原 著

論文受付
2017年1月23日

論文受理
2018年5月11日

Code No. 251

逐次近似応用再構成を用いた低コントラスト検出能の評価を目的とした新しい digital phantom 作成ツールの開発

原田耕平 大橋芳也 千葉彩佳 沼澤香夏子
今井達也 早坂 駿 片桐好美

札幌医科大学附属病院放射線部

緒 言

現在, multi detector-row computed tomography (MDCT)を用いた肝臓 3 phase dynamic study は, 肝悪性腫瘍の存在および鑑別診断を行ううえで最も利用されている撮影法である¹⁻⁴⁾. この領域では 15 Hounsfield unit (HU) 以上のわずかな CT 値差の病変をどれだけ認識できるかが重要であるが⁵⁻⁹⁾, その基準や標準化を示す根拠は未だ発表されていない. この根拠を示すためには臨床画像を用いて低コントラスト検出能の評価を行うことが望まれるが, 肝細胞がん为代表さ

れる腫瘍性病変のコントラストは, その大きさ, 分化度の違いや, 撮影時のタイミング, 使用造影剤量によって変化するため, 全く同一の濃度, 大きさを有する腫瘍のみの画像を取得するのは不可能である.

また, 逐次近似応用再構成¹⁰⁻¹³⁾ は画像ノイズを抑制できるため, 既に広く臨床応用されており, 頭部領域においてはいくつかの報告も散見されるが^{14, 15)}, 肝臓領域においては明確な根拠を示した報告はない. これは前述したとおり, 肝臓領域の低コントラスト検出能評価が複雑であることにほかならない.

Development of New Digital Phantom Creation Tool for Evaluation of Low-contrast Detectability Using Iterative Reconstruction

Kohei Harada,* Yoshiya Ohashi, Ayaka Chiba, Kanako Numasawa, Tatsuya Imai, Shun Hayasaka, and Yoshimi Katagiri

Division of Radiology and Nuclear Medicine, Sapporo Medical University Hospital

Received January 23, 2017; Revision accepted May 11, 2018

Code No. 251

Summary

Purpose: We developed a novel digital phantom-creation tool that will help formulate the standard shooting method for a three-phase dynamic liver study. Here, we present data demonstrating the usefulness of this tool in the assessment of low-contrast detectability and visibility. **Methods:** We performed a visual evaluation by adding a spherical digital phantom with a diameter of 8 mm and a computed tomography (CT) value difference of 10 Hounsfield unit (HU) to images taken using filtered back projection and seven types of adaptive iterative dose reduction 3D (Weak, Mild, eMild, Standard, eStandard, Strong, and eStrong). We also examined the partial-volume effect by drawing a profile curve using a digital phantom with a CT value difference of 30 HU and a diameter of 5 mm. Furthermore, a digital phantom with two kinds of filters (smoothing and Gaussian) was added to the image of the home-made simulated tumor phantom to visual valuate its visibility in the phantom's low-contrast module and the digital phantom. **Results:** Detection sensitivity was significantly decreased in Standard, eStandard, Strong, and eStrong, and the area under the curve also decreased in a similar fashion. We confirmed that the partial-volume effect was due to the different maximum CT values in the profile curve at 4 and 5 mm thickness. The visibility of the low-contrast module and digital phantom was most consistent when using the Gaussian filter. **Conclusion:** This tool can be used for low-contrast detection ability evaluation.

Key words: low-contrast detectability, digital phantom, iterative reconstruction, liver, virtual tumors

*Proceeding author

Digital phantom 作成ツールは CT 画像に任意の CT 値, 大きさの模擬腫瘍を加算することで, 同一の濃度, 大きさの模擬腫瘍における低コントラスト検出能の評価を可能とする¹⁶⁾。しかし, 従来の digital phantom 作成ツールは 1 断面のみの模擬腫瘍加算であるため Z 軸方向の情報を反映することは不可能であった。10 mm の模擬腫瘍が 5 mm 厚の画像において, 2 断面もしくは 3 断面に描出されないのは不自然であり, 従来の作成ツールでは実際の大きさや濃度差を忠実に再現しているとはいえない。したがって, 肝臓における腫瘍性病変検索の画質評価を行ううえでは, パーシャルボリューム効果を考慮した評価が必要不可欠となる。また, 加算した digital phantom は辺縁のみえ方が不自然になる可能性があるため, 実際に撮影し再構成された低コントラストモジュール等の画像と比較する必要がある。本研究においてわれわれは, これらの問題点を改善すべく Z 軸方向にも対応した新しい digital phantom 作成ツールを開発し, 逐次近似応用再構成を用いた低コントラスト検出能および digital phantom の視認性を評価し, 肝臓の撮影基準を策定するための画質評価に利用可能か検討した。

