

dịch vụ. Sự hài lòng của người bệnh đối với hoạt động cấp phát thuốc ở mức cao, cần bố trí thêm ghế ngồi khu vực chờ cấp phát, đơn giản hóa quy trình cấp phát, cải thiện khâu hướng dẫn và đón tiếp người bệnh.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. **Bộ Y tế** (2019), "Quyết định số 3869/QĐ- BYT về ban hành các mẫu phiếu và hướng dẫn khảo sát hài lòng của người bệnh và nhân viên y tế", pp.
2. **Bộ Y tế** (2013), "Quyết định số 4448/QĐ-BYT Về việc ban hành thí điểm bộ tiêu chí đánh giá chất lượng bệnh viện", pp.
3. **Hoàng Văn Minh, Lưu Ngọc Hoạt.** Phương pháp chọn mẫu và tính toán cỡ mẫu trong nghiên cứu khoa học sức khỏe. Trường Đại học Y tế Công cộng. 2020;6:66-67.
4. **Hoàng Anh Tuấn, Trịnh Thị Như Ngọc, Nguyễn Đức Trung, Đỗ Xuân Thắng, Nguyễn Việt Hùng.** Đánh giá sự hài lòng đối với hoạt động cấp phát thuốc bảo hiểm y tế ngoại trú tại bệnh viện Trung Ương Quân Đội 108 năm 2021. Tạp chí Y học Việt Nam. 2022;514(2)
5. **Phan Triều Phong.** Khảo sát tình hình cung ứng và quản lý thuốc bảo hiểm y tế tại các bệnh viện đa khoa quận, huyện của thành phố Cần Thơ giai đoạn 2016-2017. Luận văn tốt nghiệp dược sĩ đại học, Đại học Y Dược Cần Thơ; 2017.
6. **Lương Thị Hiền Nguyễn Thu Hương, Lê Văn Anh, Lê Thu Thủy,** (2020), "Phân tích một số yếu tố ảnh hưởng đến mức độ hài lòng của người bệnh ngoại trú đối với hoạt động cấp phát thuốc tại Bệnh viện Hữu Nghị", Nghiên cứu Dược & Thông tin thuốc 2020, tập 11, số 3, pp. 36-42.

NGHIÊN CỨU ỨNG DỤNG KỸ THUẬT CHỤP CT HAI MỨC NĂNG LƯỢNG TRONG CHẨN ĐOÁN UNG THƯ PHỔI

Nguyễn Mạnh Hùng¹, Cao Văn Chính^{1,2}, Bùi Văn Giang¹,
Nguyễn Trung Kiên¹, Đinh Hoàng Việt¹, Nguyễn Trọng Bang¹

TÓM TẮT

Mục tiêu: Nghiên cứu nhằm đánh giá giá trị ảnh hưởng của CT phổ (CT hai mức năng lượng) trong chẩn đoán ung thư phổi. So sánh chất lượng hình ảnh của khối u phổi trên ảnh đơn sắc và ảnh hỗn hợp của CT phổ phổi. So sánh liều bức xạ hấp thụ trên người bệnh giữa chụp CT phổ (DECT) và chụp CT thường quy (SDCT). **Phương pháp:** Nghiên cứu mô tả cắt ngang trên 50 bệnh nhân được chẩn đoán ung thư phổi trên hình ảnh CT phổ phổi thì tính mạch tại bệnh viện K Trung Ương từ 03/2022-08/2022. Xử lý dữ liệu Data File thành hình ảnh hỗn hợp tương ứng CT thường quy ở mức 66 keV, hình ảnh không thuốc ẢO và hình ảnh đơn sắc ở dải năng lượng từ 40 keV đến 140 keV. So sánh hình ảnh không thuốc ẢO với hình ảnh không thuốc thật và đánh giá chất lượng hình ảnh CT phổ thì tính mạch ở một vài mức năng lượng. **Kết quả:** Nghiên cứu gồm 50 bệnh nhân (40 nam, 10 nữ). Tuổi trung bình 57.12±11.92. Độ tương phản của tổn thương đạt cao nhất ở ảnh đơn sắc mức 40 keV (2.57±0.37) và 60 keV (1.71±0.34) cao hơn ảnh hỗn hợp 66 keV (0.71±0.41). Đánh giá chủ quan so sánh loại ảnh đơn sắc với ảnh hỗn hợp cho thấy điểm chất lượng hình ảnh cao nhất ở mức 60 keV (4.54±0.5) và không khác biệt so với ảnh hỗn hợp (4.42±0.67) (p=0.135). Độ đậm u phổi trên hình ảnh không thuốc thật (KTT) là 42.63±8.83 và hình ảnh

