トピックス

V. 診断法の進歩

2. CT診断

上田 和彦

要 旨

本稿では1) 単位時間あたり頭尾方向空間分解能向上の歴史, 2) 低管電圧(低kVp)撮影, 3) Quantitative CTとDual-energy CT, 4) MIP・MinIPの4技術をCTにおける診断法の進歩に選び, 概説した. 既に一段落しつつある技術1)については歴史と現状を, その有用性が未確定の技術2~3)と, Multi-detector row CTが可能にした非常に薄い断面を肝細胞癌の検出に有効活用する技術4)については概略を中心に述べた.

〔日内会誌 103: 55~60, 2014〕

Key words Computed tomography, Multi-detector row CT, Quantitative CT, Dual-energy CT

はじめに

Computed tomography (CT)における診断法の進歩はトピックの中心が検出器列の多列化からそれ以外への転換期にある. 本稿では多列化のreviewと次代のトピックの代表的なものを取り上げる.

1. 単位時間あたり頭尾方向空間分解能向上

ヘリカルスキャン開発以前, 肝細胞癌の拾い上げ能はBモード(超音波)がCTを圧倒していた. 開発以後, 動脈優位相の全肝撮影を可能になった結果, Bモードで拾えない肝細胞癌が日常

的にCTで指摘されるようになった. Bモードで検出されるが背景肝と等濃度を呈する(=Bモードの情報をふまえてもCTで指摘できない)肝細胞癌は今日でもみられるものの, そのような癌に遭遇する頻度は随分低くなった.

ヘリカルスキャン開発以後, 検出器列の多列化が頭尾方向空間分解能を飛躍的に向上させた(Multi-detector row CT, MDCT). 検出器列が16以上の装置を用いれば, 数秒以内に全肝を1 mm厚で撮影できるようになった. 今日では頭尾方向16 cmの範囲を一度に撮影可能な装置も市販されており, 肝がこの範囲に収まれば全肝の寝台固定撮影が実現している. 一方, 現時点で検出器列が64あれば心以外の用途での恩恵はそれほど大きくないため, 検出器の多列化は一段落しつつある. 今後, 多列化競争が再開される可

信州大学放射線科

Liver Cancer: Progress in Diagnosis and Treatments. Topics: V. Progress in Diagnosis of Liver Cancer; 2. Current topics in computed tomography.

Kazuhiko Ueda: Department of Radiology, Shinshu University School of Medicine, Japan.

トピックス

図 1. 使用管電圧 (kVp) の異なる 3 種の造影後 CT.

左から右へ 80 kVp, 120 kVp (汎用管電圧), 140 kVp. 平衡相を 10 秒間隔で撮影したので撮影タイミングによる影響は無視でき, 同じウィンドウ幅, ウィンドウレベルで表示したので, 差異は使用管電圧によると考えてよい. 使用感電圧が小さいと造影効果が際立つのがわかる. 一方, ノイズの増加が画像のざらつきとして表現されている.

能性はあるがそれには検出器感度の飛躍的な向上をはじめ, CTの基礎技術が画期的に革新される必要がある.

2. 低管電圧 (低kVp) 撮影 (図 1)

低管電圧のエックス線は透過力が弱いので, エックス線写真に用いると結果として線量不足に陥りやすい (= 内部が見えなくなる). 一方, 線量が十分なら被写体内部の透過度の僅かな差を描出しやすくなる. このエックス線 (低管電圧エックス線, 80~100 kVp) を CT に用いると, 汎用管電圧のエックス線 (120 kVp) 使用下の撮影に比べ同じ被写体であっても画素毎の画素値の差がより大きく描出される¹⁾. しかし, 低管電圧エックス線での CT 撮影には管球に大きな負荷がかかり, 検出器システムの性能が画質を大きく左右するため, 実用レベルの低管電圧駆幹撮影を可能にした装置は 2000 年代までなかった.

造影後 CT に低管電圧撮影を用いるとノイズの増加する一方, 造影効果が従来よりも際立った画像が得られる. しかし, 線量不足による画質劣化とそれを補う被曝増加が無視できないため, 通常の体格を撮影するには注意を要する.

なお, 低管電圧撮影に高管電圧撮影を組み合わせ, 両者の情報から物質の同定など新たな価値を付加したのが次項の dual-energy CT である.