1. 方 法

1-1 新しい digital phantom 作成ツールの特徴と評価方法

Digital phantom は任意の断面に目標の大きさ, CT 値差のモジュールを画像に加算することにより作成される (Fig. 1)。本研究にて開発した作成ツールはスライス厚に関係なく 1000 枚まで読み込むことが可能であり, digital phantom を加算する中心スライス, 座標位置, 設定 CT 値差, 半径の pixel size を任意に選択することができる。更に画像保存時にスライス枚数を自由に加算平均処理することもできる仕様にした。この仕様により, ささまざまなスライス厚の画像を, 任意のスライス位置から digital imaging and communication in medicine (DICOM) 形式にて書き出すことができるため, パーシャルボリューム効果が考慮され, より自然な模擬腫瘍を加算可能とした。ソフト開発には Visual Studio 2015 (Microsoft) を用い C# を使って作成した¹⁷⁾。

この digital phantom を評価するうえで重要なポイントは, 近年使用されている逐次近似応用再構成法を使用した画像においても低コントラスト検出能評価が可能であるか, パーシャルボリューム効果が反映できているか, 実際撮影した低コントラストモジュールに比べ濃度やファントム周辺の形状において視認性に違

Fig. 1 Sample image created using digital phantom creation tool ($\Delta\text{HU} = -15, +15$, and $+30$ HU, diameter = 5, 8, 10 mm).

いはないかの 3 点である。

1-2 使用装置・撮影条件

CT 装置は Aquilion Prime Ver. 7 (キヤノンメディカルシステムズ), workstation は Ziostation 2 (Ziosoft) を使用した。本研究にて開発した新しい digital phantom 作成ツールが低コントラスト検出能の評価に使用可能かを検証するためには, 基礎データによる挙動を確認する必要がある。したがって本研究では水ファントムを用いた評価に加え, 実際に低コントラストモジュールを封入した自作模擬腫瘍ファントムを撮影し, digital phantom と比較する方法を選択した。

1-2-1 水ファントム

水ファントムには直径 20 cm の円柱型を用い 3 回ずつ撮影した。撮影条件は管電圧 120 kVp, 管電流は auto exposure control (AEC; Volume EC) と 逐次近似応用再構成 adaptive iterative dose reduction 3D (AIDR 3D) の組み合わせを filtered back projection (FBP) を含む他 7 種類 (Weak, Mild, eMild, Standard, eStandard, Strong, eStrong), 計 8 種類用い, 5 mm スライス厚再構成時の standard deviation (SD) が 10 HU となるように適宜調整した。8 種類の管電流は FBP が 180 mA (volume computed tomography dose index; CTDIvol 10.1 mGy), Weak が 150 mA (CTDIvol 8.4 mGy), Mild が 120 mA (CTDIvol 6.7 mGy), eMild が 130 mA (CTDIvol 7.3 mGy), Standard が 80 mA (CTDIvol 4.5 mGy), eStandard が

Fig. 2 Sample image created using digital phantom creation tool (arrows: Φ 8 mm, Δ HU=-10 HU).

90 mA (CTDIvol 5.1 mGy), Strong が 50 mA (CTDIvol 2.8 mGy), eStrong が 60 mA (CTDIvol 3.4 mGy)であった。AIDR 3D は Weak, Mild, Standard, Strong の4段階の強度を有し、更に低周波ノイズの上昇を抑制し、低コントラスト検出能の低下を抑えたとされる eMild, eStandard, eStrong の3種類が追加された。X線管回転速度は 0.5 s/rotation, 撮影スライス厚 0.5 mm $\times$ 64, ビームピッチ 0.828:1, スキャン field of view (FOV) は Large にて撮影した。再構成 FOV は 25 cm, 再構成スライス厚 0.5/0.5 mm pitch, 再構成関数は FC14 を使用し, 50 枚ずつ再構成を行った。

