



# CHỤP CT HAI MỨC NĂNG LƯỢNG: NGUYÊN LÝ VÀ ỨNG DỤNG LÂM SÀNG

## Dual energy computed tomography: basic principles and applications

Lê Văn Phước\*

### SUMMARY

Computed tomography is a modern medical imaging with rapid development and many technical advances. Dual energy CT (DECT) is a development that offers great promise to increase the CT potential. Conventional CT utilizes a single X ray beam and contrast image is generated by the differences in photon attenuation of materials. In DECT, two energy levels are used to acquire images. The tube potentials are mostly set to 140 and 80 kVp to obtain the largest spectral difference. DECT differs material composition by different photon energy levels. DECT is widely indicated and some indications are routine clinical use. Clinical applications include, for example, the assessment of contrast enhancement in focal organ lesions, pulmonary perfusion, angiography with bone removal and display of plaque distribution, kidney stone differentiation, and detection of topography... This article introduces some basic principles and clinical applications of DECT.

**Keywords:** *Dual energy CT, spectral, contrast image, attenuation, materials*

### MỞ ĐẦU

CT hai mức năng lượng (DECT) là kỹ thuật rất mới, hiện đang phát triển. Từ thập niên 1970, người ta đã cố gắng nghiên cứu các thông tin về phổ năng lượng dùng trong chẩn đoán của CT với các nguồn phát tia có điện thế khác nhau. Để đạt được điều đó, cần thu đồng thời 2 bộ dữ liệu của cùng vùng một chụp, ở hai mức năng lượng khác nhau. Với các hệ thống máy CT trước đây, ở các bộ phận tương đối di động thì hầu như rất khó hoặc không thể thực hiện. Ngày nay, với sự phát triển các hệ thống máy CT mới, tiến bộ phần cứng và các kỹ thuật xử lý hình, khả năng khảo sát DECT đã được thực hiện rộng rãi và một số kỹ thuật đã trở nên thường quy trong thực hành lâm sàng.

### NGUYÊN LÝ CƠ BẢN

#### *Tạo hai mức năng lượng*

DECT sử dụng bộ dữ liệu thu được ở hai mức năng lượng, thường là 80 kVp và 140 kVp. Để tạo nguồn phát ở hai mức năng lượng về phần cứng máy có các loại máy sau: dùng hai đầu đèn phát tia X đồng thời ở hai mức năng lượng khác nhau

(Siemens), dùng một đầu đèn nhưng thay đổi rất nhanh phát ở hai mức năng lượng (GE), dùng một đầu đèn nhưng có hai lớp đầu thu để tạo ra hai mức năng lượng (Philips), hoặc dùng bộ lọc ở ngay phía sau đầu đèn để tạo hai mức năng lượng (Siemens).

#### *Hai mức năng lượng*

Tương tác chủ yếu của tia X với vật chất để tạo ảnh chẩn đoán chủ yếu nhờ vào hiệu ứng quang điện và tán xạ Compton. Hiệu ứng quang điện liên quan phóng thích năng lượng của điện tử tầng ngoài khi vào tầng trong cùng hay lớp K. Năng lượng liên kết điện tử tầng K còn gọi là năng lượng 'mức K'. Năng lượng mức K đặc trưng cho mỗi chất, ở đây có sự gia tăng đột ngột hấp thụ ở mức năng lượng này. Hầu hết các cấu trúc cơ thể có năng lượng mức K thấp. Khác với các cấu trúc khác, năng lượng mức K của iode (33,2 keV) và canxi (4,0 keV) cao. Iode có mức năng lượng K gần với mức 80 kVp do đó mức độ hấp thụ tia X ở 80 kVp sẽ lớn hơn so với mức 140 kVp. Mức 80 kVp, mô chứa iode sẽ có đậm độ cao hơn so với mô không chứa iode và tương phản này rõ hơn nhiều so với mức 140 kVp. Do vậy, có thể phân biệt các chất nhờ khác biệt mức K ở các mức năng lượng khác nhau giữa 80 kVp và 140 kVp.

