

第63回 名古屋市立大学医学会総会

特 別 講 演 II

デュアルソース CT デュアルエネルギーモードの 胸部における臨床応用

原 眞 咲

名古屋市立大学大学院共同研究教育センター中央放射線部

Clinical applications of dual source CT dual energy mode in the thorax

Masaki Hara

Department of Radiology,

Nagoya City University Graduate School of Medical Sciences

概 略

デュアルエネルギー CT は 2 種類の異なった電圧の X 線曝射により得られたデータから、物質固有の減衰率差を計算、対象となる物質を識別あるいは抽出し定量することを可能とする技術である。呼吸器疾患に対する応用として、デュアルエネルギー CT は、従来 CT で行われてきた形態学的診断に加えて全肺野を対象とした局所肺血流や局所肺換気の評価、肺結節のより正確な造影効果の測定などに応用されてきており、今後益々の発展が期待される。

Abstract

The dual-energy mode of dual source CT (DECT) is a new technique characterized by material decomposition using simultaneously obtained dual-energy data sets. Clinical applications in thoracic diseases include the evaluation of pulmonary perfusion, ventilation and differential diagnosis between malignant lesions and benign ones in patients with pulmonary thromboembolism/infarction, chronic obstructive pulmonary disease and pulmonary nodules, respectively. DECT is an important tool because it can provide the additional functional information to evaluate various thoracic diseases, and the improvement and spread of this technique would be warranted.

キーワード：デュアルエネルギー、パーフュージョン、機能画像、肺塞栓、肺結節

Key words: dual energy, perfusion, functional imaging, pulmonary embolism, pulmonary nodule.

は じ め に

シーメンス社が提案した 2 管球搭載 64 スライス型のデュアルソース (dual source: DS) CT, SOMATOM, Definition は 2005 年の北米放射線学会において発表、発売が開始された。2006

年 7 月、当院にアジア地区では最初の装置として導入されたが、複数の X 線管球を同一撮影室内で使用することを規制した医療法施行規則に抵触するため、2 管球を用いた撮影はデュアルエネルギーモードを含めて自粛する事態となっ

た。医療法施行規則の改正により、2007年4月中旬に2管球モードの使用が許可され、漸く臨床応用の開始が可能となった。本稿で述べるデュアルエネルギーモードは、さらに遅れること1ヶ月の2007年5月実施可能となったという経緯がある。

本稿では、64列型デュアルソースCT、シーメンス社製SOMATOM, Definitionにおいて初めて可能となった、異電圧同時データ収集によるデュアルエネルギーモード撮影の胸部領域における臨床応用につき、我々の施設においてこれまで得られた知見を主に紹介する。

装 置

シーメンス社製DSCT, SOMATOM, Definitionの特徴は、管球と検出器とが一對となったX線収集系を90度オフセットした2セットを同一面上に搭載していることである。2セットの検出器はA-システムが672チャンネル（有効視野50度, field of view [FOV] 50cm）であるのに対し、B-システムは約52%の352チャンネル（有効視野25度, FOV 26cm）と物理的な制約により小さくなっている。このため、本邦においても体格の大きい患者では両側肺全体を撮影範囲内に含めることが困難な場合がまれならず経験される。体軸方向へのディテクター配列は、0.6mmx32を中央に、両側に各々1.2mmx4 総計40列であり、0.6mm部で19.2mm、全体では28.8mmの体軸方向厚である。64スライス撮影では、中央の0.6mmx32検出器を用い、X線を振り分ける、z-Sharpテクノロジーにより64スライス収集とし、0.33mmの体軸方向空間分解能を実現している。

デュアルソースCTの概念は以前から存在していたが^{1,2)}、管球重量など技術的な問題が解決されず実現されなかった。直径12cmと画期的に小型なストラトンX線管球が開発され、臨床機への2管球搭載が可能となった。ガントリ回転速度は1回転あたり0.33秒と最速レベルである。デュアルエネルギーモードでは冠動脈CTで使用するハーフモードではなく、360度のフルスキャンデータが使用される。