không thuốc ẢO (KTA) là 43.64±9.55 (p=0.126), giá trị tỷ số tương phản trên nhiễu của hình ảnh KTT là 0.76±0.34 và hình ảnh KTA là 0.71±0.3 (p=0.14), điểm chất lượng hình ảnh của hình ảnh KTT là 4.48±0.68 và hình ảnh KTA là 4.12±0.63 (p<0.005). Tổng liều xạ hấp thụ trên người bệnh với kỹ thuật DECT 3.2±0.48 mSv thấp hơn khoảng 55.56% so với kỹ thuật SDCT là 7.2±2.03 mSv. **Kết luận:** Ảnh không thuốc ẢO có thể thay thế vai trò của ảnh không thuốc thật trong đánh giá ung thư phổi, khi đó CT phổ giúp giảm liều hấp thụ hiệu dụng cho người bệnh tới 55.56% so với CT thường quy. Trong các chuỗi ảnh đơn sắc từ 40 keV-140 keV thì chuỗi ảnh 60 keV đến 80 keV có chất lượng hình ảnh tốt nhất trong đó chuỗi ảnh 60 keV cho độ tương phản giữa tổn thương và các mô xung quang tốt nhất và chuỗi ảnh này cũng cho thấy chất lượng hình ảnh tốt hơn so với các chuỗi ảnh đơn sắc khác cũng như tốt hơn ảnh hỗn hợp.

Từ khóa: Ung thư phổi, CT phổ phổi, CT phổ hai mức năng lượng, ảnh không thuốc ẢO, ảnh đơn sắc.

SUMMARY

THE RESEARCH AND APPLICATION OF DUAL ENERGY COMPUTED TOMOGRAPHY IN THE ASSESSMENT OF LUNG CANCER

Purpose: Study on the value of virtual non contrast images (VNC) of DUAL Energy computed tomography (DECT) in assessment lung cancer. Compare the difference in image quality of lung cancer lesions on DECT of virtual monochromatic and mixed images. Compare the difference of radiation dose in patient between DECT and Standard Dose Computed (SDCT). **Materials and Methods:** We conducted a cross sectional descriptive study in 50 patients diagnosed lung cancer with dual energy CT of thoracic venous phases at K Central Hospital from

¹Bệnh viện K Trung Ương

²Trường Cao đẳng Y tế Hà Nội

Chịu trách nhiệm chính: Nguyễn Mạnh Hùng

Email: manhhungk3@gmail.com

Ngày nhận bài: 31.8.2022

Ngày phản biện khoa học: 22.10.2022

Ngày duyệt bài: 31.10.2022

03/2022-08/2022. Process the Data File into a composite image that corresponds to conventional CT at 66 keV, virtual non contrast and monochromatic images with the energy range from 40 keV to 140 keV. Compare virtual non contrast images with the true non contrast images (TNC) and evaluate the quality of monoenergetic images. **Results:** The study was composed of 50 patients (40 males, 10 females). The mean age of patients was 57.12±11.92. Contrast noise ratio of lung tumor has the highest value in monochromatic image at 40 keV (2.57±0.37), 60 keV (1.71±0.34) higher than mixed image at 66 keV (0.71±0.41). The subjective assessment comparing the series of monochrome images with the composite images showed the highest image quality score at 60 keV (4.54±0.5) and was not significantly different with mixed image (4.42±0.67) (p=0.135). The density of lung tumors of TNC is 42.63±8.83 and VNC images is 43.64±9.55 (p=0.126), the contrast to noise ratio value of TNC is 0.76±0.34 and VNC is 0.71±0.3 (p=0.14), the image quality score of TNC is 4.48±0.68 and VNC is 4.12±0.63 (p<0.005). The total effective radiation dose for patients with DECT technique was 3.2±0.48 mSv lower than SDCT technique was 7.2±2.03 mSv. **Conclusion:** Virtual non contrast images can completely replace the role of true non contrast images in lung cancer assessment. The can reduce up to 55.56% effective radiation dose for patients. In virtual monoenergetic, the 60-80 keV sequence has good image quality, the 60 keV sequence can highlight the lung tumor lesion and the image quality is better than other monoenergetic sequence and the mixed images.

