nghĩa thống kê
SNR và CNR	0,964	< 0,001	Tương quan thuận rất mạnh

(Nguồn: Kết quả nghiên cứu của nhóm tác giả)

CTDI_{vol} và DLP có tương quan thuận rất mạnh với $\rho = 0,874$, $p < 0,001$. Điều này phù hợp với bản chất của DLP vì chỉ số này phụ thuộc vào CTDI_{vol} và chiều dài vùng quét.

CTDI_{vol} và DLP đều có tương quan nghịch có ý nghĩa thống kê với SD_{noise}. Khi liều tăng, nhiễu ảnh có xu hướng giảm. Tuy nhiên, CTDI_{vol} và DLP lại không có tương quan có ý nghĩa với SNR và CNR.

SNR và CNR có tương quan thuận rất mạnh với $\rho = 0,964$, $p < 0,001$, cho

Bảng 13: Tương quan giữa chỉ số liều và điểm chẩn đoán tổng thể

Cặp biến	Hệ số tương quan Spearman (ρ)	p	Nhận xét
CTDI _{vol} và điểm chẩn đoán tổng thể	-0,096	0,472	Không có tương quan có ý nghĩa thống kê
DLP và điểm chẩn đoán tổng thể	-0,128	0,337	Không có tương quan có ý nghĩa thống kê

(Nguồn: Kết quả nghiên cứu của nhóm tác giả)

CTDI_{vol} và DLP đều không có tương quan có ý nghĩa thống kê với điểm chẩn đoán tổng thể. Kết quả này cho thấy trong mẫu nghiên cứu, liều cao hơn không đi kèm với điểm chẩn đoán tổng thể cao hơn.

Đây là kết quả có ý nghĩa đối với tối ưu hóa protocol. Mục tiêu của chụp CT không phải tạo hình ảnh đẹp nhất bằng cách tăng mức phơi nhiễm mà là tạo ra hình ảnh có chất lượng đủ phục vụ chẩn đoán với liều hợp lý, phù hợp với nguyên lý ALARA.

thấy hai chỉ số này thay đổi gần như cùng chiều.

Kết quả cho thấy rằng tăng liều có thể giúp giảm nhiễu nhưng không đồng nghĩa với việc các chỉ số phản ánh chất lượng chẩn đoán như SNR và CNR sẽ tăng tương ứng. Do đó, không nên tối ưu hóa chất lượng ảnh chỉ bằng cách tăng liều; đồng thời, mối liên quan giữa liều bức xạ với điểm chẩn đoán tổng thể được khảo sát tại bảng 13.

3.4. DRL nội viện và so sánh với mức tham chiếu quốc tế

Phân vị 75 của CTDI_{vol} là 15,55 mGy và của DLP là 430,45 mGy.cm. Hai giá trị này được sử dụng để bước đầu đề xuất mức DRL nội viện cho chụp CT tuyến giáp. Dựa trên phân vị thứ 75 của tập dữ liệu nghiên cứu, bộ mức liều chẩn đoán tham chiếu nội viện (Local DRL) được đề xuất, phân tích và đối chiếu với các mức tham chiếu quốc tế tại bảng 14.

Bảng 14: So sánh DRL nội viện với mức tham chiếu quốc tế

Nguồn	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
Nghiên cứu hiện tại (P75)	15,55	430,45
DRL IAEA 2020 (tham khảo CT vùng cổ)	13	350
DRL châu Âu 2014 (tham khảo CT đầu-cổ có thuốc cản quang)	18	650

(Nguồn: Kết quả nghiên cứu của nhóm tác giả)

DRL nội viện bước đầu của nghiên cứu cao hơn mức tham chiếu IAEA đối với CT vùng cổ nhưng thấp hơn mức DRL châu Âu đối với CT đầu-cổ có thuốc cản quang.

CTDI_{vol} P75 là 15,55 mGy, nằm giữa hai mức tham chiếu. Đáng chú ý hơn là DLP P75 đạt 430,45 mGy.cm, cao hơn mức 350 mGy.cm của IAEA. Do DLP chịu ảnh hưởng trực tiếp của chiều dài vùng quét, kết quả này cho thấy kiểm soát phạm vi khảo sát là một trong những hướng tối ưu thực tế cần được ưu tiên tại cơ sở. Tuy nhiên, DRL không phải giới hạn liều tuyệt đối đối với từng bệnh nhân. Trường hợp cần khảo sát tổn thương lan rộng, hạch vùng cổ hoặc trung thất trên có thể cần vùng quét lớn hơn. DRL nên được sử dụng như công cụ theo dõi, phát hiện xu hướng liều cao và hỗ trợ rà soát protocol.

