原 著

腎嚢胞の CT 画像に生じる pseudoenhancement effect の抑制に関わる撮影条件の検討：連続 X 線と仮想単色 X 線、画像再構成法、およびビーム幅の違いにおけるファントム検証

杉澤浩一^{1,3} 市川勝弘² 南島一也³ 長谷川雅一³ 山田祥岳⁴ 陣崎雅弘⁴

論文受付
2016 年 11 月 29 日

論文受理
2017 年 6 月 6 日

Code No. 251

¹ 金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻

² 金沢大学医薬保健研究域保健学系

³ 慶應義塾大学病院放射線技術室

⁴ 慶應義塾大学医学部放射線科学教室(診断)

緒 言

腎臓腫瘍の computed tomography (CT) を用いた造影検査を行う際に、不均一な内部構造を呈する腫瘍性

病変に対し、充実性腫瘍か嚢胞性腫瘍かを鑑別することは臨床的に非常に重要である。その基準として、造影画像における腎腫瘍性病変の CT 値が非造影画像と

Evaluation of the CT Parameters to Suppress Renal Cysts Pseudoenhancement Effect: Influence of the Virtual Monochromatic Spectral Images, the Model-based Iterative Reconstruction Algorithm and the Aperture Size in Phantom Model

Koichi Sugisawa,^{1,2*} Katsuhiro Ichikawa,² Kazuya Minamishima,³ Masakazu Hasegawa,³ Yoshitake Yamada,⁴ and Masahiro Jinzaki⁴

¹ Graduate School of Medical Science, Kanazawa University

² Institute of Medical, Pharmaceutical and Health Sciences, Kanazawa University

³ Department of Radiological Technology, Keio University Hospital

⁴ Department of Diagnostic Radiology, Keio University School of Medicine

Received November 29, 2016; Revision accepted June 6, 2017

Code No. 251

Summary

Purpose: The purpose of this study was to evaluate the effect of the virtual monochromatic spectral images (VMSI) and the model-based iterative reconstruction (MBIR) images, to evaluate the influence of the aperture size (40- and 20-mm beam) on renal pseudoenhancement (PE) compared with the filtered back projection (FBP) images. **Methods:** The renal compartment-CT phantom was filled with iodinated contrast material diluted to the attenuation of 180 Hounsfield units (HU) at 120 kV. The water-filled spherical structures, which simulate cyst, were inserted into the renal compartment. Those diameters were 7, 15 and 25 mm. These were scanned by conventional mode (helical scan, 120 kV-FBP) and dual energy mode. 70 keV-VMSI were reconstructed from the dual energy mode, and MBIR images were reconstructed from conventional mode at 40- and 20-mm aperture. Additionally, the phantom was scanned using non-helical mode with 20-mm aperture, and FBP images were reconstructed. The CT value of the PE for cyst areas was measured for these images. **Results:** The CT values of the cysts were 20.0–14.3 HU on the FBP images, 12.8–12.7 HU on the 70 keV-VMSI (PE-inhibition ratio was 36.0–11.2%) and 16.2–14.0 HU on the MBIR images (19.0–2.1%), respectively, at 40-mm aperture. The PE-inhibition ratio scanned by 20-mm aperture was improved by 28.0% with FBP, 32.8% with 70 keV-VMSI and 29.6% with MBIR compared with 40-mm aperture. One of the FBP images with non-helical mode was 11.6 HU. **Conclusions:** The best CT technique to minimize PE was the combination of 70 keV-VMSI and 20-mm aperture.

Key words: computed tomography (CT), virtual monochromatic spectral image (VMSI), model-based iterative reconstruction (MBIR), aperture size, filtered back projection (FBP), pseudoenhancement effect

*Proceeding author

比べ、10 Hounsfield unit (HU) 以上の造影効果をもって充実性腫瘍とみなすという報告がなされている^{1~5)}。しかしながら、従来の造影 CT 検査では、腎嚢胞の CT 値が造影効果の高い腎実質の影響により高値にシフトしてしまい、腎嚢胞の鑑別に支障をきたすことがある。この現象を pseudoenhancement effect (PE)^{1~5)} と呼び、考えられる要因として partial volume effect による影響^{4~9)}、および beam-hardening (BH) の影響が挙げられる^{3, 6, 9, 10)}。

ここで、dual energy 撮影¹¹⁾ から得られる仮想単色 X 線 CT 画像 (virtual monochromatic spectral image: VMSI)^{11~13)}、および逐次近似画像再構成法 (model based iterative reconstruction: MBIR) が PE 抑制に有用と仮定した。この理由として、VMSI は水と造影剤の 2 種類の物質で BH を厳密に補正していること^{12~17)}、MBIR は filtered back projection (FBP) に比べ画像再構成に統計学的被写体モデルや X 線の発生に伴う光学的モデルが組み込まれており、原理上、より人体に忠実な CT 画像が得られること^{18~20)} が挙げられる。

腎嚢胞の PE に対する基礎研究はいくつか報告されているが^{6~8, 10, 21)}、どれも模擬腎嚢胞モデルに円柱を用いており、臨床上、嚢胞は球体を呈することを考慮すると、臨床に近似しているとはいいがたい。これらのことから、人体に近似したファントムモデルの必要性を、また検出器の多列化に伴い、腎嚢胞の PE も増大するという報告^{3, 7, 10)} から、ビーム幅と PE 抑制の関係を検討する必要性を考えた。PE 抑制で VMSI に着目した先行研究²¹⁾ は存在するものの、VMSI と MBIR およびビーム幅を同時に評価した基礎研究の報告は存在しない。

本研究の目的は、撮影エネルギーの違い (single energy: 120 kV と dual energy: VMSI)、画像再構成法の違い (FBP と MBIR)、およびビーム幅の違い (40 mm と 20 mm) に着目し、球体の模擬腎嚢胞を用い、PE 抑制に有用な撮影条件を検証することである。

