Tạp chí Sức khỏe và Lão hóa
Journal of Health and Aging
Xuất bản trực tuyến tại https://tcsuckhoelaohoa.vn

Tổng quan

ỨNG DỤNG CT PHỔ TRONG CHẨN ĐOÁN VÀ ĐÁNH GIÁ BỆNH LÝ UNG BƯỚU TẠI BỆNH VIỆN THỐNG NHẤT

Bùi Thị Thanh Tâm[1,*], Nguyễn Chí Thành[1], Đỗ Võ Công Nguyên[1], Trần Thanh Phong[1]

1. Khoa Chẩn đoán hình ảnh, Bệnh viện Thống Nhất, TP. Hồ Chí Minh, Việt Nam.

** Tác giả liên hệ: Bùi Thị Thanh Tâm ✉ buithithanhtam13021989@gmail.com*

TÓM TẮT: Cắt lớp vi tính phổ (Spectral CT) là một công nghệ tiên tiến đang ngày càng được ứng dụng rộng rãi trong thực hành lâm sàng để chẩn đoán và đánh giá các bệnh lý ung bướu. Spectral CT cho phép phân tích mô chi tiết hơn so với CT thông thường, nhờ sử dụng các phổ năng lượng khác nhau trong quá trình chụp, giúp phân biệt các mô dựa trên đặc tính suy giảm tia X đặc trưng của chúng ở các mức năng lượng khác nhau. Các ứng dụng xử lý hậu kỳ phổ biến nhất của Spectral CT bao gồm: hình ảnh đơn năng lượng ảo (virtual monoenergetic images – MONO E), bản đồ mật độ i-ốt (iodine density overlay), hình ảnh không tiêm cản quang ảo (virtual non-contrast images– VNC), và hình ảnh loại bỏ canxi ảo (Calcium Suprression) .Các loại hình ảnh đa dạng thu được từ kỹ thuật spectral CT mang lại nhiều lợi ích như: tăng khả năng phát hiện và đặc điểm hóa tổn thương, xác định chính xác thành phần vật chất, giảm liều lượng i-ốt cần sử dụng, và giảm hiện tượng tạo ảnh giả (artifact). Những ứng dụng linh hoạt này đóng vai trò ngày càng quan trọng trong đánh giá khối u và chẩn đoán ung thư, bao gồm chẩn đoán khối u nguyên phát, đánh giá giai đoạn tại chỗ và di căn, theo dõi sau điều trị và xử lý biến chứng. Bài viết này xin trình bày tổng quan về các ứng dụng chính, kỹ thuật xử lý hậu kỳ và minh họa bằng một số ca lâm sàng thực tế tại Bệnh viện Thống Nhất nhằm làm rõ vai trò của Spectral CT trong quản lý bệnh nhân ung thư.

Từ khoá: CT phổ, bệnh lý ung bướu, hình ảnh đơn sắc ảo

APPLICATION OF SPECTRAL CT IN ONCOLOGY AT THONG NHAT HOSPITAL

Bui Thi Thanh Tam, Nguyen Chi Thanh, Do Vo Cong Nguyen, Tran Thanh Phong

ABSTRACT: Spectral computed tomography (Spectral CT) is an advanced technology that is increasingly being applied in oncology. Spectral CT allows for tissue characterization beyond that of conventional CT as imaging is performed using different energy spectra that can help differentiate tissues based on their specific attenuation properties at different X-ray energies. The most common post-processing applications of Spectral CT include virtual monoenergetic images (MONO-E), iodine density overlay, virtual non-contrast images (VNC), and calcium supprression image. The diverse image sets obtained from Spectral CT offer numerous advantages, such as enhanced lesion detection and characterization, accurate determination of material composition, reduced iodine contrast dose, and reduced artifacts. These versatile applications play an increasingly important role in tumor evaluation and oncologic imaging, including the diagnosis of primary tumors, local and metastatic staging, post-treatment monitoring, and management of complications. This paper provides an overview of the main applications, post-processing techniques, and demonstrate some clinical cases from Thong Nhat Hospital in Ho Chi Minh City to highlight the role of Spectral CT in the management of cancer patients.