Keywords: Lung cancer, Dual energy CT, virtual non contrast, virtual monochromatic

I. ĐẶT VẤN ĐỀ

Ung thư phổi là một trong những bệnh ác tính phổ biến nhất trên toàn thế giới cũng như ở Việt Nam, theo tổ chức Glocan năm 2020 tỷ lệ người mắc bệnh ung thư phổi xếp thứ 2 trong các loại bệnh ung thư thường gặp nhất trên thế giới cũng như tại Việt Nam, là một trong những nguyên nhân gây tử vong hàng đầu trong các bệnh ung thư [1]. Hiện nay có nhiều kỹ thuật giúp phát hiện, xác định đặc điểm và theo dõi ung thư phổi như chụp cắt lớp vi tính (CT), chụp cộng hưởng từ (MRI) và chụp cắt lớp phát xạ positron (PET/CT), nhưng CT nói chung vẫn là phương thức chính trong lĩnh vực này vì khả năng chụp ảnh giải phẫu độ phân giải cao của nó, đặc biệt kỹ thuật DECT đã chứng minh được giá trị của nó trong chẩn đoán ung thư phổi [2].

Tại Việt Nam, để đánh giá ung thư phổi bác sỹ thường chỉ định cho chụp CT đơn năng lượng không thuốc cản quang để đánh giá hoại tử, nốt xơ hoá và chụp CT đơn năng lượng có thuốc cản quang để định lượng độ tăng quang của khối u bằng chỉ số HU. Tuy nhiên việc dùng chỉ số HU

có thể cho kết quả không chính xác trong trường hợp có nhiều do thuốc cản quang hoặc do kim loại. Với kỹ thuật CT năng lượng kép (DECT) sử dụng hai mức điện áp (80 kV và 140 kV) cùng phần mềm dựng ảnh CT phổ GSI Volume Viewer gắn với máy quét DECT Revolution HD của hãng GE giúp phân biệt rõ các thành phần của vật chất từ đó cho phép xác định đặc điểm và phân giai đoạn của ung thư phổi nhờ định lượng sự suy giảm hàm lượng Iodine của chất cản quang có trong khối u sau khi tiêm tĩnh mạch mà không cần chụp thêm CT không cản quang giúp đánh giá tốt hơn sự phân bố hàm lượng Iodine trong khối u trước và sau điều trị và giúp giảm liều xạ cho bệnh nhân nhờ hình ảnh không thuốc ảo để đánh giá hoại tử, nốt xơ hoá [3] [4] [2].

Hiện nay, kỹ thuật DECT đã được sử dụng phổ biến trên thế giới [2], tuy nhiên các nghiên cứu được sử dụng chủ yếu để giảm nhiễu trên hình ảnh do kim loại, hiển thị tốt hình ảnh mạch máu trong chụp mạch. Nghiên cứu của chúng tôi nhằm mục tiêu:

1. So sánh chất lượng hình ảnh không thuốc thật (KTT) và không thuốc ảo (KTA)
2. So sánh chất lượng hình ảnh của khối u phổi trên ảnh đơn sắc và ảnh hỗn hợp của CT phổ phổi
3. Đánh giá liều bức xạ hấp thụ trên người bệnh giữa chụp cắt lớp vi tính phổ (DECT) và chụp cắt lớp vi tính thường quy (SDCT)

II. ĐỐI TƯỢNG VÀ PHƯƠNG PHÁP NGHIÊN CỨU

2.1. Đối tượng nghiên cứu. Nghiên cứu này thực hiện trên những người bệnh mắc ung thư phổi nguyên phát được chỉ định chụp CT lồng ngực trên hệ thống máy CT phổ 128 dãy Revolution HD (GE) thuộc Trung tâm CDHA Bệnh viện K Trung ương.

2.2. Phương pháp nghiên cứu
Thiết kế nghiên cứu: Mô tả cắt ngang và hồi cứu

Phương pháp thực hiện. Người bệnh nghiên cứu được chụp 2 thì gồm: thì trước tiêm sử dụng trình chụp không thuốc thường quy, sau đó chọn trình hai mức năng lượng chụp thì tĩnh mạch. Thông số chụp CT phổ:

Bảng 1. Thông số chụp DECT tiêm thuốc cản quang đường tĩnh mạch

Thông số	Tĩnh mạch
Chế độ quét	Năng lượng kép xoắn ốc GSI-51
Chiều dài quét	Từ D10-D3
Điện áp bóng	80 kV/140 kV cách nhau 0,25 ms

Dòng bóng	360 mA
Thời gian bóng quay 1 vòng Rotation time	0,5 s
Độ rộng Detector	40 mm
Bước chuyển bàn	1,375
Tốc độ quay của bóng	55 mm/rot
Độ dày lát cắt	5 mm
Ảnh tái tạo	- Thuật toán tái tạo AsIR V, AR 40, chế độ Plus. Độ dày 0,625 mm. - GSI Data file 40-140 keV
Cửa sổ trung thất	Window Width: 350 Window Level: 35
Trường nhìn FOV	32-50 mm
Suất liều hấp thụ CTDIvol	7,4 mGy
Liều tiêm thuốc cản quang	1,5 ml/kg với nồng độ 300 mg/ml 1,2 ml/kg với nồng độ 370 mg/ml
Tốc độ tiêm	1.5-2.5 ml/s
Thời gian chụp thì tĩnh mạch	55-60s