デュアルエネルギー撮影

本装置では80kVpと140kVpの2種類の異なった電圧のX線曝射により得られたデータから、物質固有の減衰率差を計算し、画像化している。石灰化、造影剤（ヨード）、脂肪（ブランク）、ステントなどにおける臨床応用がルーチン検査として可能となっている^{3,4)}。

本来、デュアルエネルギー撮影において、同時曝射は必須条件ではなく、電圧を変えて二回撮影したデータ収集でも計算可能である。これまでGeneral Electric (GE)、東芝社、フィリップス社からも実験データが報告されている。大きな欠点としては、各々の電圧により2回の撮影を行うため、同時曝射は不可能であり、両者の間に必ずタイムラグが生ずることである。撮影間に被写体が移動すると、差分の精度は著しく低下するため、体動が少ない部位や抑制が可能な場合に適応が限られる。一方、2管球のシーメンス社製装置の欠点は、計算範囲が直径26cmに制限されることであり、病変位置に合わせた正確なポジショニングが必要となる。この点では1管球方式の方が有利である。

General Electric (GE) 社製の装置では、電圧の切り替えを管球回転中に急速に繰り返し、1管球でも1回の撮影中にデータ収集を行う技術が搭載されている⁵⁾。検出器側で2種類のデータ収集を行う方式（フィリップス社）も提案されているが研究段階であり未だ市販はされていない。

デュアルソースCT関連の発表は2006年ころよりはじまっている^{3,4)}。臨床応用の発表は、肺血流CTの試み、CT血管造影における骨除去、副腎や腎腫瘍の鑑別診断が報告されている。

デュアルエネルギー撮影の基本原理は、異なったエネルギーにおける吸収値差に基づいた物質の分離である。80kVpと140kVpとの2種類の電圧のX線を曝射することで取得されたデータより物質固有の減衰率差を計算し、類似したCT値を呈する物質を分離して画像化することである。この原理を利用することでCT血管造影造影像からの直接骨除去、石灰化除去、腎結石の鑑別、腱・靱帯の抽出、肝腎病変の鑑別診

断が報告されており、呼吸器領域においても、造影剤抽出像 (contrast mapping image; CMI)、仮想単純CT (virtual non-contrast; VNC)、肺門縦隔描出および肺血流・換気情報の抽出についての臨床応用が可能となっている⁶⁾。以下呼吸器領域における代表的な適応について概説する。

1) 造影剤抽出像 (contrast mapping image; CMI)

造影の有無や程度は、これまで、造影前の単純CTと造影後のCTで測定したCT値の差を差分し造影効果として評価してきた (図1)。通常の検査では、造影前にまず単純CTを撮影し、さらに造影剤を投与しながら適切なタイミングで造影像を撮影している。同じ吸気状態で呼吸停止するように患者には指導するが、多かれ少なかれ、両者の間には位置のずれが生ずる。このため、全く同じ撮影断面で正確に差分し比較できてはいない。

2つの異なった電圧のデータから造影剤成分のみを抽出する造影剤抽出像 (contrast map-



図1 症例1：70歳代男性，検診の単純X線写真にて異常影を指摘され精査が行われた。

A) 単純CT肺野条件では，右下葉S6上縁に24x14mm大の斑状結節が認められる。上下葉間は描出不良であり，分葉不全と考えられる。

造影前のスキャンである。

B) 単純CT縦隔条件

造影前のCTではCT値は26HUであり，石灰化巣は指摘できない。

C) 造影剤注入開始60秒後の造影CT

120kVp相当の造影像である。CT値は100HUと上昇しており，造影効果は74HUである。下行大動脈腹側壁の石灰化形状を比較すると形状が異なっており，わずかではあるが，再構成断面に差があることが判る。通常単純造影2回の撮影による造影効果評価では，このような差異が避けることができない。