Z 軸方向の評価用画像として同様に水ファントムを撮影した。撮影条件はノイズの影響を極力抑えるため、管電圧 120 kVp, 管電流は 500 mA, X線管回転速度 1.5 s/rotation, 撮影スライス厚 0.5 mm $\times$ 64, ビームピッチ 0.828:1, スキャン FOV は Large とした。再構成 FOV は 25 cm, 再構成スライス厚 0.5/0.5 mm pitch, 再構成関数は FC14 を使用し, AIDR 3D は使用せず 50 mm の撮影範囲に対し 100 枚の再構成を行った。

1-2-2 自作模擬腫瘍ファントム

自作模擬腫瘍ファントムは直径 240 mm のアクリル円柱容器に 110 HU に調整した希釈造影剤を入れ、内部に直径 10 mm, 140 HU のアクリル球を封入し, CT 値差を 30 HU とした。撮影条件は管電圧 120 kVp, 管電流は現在臨床で使用している条件に合わせて 5 mm 再構成時の SD が 10 HU (AIDR 3D; Weak) となるように調整した。X線管回転速度は 0.5 s/rotation, 撮影スライス厚 0.5 mm $\times$ 64, ビームピッチ 0.828:1, スキャン FOV は Large として 3 回撮影した。再構成 FOV は 25 cm, 再構成スライス厚 0.5/0.5 mm pitch, 再構成関数は FC14 を使用した。

1-3 Noise power spectrum による解析

低コントラスト検出能の評価を行ううえで, noise

power spectrum (NPS) を比較することは重要である。特に低周波ノイズは低コントラスト検出能に影響を与える因子であるため, 撮影した水ファントム画像の基礎データを解析する必要がある。したがって, 各撮影条件の画像における NPS を求め比較した。1-2-1 で撮影した AIDR 3D を含めた 8 種類の raw data を用いて, 画像スライス厚 5 mm (10 slice), 再構成 FOV 20 cm, 再構成関数: FC14 にて再構成を行った。測定方法は仮想スリット法を用い, 設定 region of interest (ROI) は同一面内にて 30 $\times$ 256 pixel を 8 箇所とし, 10 slice かつ撮影回数は 3 回なので, 1 種類の撮影方法に対して 30 枚の画像を用いて計測し, 平均値をとることにより解析した。NPS の解析にはオリジナルソフトを用いた。ソフト開発には Visual Studio 2015 を用い C# を使って作成した。

1-4 サンプル画像の作成

再構成した 0.5 mm 厚 50 枚の画像に対して直径 8 mm, CT 値差 10 HU の digital phantom を無作為の場所に一つ加算し, 5 mm 厚に変換して 5 枚書き出し 1 シリーズとした (Fig. 2)。肝臓領域における臨床画像では 10 HU の CT 値差を検出することは困難であるが¹⁶⁾, 水ファントムは均一な画像であるため臨床画像に比べ検出が容易な環境である。したがって, 本研究では臨床画像の評価に用いる設定よりも厳しい条件にした。また, 肝細胞がんの早期濃染をモデルとしたため, 模擬腫瘍を周囲より高吸収なモジュールとした。FBP, Weak, Mild, eMild, Standard, eStandard, Strong, eStrong に対して digital phantom を加算した信号ありの画像を 10 シリーズずつ作成, digital phantom を加算しない信号なしの画像も同様に 10 シリーズずつ作成し, 合計 160 シリーズの画像を無作為に並べ替えサンプル画像とした (Fig. 3)。

Fig. 3 Added signal sample images and the no signal images in FBP and seven types of AIDR 3D (each 10 series).

Fig. 4 Addition process of digital phantom for partial volume effect.
As a result of shifting the center position of adding digital phantom, the ratio of partial volume effect changes when images are bundled.

1-5 Z 軸方向の評価用画像の作成

1-2-1 にて撮影した raw data から再構成した画像に対して CT 値差 30 HU, 直径 5 mm の digital phantom をアイソセンタから 2 cm ずらし, Z 軸に対しては digital phantom の中心を 50 枚目(スライス位置=25 mm), 53 枚目(スライス位置=26.5 mm), 55 枚目(スライス位置=27.5 mm)に設定して加算した(Fig. 4). 画像スライス厚を 1 mm(2 枚), 2 mm(4 枚), 3 mm(6 枚), 4 mm(8 枚), 5 mm(10 枚)と, 書き出す画像も 5 種類ずつとした.