\* Khoa Chẩn đoán hình ảnh bv Chợ Rẫy

*Xử lý hình*

Hình ảnh được phân tích sâu hơn với mô hình ‘phân tách thành phần vật chất’ trong phần mềm xử lý. Thông tin về mức hấp thụ tia X của các chất được chuyển thành thông tin về lượng hay nồng độ các chất. Có thể dùng mô hình phân tách của mỗi 2 hoặc 3 chất khác nhau. Phân tách ‘2 chất’ như nước và iode hoặc ‘3 chất’ như mỡ, iode và nhu mô. Trong mô hình phân tách 3 chất của mô khảo sát, ví dụ: mỡ, mô mềm và iode ở gan. Khi đậm độ nhu mô gan ở 80 kVp cao hơn ở 140 kVp, có thể là do nồng độ iode. Sự tăng quang càng mạnh ở mức năng lượng 80kVp so với 140 kVp, thì nồng độ iode càng cao. Do đó, có thể phát hiện sự hiện diện của iode và hiển thị được hình ảnh ‘bản đồ iode’. Ngoài ra, có thể tái tạo hình ‘không thuốc ảo’ bằng cách trừ hình ảnh ‘bản đồ iode’ với hình CT bình thường.

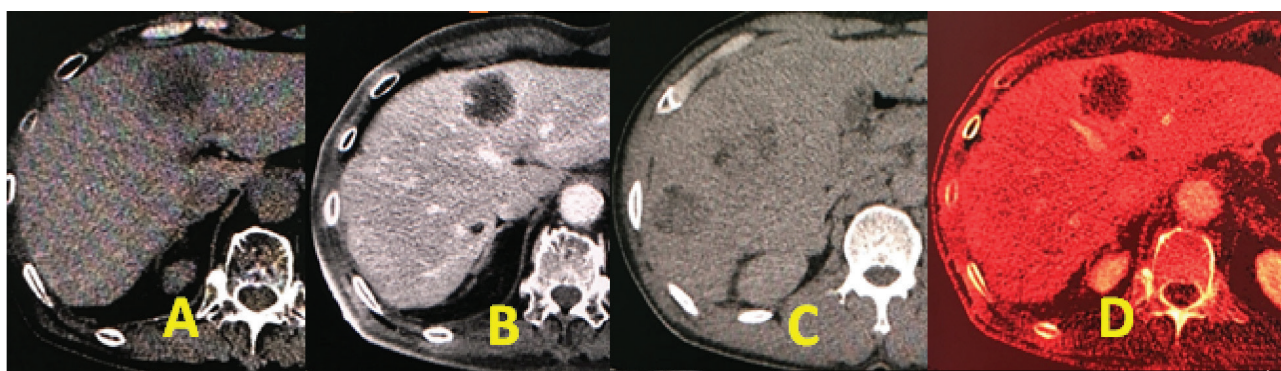
*Lượng bức xạ và chất lượng hình ảnh*

Hai mức điện thế dùng khảo sát trong DECT là 80 kVp và 140 kVp. Về mức độ phơi nhiễm bức xạ, DECT được tính toán liều xạ tương đương với các khảo sát thông thường. Về chất lượng hình, ở mức năng lượng 80 kVp và 140 kVp, hình ảnh thường có độ nhiễu cao hơn hình CT thường qui ở 120 kVp. Tuy nhiên ở các hình cân bằng thì đạt chất lượng hình ảnh tương đương hình CT thường qui.

**ỨNG DỤNG LÂM SÀNG**

*Tổn thương gan*

Khả năng lập bản đồ iode ở các cơ quan mô mềm có thể được sử dụng để nghiên cứu sự tăng quang của các tổn thương khu trú ở gan khó đánh giá ngấm iode trên CT thường qui: kích thước nhỏ, di căn ít mạch máu phân biệt các nang gan, u nhỏ tăng quang trên nền xơ gan...(Hình 1)



**Hình 1. Bn. NVB, nam, 1938. U gan. Hình chụp thường qui ở thì uộn có thuốc (C). Thay đổi KeVtrên DECT cho thấy tương phản u tốt hơn (B). Hình "không thuốc ảo" (A) dựng lại mà không cần chụp hình không thuốc thật sự. Hình "bản đồ iode" (D)**