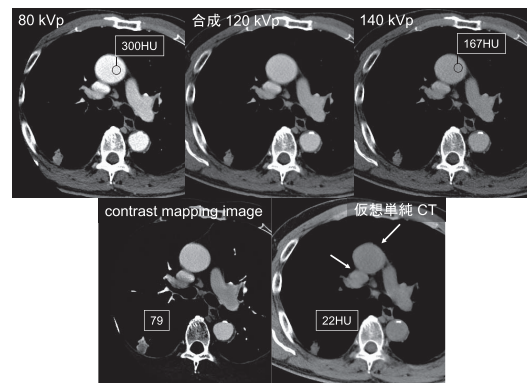


図2 同症例のデュアルエネルギーモード撮影である。

A) 80kVp, B) 120kVp相当の合成画像, C) 140kVpで撮影されたデータから作成された画像である。80kVp画像の血管内及び結節のCT値が最も高く，140kVpが最も低い。両者のデータの割合を変えることにより，様々な電圧に相当する画像を計算することができる。Bは通常撮影される120kVp相当の画像である。ヨードのCT値は両者の間である。

D) 80及び140kVp画像より，ヨード成分のみ抽出して作成したcontrast mapping image (CMI)である。測定値はヨード値と呼ばれる。充実性のCT値を有する領域では，造影像から単純CTのCT値を差分した値とほぼ同様である。

E) 造影画像から，ヨード成分を差分して得られたvirtual non-contrast image (VNC；仮想単純CT像)である。病変の大きさ，石灰化の大きさが過小評価されている。また，上行大動脈に及び上大静脈に輪郭状のアーチファクトも認められる (→)。

ping image; CMI) では，造影前の単純CTデータがなくとも，すなわち，造影像のみから造影程度を定量的に評価可能となる (図2 A)⁷⁾。次に述べる仮想単純CT (virtual non-contrast image; VNC) と併せると，単純CT撮影の省略により被曝量低減が視野に入ってくる⁶⁾。

さらに，2球を用いた同時データ収集可能な装置では，2回撮影法で生ずる呼吸停止位置の変化による撮影部位の微妙なずれを考慮する必要がない。初めて正確な造影効果測定が可能となったと言っても過言ではない。

2) 仮想単純CT (VNC) は，デュアルエネルギーモードを用いた造影後のみの撮影データを用いて抽出された造影剤成分を，基となる造影像か

ら差分することにより、造影剤成分を計算上消失させたCT像を作成する技術である(図2B)。画像作成自体は容易かつ再現性も高く、臨床応用範囲の拡大により、単純CT分の被曝線量の全て省略し半減させることを可能とする潜在能力を有している。特有なアーチファクトやピットフォールも存在するが(図2B)、対策により軽減しつつあり、近い将来、ルーチン検査における応用が視野にとらえられている。

3) 造影CTによる肺結節質の鑑別診断、リンパ節転移診断への応用^{7,8,9)}

一般に、造影像においては、造影剤の流入経路である鎖骨下静脈、腕頭静脈、上大静脈では造影剤の希釈が不十分のため著明な高吸収を呈するためアーチファクトが生じ、結果として画質が劣化する。デュアルエネルギーモードではこのビームハードニングアーチファクトが消失する造影剤注入終了直後に撮影しても、低電圧データにおいて造影剤CT値の上昇率が高く造影早期相に準じた画質が得られる(図2C, D, E)⁷⁾。このため、現在、造影早期、後期2相撮影を実施してきたのに対し、造影中期(造影剤注入終了直後に相当)1回の撮影のみで、早期・後期両方の情報を得ることが可能となっている。これまでの造影撮影2回から1回への被曝低減が可能である⁸⁾。

CTにおける肺結節の画像診断は、形態、大きさ、辺縁の性状、内部の石灰化、脂肪、空洞の存在、周囲構造への浸潤や、経過観察での増大、縮小の有無、倍加速度等、様々な所見から総合的に行われる¹⁰⁾。これらは、単純CTにて評価できるが、良性悪性の鑑別に造影程度が有用とされている^{10,11)}。造影効果が15HU以下では良性を疑うきっかけとなる(乾酪壊死主体の結核腫やすぐには造影されにくい軟骨性過誤腫が相当する)。デュアルエネルギーモードにより得られたヨード値と造影CT値から単純CT値を引いた通常の造影程度とは良好に相関する(図1)^{7,12)}。また、単純CTのCT値と仮想単純CTのCT値もよい相関を呈する(図1, 2)。良悪性の鑑別のためcutoff値をヨード値20あるいは20HUとした場合、造影剤抽出画像

