

図3 肝細胞がん
CTHA (e) では、S₇に腫瘍濃染(↑)を認めるが、動脈血流が豊富でないため、120kV近似画像(d)では、腫瘍の同定は難しい。80kVの割合を50% (c)、70% (b)と増加するにつれて、濃染は、明瞭となる。しかし、80kV元画像(a)の割合が増加するにつれて、ノイズも増加している。

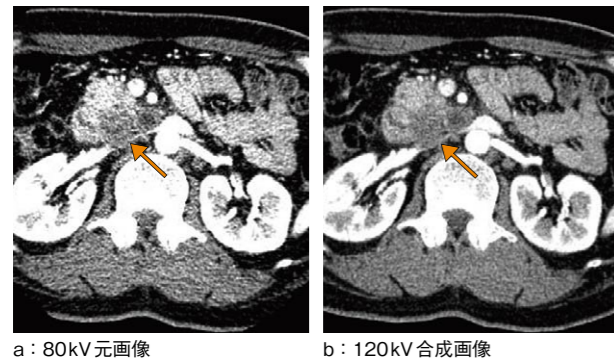


図4 膵がん
80kV元画像(a)では、膵実質の濃染が明瞭となるため、正常膵実質と腫瘍(↑)のコントラストは明瞭となる。腫瘍の広がりに関しては、ノイズの少ない画像が必要となるため、120kV合成画像(b)と併せて評価することが必要である。

る。しかし、Three-material decompositionによる解析時には、肝実質を軟部組織と脂肪から構成される物質と仮定しているため、異常な鉄沈着、石灰化、リビオドールの集積などがあると、ヨードの定量および仮想単純画像に誤差が生じるので、注意が必要である。単純CTでdual energy imagingを行うことにより、鉄の定量に用いるという報告もある⁸⁾。

物質の分離

Two-material decompositionによる解析 (図1)

骨、石灰化 (Ca) とヨード造影剤 (I) を分離、同定することにより、骨や石灰化を除去したCTAを作成し (Bone Removal MIPアプリケーション)^{6), 7)}、動脈および門脈等の評価に利用している。また、DIP-CTで骨除去を行うことにより、胆道系の評価を行うことも可能である。骨、石灰化 (Ca) とヨード造影剤 (I) を色分けし、元画像に重ね合わせて表示を行う (Hard plaqueアプリケーション) ことにより、動脈壁の石灰化と造影された血管内腔の表示が明瞭となる。

合成画像

臨床診断で最も利用しているのは、2つの管電圧の画像を組み合わせた合成画像である。

腹部CTは、120kVの管電圧で撮影されることが一般的である。120kVよりも高い電圧で撮影した画像は、骨や金属アーチファクトが軽減され、信号ノイズ比の高い画像が得られるが、造影コントラストの低下が認められる。一方、低い電圧で撮影されたCTは、造影コントラストが上昇している。2つの画像を組み合わせることで、同じコントラストを得るためにX線被ばくが低下し、造影剤の使用量も低減することが可能とされている⁹⁾。低電圧撮影の問題点としては、ノイズが増加することや、非常に体の大きい人の場合、画質の低下が認められることが挙げられる¹⁰⁾。

1. Composite imaging

低管電圧と高管電圧の2つのデータを合成した画像を作成することである。合成割合を変えることにより、低～高電圧

の疑似的な画像となる。通常は、120kVに近似した合成画像を、スキャン終了後に作成し、読影を行っている。低電圧の成分を増加させることにより、造影コントラストが上昇するため、肝細胞がんに対する早期相における腫瘍濃染が明瞭になる。自検例では、80kV画像の合成割合を50%以上に増加させることにより、肝細胞がんの検出率の向上が認められた。特に、濃染の淡い腫瘍や造影剤減量時に有効である (図3)。

胆嚢や消化管腫瘍等の乏血性の腫瘍でも、低電圧成分を増加させることにより、各時相の画像における造影コントラストの上昇が期待できる。また、腫瘍濃染だけではなく、膵実質の濃染コントラストの上昇も期待できるので、膵がんでも膵と腫瘍のコントラスト比が上昇する (図4)。

