ノート

デジタルファントムと臨床画像を用いた肝臓領域における
低コントラスト分解能の評価原田耕平¹⁾・宮下宗治²⁾・平野雄士³⁾・片倉俊彦⁴⁾論文受付
2010年3月8日論文受理
2010年9月14日

Code No. 251

- 1) 札幌医科大学附属病院放射線部
2) 医療法人耳鼻咽喉科麻生病院診療支援部
3) 社団法人日本海員救済会小樽病院技術管理部
4) BBMIL センター

緒言

近年, multi detector row computed tomography(MDCT)の進化により撮影が高速化し, 16 列以上の装置では肝臓領域においても 1 相あたりにおける撮影時間が 5 秒程度となっている。これは single detector row computed tomography(SDCT)の肝ダイナミックスタディ¹⁾に比べ時間分解能が大幅に向上したことを示し, 肝臓領域の検査法は確立したといえる²⁾。しかし一方で, 被ばく量の問題^{3~5)}が表面化し, 撮影線量の適正化が求められているのが現状である。この問題を解決すべく自動露出機構(auto exposure control system: AEC)機能^{6~9)}を搭載した装置が次々に登場し, 線量の適正化が現

实的に可能となってきた。しかし, 肝細胞癌(HCC; Hepatocellular carcinoma)を検出できる具体的な CT 値差や最低腫瘍径は明確な基準がない。肝臓領域において撮影線量を最適化するには, 適正な画質をどこに設定するかが問題となる。したがって, この領域では低コントラスト分解能の評価が必須となる。デジタルファントムは 512×512 ピクセルの元画像にさまざまなピクセルサイズとコントラスト差を持つ模擬腫瘍を配置した digital imaging and communications in medicine(DICOM)画像である。今回われわれは, デジタルファントムを任意の座標に任意のピクセルサイズ, コントラスト差にて作成可能なデジタル

Evaluation of Low-contrast Resolution for Liver Image in Digital Phantom and Clinical Image

Kohei Harada,¹⁾ Soji Miyashita,²⁾ Yushi Hirano,³⁾ and Toshihiko Katakura⁴⁾

1) Division of Radiology, Sapporo Medical University Hospital

2) Azabu Triology Hospital

3) Nihon Kaiin Ekisaikai Otaru Hospital

4) BBMIL Center

Received March 8, 2010; Revision accepted September 14, 2010; Code No. 251

Summary

The high performance of multi detector-row computed tomography (MDCT), enables a flow dynamic study of the liver that can be carried out within 10 seconds per one phase. In addition, it has been possible to obtain a stable image quality by utilizing the auto exposure control system. However, no clear standard of minimal CT value differences and minimal tumor sizes for detecting liver tumors has ever been shown. In order to help in their standardization, we developed novel software to make an arbitrary digital phantom. The limit of space occupied lesion (SOL) detection in each image quality could be determined by a detection study using digital phantoms superimposed on liver CT images. As a result, the detection rate of simulated tumors was significantly different, in comparisons of different image qualities for the late arterial phase and in comparison between the late arterial and equilibrium phases for the same image quality. Our method could help standardize the scan conditions for performing a liver CT.

Key words: multi detector row computed tomography (MDCT), digital phantom, low contrast resolution, liver, clinical image

別刷資料請求先: 〒060-8543 札幌市中央区南1条西16丁目
札幌医科大学附属病院放射線部 原田耕平 宛

Fig. 1 (a) Digital phantom (prototype), (b) Digital phantom + water phantom (additional image).

a b

ファントム作成ツールを開発した。本研究では作成したデジタルファントムと臨床画像を用いて低コントラスト分解能の評価を行い、肝臓領域における動脈後期相、平衡相での描出限界についての検討を行った。

1. 方法

1-1 使用装置・撮影条件

使用装置として Aquilion M16(東芝社製)を用いた。この装置の AEC 設定は水ファントムを撮影したときの水の CT 値に対する standard deviation(SD)[HU]に相当する仕組みである。撮影条件は管電圧 120 kVp, 管電流 AEC(SD 8.0 および SD 10.0), 収集スライス厚 1 mm*16, HP 15(BP 0.9375), C-FOV 320 mm, 再構成スライス厚 5 mm, 再構成間隔 5 mm, 再構成関数 FC 10 である。撮影方法はボーラストラッキング法を用い、横隔膜レベルの腹部大動脈に関心領域を設定した。動脈後期相は CT 値が 250 HU に達してから 10 秒後に撮影を開始、平衡相は 180 秒にて撮影した。