および造影効果の評価は、各々、感度92%, 72%, 特異度は70%, 70%, 正診率は82%, 71%と感度、正診率が造影剤抽出画像の方で良好であった¹²⁾。

腺癌でみられるすりガラス吸収値病変は、CT値測定がしばしば困難である。不均一な内部構造、吸収値幅が広い、軟部表示条件で確認が困難なことが原因として挙げられる。また、-1000HUの空気を含むため、わずかな位置のずれにより大きく平均CT値が影響される。1回の造影像のみで造影効果を測定できるデュアルエネルギーモードはこの点で恩恵が大きい。すりガラス病変を模したファントムでは充実性病変に使用される画像処理パラメータでは造影効果をやや過大評価する傾向にあることが明らかとなり、パラメータの最適化により臨床応用への距離が縮まっている⁷⁾。

臨床症例においては、病変が造影されているか否か判断に確信が持てず、嚢胞か充実性かの診断にも難渋することが経験される。同時曝射によるデュアルエネルギーモードは、位置のずれの消失、造影剤そのものの抽出の2方向からこれまでの造影CTにおける問題点に対する解決策の一つとなりうる非常に興味深い技術である。

4) 石灰化巣の評価

デュアルエネルギーモードにより計算された仮想単純CTでも石灰化巣が描出されるが、通常の単純CTと比較すると石灰化巣は若干過小評価される傾向にある(図2E)。肺結節内やリンパ節内の石灰化の94%は検出できるが、検出できなかった石灰化も認められた¹²⁾。質的診断において石灰化は、形状や位置にもよるが良性を示唆する所見であることが多く、仮想単純CTで石灰化の評価をする際にはこの現象を念頭に置く必要がある。

5) 肺灌流(パーフュージョン)CT

これまで局所肺血流情報は、肺血流シンチグラフィにより評価されてきたが、これを造影CTにて描出する方法である(図3-4)。肺塞栓血症・肺梗塞症は近年増加している疾患であり、今後ますます臨床的な重要性が増すと

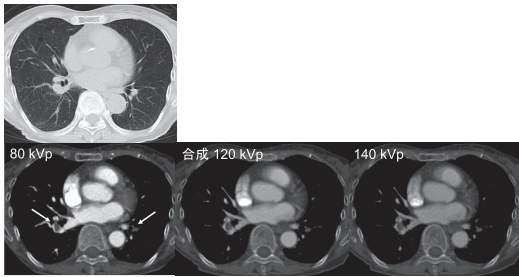


図3 症例2：80歳代女性，右下腿のむくみと労作時呼吸困難を訴え来院した。

A) 単純CT 肺野条件では，明らかな異常所見は認められない。

B) デュアルエネルギーモード80kVp，C) 120kVp 相当の合成画像，D) 140kVp で撮影されたデータから作成された画像である。症例1と同様に，80 kVp 画像の血管内CT 値が最も高く，140kVp が最も低い。両者のデータの割合を変えることにより，様々な電圧に相当する画像（Cは120kVp 相当）を計算することができる。ヨードのCT 値は両者の間となっている。いずれの画像においても，両側肺動脈内に欠損像が認められ（→），肺野条件では異常を認めないことより，肺塞栓血栓症と診断できる。右肺動脈内の欠損像周囲には造影剤が認められ，不完全閉塞の可能性がある。

考えられる。これらの疾患を診断する端緒としては，造影CTにより肺動脈内の血栓を造影欠損像として描出することが標準となっている（CT pulmonary angiography（CTPA），図3 B，C，E）^{13）}。しかし，亜区域より末梢の小さな血栓塞栓の検出には限界があり，さらに，血

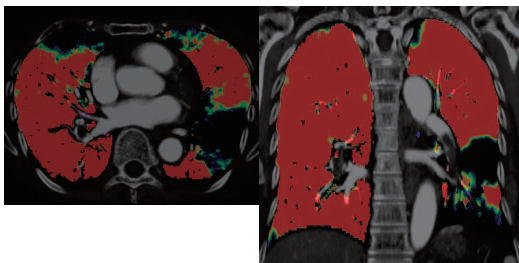


図4 同症例のCT パーフュージョン画像である。

A) 軸位断像，B) 冠状断像では，右下葉の肺内ヨード値が周囲と同様に保たれ，左下葉では低下していることがカラー表示にて明瞭に描出されている。肺動脈内の欠損像も同時に評価可能であり，欠損所見とヨード値との乖離が評価できる。