1-6 評価方法

1-4 にて作成したサンプル画像を用いて放射線技師 8 名(経験年数 2-20 年)による視覚評価を行った. 観察はすべて同一のモニタを用い, モニタから 50 cm の距離にて評価を行った. ウィンドウ幅は 200 HU,

ウィンドウレベルは 50 HU に固定した. 観察者には本研究にて使用した模擬腫瘍の大きさと濃度差のサンプルを提示し, 信号ありの場合はシェーマを書き, 場所を示してもらった. 1 シリーズあたりの観察時間は 20-30 秒程度とし, すべての評価を 60-90 分程度で観察することとした.

評価方法は連続確信度法を用い, 得られた評価結果から感度, 特異度を算出し, FBP の評価結果と各 AIDR 3D 画像の評価結果を比較した. また, receiver operating characteristic (ROC) 解析を用いて area under the curve (AUC) を求めた. AUC も同様に FBP の評価結果と各 AIDR 3D 画像の評価結果を比較した.

1-5 にて作成した画像に対して, digital phantom 加算座標に円形の ROI を設定し, 同座標の Z 軸方向における CT 値を測定した. 得られたグラフを比較し, パーシャルボリューム効果が反映されているか確認した.

Fig. 5 Home-made simulated tumor phantom (a), reconstructed image with digital phantom added (b).

Fig. 6 NPS of the water phantom images (FBP and seven types of AIDR 3D).

1-2-2 で撮影した画像に直径 10 mm, CT 値差 30 HU の digital phantom にフィルタを付加して同心円状に加算した (Fig. 5). 使用したフィルタは 3×3 を用い, none (フィルタなし), smoothing, Gaussian の 3 種類とした. 3 回撮影した画像を用いて, 1 個ずつ digital phantom を加算, 毎回, 同一部位にならないように画像を回転し, アクリルの場所も変化させることで先入観を排除した. 作成した 9 種類の画像を比較し, 10 名の放射線技師 (経験年数 2-20 年) によりアクリルと digital phantom が同等か否かの視認性を視覚的に評価した. 観察はすべて同一のモニタを用い, モニタから 50 cm の距離にて評価を行った. ウィンドウ幅は 200 HU, ウィンドウレベルは 50 HU に固定した. より同等と判定されたフィルタを導き出すため次式に示す合致率を使用した.

$$\text{合致率 (\%)} = \frac{\text{同等と判定した数}}{30} \times 100 \quad \text{..... (1)}$$

(撮影回数 3 回 × 10 人)

ROC 解析は OR-DBM MRMC ver. 2.2 (Medical Image Perception Laboratory) を使用し分散分析による検定を行った. 2 群間の解析には SPSS ver. 20 (IBM) を使用して Student t-test を用い, $p < 0.05$ にて有意差ありとした. なお, 本検討における観察結果の公表に際しては当学会の倫理規定に従い観察者本人の同意を得て行った.

2. 結果

2-1 NPS の比較

8 種類 (FBP, Weak, Mild, eMild, Standard, eStandard, Strong, eStrong) の NPS を Fig. 6 に示す. Standard, Strong, eStrong の NPS は他の 5 種類と比較して低周

Table 1 Sensitivity and specificity of FBP and seven types of AIDR 3D

	FBP	Weak	Mild	eMild	Std	eStd	Str	eStr
Sensitivity	0.94	0.95	0.86	0.79	0.62	0.77	0.43	0.47
p-value	—	0.740	0.785	0.253	<0.01	0.043	<0.01	<0.01
Specificity	0.79	0.80	0.68	0.83	0.84	0.79	0.76	0.76
p-value	—	0.240	0.076	0.255	0.161	0.989	0.620	0.625

Std: Standard, eStd: eStandard, Str: Strong, eStr: eStrong

Fig. 7 ROC curves of FBP and seven types of AIDR 3D.