2. Monoenergetic image

低管電圧と高管電圧のデータより、単色X線に相当する実効エネルギーの画像を再構成できる。われわれの使用する装置では、40～190keVの画像を1keVごとに再構成できる。同じ管電圧でも、実効エネルギーが異なる場合には、画像のコントラスト、CT値は変化する。実効エネルギーを同一にすることにより、異なる装置間でもCT画像、CT値の比較が容易となる。dual energy imagingでも、管電圧の組み合わせやSnフィルタの有無による実効エネルギーの違いがあるので、合成画像においても、実効エネルギー表記を併用した方が画像の違いを理解しやすい (図5)。

3. Optimum contrast

composite imageを作成するときには、CT値の全域にわたり、一定の割合で合

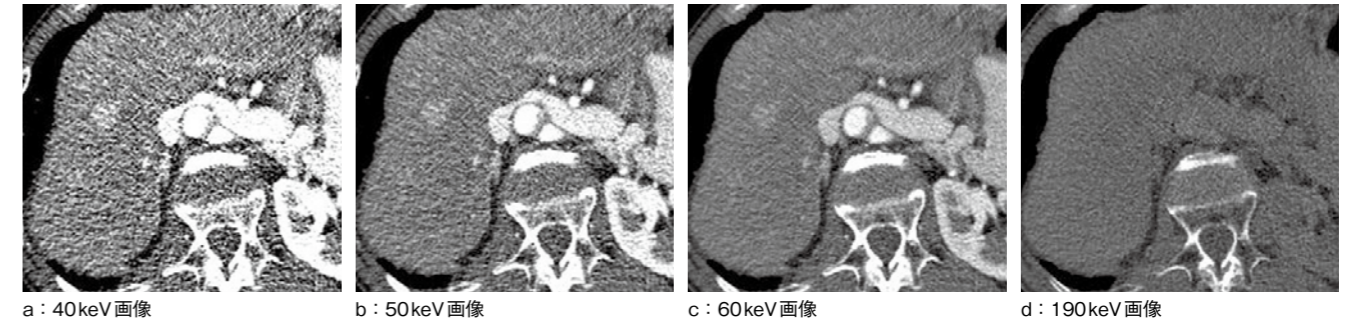


図5 肝細胞がん: monoenergetic image
実効エネルギーが増加するにつれて、造影剤のコントラストが低下している。monoenergetic imageでは、40～190keVの画像が1keVごとに作成できる。

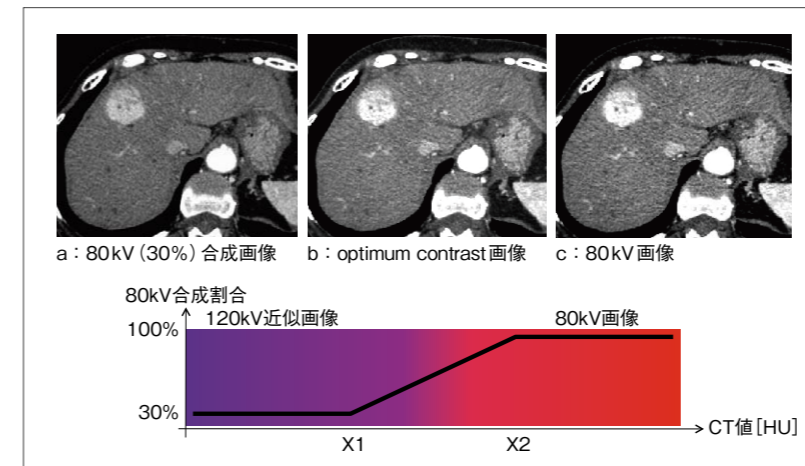


図6 optimum contrast
CT値に合わせて、低電圧画像の合成割合を変化させることが可能である。CT値の低い領域 (軟部組織など) よりも、CT値の高い領域 (濃染部分や血管) において低電圧画像の合成割合を増加させる。optimum contrast画像 (b) では、腫瘍濃染は、80kV画像 (c) と同等のコントラストを示しながら、肝実質のノイズを80kV画像より低減することが可能である。