3. Quantitative CT と Dual-energy CT (図 2~4)

放射線の線減弱係数は物質毎に異なる. 照射する放射線の線質が異なると同じ物質であっても線減弱係数は異なる. これらの特性を応用すると, 単一の線質の放射線を照射して得たデータに比べ, 複数の線質の放射線を照射して得たデータには物質を同定する情報がより多く含まれている. 一方, Quantitative CT は画素に含まれる物質の同定に特化した CT を指す.

1) Quantitative CT と Dual-energy CT の歴史

この技術, すなわち Quantitative CT は CT の開発もない 1970 年代に考案され, CT を用いた骨塩定量などにいち早く応用された^{2~5)}. この Quantitative CT の骨塩定量における応用は CT 用骨塩定量ファントムがあれば, CT 装置を選ばず実施できたため, 研究施設でない病院でも使用されていた. しかし, 被曝量の小さい dual-energy

図 2

左から右へ 80 kVp と 140 kVp のエックス線を用いて取得したデータから作成した 40 keV 相当、65 keV 相当（120 kVp 相当）、140 keV 相当の造影早期相 CT（門脈腫瘍栓を有する肝細胞癌）。下段は上段の拡大図。keV が小さいほど造影効果を同定しやすい。

X-ray absorptiometry (DEXA) scanner が開発され、その普及後は撮影されなくなった。

2000 年代に入ると、2 種の線質のエックス線を用いた情報を 1 秒以内に取得する装置が開発され、Quantitative CT は骨塩定量以外でも応用されるようになった。骨塩定量ファントムを用いたものと異なり、この Quantitative CT は上述の複数（具体的には 2 つ）の線質の放射線を照射して得たデータを素に物質を同定するもので Dual-energy CT と呼ばれ、CT の今日のトレンドの一つとなっている^{1, 6~12)}。

2) Dual-energy CT の応用例

肝疾患では

- (1) ヨードによる高濃度抽出
- (2) 結石の性状分析
- (3) 肝の過剰沈着物質の同定

への応用が提唱されており、従来の CT とは異なる情報を付与する可能性がある。

3) Dual-energy CT の注意点

このように Dual-energy CT は従来の CT では得られなかった情報が得られるようになったが、同時に従来の CT がもつすべての情報は含まれてはいないことを承知しておく必要がある。これは現行の装置で Dual-energy CT として使用するエックス線は 140 kVp と 80~100 kVp の組み合わせが多く、従来の撮影で用いられる 120 kVp が使用されないことに起因する。120 kVp が使用されない理由は Dual-energy CT で用いる 2 種のエックス線の kVp の差が大きいく程、Dual-energy CT としての精度が増すためで、この対策としてメーカーは「120 kVp 相当の画像」を合成して代用することを提案している。この画像は画質を表す

トピックス

図 3

上段から下段へ 80 kVp と 140 kVp のエックス線を用いて取得したデータから作成した 40 keV 相当、65 keV 相当 (120 kVp 相当)、140 keV 相当の造影前後 CT (左から右へ単純、造影早期、造影後期；線維性被膜を有する肝細胞癌)。keV が小さいほど造影効果を同定しやすい。

パラメータの代表的なものを計測すると従来の 120 kVp の撮影された画像との間に計測差が出ていない。加えてどのような情報が欠落したかを記述することが難しいため、いわゆる evidence として危険性を現時点では証明できておらず、そのためか、注意喚起を促す声は大きくない。しかし、少なくとも「120 kVp 相当の画像」と

「120 kVp で撮影された画像」は異なるので、現時点では医師個人が「120 kVp 相当の画像」を観察するには異なることを留意するのが賢明である。すなわち、Dual-energy CT は撮影目的を明確にして使用する際にその能力を発揮する一方、現時点でルーチンとして撮影するには疑問が残る完成度といえよう。

図 4

左から右へ 80 kVpと 140 kVpのエックス線を用いて取得したデータから作成した 40 keV相当, 65 keV相当 (120 kVp相当), 140 keV相当の造影早期相CT (肝内結石症)。keVが小さいほど肝内結石の高吸収域が同定しやすい。