Table 2 AUC of FBP and seven types of AIDR 3D

	FBP	Weak	Mild	eMild	Std	eStd	Str	eStr
AUC	0.952	0.931	0.938	0.950	0.881	0.911	0.718	0.732
p-value	—	0.127	0.796	0.959	0.020	0.092	<0.01	<0.01

Std: Standard, eStd: eStandard, Str: Strong, eStr: eStrong

波成分が高く、高周波成分が低い解析結果を示した。

2-2 FBP 画像と AIDR 3D 画像の感度と特異度

FBP 画像および AIDR 3D 画像の感度を Table 1 に示す。Weak, Mild, eMild の感度は FBP 画像と比較して有意差を認めなかった。eStandard の感度は 0.77 と FBP 画像と比較して有意に低下し ($p=0.043$)、Standard, Strong, eStrong の感度も有意に低下した ($p<0.01$)。

FBP 画像および AIDR 3D 画像の特異度を Table 1

に示す。すべての AIDR 3D 画像は FBP 画像と比較して有意差を認めなかった。

2-3 FBP と AIDR 3D 画像の AUC

FBP および AIDR 3D 画像の ROC 曲線を Fig. 7 に、AUC を Table 2 に示す。FBP の AUC は 0.952 であった。Standard で若干の低下を示し、Strong, eStrong の AUC はそれぞれ 0.718, 0.732 と有意に低下した ($p<0.01$)。

2-4 Z軸方向の評価

1-5で作成した画像にて設置したROI部分のCT値濃度曲線をFig. 8~10に示す。1 mm厚、2 mm厚のCT値は最大CT値にほとんど変動を認めなかったが、3 mm厚以上になると、加算したdigital phantomの含み方によって、CT値が変動した。Digital phantom中心が50枚目のときに5 mm厚のCT値が最小となり、55枚目のときは4 mm厚のCT値が最小となった。

2-5 Digital phantomの視認性評価

フィルタを付加したdigital phantom画像と模擬腫瘍ファントム画像における合致率をTable 3に示す。Gaussianフィルタを付加したdigital phantomが最もアクリル球との合致率が高い結果となった。

3. 考 察

Digital phantomはコンピュータ上で任意のCT値を有する領域を作成した画像であるが、従来から報告されているdigital phantom作成ツールは1枚の画像に任意の大きさCT値をもったphantomを任意の座標にプロットして作成するものであった^{16, 18)}。本研究にて新たに開発したdigital phantom作成ツールは、球状のphantomを作成することが可能である。つまり、1 mm以下のthin slice dataを読み込み、任意のphantomを作成、画像の加算平均も可能であるため、目的のスライス厚の画像を自由に書き出すことができる。このツールを用いた低コントラスト検出能の評価が可能か検証する必要があるため、われわれは水ファントムと自作模擬腫瘍ファントムを用いて新しい作成ツールを用いた基礎データを作成し、低コントラスト検出能の評価を行った。また、digital phantomはそのまま使用すると加算した信号辺縁が矩形になるため幾何学的となり不自然な印象を与える。したがって、digital phantomにフィルタを付加することで、実際の低コントラストモジュールと同等な表現が可能か検討する必要がある。

検出感度はFBPと比較してStandard, Strong, eStrongは有意に低下した。同様にAUCにおいてもStrong, eStrongの結果は有意に低下し、低コントラスト検出能の低下を裏付ける結果となった。本研究にて使用した水phantom画像を用いたNPSの解析結果においては、AIDR 3Dの強度が強くなるほど低周波成分の極端な上昇を認め、これが低コントラスト検出能を低下させた要因であることを示し、視覚評価結果とも一致していると考え。一方、MildよりeMild,

StandardよりeStandard, StrongよりeStrongの方が確かに低周波ノイズは抑えられており、特にStandardはeStandardに比べAUCの低下が認められた。これはNPSの結果とも類似していた。本研究では逐次近似応用再構成を使用した後の画像ノイズがSD 10となるように設定したため、AIDR 3D強度が強いほど撮影線量は低くCTDIvolも少ない。ゆえに、低線量ほど増加する低周波ノイズはAIDR 3D強度を強くしても抑制されないことから、異なるAIDR 3D強度において同一画像SDとしても結果が異なることを証明している。本結果ではStandard, Strong, eStrongにおいて病変検出能力の低下を認めたが、実臨床は画像の均一性が悪く複雑であるため、eStandardやMildにおいても病変検出能力の低下を認めることも十分考えられる。