Keywords: Spectral CT, Oncology, Virtual monoenergetic images

Ngày nhận bài: 05/05/2026 Ngày chấp nhận: 28/05/2026 Ngày đăng bài: 07/06/2026

Bản quyền: © Tác giả. Xuất bản bởi *Tạp chí Sức khỏe và Lão hóa*.

1. ĐẶT VẤN ĐỀ

CT phổ (Spectral CT) ngày càng được ứng dụng rộng rãi trong các lĩnh vực y học khác nhau như cơ xương khớp, mạch máu, tim mạch, tiêu hóa, tiết niệu – sinh dục và thần kinh. Đặc biệt, những tiến bộ gần đây về mặt kỹ thuật xử lý hình ảnh đã giúp Spectral CT trở thành một phương tiện ưu thế khi đánh giá các bệnh nhân ung thư. Các ứng dụng xử lý hậu kỳ phổ biến nhất của Spectral CT bao gồm: hình ảnh đơn năng lượng ảo (virtual monoenergetic images – MONO E), bản đồ mật độ i-ốt (iodine density overlay), hình ảnh không tiêm cản quang ảo (virtual non-contrast images– VNC), và hình ảnh loại bỏ canxi ảo (calcium supprression). Các loại hình ảnh đa dạng thu được từ kỹ thuật DECT mang lại nhiều lợi ích như: tăng khả năng phát hiện và đặc điểm hóa tổn thương, xác định chính xác thành phần vật chất, giảm liều lượng i-ốt cần sử dụng, và giảm hiện tượng tạo ảnh giả. Những ứng dụng linh hoạt này đóng vai trò ngày càng quan trọng trong đánh giá khối u và chẩn đoán ung thư, bao gồm chẩn đoán khối u nguyên phát, đánh giá giai đoạn tại chỗ và di căn, theo dõi sau điều trị và xử lý biến chứng. Hệ thống máy CT được sử dụng để chụp mạch vành ở bệnh viện Thống Nhất- TP Hồ Chí Minh là Philips Spectral CT 7500. Đây là hệ thống spectral CT với 1 đầu đèn phát tia và sử dụng đầu thu hai lớp (dual-layer dectector) vì vậy hệ thống này có thể thu nhận đồng thời hai mức năng lượng trên cùng một điểm ảnh và theo thời gian thực chỉ với một lần chụp. Mỗi ảnh thu được đều có dữ liệu phổ và có thể tái tạo các hình ảnh MONO-E, VNC, Iodine density overlay hay Calcium suppression cho mọi lát cắt. Bài viết này trình bày tổng quan các nguyên lý cơ bản, kỹ thuật xử lý hậu kỳ và những ứng dụng chính của Spectral CT trong lĩnh vực ung bướu, đồng thời minh họa bằng một số ca lâm sàng thực tế tại Bệnh viện Thống Nhất nhằm làm rõ giá trị của kỹ thuật này trong thực hành lâm sàng hằng ngày.