1-2 対象

対象は 2005 年 9 月から 2006 年 9 月までに肝 3 phase study を行った 40 例(AEC[SD 8.0]で撮影した 20 例および AEC[SD 10.0]で撮影した 20 例, 男性 25 名, 女性 15 名, 平均年齢 64.4±11.8 歳)である。

1-3 デジタルファントムと作成ツール

デジタルファントム(prototype)を Fig. 1a に示す。512×512 マトリクスのなかに異なる大きさ, 異なる CT 値を単純にプロットしたものである。0.1%から 2%までの CT 値差のものが各ピクセルの大きさで配列してある。水ファントムにデジタルファントムを加算した画像を Fig. 1b に示す。このように他の DICOM

Fig. 2 Digital phantom creation tool.

data に加算することで視覚的評価を行う。デジタルファントムの特徴は、ピクセルサイズによって大きさが変動することである。したがって、評価を行うには加算画像の再構成 field of view(FOV)を一定にする必要がある。

しかし、このデジタルファントムを臨床画像に加算すると、形状が四角であること、ファントムが並んでいるために先入観が入ることなどの問題点が指摘できる。われわれはこの問題点を解決し、デジタルファントムを臨床画像に加算して評価を行うために、ファントムの大きさ、コントラスト差、座標を任意に設定可能なデジタルファントム作成ツールを開発した(Fig. 2)。ファントム形状は円形とし、フィルタをかけることでファントム周囲の profile が急峻になることを抑制可能とした。その結果、より SOL(占拠性病変: space occupying lesion)に模擬することができる(Fig. 3)。任意の座標をプロットし、CT 値, フィルタの値を入力

Fig. 3 Digital phantom + clinical image (additional image).

Fig. 4 Digital phantom.

Fig. 5 (a) Digital phantom + clinical image (Early phase), (b) Digital phantom + clinical image (Delayed phase).

a | b

することで、自在にデジタルファントムを作成することが可能である。作成した画像はデジタルファントム画像、臨床データとの加算画像を個々に DICOM 保存可能とした。

1-4 デジタルファントム加算画像の作成

加算するデジタルファントムは大きさが 5 種類、CT 値差が 3 種類の計 15 種類とした。臨床画像の再構成 FOV を 320 mm に設定したことによりデジタルファントムの大きさはそれぞれ 5 mm(8 pixel), 6.25 mm(10 pixel), 7.5 mm(12 pixel), 8.75 mm(14 pixel), 10 mm(16 pixel)となる。CT 値差は 2.0%, 1.5%, 1.0%の 3 種類とした(Fig. 4)。この 15 種類のデジタルファントムを各 20 個ずつ計 300 個作成し、臨床画像の肝実質に血管と重ならないように無作為に加算した。できるだけ先入観を排除するため 1 スライス中に加算するデジタルファントムの個数を限定せず、0 個から最大 3

個加算するスライスも存在した。

動脈後期相の画像ではデジタルファントムを単純に加算することで、周囲肝実質よりも high density area として描出させ、平衡相の画像ではマイナスの CT 値を加算することにより、周囲肝実質よりも low density area として描出させた(Fig. 5a, b)。

作成した画像は 4×5 にて半切フィルムに出力し、すべて同一のシャウカステンにより評価を行った。

1-5 評価方法

1 名の内科医(経験 24 年)、3 名の診療放射線技師(経験 17 年, 15 年, 8 年)の 4 名にて視覚評価を行った。1 コマずつシェーマを描き、検出した部位にマーキングすることでデジタルファントム加算部位との照合を行った。評価方法は各デジタルファントム検出数の平均値と標準偏差を求め、同一濃度差、同一画質内での 5 種類の大きさにおける検出限界、異なる画質間

Fig. 6 Numbers of detection in image of each phantom by size (SD 10, Early phase).

(a) Contrast 2.0%
(b) Contrast 1.5%
(c) Contrast 1.0%

での同一濃度差, 同一径における比較, および同一濃度差, 同一画質間, 同一径における動脈後期相と平衡相の検出能を比較した. 検定は Tukey-Kramer test による多重比較分析, および student t を用い, 有意水準 $p < 0.05$ にて有意差ありとした.

1-6 倫理

研究に先立ち, 画像評価の段階で一切の個人情報を排除すること, 本研究以外には使用しないこと, 患者本人に不利益が生じることはないことを十分説明し, 画像評価の際に患者の匿名化を行い, 評価者に患者を特定できないようにした.