Máy CT được sử dụng là loại máy CT phổ 128 dãy Revolution HD (GE), hệ thống xử lý ảnh GSI Volume Viewer (AW 4.7). Ba bộ dữ liệu hình ảnh được xây dựng lại từ việc thu thập phổ đơn để phân tích như sau [5] [6]: Một bộ hình ảnh đa sắc hoặc CT thông thường, tương ứng với hình ảnh 120 kVp thông thường (66 keV) được tạo thành từ dữ liệu 80 kVp (30%) và 140 kVp (70%). Các bộ ảnh đơn sắc GSI data file từ 40 đến 140 keV (dùng phân tích định tính). Hình ảnh phân tích vật liệu dựa trên Iodine, đo chỉ số HU (dùng phân tích định lượng).

Chất lượng hình ảnh được đánh giá hai lần cho mỗi mức năng lượng keV bằng ứng dụng Monochromatic (40 keV, 60 keV, 66 keV, 80 keV, 100 keV) và trên ảnh không thuốc thật (KTT), không thuốc ảo (KTA) bởi 2 bác sỹ có 5 năm kinh nghiệm về CT phổi độc độc lập. Hình ảnh ở mức năng lượng cao hơn 100 keV không cần thiết tái tạo vì mức năng lượng K của iod là 33.2 keV nên ở các mức năng lượng cao tín hiệu iod trong mô sẽ mờ nhạt [7]. Mỗi bác sỹ đánh giá 2 lần cách nhau 4 tuần để tránh sai số nhớ lại dựa trên các yếu tố cơ bản sau: Độ tương phản hình ảnh, độ phân giải không gian, nhiễu ảnh và hình ảnh giả [8]. Sử dụng thang điểm 5 để đánh giá tổng hợp các yếu tố trên [7]:

5 điểm: Rất tốt. Các cấu trúc giải phẫu và chi tiết có thể thấy rõ. Hầu như không có ảnh giả và nhiễu ảnh không đáng kể.

4 điểm: Tốt. Các cấu trúc giải phẫu và chi tiết có thể thấy. Có vài ảnh giả và nhiễu ảnh.

3 điểm: Trung bình. Hầu hết các cấu trúc giải phẫu có thể nhìn thấy nhưng chi tiết không rõ ràng. Ảnh giả và độ nhiễu tương đối nhưng có thể chấp nhận được.

2 điểm: Kém. Cấu trúc giải phẫu không rõ ràng, chi tiết giải phẫu khó nhận dạng. Nhiều ảnh giả và nhiễu ảnh.

1 điểm: Rất kém. Các cấu trúc giải phẫu mờ hồ và các chi tiết giải phẫu không thể nhận dạng. Rất nhiều ảnh giả và nhiễu ảnh.

Mức độ khác biệt đậm độ giữa tổn thương và các mô khác được thể hiện qua chỉ số CNR (tỉ số tương phản/nhiều), CNR càng cao càng có sự khác biệt về đậm độ của tổn thương đó với mô khác trên hình ảnh và chất lượng của chuỗi ảnh đó tốt (độ nhiễu thấp). CNR được định nghĩa theo công thức [7]:

$$CNR = (ROI_{\text{tổn thương}} - ROI_{\text{cơ ngực lớn}}) / SD_{\text{mỡ}}$$

Trong đó: ROI tổn thương: là đậm độ u phổi. Được xác định bằng cách đặt vòng ROI vào tổn thương, tránh các vùng hoại tử, xuất huyết, đóng vôi. Diện tích ROI tối thiểu 50 mm².

ROI cơ ngực lớn là đậm độ cơ ngực lớn cùng bên tổn thương. Được xác định bằng cách đặt vòng ROI vào cơ ngực lớn, diện tích vòng ROI khoảng 100 mm².

SDmỡ: là giá trị của độ nhiễu hình ảnh hay độ lệch chuẩn của phép ROI mô mỡ dưới da dùng biểu thị chất lượng hình ảnh. Được xác định bằng cách đặt vòng ROI khoảng 100 mm² vào mô mỡ vùng nách cùng bên tổn thương u phổi, ghi nhận độ lệch chuẩn của phép đặt ROI.

Các ROI được đo độc lập bởi 2 kỹ thuật viên hình ảnh y học có kinh nghiệm trên 5 năm.