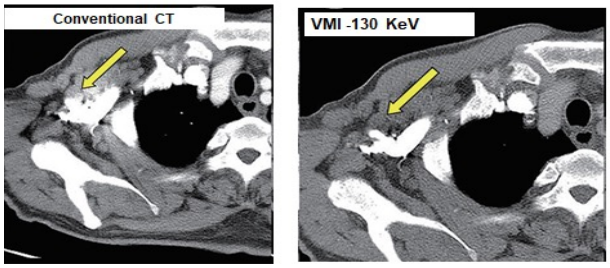
2. ỨNG DỤNG HÌNH ẢNH CT PHỔ TRONG ĐÁNH GIÁ BỆNH LÝ UNG BƯỚU

2.1. Hình ảnh đơn năng lượng ảo- Mono Energetic Image MonoE

Một trong những ứng dụng nổi bật của CT phổ là tái tạo hình ảnh đơn năng lượng ảo virtual monoenergetic image MONO E theo mức năng lượng cụ thể. Từ dữ liệu CT phổ, hình ảnh mô phỏng như khi chụp với chùm tia đơn năng lượng, trong khoảng năng lượng từ 40 đến 200 keV được tạo ra. Trong đó, chùm tia năng lượng cao (thường ở mức 140 kV trở lên) giúp làm giảm nhiễu beam hardening, còn chùm tia năng lượng thấp (80 kV hoặc thấp hơn) mang lại tương phản mô mềm cao hơn và làm nổi bật rõ rệt chất cản quang i-ốt nhờ ngưỡng hấp thụ K của i-ốt nằm ở mức 33,2 keV. Điều này làm tăng độ nhạy phát hiện tổn thương và chất lượng hình ảnh trong các đánh giá mô mềm hoặc khối u tăng sinh mạch [1].

2.1.1. Giảm nhiễu và xảo ảnh

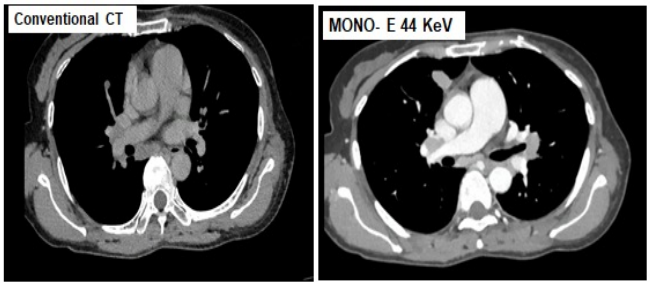
Hình ảnh đơn năng lượng ảo (VMI) có thể cải thiện chất lượng hình ảnh bằng cách giảm các nhiễu ảnh do kim loại hoặc do hiện tượng xơ cứng chùm tia (beam-hardening) . Tuy nhiên, mức năng lượng VMI phù hợp có thể khác nhau tùy theo từng tình huống lâm sàng. Một số nghiên cứu cho thấy nhiễu ảnh kim loại giảm đáng kể ở VMI tại mức 100 keV hoặc 140 keV. Ngoài ra, VMI còn có khả năng giảm nhiễu xơ cứng chùm tia do thuốc cản quang, giúp nâng cao chất lượng hình ảnh [2].



Hình 1. Hình ảnh MONO-E ở mức năng lượng 130KeV làm giảm đáng kể xảo ảnh do thuốc cản quang gây ra. Nguồn: BV Thống Nhất