2. 結果

2-1 動脈後期相 (SD 10, SD 8) における結果

SD 10(2.0%)では5~6.25 mm 間において有意差を認め, SD 10(1.5%)では6.25~7.5 mm 間において有意差を認めた. SD 10(1.0%)では全体的に検出数が低く, 信憑性に乏しい結果となった(Fig.6). これに対し, SD 8 群では2.0%, 1.5%, 1.0%いずれにおいても5~6.25 mm 間に有意差を認めた(Fig.7). 同一 CT 値差における SD 10 群と SD 8 群の比較では, 2.0%では有意差を認めず, 1.5%では5 mm, 6.25 mm においてそれぞれ有意差を認めた. 1%ではほとんどの大き

さにおいて有意差を認め, 大きさ5 mm のみ検出数が少なく, 有意差なしとなった(Fig.8).

2-2 平衡相 (SD 10) における結果

平衡相における各大きさによる比較では, 2.0%, 1.5%, 1.0%いずれにおいても5~6.25 mm 間に有意差を認めた(Fig.9). 同一画質(SD 10)における動脈後期相と平衡相の比較を Fig. 10 に示す. 2.0%, 1.5%, 1.0%はほぼ有意差を認め, 1.5%, 7.5 mm および 1.5%, 10 mm のみ有意差を認めなかった.

3. 考察

同一画質内における検討では, SD 10 群, SD 8 群いずれにおいても濃度差が低く, 大きさが小さくなるにつれ検出数は減少する傾向にあった. さらに SD 8 群では大きさによる検出限界はいずれも5~6.25 mm 間にあると推測されるのに対し, SD 10 群では濃度差の違いにより大きさの検出限界も異なる結果となった. 今回の検討では, SD 10 群と SD 8 群を比較した場合, 濃度差 1.5%, 大きさ 6.25 mm において有意差を認め, ここに検出能の境界があることが示唆された. また, 濃度差 1%の検出数が極端に低く, 両者に有意差は認めたものの, 検出率が6割を超えるものはなく, 信憑性に乏しいと考えられる. 平衡相における検討で

Fig. 7 Numbers of detection in image of each phantom by size (SD 8, Early phase).

- (a) Contrast 2.0%
 (b) Contrast 1.5%
 (c) Contrast 1.0%

Fig. 8 Comparison of numbers of detection in image of the same density difference (SD 10, Early vs. SD 8, Early).

- (a) Contrast 2.0%
 (b) Contrast 1.5%
 (c) Contrast 1.0%

Fig. 9 Numbers of detection in image of each density phantom by size (SD 10, Delayed phase).
 (a) Contrast 2.0%
 (b) Contrast 1.5%
 (c) Contrast 1.0%

Fig. 10 Comparison of numbers of detection in image of the same density difference (SD 10, Early vs. SD 10, Delayed).
 (a) Contrast 2.0%
 (b) Contrast 1.5%
 (c) Contrast 1.0%

は動脈後期相に比べ全体的に検出数が高い結果となった。同一画質同士にもかかわらず両者の差は歴然であり、有意差を認めなかった1.5%, 7.5 mm および1.5%, 10 mm においても評価者の人数を増やすことで同様に差が出ることが推察される。肝臓領域では肝細胞癌の検出において、動脈後期相では正常肝実質よりも high density の領域を探索し、平衡相では正常肝実質よりも low density の領域を模索する。動脈後期相では、動脈、門脈は正常肝実質よりも高吸収に、肝静脈は低吸収領域として表現され、さまざまな濃度が混在した画像のなかで病変を示唆する high density area を検出するのは困難を極める。これに対し平衡相では正常肝実質はやや高吸収に、さらに脈管は正常肝実質よりも高吸収領域として描出されるため、そのなかで low density area を検出するのは前者に比べ容易であると推察される。動脈後期相ではファントム径が小さくなるほど脈管との区別がつかなくなり、実際には視認できるにもかかわらず検出できないため、特に5 mm における検出能が低下したと考える。また、本法はフィルムによる観察方法を用いているが、モニタ診断では画像をページングにて観察するため、フィルムに比べ連続性の評価に優れていることから、ワンランク高い評価を得ることが可能であると予測する。

今回の検討ではいくつかの問題点も明確となった。一つめは作成した模擬腫瘍に臨床画像と同一の周波数特性が加味されていない点である。単純にCT値を加算しているため、わずかではあるが過大評価されている可能性がある。二つめはファントムにかけたフィルタ処理が、特に少ないピクセル数で構成された模擬

腫瘍に影響を与えた可能性がある。最後に今回作成したファントムは2Dであり、体軸方向の連続性、およびパーシャルボリューム効果を考慮していない点である。これらの問題点を改善することが今後の課題である。