成 (linear blending) を行っている。このため造影剤の濃染を強調させるために、低電圧画像の合成割合を増加させると、ノイズも増加してしまう。

これに対し、optimum contrastは、関心領域を強調するために、CT値に応じて、合成割合を変化させて合成 (non linear blending) を行う手法である¹¹⁾。CT値の低い領域 (軟部組織等) よりも、CT値の高い領域 (濃染部分や血管) において低電圧画像の合成割合を増加させることにより、実質のノイズを抑えながら、造影コントラストの高い画像が得られる。CT値が変化するので他の画像との比較に用いることはできないが、腫瘍濃染の検出等に利用している (図6)。

低電圧CTとしての利用

動脈、門脈の評価では、volume rendering像やmaximum intensity projection (MIP) 像を撮影する場合には、低電圧成分を増加させた合成画像により、3D画像を作成できるようにしている。動脈、門脈のCT値が上昇するので、

VR像などの作成が容易となる。dual energy CTでは、composite image, optimum contrast等を用いて、目的とする部位や病変に最適な合成画像を撮影後に作成することができる。このため、低電圧撮影のメリットを最大限に利用することができる。特に、造影剤減量を行う必要がある場合や注入速度を低下せざるを得ない場合などに、低電圧成分を強調する合成画像が有用となる。

◎
第二世代のDual Source CTでは、128列化とともにdual energy CTのFOVが33cmに拡大した。軀幹部領域でdual energy CTを撮影することによるデメリットは少なく、ルーチン検査として臨床に利用している。dual energy imagingは、撮影後の画像から実効エネルギーの違いを利用した多くの情報が得られる有用なCT検査法である。

●参考文献

1) Primak, A., Giraldo, J., Eusemann, C., et al.: Dual-Source Dual-Energy CT With Additional Tin Filtration; Dose and Image Quality Evaluation in Phantoms and In Vivo. *Am. J. Roentgenol.*, **195**・5, 1164～1174, 2010.

2) 北野 悟, 丸上永晃, 東浦 渉・他: 肝臓—Dual energy imagingの肝疾患への応用. *Rad Fan*, **9**・5, 11～13, 2011.
3) 北野 悟, 高濱潤子, 丸上永晃・他: 128列Dual Source CTの有用性. *INNERVISION*, **25**・8, 77～81, 2010.
4) 北野 悟, 丸上永晃・他: Dual source CTにおけるDual energy CT原理と応用. 心臓血管画像MOOK, **3**, 38～42, 2010.
5) 北野 悟, 丸上永晃, 高濱潤子・他: 腹部領域におけるdual energy CTの臨床的有用性. *INNERVISION*, **23**, 67～70, 2008.
6) 北野 悟, 高濱潤子, 丸上永晃・他: 末梢動脈のMDCT. *脈管学*, **49**・6, 529～534, 2009.
7) 東浦 渉, 北野 悟, 丸上永晃・他: 目でみる血管障害; Dual energy CTの循環器領域への展開 (I)—大動脈から末梢血管への応用. *Angiology Frontier*, **8**, 352～354, 2009.
8) Joe, E., Kim, S.H., Lee, K.B., et al.: Feasibility and accuracy of dual-source dual-energy CT for noninvasive determination of hepatic iron accumulation. *Radiology*, **262**・1, 126～135, 2011.
9) Nakayama, Y., Awai, K., Funama, Y., et al.: Abdominal CT with low tube voltage; Preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise. *Radiology*, **237**, 945～951, 2005.
10) Guimarães, L.S., Fletcher, J.G., Harmsen, W.S., et al.: Appropriate patient selection at abdominal dual-energy CT using 80kV; Relationship between patient size, image noise, and image quality. *Radiology*, **257**・3, 732～742, 2010.
11) Holmes, D.R., Fletcher, J.G., Apel, A., et al.: Evaluation of non-linear blending in dual-energy computed tomography. *Eur. J. Radiol.*, **68**, 409～413, 2008.