2.1.2. Tăng khả năng phát hiện tổn thương – giảm liều thuốc cản quang

Việc tạo ra ảnh đơn năng lượng ảo làm tăng khả năng phát hiện các tổn thương có tăng sinh mạch nhờ làm tăng đậm độ chất cản quang trong các hình ảnh năng lượng thấp, do iod có hệ số suy giảm cao hơn ở mức năng lượng này. Hơn nữa, những hình ảnh ở mức năng lượng thấp còn có tỷ lệ tín hiệu trên nhiễu (signal-to-noise ratio – SNR) tốt hơn so với hình ảnh đa phổ (polychromatic). Điều này đặc biệt hữu ích khi đánh giá các bệnh lý ung thư, bao gồm việc phát hiện tổn thương, phân tích đặc điểm mô học, theo dõi và đánh giá đáp ứng điều trị. Kỹ thuật này có thể được dùng trong nhiều lĩnh vực để phát hiện cả tổn thương nguyên phát lẫn thứ phát [3]. Đối với ung thư gan, CT phổ tăng độ rõ của các tổn thương thứ phát nhỏ (đặc biệt dưới 7 mm) bằng hình ảnh VMI, nhờ tối ưu độ tương phản giữa khối u và nhu mô gan, cũng như tăng tỷ lệ tương phản trên nhiễu (CNR) tại mức năng lượng 40 keV mà không làm tăng nhiễu ảnh ở phần nhu mô gan còn lại. Các hình ảnh đơn năng lượng thấp cũng cung cấp tỷ lệ tương phản trên nhiễu (CNR) và tín hiệu trên nhiễu (SNR) cao nhất trong phát hiện ung thư biểu mô tuyến ống tụy (PDAC). Nhiều nghiên cứu đã chỉ ra rằng độ rõ của tổn thương tăng lên đáng kể ở ảnh đơn năng lượng 55 keV, và độ tự tin của người đọc tăng lên ở mức 70 keV [4]. Trong ung thư phổi và các bệnh lý ung bướu vùng ngực, việc phát hiện hạch rốn phổi và hạch trung thất đôi khi gặp khó khăn khi mức độ tăng quang của mạch máu phổi gần tương đương với hạch. Tuy nhiên, ảnh đơn năng lượng ảo ở mức năng lượng thấp giúp tăng khả năng phát hiện, cải thiện độ rõ nét và đo lường chính xác kích thước hạch, từ đó nâng cao độ chính xác trong chẩn đoán di căn hạch. Điều này là bởi VMI ở năng lượng thấp làm tăng độ tương phản giữa mạch máu phổi và mô xung quanh. Một nghiên cứu gần đây cho thấy VMI ở mức 40 keV chụp ở thì muộn (60 giây sau khi tiêm thuốc cản quang) có hiệu quả trong đánh giá hạch rốn phổi, vì tạo ra sự chênh lệch tương phản lớn nhất giữa mạch máu phổi và hạch [1] .



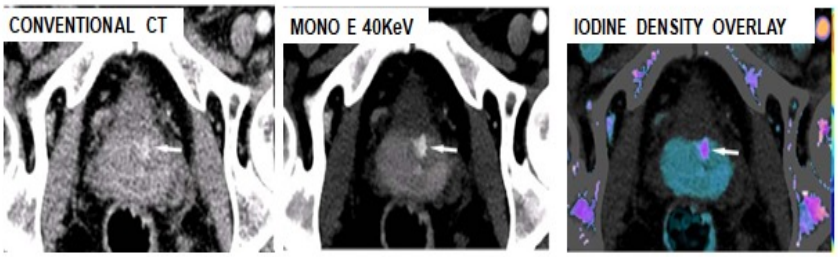
Hình 2. Ứng dụng hình MONO-E giúp phát hiện tốt hạch trung thất. Hình CT thường khó phát hiện hạch rốn phổi phải do ít có sự tương phản với mạch máu kế cận. Hình MONO-E ở 44KeV giúp phát hiện hạch tốt hơn do tăng đậm độ mạch máu, làm tăng sự tương phản với hạch kế cận. Nguồn: BV Thống Nhất

2.2. Bản đồ mật độ Iode- Iodine Density Overlay

Bản đồ i-ốt (iodine map) là một kỹ thuật hình ảnh tiên tiến được tạo ra từ dữ liệu của chụp cắt lớp vi tính phổ, cho phép đánh giá nồng độ và sự phân bố của i-ốt trong mô. Kỹ thuật này dựa trên nguyên lý i-ốt có khả năng hấp thụ tia X tăng mạnh tại một mức năng lượng đặc hiệu (k-edge, khoảng 33.2 keV). Bằng cách sử dụng các mức năng lượng khác nhau trong cùng một lần chụp, hệ thống CT có thể tách tín hiệu của i-ốt ra khỏi các mô xung quanh và tái tạo hình ảnh cho thấy mức bắt thuốc cản quang tại từng vùng [5].