図 5

5 mm厚像, 0.625 mm厚 7 断面を素に作成した 4.375 mm厚, MinIP像, 0.625 mm厚像 (肝細胞癌, 単純CT) と 4 カ月後T2 強調像 (EPI, b=50)。MinIPを用いると, 2 mmの肝癌がMRIで同定される 4 カ月前の単純CTで低吸収域として同定できる。このMinIP像の素画像 0.625 mm厚CTはノイズが多く肝内門脈枝や肝静脈枝の同定さえおぼつかないが, MinIPを使うことにより, 通常のCTでは認識できない濃度差を表現できている。

トピックス

4. MIP・MinIP (図5)

CTでは断面が薄いと、頭尾方向の空間分解能は向上し、信号ノイズ比は低下する。断面が厚いと信号ノイズ比は向上するが、部分体積効果が大きくなる(画素値が平均化されてしまう)。すなわち、空間分解能と信号ノイズ比を両立させることはできない(=画素値が平均化を免れ、かつ、信号ノイズ比が保たれた画像は得られない)。しかし、信号ノイズ比が小さな画像であっても、個々の断面に含まれる情報を抽出しつつスタックすると、高空間分解能の情報が含まれた、高い信号ノイズ比をもつ新たな画像を作成することができる。

これらの画像作成法のうち、最も単純なものは断面に含まれる最大画素値を投影面に充てるmaximum intensity projection (MIP) と最小画素値を充てるminimum intensity projection (MinIP) でどちらも平均化の悪影響はない。すなわち、MIPでは投影面に含まれる最大画素値が平均化されずそのまま反映され、同様にMinIPでは最小画素値が背景に埋もれない。最大画素値、最小画素値を投影すると、ノイズは相対的に低減し、信号は増高するので、MIPとMinIPを用いると高い信号ノイズ比をもつ頭尾方向の部分体積効果のない画像を得ることができる。肝では単純と造影後期相にMinIP、造影早期にMIPを用いると肝癌の拾い上げに有用である。この手法は非常に薄い断面のルーチン撮影を可能にした検出器列多列化の恩恵を活用した手法のひとつである。

まとめ

CTの進歩は検出器列の多列化が一段落し、管電圧の操作を応用した技術へ転換している。こ

の技術は物質の同定能など新しい魅力をもつ一方、ルーチン撮影としては従来の撮影が有していた情報が欠落している危険性がある。現時点では「撮影目的を明確にして使用するには有用な技術」と捉えるのが妥当と思われる。

著者のCOI (conflicts of interest) 開示：本論文発表内容に関連して特に申告なし

文 献

- 1) Yeh BM, et al: Dual-energy and low-kvp ct in the abdomen. American Journal of Roentgenology 193(1) : 47-54, 2009.
- 2) Isherwood I, et al: Bone-mineral estimation by computer-assisted transverse axial tomography. The Lancet 308 (7988) : 712-715, 1976.
- 3) Rgsegger P, et al: Quantification of bone mineralization using computed tomography. Radiology 121(1) : 93-97, 1976.
- 4) Genant HK, Boyd D: Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. Investigative radiology 12 (6) : 545-551, 1977.
- 5) Larsson S, et al: A method for determining bone mineral content using fourier image reconstruction and dual source technique. Journal of computer assisted tomography 2 (3) : 347-351, 1978.
- 6) Wang B, et al: Quantitative diagnosis of fatty liver with dual-energy ct. Acta Radiologica 44 (1) : 92-97, 2003.
- 7) Johnson TR, et al: Material differentiation by dual energy ct: Initial experience. European Radiology 17 (6) : 1510-1517, 2007.
- 8) Graser A, et al: Dual energy ct: Preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen. European Radiology 19 (1) : 13-23, 2009.
- 9) Ma X, et al: Imaging-based quantification of hepatic fat: Methods and clinical applications. Radiographics 29 (5) : 1253-1277, 2009.
- 10) Coursey CA, et al: Dual-energy multidetector ct: How does it work, what can it tell us, and when can we use it in abdominopelvic imaging? Radiographics 30(4) : 1037-1055, 2010.
- 11) Kobayashi H, et al: Multiplexed imaging in cancer diagnosis: Applications and future advances. The lancet oncology 11 (6) : 589-595, 2010.
- 12) Ko JP, et al: Dual-energy computed tomography: Concepts, performance, and thoracic applications. Journal of thoracic imaging 27 (1) : 7-22, 2012.