Bên cạnh đó, việc tính toán liều hiệu dụng (E) trong nghiên cứu này sử dụng hệ số chuyển đổi chung cho vùng cổ theo tài liệu EUR 16262 EN ($k = 0,0031 \text{ mSv}/(\text{mGy.cm})$), mang tính chất ước tính toàn cục cho cơ quan nằm trong vùng chiếu. Tuy nhiên, do tuyến giáp nằm nông ở phía trước cổ và trực tiếp nằm trong trường chiếu chính, hệ số hấp thụ thực tế có thể có sai số nhất định so với mô hình thể tích vùng cổ chung (bao gồm cả cột sống cổ, khí quản và các mô mềm sâu). Đây là hạn chế của phương pháp ước tính gián tiếp qua DLP và các nghiên cứu tiếp theo nên áp dụng phương pháp đo trực tiếp bằng liều kế nhiệt phát quang (TLD) gắn trên bề mặt tuyến giáp hoặc sử dụng mô hình mô phỏng Monte Carlo dựa trên kích thước cá thể (SSDE) để có kết quả chính xác hơn.

Từ các kết quả nghiên cứu, tối ưu hóa protocol CT tuyến giáp cần tập trung vào việc giới hạn đúng chiều dài vùng

quét, lựa chọn kVp theo thể trạng bệnh nhân, sử dụng AEC/mAs hợp lý, áp dụng tái tạo lặp và lựa chọn thuốc cản quang đúng chỉ định. Việc giảm liều phải luôn được thực hiện song song với kiểm soát chất lượng hình ảnh để tránh ảnh hưởng đến hiệu quả chẩn đoán.

4. Kết luận

Nghiên cứu trên 58 bệnh nhân chụp CT tuyến giáp hoặc vùng cổ theo protocol tại Bệnh viện Đa khoa Tiền Giang ghi nhận các thông số kỹ thuật trung bình gồm kVp: $107,24 \pm 14,36$, mAs hiệu dụng: $152,98 \pm 27,52$ và chiều dài vùng quét: $27,32 \pm 3,27 \text{ cm}$. Các chỉ số liều trung bình gồm: CTDI_{vol} trung bình là $13,17 \pm 2,82 \text{ mGy}$, DLP trung bình là $360,74 \pm 90,20 \text{ mGy.cm}$ và liều hiệu dụng ước tính là $1,12 \pm 0,28 \text{ mSv}$, chưa ghi nhận sự khác biệt có ý nghĩa thống kê giữa nhóm có và không sử dụng thuốc cản quang. Về chất lượng hình ảnh, đánh giá chủ quan đạt mức khá với trung vị 4 điểm ở mọi tiêu chí và độ đồng thuận cao giữa hai quan sát viên độc lập (hệ số Kappa từ 0,613 đến 0,796); các chỉ số định lượng SD_{noise}, SNR và CNR trung bình lần lượt là $11,89 \pm 1,99$; $11,92 \pm 3,28$ và $7,93 \pm 3,03$, trong đó nhóm cản quang có SNR và CNR cao hơn rõ rệt ($p < 0,001$). Phân tích tương quan cho thấy CTDI_{vol} và DLP có tương quan nghịch với nhiều ảnh nhưng không tương quan có ý nghĩa với SNR, CNR hay điểm chẩn đoán tổng thể, minh chứng việc tăng liều không đồng nghĩa với cải thiện tương ứng chất lượng chẩn đoán. Với phân vị 75 của CTDI_{vol} (15,55 mGy) và DLP (430,45 mG.cm) được đề xuất làm mức DRL nội viện bước đầu, quá trình tối ưu protocol cần ưu tiên kiểm soát chiều dài vùng quét, cá thể hóa kVp và mAs/AEC, ứng dụng thuật toán tái tạo lặp và tuân thủ chặt chẽ nguyên lý ALARA.