Kỹ thuật Iodine Density Overlay là một tính năng trong hệ thống CT phổ của hãng Philips, cho phép trực quan hóa nồng độ i-ốt trong mô bằng cách phủ màu (overlay) lên hình ảnh gốc. Dựa trên sự khác biệt trong khả năng hấp thụ tia X của i-ốt ở các mức năng lượng khác nhau, hệ thống sẽ tính toán chính xác nồng độ i-ốt tại từng điểm ảnh, sau đó hiển thị dưới dạng mã màu: các vùng có nồng độ i-ốt cao sẽ hiện màu nóng như đỏ hoặc cam, trong khi vùng ít hoặc không có i-ốt sẽ hiện màu lạnh như xanh hoặc tím. Kỹ thuật này đặc biệt hữu ích trong việc đánh giá các tổn thương tăng sinh mạch, như u gan, u thượng thận, giúp phân biệt rõ hơn giữa mô lành và mô bệnh, đồng thời hỗ trợ phân biệt huyết khối u (thường bắt thuốc i-ốt) với huyết khối thông thường (không bắt thuốc). Bản đồ i-ốt còn giúp theo dõi đáp ứng điều trị qua việc đánh giá sự thay

đổi nồng độ i-ốt trong tổn thương sau can thiệp [6]503 patients (286 females and 217 males. Trong thực hành lâm sàng, việc phát hiện các tổn thương nhỏ bắt thuốc hoặc các tổn thương bắt thuốc trên nền mô không đồng nhất (Vd: gan xơ hoá) đôi khi là một thách thức. Bản đồ Iode sẽ đem lại cho bác sĩ chẩn đoán hình ảnh một cái nhìn trực quan, giúp phát hiện nhanh và tránh bỏ sót các tổn thương.



Hình 3. Hình ảnh đơn năng lượng ảo ở mức 40 KeV và bản đồ Iode giúp phát hiện tổn thương nhỏ tại tiền liệt tuyến. Tổn thương này được sinh thiết sau đó và xác định là ung thư tiền liệt tuyến. Nguồn: BV Thống Nhất

Đo lường nồng độ Iodine- Iodine Density

Trên CT phổ, nồng độ Iode của mô có thể được xác định. Nồng độ Iode này cùng các thông số liên quan (bảng 1) đã được chứng minh là phản ánh mật độ vi mạch cũng như mức độ tưới máu. Vì vậy các chỉ số này trên CT phổ có thể được sử dụng như một chỉ dấu sinh học (biomarker) nhằm đánh giá mức độ giàu mạch của khối u, đồng thời giúp đo lường chính xác mức độ tăng quang của các nốt phổi . Thêm vào đó, những thay đổi trong hàm lượng i-ốt cũng có thể phản ánh mức độ đáp ứng với hóa trị hoặc xạ trị [1].

Phân biệt tổn thương lành ác: Nhiều nghiên cứu đã chứng minh các thông số IC, NIC và λHU trên CT phổ có giá trị tốt trong việc phân biệt tổn thương phổi lành tính và ác tính. Nói chung, nốt đơn độc ác tính có IC và NIC cao hơn nốt lành tính hoặc lao, tuy nhiên trong một số trường hợp viêm, các chỉ số này lại cao hơn cả khối u ác tính do tăng sinh mạch bất thường. Ngoài ra, các nghiên cứu cũng cho thấy hạch di căn từ ung thư phổi thường có IC thấp hơn và λHU cao hơn hạch lành tính, phản ánh hiện tượng rửa trôi nhanh chất cản quang. Các giá trị IC và λHU còn liên quan đến kích thước hạch và khối u phổi, với các khối lớn hơn thường có mật độ i-ốt thấp hơn, có thể do thiếu oxy và hoại tử trong khối u. Những thông số này được xem là chỉ dấu sinh học tiềm năng trong đánh giá tính chất và mức độ ác tính của tổn thương phổi trên hình ảnh CT phổ [7]iodine density maps, virtual non-contrast images (VNC.