Liều hấp thụ: Từ số liệu về suất liều (CTDIvol) và liều chiếu dài do máy cung cấp, áp dụng công thức tính liều hấp thụ ta tính được liều tia X mà bệnh hấp thụ: $D = DLP \times f$. Với f là hệ số trung bình (cho cả nam và nữ) của từng vùng khác nhau của cơ thể: Lồng ngực $f = 0.014$ mSV/(mGy.cm) với người trưởng thành, $f = 0.013$ với trẻ em 10 tuổi, $f = 0.018$ với trẻ 5 tuổi.

2.3. Xử lý số liệu. Số liệu sau khi thu thập được tổng hợp và xử lý bằng phần mềm thống kê y học SPSS 22.0. Thống kê mô tả được biểu diễn dưới dạng trung bình \pm độ lệch chuẩn, giá trị lớn nhất, giá trị nhỏ nhất, tỷ lệ %. So sánh sự khác biệt về giá trị trung bình của các mẫu. Sự khác biệt có ý nghĩa thống kê khi giá trị $p < 0,05$. Các giá trị trung bình lấy 2 chữ số thập phân, được so sánh bằng phép kiểm T-test nếu

phân phối chuẩn, phép kiểm phi tham số Wilcoxon nếu phân phối lệch.

III. KẾT QUẢ NGHIÊN CỨU

Nghiên cứu gồm 50 bệnh nhân (40 nam, 10 nữ). Tuổi trung bình 57.12±11.92, tuổi lớn nhất 76, tuổi nhỏ nhất 22.

Bảng 2. Kết quả phân tích hình ảnh

Tham số	Đậm độ U	Đậm độ cơ ngực lớn	SD mỡ vùng nách	CNR	Điểm CLHA
Ảnh hỗn hợp	60.16±13.05	52.28±5	23.8±7	0.71±0.41	4.42±0.67
40 keV	163±16.5	88.14±12.97	29.91±6.16	2.57±0.37	2.12±0.69
60 keV	98.03±19.95	61.81±13.51	20.85±5.5	1.71±0.34	4.54±0.5
80 keV	66.98±5.5	54.61±5.06	19.72±4.38	0.63±0.18	4.12±0.77
100 keV	57.05±4.14	47.04±4.08	17.38±1.75	0.58±0.15	3.3±0.71
KTT	42.63±8.83	50.022±5.07	14.27±4.1	0.76±0.34	4.48±0.68
KTA	43.64±9.55	52.58±6.86	19.32±3.7	0.71±0.3	4.12±0.63

Chuỗi hình ảnh 40 keV và 60 keV có CNR lớn nhất trong các chuỗi hình ảnh đơn sắc và lớn hơn ảnh hỗn hợp (p=0.002). Trong khi đó so sánh chất lượng hình ảnh thì chuỗi ảnh đơn sắc 60 keV có giá trị lớn nhất và có sự khác biệt có ý nghĩa thống kê khi so sánh với các chuỗi ảnh đơn sắc khác (p<0.05), nhưng không có sự khác biệt khi

so sánh với ảnh hỗn hợp (p=0.135).

Chuỗi ảnh không thuốc thật (KTT) và không thuốc ảo (KTA) cho giá trị đậm độ u và CNR có sự khác biệt nhưng không có ý nghĩa thống kê (p>0.05), trong khi đó điểm chất lượng hình ảnh của KTA nhỏ hơn ảnh KTT có ý nghĩa thống kê (p<0.05).

Bảng 3. Liều hấp thụ trên người bệnh

Kỹ thuật chụp	CTDIvol (mGy)	DLP (cGy.cm)	D (mSv)
DECT (min-max)	7.4	229.6±34.36 (109.95-283.64)	3.2±0.48 (0.45-3.97)
SDCT(min-max)	6.72±1.78(3.3-10.7)	514.15±144.68(248.55-706.11)	7.2±2.03(3.48-9.89)

Suất liều trong CT phổ là 7.4 mGy áp dụng cho mọi người bệnh, với CT thường quy suất liều thay đổi tùy vào kích thước cơ thể bệnh nhân với giá trị suất liều trung bình là 6.72±1.78 mGy. Tổng liều hấp thụ hiệu dụng trung bình trên người bệnh chụp CT phổ 1 thì tĩnh mạch (3.2±0.48 mSv) thấp hơn liều hấp thụ hiệu dụng trung bình trên người bệnh chụp CT thường quy với 2 trình trước tiêm và sau tiêm (7.2±2.03 mSv) khoảng 55.56%.