LỜI CẢM ƠN:

Nhóm tác giả trân trọng cảm ơn Bệnh viện Đa khoa Tiền Giang đã cho phép, hỗ trợ và tạo mọi điều kiện thuận lợi trong suốt quá trình thu thập số liệu của nghiên cứu này.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] K. Alzimami et al., “Effective radiation doses in neck computed tomography scans,” *Radiation Physics and Chemistry*, 200, 110340, 2022.
- [2] J. K. Hoang, J. A. Sosa, X. V. Nguyen, , P. L. Galvin and J. D. Oldan, “Imaging thyroid disease: Updates, imaging approach, and management pearls,” *Radiologic Clinics of North America*, vol. 53, no. 1, 145–161, 2015.
- [3] American Association of Physicists in Medicine, *The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT (AAPM Report No. 96)*, AAPM, 2008.
- [4] American Association of Physicists in Medicine, *Size-specific dose estimates in pediatric and adult body CT examinations (AAPM Report No. 204)*, AAPM, 2011.
- [5] International Commission on Radiological Protection, “The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection (ICRP Publication 103),” *Annals of the ICRP*, vol. 37, no. 2–4, 2007.
- [6] International Commission on Radiological Protection, “Diagnostic reference levels in medical imaging (ICRP Publication 135),” *Annals of the ICRP*, vol. 46, no. 1, 2017.
- [7], S. Chhetri et al., “Low kilovoltage and low contrast volume neck CT protocol using iterative reconstruction techniques: A comparison with standard dose protocol,” *Radiography*, 2022.
- [8], J. A. Yeom et al., “Ultra-low-dose neck CT with low-dose contrast material for preoperative staging of thyroid cancer: Image quality and diagnostic performance,” *American Journal of Roentgenology*, vol. 212, no. 4, 748–754, 2019.
- [9] T. K. T. Đỗ và T. L. Đoàn, “Nghiên cứu giá trị của cắt lớp vi tính liều thấp trên máy 128 lát trong chẩn đoán nốt mờ của phổi,” *Tạp chí Y học Việt Nam*, vol. 520, no. 2, 2023.
- [10] Đ. M. Nguyễn và N. H. Đoàn, “Liều chiếu trong chụp cắt lớp vi tính liều thấp theo dõi bệnh nhân chấn thương sọ não,” *Tạp chí Y học Việt Nam*, vol. 541, no. 3, 2024.
- [11] N. T. Hoàng, H. P. D. Trần, V. H. Trần, V. T. Hoàng và T. T. Nguyễn, “Cải thiện chất lượng hình ảnh cắt lớp vi tính liều thấp với thuật toán tái tạo lặp lại,” *Tạp chí Y Dược học*, vol. 11, no. 5, 7–15, 2021.
- [12] European Commission, *European guidelines on quality criteria for computed tomography (EUR 16262 EN)*, Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 1999.

DETERMINATION OF RADIATION DOSE AND IMAGE QUALITY IN PATIENTS UNDERGOING THYROID COMPUTED TOMOGRAPHY

Ngo An Ha^{1,3}

Doan Huy Truong²

Nguyen An Son^{3*}

¹Ho Chi Minh City Medical Joint Stock Company

²Tien Giang General Hospital

³Da Lat University

*Corresponding author: Nguyen An Son – Email: sonna@dlu.edu.vn

(Received: 31/8/2026, Revised: 8/9/2026, Accepted for publication: 10/9/2026)

ABSTRACT

This study aims to determine the radiation dose and evaluate image quality in patients undergoing computed tomography (CT) of the thyroid or neck region following the thyroid protocol at Tien Giang General Hospital. A cross-sectional descriptive study was conducted from January 1, 2026, to March 15, 2026, on 58 patients aged 18 years and older, scanned using a 160-slice Canon Aquilion Prime CT scanner. Technical parameters, CT dose indices ($CTDI_{vol}$, DLP), estimated effective doses, and image quality metrics were collected and analyzed. The results showed that the mean $CTDI_{vol}$ was 13.17 ± 2.82 mGy, DLP was 360.74 ± 90.20 mGy.cm, and the estimated effective dose was 1.12 ± 0.28 mSv. Subjective image quality was generally rated as good, with a median score of 4 for all criteria. The mean SD_{noise} , SRN, and CNR were 11.89 ± 1.99 , 11.92 ± 3.28 , and 7.93 ± 3.03 , respectively. The contrast-enhanced group exhibited significantly higher SNR and CNR compared to the non-contrast group ($p < 0.001$), while dose indices showed no statistically significant difference between the two groups. Both $CTDI_{vol}$ and DLP correlated inversely with image noise but did not show significant correlations with SRN, CNR, or overall diagnostic scores. The 75th percentiles of $CTDI_{vol}$ and DLP, recorded at 15.55 mGy and 430.45 mGy.cm respectively, are proposed as preliminary local diagnostic reference levels. The findings indicate that the current protocol generally ensures diagnostic quality, though further optimization of scan length and individualization of technical parameters remain necessary in accordance with the ALARA principle.

Keywords: Image quality; thyroid computed tomography; radiation dose; local diagnostic reference levels; ALARA principle