Bảng 1. Một số thông số đo lường nồng độ i-ốt (IC) trên CT phổ [7]

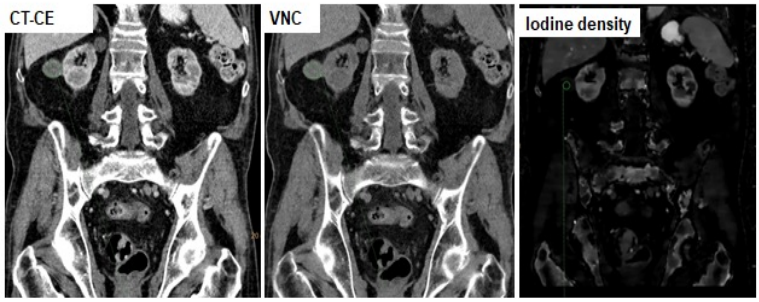
Thông số	Viết tắt (Đơn vị)	Định nghĩa
Độ dốc của đường cong HU phổ	λHU	Chênh lệch giá trị CT tại 40 keV và 100 keV chia cho 60, (hoặc tại 40 keV và 120 keV chia cho 80)
Nồng độ i-ốt	IC (mg/mL)	Hàm lượng i-ốt trên một đơn vị thể tích (mL), được đo từ hình ảnh phân tách vật chất dựa trên i-ốt
Nồng độ i-ốt chuẩn hóa	NIC	Được chuẩn hóa theo IC trong động mạch chủ nhằm giảm biến thiên do bệnh nhân, thời điểm chụp và liều lượng IC: NIC = ICL / ICA, trong đó ICA là IC tại động mạch chủ

Phân loại mức độ biệt hoá: Các thông số từ CT phổ có giá trị trong việc phân biệt các thể mô học, mức độ biệt hóa và đột biến phân tử của ung thư phổi. Các chỉ số như IC, NIC và λHU cho thấy sự khác biệt giữa các loại ung thư như adenocarcinoma, carcinoma tế bào vảy và u thần kinh nội tiết. NIC kết hợp với tiền sử hút thuốc còn có thể dự đoán đột biến EGFR ở adenocarcinoma. CTphổ cũng giúp phân biệt các ổ di căn phổi theo nguồn gốc khác nhau, cũng như phân biệt các khối u tuyến ức. Ngoài ra, IC, λHU và VMI ở 40 keV có mối tương quan nghịch với độ ác tính mô học và tương quan thuận với yếu tố tăng trưởng nội mô mạch máu VEGF, phản ánh quá trình tạo mạch khối u [7].

Hình ảnh không thuốc ảo- Virtual Noncontrast VNC

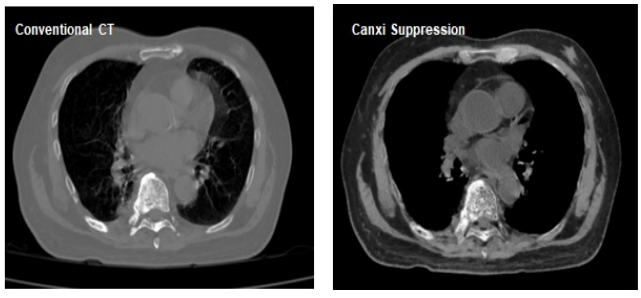
Hình không thuốc ảo (VNC) đang ngày càng đóng vai trò quan trọng trong lĩnh vực ung bướu nhờ khả năng tái tạo hình ảnh tương tự như ảnh không tiêm thuốc thật mà không cần thực hiện thêm một lần chụp, từ đó giúp giảm liều tia và tối ưu hóa quy trình chẩn đoán cho bệnh nhân ung thư – những người thường phải chụp CT nhiều lần trong quá trình theo dõi và điều trị.

Một trong những ứng dụng quan trọng nhất của VNC là trong đánh giá tổn thương thận, vì việc phân biệt nang lành tính và khối đặc nghi ngờ ác tính có ý nghĩa thiết yếu trong lập kế hoạch điều trị. VNC cho phép đánh giá độ đậm độ (HU) của tổn thương trên ảnh giả không tiêm, giúp phát hiện những đặc điểm bất thường như vách ngăn, nốt bên trong, hay thành phần đặc – vốn khó đánh giá nếu chỉ có ảnh có tiêm thuốc. Điều này hỗ trợ phân biệt nang đơn giản (HU gần bằng nước, không tăng quang) với tổn thương phức tạp hoặc khối u thận ác tính (có tăng quang, cấu trúc đặc). Việc tránh chụp thêm thì không tiêm giúp giảm liều tia và tăng sự thoải mái cho người bệnh. Trong ung thư biểu mô tế bào thận (RCC), các nghiên cứu còn cho thấy VNC có thể phối hợp với đo mật độ i-ốt để phân biệt giữa các loại RCC khác nhau (ví dụ: dạng tế bào sáng và không phải tế bào sáng), cũng như đánh giá mức độ ác tính (xâm lấn hay tiến triển chậm), từ đó có thể đưa ra ngưỡng chẩn đoán hỗ trợ lâm sàng (như nồng độ i-ốt 3.2 mg/mL để phân biệt RCC tế bào sáng và không phải tế bào sáng) [7].