ảnh không thuốc thật và không thuốc ảo không có sự khác biệt đáng kể. Về chất lượng hình ảnh, nghiên cứu chúng tôi cho thấy điểm chất lượng hình ảnh không thuốc ảo là 4.12±0.63 nhỏ hơn có ý nghĩa thống kê so với điểm chất lượng hình ảnh không thuốc thật là 4.48±0.68 (p=0.001<0.05). Xảo ảnh trên ảnh không thuốc ảo là một trong những yếu tố chính làm cho ảnh không thuốc ảo bị đánh giá thấp hơn so với ảnh không thuốc thật về chất lượng hình ảnh [7]. Các xảo ảnh này có thể do sự hợp tác hít thở của người bệnh không được tốt trong quá trình chụp, xảo ảnh ở vùng chuyển tiếp các cấu trúc có đậm độ khác nhau lớn, xảo ảnh do sự khier iod không đồng nhất. Mặc dù công nghệ hiện đại đã thực hiện các phép toán tái tạo lặp Asir-V lặp lại nhiều lần để giảm độ nhiễu nhưng những vị trí như bờ của tổn thương nơi xảy ra xảo ảnh bờ khi xử lý ảnh không thuốc ảo ảnh hưởng đến chất lượng của hình ảnh.

IV. BÀN LUẬN

Đậm độ u phổi trung bình trên chuỗi ảnh không thuốc thật và không thuốc ảo lần lượt là 42.63±8.83 và 43.64±9.55 (đơn vị HU) có sự khác biệt không có ý nghĩa thống kê về đậm độ u phổi trung bình giữa 2 chuỗi ảnh. Điều này chứng tỏ chuỗi ảnh không thuốc ảo được tạo thành sau thuật toán trừ iod ở bản đồ vật chất đã cho đậm độ các mô không có sự khác biệt so với hình không thuốc thật. Tỷ số tương phản trên nhiều CNR của u phổi trên ảnh không thuốc thật và không thuốc ảo lần lượt là 0.76±0.34 và 0.71±0.3 có sự khác biệt không có ý nghĩa thống kê (p=0.144>0.05). Điều này cho thấy khi tổng hợp các yếu tố khách quan bao gồm đậm độ tổn thương, đậm độ mô, độ nhiễu hình ảnh thì giữa

Suất liều trong CT phổ chúng tôi ấn định là 7.4 mGy cao hơn suất liều trong CT thường quy là 6.72±1.78 mGy. Tuy nhiên liều chiếu dài trong CT phổ là 229.6±34.36 cGy.cm lại thấp hơn CT thường quy là 514.15±144.68 cGy, điều này do CT phổ có khả năng tái tạo ảnh không thuốc ảo giúp thay thế hình ảnh không thuốc thật nên

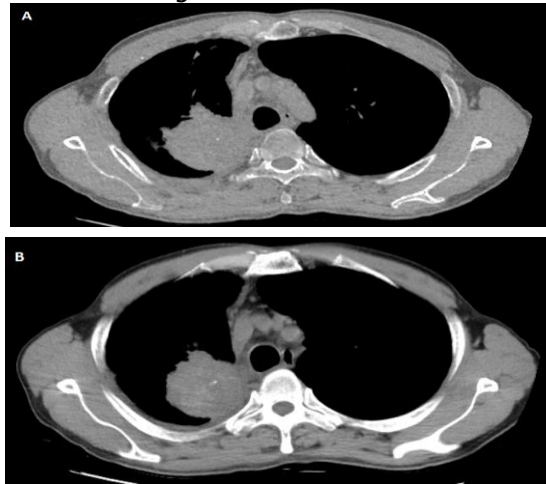
người bệnh không cần chụp trình không tiêm thuốc so với CT thường. Điều này dẫn đến tổng liều hấp thụ trên người bệnh chụp CT phổ sẽ giảm được khoảng 55.56% liều hấp thụ hiệu dụng. Tổng liều người bệnh hấp thụ với CT phổ là 3.2 ± 0.48 (giá trị nhỏ nhất 0.45 mSv, giá trị lớn nhất 3.97 mSv).

Kết quả tỉ số tương phản trên nhiều của u phổi tính toán được giảm dần khi tăng keV từ 40-100 keV, trong đó mức 40 keV, 60 keV, 80 keV có tỉ số CNR lớn hơn ảnh hỗn hợp, kết quả này tương tự như nghiên cứu của Kaup M. Hình ảnh tái tạo ở mức năng lượng 40 keV gần nhất với năng lượng lớp K của iod (33 keV) nên đậm độ u phổi thì tĩnh mạch ở chuỗi ảnh này là lớn nhất do vậy dẫn đến tỉ số tương phản trên nhiều cao nhất trong nghiên cứu. Tuy nhiên chuỗi ảnh đơn sắc mức 40 keV cũng cho thấy độ nhiễu hình ảnh lớn hơn các chuỗi ảnh năng lượng cao hơn (29.91 ± 6.16).