*Tổn thương thận*

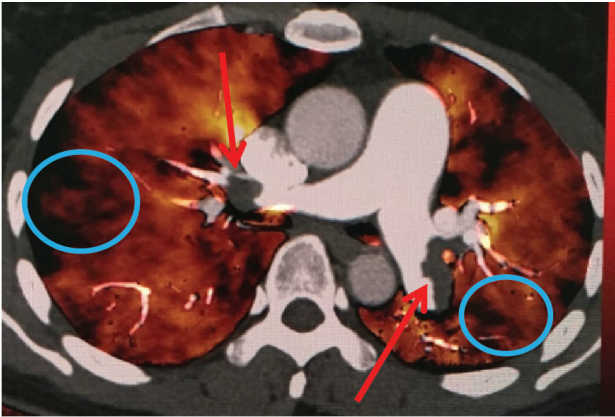
Nang thận đậm độ cao với u thận tăng quang khó phân biệt trên CT thường qui. Trên DECT, nang thận đậm độ cao trên hình ‘không thuốc ảo’, nhưng không cao trên hình ‘bản đồ iode’. Với u thận thì sẽ cao trên hình ‘bản đồ iode’ do có ngấm iode. Hình ‘không thuốc ảo’ còn cung cấp thông tin về xuất huyết, vôi, mỡ của tổn thương như hình chụp ‘không thuốc thật sự’.

*Phân biệt các loại sỏi thận*

Ba loại sỏi thận thường gặp nhất và có liên quan đến lâm sàng là: sỏi canxi (74%), acid uric (15%) và struvite (11%). Sỏi canxi và struvite chỉ có thể điều trị bằng ngoại khoa. Trong khi sỏi acid uric có thể được điều trị nội khoa. Tính chất phổ của sỏi acid uric yếu hơn so với sỏi canxi và struvite. Nhờ đó, DECT có thể phân biệt sỏi uric và sỏi canxi, struvite. Một nghiên cứu lâm sàng đã chứng minh độ tin cậy của DECT trong chẩn đoán phân biệt các loại sỏi này, giúp lập kế hoạch điều trị phù hợp.

*Hình ảnh tưới máu phổi*

Sử dụng mô hình phân tách ba loại vật chất cho iode, mô mềm và khí, có thể dựng được bản đồ nồng độ iode biểu thị tưới máu phổi. Trường hợp tắc mạch phổi, DECT cho thấy hình tắc mạch máu phổi đồng thời khiếm khuyết tưới máu nhu mô phổi ở vùng liên quan (Hình 2). Các nghiên cứu cho thấy có tương quan tốt giữa hình ảnh tưới máu trên DECT và hình tưới máu trên chụp nhập nháy. Kết hợp hình ảnh tưới máu với hình ảnh về hình thái, cấu trúc nhu mô phổi cho phép DECT khảo sát hoàn chỉnh các bệnh lý phổi phức tạp.



**Hình 2. Bn BPKD., nữ, 1973. Thuyên tắc phổi. Hình DECT cho thấy huyết khối ở động mạch phổi (mũi tên) và vùng khiếm khuyết tưới máu nhu mô (hình tròn).**

*Chụp mạch máu*

Do khác biệt tính chất phổ của iode với các cấu trúc khác trong chụp CT mạch máu (CTA), DECT giúp loại trừ xương dễ dàng trên bộ dữ liệu. Hình ảnh mạch máu chứa iode có thể thu được và dựng hình bằng kỹ thuật MIP giống như chụp MRI. Ngoài ra, các voxel chứa cả iode và vôi có thể được lấy ra hoặc thêm vào hình CTA, điều này giúp xác định chính xác hơn thành phần mảng xơ vữa hoặc độ hẹp lòng mạch máu.

*Cơ xương khớp*

Đánh giá bệnh Gout thông qua phát hiện lắng đọng các tinh thể acid uric trong nốt tophi là ứng dụng khá quan trọng (Hình 3). Các hướng dẫn chẩn đoán Gout mới nhất đã đưa vào tiêu chuẩn DECT. Cơ chế phân tách thành phần vật chất phát hiện acid uric giống như phân biệt các loại sỏi hệ niệu.



**Hình 3. Bn.PQH., nam, 1960. Bệnh Gout với nồng độ acid uric máu: 13 mg/ml. DECT cho thấy vị trí, kích thước các nốt tophi (màu xanh lục) (mũi tên)**

Dập xương có thể đánh giá trên DECT nhờ kỹ thuật loại trừ xương cho thấy các vùng tăng lượng dịch. Kỹ thuật giúp phát hiện các trường hợp gãy xương kín đáo trên X quang thường qui.