Hình 4. Tổn thương nang thận đậm độ cao được xác định bản chất với CT phổ. Hình ảnh VNC cho thấy tổn thương không bắt thuốc, kết hợp với hình mật độ Iodine giúp khẳng định thêm chẩn đoán. Nguồn: BV Thống Nhất

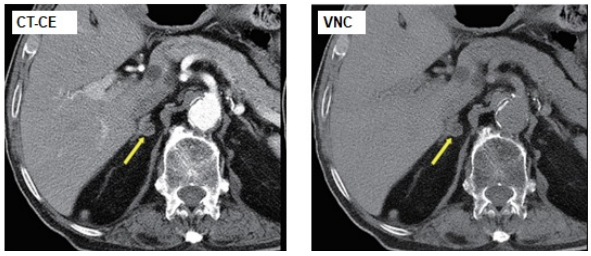
Một ứng dụng khác của DECT là trong đánh giá các tổn thương thượng thận phát hiện tình cờ. Di căn tuyến thượng thận khá phổ biến ở bệnh nhân ung thư, đặc biệt trong các loại ung thư phổi, vú, đại tràng và thận. Bước đầu trong chẩn đoán phân biệt u tuyến thượng thận là đánh giá đậm độ nền. Đậm độ <10 HU gợi ý adenoma lành tính, còn >20 HU nghi ngờ di căn. Nếu không có chuỗi không tiêm thuốc thật, có thể dùng ảnh VNC để đo đậm độ – dù thường chênh 5–6 HU so với ảnh thật, giá trị này vẫn hữu ích lâm sàng. Ví dụ, VNC ~0 HU gần như chắc chắn là adenoma; >20 HU nghi ngờ di căn, nên phối hợp thêm kỹ thuật wash-out. VNC cũng hỗ trợ phát hiện xuất huyết thượng thận (đậm độ cao, không tăng quang rõ), và dùng để tính washout khi ảnh nền thật không có [8].



Hình 5. VNC giúp xác định bản chất u tuyến thượng thận trên BN ung thư phổi. Hình CT sau tiêm thuốc ghi nhận khối choán chỗ tuyến thượng thận bên phải, bắt thuốc nhẹ 28HU, trên hình VNC đậm độ tổn thương là 4 HU, giúp xác định bản chất là Adenoma tuyến thượng thận. Nguồn: BV Thống Nhất

2.3. Hình ảnh loại bỏ Canxi- Calcium Suppression

Hình ảnh loại bỏ canxi ảo góp phần cải thiện hiệu quả chẩn đoán tổn thương di căn đốt sống,đặc biệt là những tổn thương di căn đặc xương. Trong các trường hợp ung thư di căn xương thể đặc xương, tổn thương thường biểu hiện dưới dạng vôi hóa hoặc xơ cứng do sự lắng đọng canxi trong cấu trúc xương. Tuy nhiên, bên trong hoặc xen kẽ với các vùng xơ cứng này có thể tồn tại các thành phần mô u di căn, đại diện cho mô ung thư tiến triển. Trên CT thông thường, việc phát hiện các thành phần mô u này thường gặp khó khăn do mật độ canxi cao làm che lấp hình ảnh. Kỹ thuật canxi suppression (loại bỏ canxi ảo) được phát triển nhằm giải quyết hạn chế này, bằng cách loại bỏ tín hiệu canxi khỏi ảnh tái tạo, cho phép quan sát rõ hơn các vùng mô u vốn bị che khuất. Nhờ đó, các tổn thương di căn xen trong vùng vôi hóa được phát hiện dễ dàng hơn, giúp nâng cao độ chính xác trong chẩn đoán, cải thiện theo dõi đáp ứng điều trị [1].