Điểm chất lượng hình ảnh trong nghiên cứu của chúng tôi cho thấy ở mức năng lượng từ 60 keV đến 80 keV có điểm cao nhất, kết quả này tương tự nghiên cứu của tá giả Kaup M [7]. Trên thế giới đã có nhiều nghiên cứu chứng minh chất lượng hình ảnh của ảnh đơn sắc 60-70 keV cho điểm chất lượng hình ảnh cao nhất khi khảo sát mạch máu vùng ngực, bụng, mạch máu chi dưới, nhờ vì sự suy giảm nồng độ iod tăng lên ở các mức năng lượng nhất định. Như vậy qua đánh giá các chỉ số độ nhiễu ảnh SD, tỉ số tương phản trên nhiều CNR và thang điểm chất lượng hình ảnh của tác giả Kaup M [7] chúng tôi nhận thấy chuỗi ảnh đơn sắc ở mức năng lượng 60 keV giúp cải thiện được chất lượng hình ảnh và khả năng phân biệt tổn thương, nhận diện tổn

thương khi so sánh với ảnh hỗn hợp hay các hình ảnh đơn sắc khác.

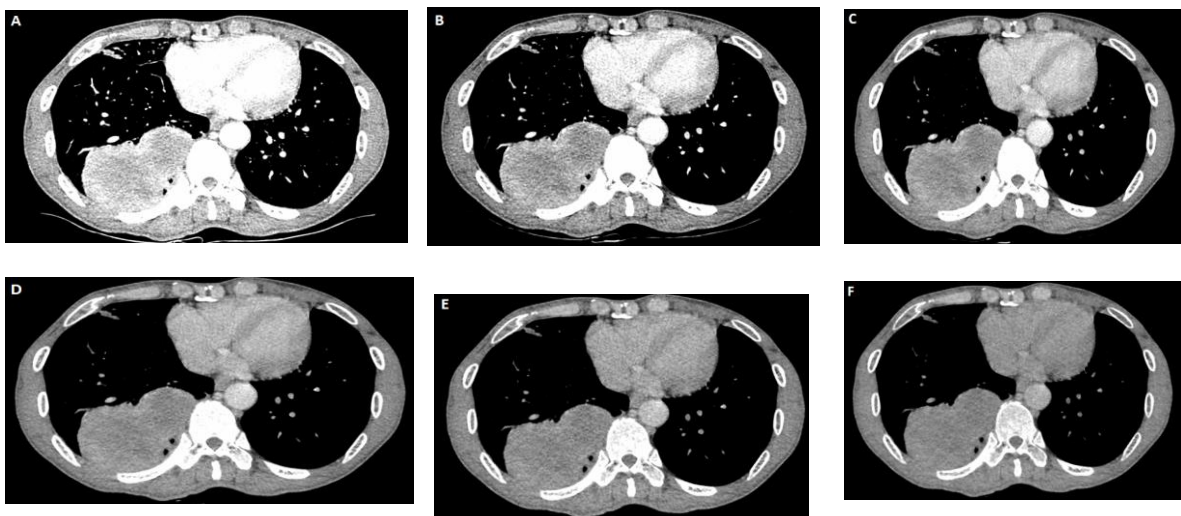
Nghiên cứu của chúng tôi còn một số hạn chế như sau: thứ nhất vì chúng tôi tập trung phân tích khả năng thay thế ảnh không thuốc thật bằng ảnh không thuốc ảo, phân tích chất lượng hình ảnh khách quan, chủ quan ở một số mức keV nên chúng tôi không tính tới giá trị chẩn đoán chính xác của các chuỗi ảnh khác. Thứ 2 cỡ mẫu nghiên cứu chưa lớn.



Hình 1. So sánh hình ảnh không thuốc ảo (A) và hình ảnh không thuốc thật (B)

"Nguồn: BN Lê Quang P., tư liệu nghiên cứu"

Một bệnh nhân nam, 68 tuổi. Hình A: Hình không thuốc ảo, hình B: Hình không thuốc thật. Hai hình ảnh được đánh giá chất lượng hình ảnh ngang nhau, có thể thấy hình không thuốc ảo không có sự khác biệt đáng kể so với hình không thuốc thật.