また、本研究にて開発した作成ツールがパーシャルボリューム効果を反映するか確認する必要があるため、書き出し時にdigital phantomを含む割合が変わるように加算中心をずらしてCT値差30 HU、直径5 mmのdigital phantomを加算し、Z軸方向のCT値濃度曲線を描くことでパーシャルボリューム効果の影響についての評価を行った。その結果、加算したphantom中心が50枚目のときは、5 mm厚では信号が二分されるため、CT値は著しく低下した。このとき4 mm厚では加算したphantom中心がスライス中心となるため、5 mm厚よりも10 HU程度CT値が高い結果となった。一方、加算したphantom中心が55枚目のときは、前述した現象が逆転するため、4 mm厚の方が5 mm厚のCT値よりも低下した。これは書き出す際のスライス位置およびスライス枚数にてCT値が正確に加算平均された証拠である。したがって、本研究にて開発した作成ツールはパーシャルボリューム効果を忠実に反映している。これは、臨床画像を用いた評価でも同様の現象が起こるのは必然であるが、実臨床においても腫瘍性病変は再構成するスライス位置によって同様の現象が起きているため、このツールを用いることで臨床においても同様の評価が可能となる。

フィルタを付加したdigital phantomと実際にアクリル球を封入した自作模擬腫瘍ファントムを用いた視認性評価では、Gaussianフィルタを付加したdigital phantomが最もアクリル球と同等の視認性を得た。この視認性はファントム周辺の「ボケ」が同等と判断されたと考える。Digital phantomは周波数特性を反映できない問題点を有するが、フィルタを付加することにより「ボケ」が表現されるため、この問題を解決可能である。本研究では臨床で実際に使用している条

Fig. 8 CT value density curve of phantom CT number with different slice thickness (center slice number of added digital phantom=50).

Fig. 9 CT value density curve of phantom CT number with different slice thickness (center slice number of added digital phantom=53).

Fig. 10 CT value density curve of phantom CT number with different slice thickness (center slice number of added digital phantom=55).

Table 3 Match rate of additional filter image

	Equal	Not equal	Match rate (%)
None	11	19	37
Smoothing	8	22	27
Gaussian	25	5	83

件である再構成関数 FC 14, SD 10(Weak)の画像に対して, Gaussian フィルタが最も適していると判断された. フィルタを付加しない場合は digital phantom の辺縁が矩形になるため, 幾何学的となり不自然な印象を与え, smoothing フィルタは逆に辺縁が滑らかになりすぎることで, ボケの要素が強くなったと考える. しかし, 逐次近似応用再構成法は強度を強くするほどテクスチャが崩れるため, 同様に辺縁の視認性に影響を与える. また, 使用している再構成関数も撮影部位や装置, 施設によっても異なるため, 周波数特性を考慮して digital phantom の大きさやフィルタ形状を決定する必要がある.

肝臓における悪性腫瘍検出目的の dynamic study は既に確立した撮影法であるが³¹⁻⁴⁾, 撮影条件の最適化の根拠を示した報告はない. しかし肝臓は病変部と肝実質のわずかなコントラスト差を描出可能な画質が必要であり, コントラストはノイズの影響を受ける^{19, 20)}. 更に最近の CT 装置の進歩によって逐次近似応用再構成法¹⁰⁻¹³⁾, 逐次近似再構成法²¹⁾が導入され, ますます低コントラスト検出能の評価が複雑化している. ほとんどの装置に標準装備されている AEC は, 管電流を制御することで各スライスにおける画質を均一化することが可能であるが, AEC の目標値は SD であることが多く, 同一 SD でも AIDR 3D の強度によって画質は変化する. Berta らは, iterative reconstruction の評価に signal to noise ratio(SNR)を用い, NPS のピークが低周波側にシフトすることにより低周波ノイズが強調され SNR の低下を招くことを報告しており²²⁾, Urikura らは NPS を加味した新しい low-contrast object specific contrast-to-noise ratio(CNR_{L0})を用い, 従来の CNR では同等の画質でも AIDR 3D の強度が強いほど CNR_{L0} が低下することで, 低コントラスト検出能に NPS が関与していることを証明した²³⁾. 本研究におけるわれわれの評価結果もこれらの報告に酷似している. したがって, digital phantom は単に再構成後の画像に任意の模擬腫瘍として信号を加算するツールであるが¹⁶⁾, AIDR 3D を加味した場合の視覚評価も可能であることを証明した. これを臨床画像に応用することにより, 腫瘍性病変の大きさや濃度差の描出限