Hình 6. Tổn thương di căn xương đốt sống được xác định rõ hơn trên hình ảnh Canxi Suppresion. Nguồn: BV Thống Nhất

3. KẾT LUẬN

CT phổ với các ứng dụng hình ảnh như hình ảnh đơn năng lượng ảo (virtual monoenergetic images – MONO E), bản đồ mật độ i-ốt (iodine density overlay), hình ảnh không tiêm cản quang ảo (virtual non-contrast images– VNC), và hình ảnh loại bỏ canxi ảo (Calcium Suprression) mang lại nhiều lợi ích như tăng khả năng phát hiện và đặc điểm hóa tổn thương, xác định chính xác thành phần vật chất, giảm liều lượng i-ốt cần sử dụng, và giảm hiện tượng tạo ảnh giả . Những ứng dụng linh hoạt này đóng vai trò ngày càng quan trọng trong đánh giá khối u và chẩn đoán ung thư, bao gồm chẩn đoán khối u nguyên phát, đánh giá giai đoạn tại chỗ và di căn, theo dõi sau điều trị và xử lý biến chứng.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

[1] C. Kim et al., "Application of Dual-Energy Spectral Computed Tomography to Thoracic Oncology Imaging," Korean Journal of Radiology, vol. 21, no. 7, p. 838, 2020, doi: 10.3348/kjr.2019.0711.
[2] A. Parakh et al., "Dual-Energy CT Images: Pearls and Pitfalls," RadioGraphics, vol. 41, no. 1, pp. 98–119, Jan. 2021, doi: 10.1148/rg.2021200102.
[3] K. R. Laukamp et al., "CT artifacts from port systems: Virtual monoenergetic reconstructions from spectral-detector CT reduce artifacts and improve depiction of surrounding tissue," European Journal of Radiology, vol. 121, p. 108733, Dec. 2019, doi: 10.1016/j.ejrad.2019.108733.
[4] P. Bhosale, O. Le, A. Balachandran, P. Fox, E. Paulson, and E. Tamm, "Quantitative and Qualitative Comparison of Single-Source Dual-Energy Computed Tomography and 120-kVp Computed Tomography for the Assessment of Pancreatic Ductal Adenocarcinoma" Journal of Computer Assisted Tomography, vol. 39, no. 6, pp. 907–913, 2015, doi: 10.1097/RCT.0000000000000295.
[5] C. N. De Cecco et al., "A noise-optimized virtual monoenergetic reconstruction algorithm improves the diagnostic accuracy of late hepatic arterial phase dual-energy CT for the detection of hypervascular liver lesions," European Radiology., vol. 28, no. 8, pp. 3393–3404, Aug. 2018, doi: 10.1007/s00330-018-5313-6.
[6] M. B. Andersen, D. Ebbesen, J. Thygesen, M. Kruis, and F. Rasmussen, "Impact of spectral body imaging in patients suspected for occult cancer: a prospective study of 503 patients," European Radiology, vol. 30, no. 10, pp. 5539–5550, Oct. 2020, doi: 10.1007/s00330-020-06878-7.
[7] G. Foti et al., "Dual-Energy CT in Oncologic Imaging," Tomography, vol. 10, no. 3, pp. 299–319, Feb. 2024, doi: 10.3390/tomography10030024.
[8] Y. Nagayama et al., "Adrenal Adenomas versus Metastases: Diagnostic Performance of Dual-Energy Spectral CT Virtual Noncontrast Imaging and Iodine Maps," Radiology, vol. 296, no. 2, pp. 324–332, Aug. 2020, doi: 10.1148/radiol.2020192227.