しかし、本研究では位相により肝臓における血管や実質の濃度分布が変化したことによって検出率が影響を受けた。これは低コントラスト分解能ファントム等を用いた物理評価とは大きく異なる特徴をもっていると考える。しかしながら、残念なことに肝の臨床画像において具体的な検出サイズや濃度差についてのエビデンスが示されていないため、現段階では施設ごとに基準を設けるなどの措置をとるに留まると考えられることから、早急にガイドライン等の策定が望まれる。

今回提案したデジタルファントムは、retrospective に評価を行う方法であることから、画像評価を行うために「実験」する必要もなく、日常自分たちが撮影している臨床画像そのものを使って評価することができる。本法は前述したいくつかの問題点を改善することで、臨床画像を評価するためのツールとして、また、読影トレーニングなどの教育用としても利用可能であると考えられる。

4. 結 語

CAD(computer assisted diagnosis; コンピュータ支援診断)も日々進化を遂げているものの、未だ画像診断は最終的に医師の「眼」によってなされているのが現状である。したがって、最も臨床画像に即した条件下で画像評価を行うことが、直接臨床現場に反映されると考える。デジタルファントムを用いた評価方法が今後、低コントラスト分解能評価の一助となることに期待する。

参考文献

- 1) 清水雅史, 新武慶興, 三崎敏正, 他. 肝腫瘍に対する三相性CT 造影剤量, 注入プログラム, 検出能について. 日本医放会誌 1996; 56(9): 621-624.
- 2) Yanaga Y, Awai K, Nakaura T. Optimal contrast dose for depiction of hypervascular hepatocellular carcinoma at dynamic CT using 64-MDCT. AJR 2008; 190(4): 1003-1009.
- 3) 西澤かな枝, 松本雅紀, 岩井一男, 他. CT 検査件数及びCT 検査による集団実効線量の推定. 日本医放会誌 2004; 64(3): 151-158.
- 4) 小林正尚, 片岡由美, 井田義宏, 他. X 線 CT 装置におけるCTDI100, air を用いた線量推定法の検討. 日放技学誌 2004; 60(11): 1526-1532.
- 5) Valentin J. International Commission on Radiation Protection. Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT). ICRP Publication 102. Ann ICRP 2007; 37(1): 1-79.
- 6) Namasivayam S, Kalra MK, Pottala KM, et al. Optimization

- of Z-axis automatic exposure control for multidetector row CT evaluation of neck and comparison with fixed tube current technique for image quality and radiation dose. AJNR Am J Neuroradiol 2006; 27(10): 2221-2225.
- 7) Tsukagoshi S, Ota T, Okumura M, et al. Simulator-assisted setting of scan protocols for X-ray CT: development and clinical usefulness of the scan plan simulator. Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi. 2006; 62(1): 95-104.
- 8) Muramatsu Y, Ikeda S, Osawa K, et al. Performance evaluation for CT-AEC (CT automatic exposure control) systems. Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi 2007; 63(5): 534-545.
- 9) Papadakis AE, Perisinakis K, Damilakis J. Automatic exposure control in pediatric and adult multidetector CT examinations: a phantom study on dose reduction and image quality. Med Phys 2008; 35(10): 4567-4576.

図表の説明

- Fig. 1 (a)デジタルファントム(プロトタイプ), (b)デジタルファントム + 水ファントム(加算画像)
- Fig. 2 デジタルファントム作成ツール
- Fig. 3 デジタルファントム + 臨床画像(加算画像)
- Fig. 4 今回作成したデジタルファントム(15種類)
- Fig. 5 (a)デジタルファントム + 臨床画像(動脈後期相), (b)デジタルファントム + 臨床画像(平衡相)
- Fig. 6 各大きさにおける検出数(SD 10, 動脈後期相)
- (a)CT 値差 2.0%
- (b)CT 値差 1.5%
- (c)CT 値差 1.0%
- Fig. 7 各大きさにおける検出数(SD 8, 動脈後期相)
- (a)CT 値差 2.0%
- (b)CT 値差 1.5%
- (c)CT 値差 1.0%
- Fig. 8 同一 CT 値差同士における検出数の比較(SD 10, 動脈後期相 vs SD 8, 動脈後期相)
- (a)CT 値差 2.0%
- (b)CT 値差 1.5%
- (c)CT 値差 1.0%
- Fig. 9 各大きさにおける検出数(SD 10, 平衡相)
- (a)CT 値差 2.0%
- (b)CT 値差 1.5%
- (c)CT 値差 1.0%
- Fig. 10 同一 CT 値差同士における検出数の比較(SD 10, 動脈後期相 vs SD 10, 平衡相)
- (a)CT 値差 2.0%
- (b)CT 値差 1.5%
- (c)CT 値差 1.0%