界に合わせた撮影画質を求めることができるため, 肝臓領域における撮影条件の適正化が策定可能になると考える. 肝臓において 10 mm 以上の悪性腫瘍を認めた場合は治療対象となるため²⁴⁾, 少なくとも 10 mm の腫瘍性病変は確実に検出できなければならない. したがって, 大きさの基準は既に存在するため, 濃度差の要素を加味することで適正化の策定は現実化すると考える. われわれは, 臨床画像を用いた digital phantom の検出能評価において濃度差 1% の模擬腫瘍は検出能が極端に悪くなることを示し¹⁶⁾, この結果は腫瘍-肝実質の濃度差が 15 HU 以上しか検出していない藤谷らの報告⁹⁾に矛盾しない. 更に本研究のわれわれの結果を融合することによって, Z 軸にも対応した新しい digital phantom と臨床画像における病変検出能の評価が可能となるだろう. 無論, このツールは肝臓のみならず, 他の撮影部位においても利用可能である.

本研究の結果では, FBP と Weak, Mild, eMild, Standard, eStandard の間に有意差はみられなかった. 本研究は水ファントムを用いた均一な画像に対しての評価であるため, 信号の検出は容易であると考えられるが, 実臨床では条件が悪くなることが予想される. 肝臓を例にとると, まず肝実質は均一ではない. 動脈後期相では肝動脈は造影されているため高吸収であり, 門脈は脾静脈の流入を受けている時間帯のため濃染され始めている. これに対し肝静脈は低吸収であるためさまざまな濃度が混在しているのである. その中で CT 値差 15 HU 程度の信号⁹⁾をみつけるのは容易ではない. したがって, 本研究では有意差が出なかった AIDR 3D 強度においても低コントラスト検出能が劣化することは十分考えられる.

本研究におけるリミテーションもいくつか挙げられる. はじめに, digital phantom は基本的に pixel size で大きさが決定するため, 比較する画像の FOV size が異なると, 同一 pixel size でも大きさが変化する. 特に, 模擬腫瘍の辺縁形状が臨床画像と同等となる必要があり, 本研究では不可フィルタを用いることによって模擬腫瘍の視認性を近似した. しかし, 使用したフィルタは 3x3 のみであり, 忠実に腫瘍を再現しているかは定かとはいえない. したがって, 極端に大きい, または小さい FOV size を用いる場合は使用する付加フィルタの形状や pixel size を考慮する必要がある. 同様に, 極端に大きい, または小さい模擬腫瘍を作成する場合もフィルタの形状や pixel size を考慮する必要がある. 更に, phantom が球状であるため, 原発性肺がんのような不整形な腫瘍を再現できない. 今後, 5x5 や 7x7 の付加フィルタへの対応や, 球体以外

の模擬腫瘍作成が可能か検討する必要がある。

しかし、新しい digital phantom 作成ツールは逐次近似応用再構成の画像に対しても低コントラスト検出能評価が可能であり、臨床画像に応用することによって、腫瘍性病変の大きさ、濃度の検出限界を示すことが可能となることで肝臓領域の撮影条件標準化に寄与するかもしれない。

4. 結 語

Z 軸方向にも対応した新しい digital phantom 作成ツールはさまざまな大きさ、CT 値差の digital phantom が作成できるため、低コントラスト検出能評価に