Các gân và dây chằng có đặc tính quang phổ yếu, do mật độ collagen dày đặc. Có thể đánh giá gân và dây chằng dày trên DECT. Tuy nhiên, tỷ số tín hiệu/nhiều thường không đủ để mô tả các dây chằng mỏng; do đó giá trị lâm sàng của ứng dụng này còn hạn chế.

*Thần kinh*

DECT dùng phân biệt hình ảnh xuất huyết thực sự và hình tăng đậm độ do ứ trệ thuốc cản quang iode sau can thiệp tái thông trong đột quỵ cấp. Ở xuất huyết thực sự không tăng quang trên hình bản đồ iode.

*Giảm xảo ảnh*

CT thường qui bị ảnh hưởng nhiều bởi xảo ảnh do cứng hóa chùm tia hoặc dị vật kim loại. Xảo ảnh này sẽ giảm ở các hình với mức năng lượng cao trên DECT. Kết hợp thay đổi mức năng lượng trên DECT với các phần mềm làm giảm xảo ảnh rất nhiều. Điều này có giá trị trong khảo sát các bệnh lý vùng chậu, khớp có dụng cụ kim loại chỉnh hình, khớp giả...

## KẾT LUẬN

Chụp CT hai mức năng lượng là kỹ thuật mới ứng dụng đặc tính phân biệt các thành phần vật chất dựa vào sự khác biệt hai mức năng lượng. Các ứng dụng lâm sàng nổi bật là: gia tăng khả năng phát hiện, mô tả

đặc tính tổn thương, phân biệt sỏi hệ niệu, phát hiện nốt tophi, đánh giá tưới máu phổi, loại trừ xương chụp mạch máu, giảm xảo ảnh kim loại... Các ứng dụng trên ngày càng được chứng minh có giá trị lâm sàng.

## TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. Cynthia H. McCollough, Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications, Radiographics, 2015
2. DeCecco CN, Darnell A, Rengo M, et al. Dual-energy CT: oncologic applications. AJR Am J Roentgenol, 2012
3. Hyun Woo Goo, Dual-Energy CT: New Horizon in Medical Imaging, Korean J Radiol 2017
4. Johnson TR, Dual-energy CT: general principles, AJR Am J Roentgenol, 2012
6. Joseph R. Grajo, Dual energy CT in practice: Basic principles and applications, Applied Radiology, 2016
7. McCollough CH, Dual- and multienergy CT: principles, technical approaches, and clinical applications, Radiology, 2015
8. Shima Aran, Applications of Dual-Energy CT in Emergency Radiology, AJR, 2014
9. Silva AC, Morse BG, Hara AK, et al. Dual-energy (spectral) CT: applications in abdominal imaging. Radiographics, 2011

## TÓM TẮT

Chụp cắt lớp vi tính là ngành hình ảnh y học hiện đại phát triển rất nhanh với nhiều tiến bộ kỹ thuật. CT hai mức năng lượng (DECT) là sự phát triển mới mang lại rất nhiều hứa hẹn gia tăng khả năng hoạt động của CT. CT thường qui dùng một chùm tia và hình ảnh tạo ra đơn thuần do khác biệt hấp thụ tia X. Ở DECT hình ảnh được tạo ra từ hai mức năng lượng. Hai mức điện thế đặt thông thường là 80 và 140 kVp để tạo ra khác biệt về phổ lớn nhất. DECT phân biệt các thành phần của vật chất bởi khác biệt các mức năng lượng. Hiện nay DECT được chỉ định rộng rãi, và một số sử dụng thường qui lâm sàng. Các ứng dụng bao gồm: đánh giá tăng quang các tổn thương khu trú, tưới máu phổi, loại trừ xương trong chụp mạch, hiển thị mảng xơ vữa, phân biệt sỏi thận, phát hiện nốt tophi... Bài viết giới thiệu một số nguyên lý và ứng dụng lâm sàng cơ bản của DECT.

**Từ khóa:** CT hai mức năng lượng, phổ, tương phản hình ảnh, hấp thụ, vật chất

Ngày nhận bài: 20/12/2018. Ngày chấp nhận đăng: 20/2/2019

Người liên hệ: Lê Văn Phước, Khoa CĐHA bệnh viện Chợ Rẫy, email phuocbvcr@yahoo.com