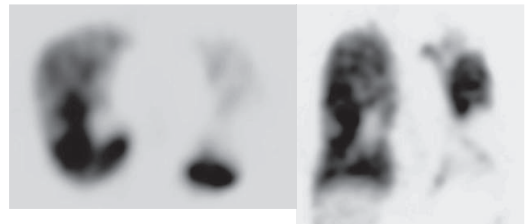
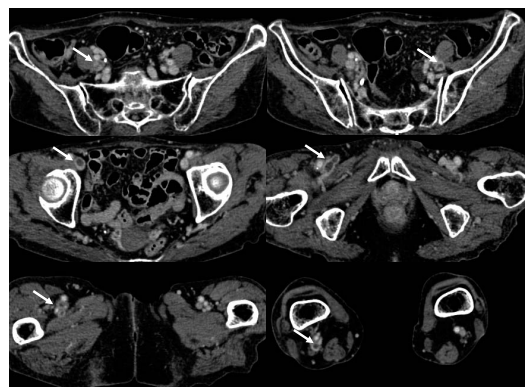


図5 同症例の肺血流シンチ画像である。

A) 軸位断像，B) 冠状断像では，局所肺血流情報は，ほぼ，CT パーフュージョン画像と同様である。肺動脈内の欠損像の評価は不可能であり，デュアルソースCTデュアルエネルギーモードは欠損像とヨード値とを同時に評価可能な検査としてルーチン検査の簡略化を可能とすると考えられる。

流欠損領域の評価は血栓塞栓描出のみでは困難である（不完全閉塞がまれならず認められる）ため，肺血流シンチグラフィによる精査を要していた（図5，6）^{13）}。

デュアルエネルギーモードにより得られるヨード量の検出，分離が肺野全体においても可能となり，局所の造影剤量が視覚的に把握できるようになった^{5,6,14）}。ルーチンの造影CTと同時に



A	B
C	D
E	F

図6 同症例で同時に撮影された，骨盤下肢CTベノグラフィーである。

A) 右外腸骨静脈，B) 左外腸骨静脈，C) 右大腿静脈，D) 右大腿及び大伏在静脈，E) 右浅及び深大腿静脈，F) 右膝窩静脈内に欠損像を認め（→），深部静脈血栓症が原因となった肺動脈塞栓症と考えられる。

データ収集が可能となるため、一回の検査で、血栓塞栓の存在診断と局所肺ヨード量が評価できる点は大きな利点である（図4）。また、肺血栓塞栓症の主な原因である骨盤、下肢の血栓の検索も同一検査内でCT venographyにより実施できる（図6）。視覚的評価はカラー表示を用いた肺血流シンチに準じたイメージで血流情報を作成し、かつ、同時に得られるCTとの正確なフュージョン画像と共に提供できるため、診断精度が向上することも利点である（図4）。

肺癌の術前評価や、閉塞性肺疾患に対しても適応が広がり、治療前検査体系の簡略化、低侵襲化が実現されると思われる。さらにこの手法は全身において応用が可能であり、簡便に局所血流を評価できる検査法として応用が進むと考えられる。

6) 肺換気（ベンチレーション）CT

慢性閉塞性肺疾患（chronic obstructive pulmonary disease: COPD）はタバコの煙に代表される有害物質を長期に吸入曝露することで生じる肺の炎症性疾患であり、呼吸機能検査で不可逆性の気流閉塞を呈する。気流閉塞は進行性で、様々な割合の末梢気道病変と気腫性病変の複合的な作用により生ずる。徐々に生じる労作時息切れ、慢性咳嗽、痰を症状の特徴としている。COPDの病期分類は、スパイロメトリーによる肺機能検査をもとになされるが、COPDで生じている変化を包括しているため、その評価に限界もある。画像に関しては、CTにおいて正常肺実質よりも低吸収として描出される気腫性変化の分布や範囲計測による評価、気道の内腔面積および壁厚、壁面積測定等による評価が試みられ、volume dataを用いた定量評価および局所肺換気能も評価が可能となっている。デュアルエネルギーモードにおいてXenonを吸入造影剤として使用し、形態学的評価に加えて局所的な換気機能評価が試みられている^{15, 16)}。Xenonの原子番号は54であり、53のヨードの次であるため光電効果的に同様な性質を有している。Xenon gasを用いた換気CT^{1, 5)}でXenon分布画像を作成できる。閉鎖回路を作成する方