利用可能であり、肝臓領域の撮影基準を策定するための画質評価にも応用できる。

謝 辞

本研究に協力していただいた、担当諸兄に深く感謝いたします。

また、本研究は、北海道支部の平成 29 年度放射線技術研究の助成を受けて行われました。ここに深く感謝申し上げます。

なお、本論文の論旨は第 72 回日本放射線技術学会総会学術大会(2016 年、横浜)にて発表した。

参考文献

- 1) Sultana S, Awai K, Nakayama Y, et al. Hypervascular hepatocellular carcinomas: bolus tracking with a 40-detector CT scanner to time arterial phase imaging. *Radiology* 2007; 243(1): 140-147.
- 2) 岡田真広, 香川祐毅, 村上卓道, 他. マルチスライス CT による肝画像診断の進歩 高速化・高分解能化の動向. *肝胆脾画像* 2011; 13(1): 37-44.
- 3) Yanaga Y, Awai K, Nakaura T, et al. Optimal contrast dose for depiction of hypervascular hepatocellular carcinoma at dynamic CT using 64-MDCT. *AJR Am J Roentgenol* 2008; 190(4): 1003-1009.
- 4) Koiwahara G, Tsuda T, Matsuda M, et al. Different enhancement of the hepatic parenchyma in dynamic CT for patients with normal liver and chronic liver diseases and with the dose of contrast medium based on body surface area. *Jpn J Radiol* 2015; 33(4): 194-200.
- 5) Goodenough DJ, Weaver KE. Factors related to low contrast resolution in CT scanners. *Comput Radiol* 1984; 8(5): 297-308.
- 6) Wang G, Vannier MW. Low-contrast resolution in volumetric x-ray CT—analytical comparison between conventional and spiral CT. *Med Phys* 1997; 24(3): 373-376.
- 7) Verdun FR, Denys A, Valley JF, et al. Detection of low-contrast objects: experimental comparison of single- and multi-detector row CT with a phantom. *Radiology* 2002; 223(2): 426-431.
- 8) Shin HO, Falck CV, Galanski M. Low-contrast detectability in volume rendering: a phantom study on multidetector-row spiral CT data. *Eur Radiol* 2004; 14(2): 341-349.
- 9) 藤谷哲也, 熊野正士, 村上卓道. ダイナミックマルチスライス CT における多血性肝細胞癌検出に最適な造影剤量の検討. *近畿大医誌* 2012; 37(3,4): 155-162.
- 10) Matsuki M, Murakami T, Juri H, et al. Impact of adaptive iterative dose reduction (AIDR) 3D on low-dose abdominal CT: comparison with routine-dose CT using filtered back projection. *Acta Radiol* 2013; 54(8): 869-875.
- 11) Seki S, Koyama H, Ohno Y, et al. Adaptive iterative dose reduction 3D (AIDR 3D) vs. filtered back projection: radiation dose reduction capabilities of wide volume and helical scanning techniques on area-detector CT in a chest phantom study. *Acta Radiol* 2016; 57(6): 684-690.
- 12) 木原 聡, 村崎裕生, 船間芳憲, 他. マルチディテクタ CT における 逐次近似画像再構成法を用いた線量低減および画質改善. *日放技学誌* 2011; 67(11): 1426-1432.
- 13) 高田忠徳, 市川勝弘, 林 弘之, 他. 逐次近似再構成法を応用した新しい画像再構成法に対する画質評価. *日放技学誌* 2012; 68(4): 404-412.
- 14) 大村知己, 豊嶋英仁, 佐藤祐一郎, 他. 逐次近似応用再構成法を用いた頭部 CT-Perfusion の撮影線量低減の検討. *日放技学誌* 2013; 69(11): 1218-1224.
- 15) 多田佳司, 内田幸司, 金山秀和, 他. 急性期脳梗塞 CT 検査における逐次近似応用再構成法の有用性. *日放技学誌* 2015; 71(11): 1090-1095.
- 16) 原田耕平, 宮下宗治, 平野雄士, 他. 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. *日放技学誌* 2010; 66(12): 1561-1568.
- 17) Digital phantom creation tool. <http://www.sapmed.ac.jp/~katagiri/index.php/Digital-Phantom-Builder> (Accessed 2018/4/30).
- 18) Kudo K, Christensen S, Sasaki M, et al. Accuracy and reliability assessment of CT and MR perfusion analysis software using a digital phantom. *Radiology* 2013; 267(1): 201-211.
- 19) Abdelmoumene A, Chevallier P, Chalaron M, et al. Detection of liver metastases under 2 cm: comparison of different acquisition protocols in four row multidetector-CT (MDCT). *Eur Radiol* 2005; 15(9): 1881-1887.
- 20) Kanal KM, Chung JH, Wang J, et al. Impact of incremental increase in CT image noise on detection of low-contrast hypodense liver lesions. *Acad Radiol* 2014; 21(10): 1233-1239.
- 21) Pickhardt PJ, Lubner MG, Kim DH, et al. Abdominal CT with model-based iterative reconstruction (MBIR): initial results of a prospective trial comparing ultralow-dose with standard-dose imaging. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 199(6): 1266-1274.
- 22) Berta L, Mascaro L, Feroldi P, et al. Optimisation of an MDCT abdominal protocol: Image quality assessment of standard vs. iterative reconstructions. *Phys Med* 2014; 30(3): 271-279.
- 23) Urikura A, Hara T, Ichikawa K, et al. Objective assessment of low-contrast computed tomography images with iterative reconstruction. *Phys Med* 2016; 32(8): 992-998.
- 24) 日本肝臓学会編. 科学的根拠に基づく肝臓診療ガイドライン 2013 年版. 東京: 金原出版, 2013.

問合せ先

〒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