Hình 2. Hình ảnh xử lý các mức năng lượng đơn sắc và ảnh hỗn hợp

"Nguồn: BN Nguyễn Đăng G., tư liệu nghiên cứu"

Một bệnh nhân nam, 59 tuổi. Hình A: 40 keV; hình B: 50 keV, hình C: 60 keV, hình D: 70 keV, hình E: 80 keV, hình F: 100 keV, hình G: 120 keV, hình H: 140 keV, hình I: ảnh hỗn hợp

V. KẾT LUẬN

Ảnh không thuốc ảo có thể thay thế vai trò của ảnh không thuốc thật trong đánh giá ung thư phổi, khi đó DECT giúp giảm liều hấp thụ hiệu dụng cho người bệnh tới 55.56%. Trong các chuỗi ảnh đơn sắc từ 40 keV-140 keV thì chuỗi ảnh 60 keV đến 80 keV có chất lượng hình ảnh tốt nhất trong đó chuỗi ảnh 60 keV cho độ tương phản giữa tổn thương và các mô xung quang tốt nhất và chuỗi ảnh này cũng cho thấy chất lượng hình ảnh tốt hơn so với các chuỗi ảnh đơn sắc khác cũng như tốt hơn ảnh hỗn hợp.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. **Sung H., Ferlay J., Siegel R.L. và cộng sự. (2021).** Global Cancer Statistics 2020: GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries. *CA Cancer J Clin*, **71**(3), 209–249.
2. **Zhang L.J., Yang G.F., Wu S.Y. và cộng sự. (2013).** Dual-energy CT imaging of thoracic malignancies. *Cancer Imaging*, 81–91.
3. **Baxa J., Vondráková A., Matoušková T. và cộng sự. (2014).** Dual-phase dual-energy CT in

- patients with lung cancer: assessment of the additional value of iodine quantification in lymph node therapy response. *Eur Radiol*, **24**(8), 1981–1988.
4. **Zegadło A., Zabicka M., Kania-Pudło M. và cộng sự. (2020).** Assessment of Solitary Pulmonary Nodules Based on Virtual Monochrome Images and Iodine-Dependent Images Using a Single-Source Dual-Energy CT with Fast kVp Switching. *J Clin Med*, **9**(8), 2514.
5. **Kozu Y., Maniwa T., Takahashi S. và cộng sự. (2013).** Prognostic significance of postoperative serum carcinoembryonic antigen levels in patients with completely resected pathological-stage I non-small cell lung cancer. *J Cardiothorac Surg*, **8**, 106.
6. **D'Angelo T., Cicero G., Mazziotti S. và cộng sự. (2019).** Dual energy computed tomography virtual monoenergetic imaging: technique and clinical applications. *Br J Radiol*, **92**(1098), 20180546.
7. **Kaup M., Scholtz J.-E., Engler A. và cộng sự. (2016).** Dual-Energy Computed Tomography Virtual Monoenergetic Imaging of Lung Cancer: Assessment of Optimal Energy Levels. *Journal of Computer Assisted Tomography*, **40**(1), 80–85.
8. **Goldman L.W. (2007).** Principles of CT: radiation dose and image quality. *J Nucl Med Technol*, **35**(4), 213–225; quiz 226–228.

NGHIÊN CỨU MỘT SỐ ĐẶC ĐIỂM GIẢI PHẪU ĐỘNG MẠCH NGỰC NGOÀI Ở NGƯỜI VIỆT NAM

Hoàng Bảo Tín¹, Võ Văn Hải¹

TÓM TẮT

Mục tiêu: Khảo sát các dạng nguyên uỷ, kích thước của động mạch ngực ngoài. **Đối tượng và phương pháp nghiên cứu:** Nghiên cứu được tiến hành trên 15 xác người Việt Nam trưởng thành tại Bộ

môn Giải phẫu học trường Đại học Y Dược TP.Hồ Chí Minh từ tháng 07/2021 đến tháng 02/2022. **Kết quả:** Mẫu nghiên cứu có tuổi trung bình $68,4 \pm 12,6$ tuổi, tỷ lệ nam là 80%. Động mạch ngực ngoài chủ yếu xuất phát từ đoạn II động mạch nách (60%). Đường kính động mạch ngực ngoài $1,98 \pm 0,43$ mm tại nguyên uỷ, $1,13 \pm 0,23$ mm tại điểm vào cơ ngực lớn. Chiều dài động mạch ngực ngoài từ nguyên uỷ đến điểm vào cơ $124,78 \pm 21,40$ mm. **Kết luận:** Động mạch ngực ngoài có nguyên uỷ chủ yếu từ đoạn II của động mạch nách (60%) và động mạch dưới vai (36,67%). Động mạch ngực ngoài đa số có kích thước lớn hơn

¹Đại học Y Dược TP.Hồ Chí Minh

Chịu trách nhiệm chính: Hoàng Bảo Tín

Email: dr.hoangbaotin@gmail.com

Ngày nhận bài: 6.9.2022

Ngày phản biện khoa học: 25.10.2022

Ngày duyệt bài: 3.11.2022