法¹⁵⁾と1回換気によりより簡便に測定する方法¹⁶⁾とが報告されている。

おわりに

デュアルエネルギーモードが臨床に導入されて、従来のCTで行われてきた形態学的診断のみにとどまらず、機能や新たな質的診断としての情報も加えた診断ができるようになってきている。今回、肺血栓塞栓症、COPDや結節の診断について述べたが今後さらなる研究や技術の進歩により胸部疾患における新たな診断、評価方法の発展を期待する。

文 献

- 1) Raptopoulos V, Karellas A, Bernstein J, et al. Value of dual-energy CT in differentiating focal fatty infiltration of the liver from low-density masses. *Am. J. Roentgenol.*, 157: 721-725, 1991.
- 2) Swensen SJ, Yamashita K, McCollough CH, et al. Lung nodules: dual-kilovolt peak analysis with CT — multicenter study *Radiology*. 214: 81-85, 2000.
- 3) Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur. Radiol.*, 16: 256-268, 2006.
- 4) Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur. Radiol.* 17: 1510-1517, 2007.
- 5) Karcaaltynçaba M, Aktao A. Dual-energy CT revisited with multidetector CT: review of principles and clinical applications. *Diagn Interv Radiol* 2011; 17: 181-94
- 6) Kang MF, Park CM, Lee CH, et al. Dual-Energy CT: Clinical applications in various pulmonary diseases. *Radiographics.*, 30: 685-698, 2010.
- 7) Kawai T, Shibamoto Y, Hara M, et al. Can dual-energy CT evaluate contrast enhancement of ground-glass attenuation? Phantom and preliminary clinical studies. *Acad. Radiol.* 18: 682-689, 2011.

- 8) Imafuji A, Hara M, Sasaki S, et al. Usefulness of dual-energy CT scanning at 80 kVp for identifying hilar and mediastinal structures: evaluation of contrast enhancement of the pulmonary vessels and lymph nodes. *Jpn. J. Radiol.*, 30: 69-77, 2012.
- 9) Ogawa M, Hara M, Imafuji A, et al. Dual-energy CT can evaluate both hilar and mediastinal lymph nodes and lesion vascularity with a single scan at 60 seconds after contrast medium injection. *Acad. Radiol.*, 19: 1003-1010, 2012.
- 10) Winer-Muram HT. The solitary pulmonary nodule. *Radiology*, 239: 34-49, 2006.
- 11) Swensen SJ, Brown LR, Colby TV, et al. Lung nodule enhancement at CT: multicenter study. *Radiology*, 214: 73-80, 2000.
- 12) Chae EJ, Song JW, Seo JB, et al. Clinical utility of dual-energy CT in the evaluation of solitary pulmonary nodules: initial experience. *Radiology*, 249: 671-681, 2008.
- 13) Wittram C, Maher MM, Yoo AF, et al. CT angiography of pulmonary embolism: diagnostic criteria and causes of misdiagnosis. *RadioGraphics*, 24: 1219-1238, 2004.
- 14) Hagspiel KF, Flors L, Housseini AM, et al. Pulmonary blood volume imaging with dual-energy computed tomography: spectrum of findings. *Clin. Radiol.*, 67: 69-77, 2012.
- 15) Park EA, Goo JM, Park SJ, et al. Chronic obstructive pulmonary disease: quantitative and visual ventilation pattern analysis at xenon ventilation CT performed by using a dual-energy technique. *Radiology*, 256: 985-997, 2010.
- 16) Honda N, Osada H, Watanabe W, Nakayama M, Nishimura K, Krauss B, Otani K. Imaging of ventilation with dual-energy CT during breath hold after single vital-capacity inspiration of stable xenon. *Radiology*, 262: 262-268, 2012.