1. 方 法

1-1 CT 装置

CT 装置には、単一 X 線管で 80 kV と 140 kV の二つの管電圧を高速で切り替える fast kV switching 方式で dual energy 撮影を行うことが可能であり、かつ MBIR の画像再構成が可能な Discovery CT750HD (GE Healthcare) を使用した。

1-2 仮想単色 X 線 CT 画像 (VMSI) の原理

二つの基準物質対を水とヨードとした場合、単一エネルギー E の X 線による投影データ P は、次式のよう求めることができる。

$$P = \mu_w(E) \cdot d_w + \mu_i(E) \cdot d_i \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 d_w は対象物質の水密度、 d_i は対象物質のヨード密度、 μ_w は水の質量減弱係数、および μ_i はヨードの質量減弱係数である。低管電圧 (*low*) と高管電圧 (*high*) の 2 種類のエネルギーにおいて、投影データ $P_{low}(i)$ と $P_{high}(i)$ を取得したとき、水密度の投影データ $P_w(i)$ とヨード密度投影データ $P_i(i)$ は (2) と (3) 式の、 $P_{low}(i)$ と $P_{high}(i)$ を含む多項式として表される。

$$P_w(i) = \alpha_1(i)P_{low}(i) + \beta_1(i)P_{high}(i) + \chi_1(i)P_{low}^2(i) + \delta_1(i)P_{high}^2(i) + \epsilon_1(i)P_{low}(i)P_{high}(i) \dots\dots\dots (2)$$

$$P_i(i) = \alpha_2(i)P_{low}(i) + \beta_2(i)P_{high}(i) + \chi_2(i)P_{low}^2(i) + \delta_2(i)P_{high}^2(i) + \epsilon_2(i)P_{low}(i)P_{high}(i) \dots\dots\dots (3)$$

これらの多項式の係数を、最小 2 乗法を用いて導き出す¹¹⁾ ことで BH 補正がなされている。この BH 補正がなされた $P_w(i)$ と $P_i(i)$ を用いて、(1) 式より、物質の質量減弱係数は既知であることから、それぞれの密度 d_w と d_i が得られ、最終的に、各 photon energy における投影値 P を計算することで VMSI が取得できる^{11~13)}。腎嚢胞に生じる PE の環境は水とヨードであることを考慮すると、二つの基準物質対 (水とヨード) に対し、厳密に BH 補正がなされている VMSI は理論上、PE の抑制効果が期待できる。

1-3 逐次近似画像再構成法 (MBIR) の概要

画像再構成に必要な個々の view angle は、まず対象物のイメージを影絵のように投影することによって求める。これは X 線の光子が対象物を透過し、各検出器で収集されるが、実際には、この view に沿った X 線の減衰があるため、本来のプロジェクションデータと仮想プロジェクションデータで大きな違いが生じる。更に、これは X 線焦点サイズを現実的な大きさ (点ではない) として捉え、X 線管モデルを通して考える。同様に、検出器のサイズや形は、検出器レスポンス関数のモデルを通して計算される。焦点-検出器間を通る光子束の通過ポイントを点ではなく、ボクセルの大きさとして考える。その大きさや形は、X 線相互作用の影響により異なった方向と位置でボクセルに入

Fig. 1 Schema of the renal parenchyma-phase cyst compartment phantom simulating human body. White part is cyst area, which is filled with water. Grey part is parenchyma area, which has attenuation of 180 HU decided enhanced renal parenchyma on clinical setting.

る X 線光子のために、通過経路の長さが異なるモデルとして考えられる。

MBIR では、光学モデルを計算システムに取り入れ、実際に得られた生データと画像から投影された仮想生データの間でどのくらい誤差があるのか計測し、画像再構成時に、この違いを最小にしていける。結果として密度分解能や空間分解能の向上を図り、データ矛盾から生じるアーチファクトが抑制される^{18,19)}。腎嚢胞に生じる PE をデータ矛盾から生じたアーチファクトと捉えた場合、MBIR は理論上、PE 抑制効果が期待できる。

1-4 模擬腎嚢胞ファントムの構成

腎臓を模擬した径 55 mm の円柱(材質はポリエチレン製)内に、径 7 mm, 15 mm, および 25 mm の腎嚢胞領域を模擬^{7,10)} するため、水(CT 値: 0 HU)を充填させた球体(材質はポリプロピレン製の中空構造)を中心に挿入した。腎臓を模擬した円柱の径は、臨床例(30 例)における腎臓の平均径である。また、模擬嚢胞を模擬腎内中心に配置したのは、PE の影響を受けやすい状況を作り出し、かつ、実臨床に近似した CT 値を確保するためである。次に造影された腎実質領域を模擬するため、120 kV 撮影において CT 値 180 HU 付近²²⁾ に希釈した造影剤を、腎嚢胞を模擬した球体の周囲に充填し、実質相における腎嚢胞を模擬した。この腎実質相の CT 値は、撮像タイミング: 造影剤注入後

70 秒、造影剤注入量: 600 mgI/kg, および注入時間: 30 秒で得られた 31 症例の平均値である²²⁾。この腎嚢胞ファントムを、人体を考慮した長径 320 mm, 短径 170 mm の楕円柱水ファントム(材質はアクリル製)内に挿入し被写体厚を模擬した(Fig. 1)。

1-5 撮影条件および画像再構成条件

スキャンタイプ: helical (pitch factor: 1.375), 管電圧: 120 kV, 画像再構成法: FBP, およびビーム幅: 40 mm (64×0.625 mm のディテクタ構成)の撮影を従来法とした。撮影線量は、実臨床と同等にするため volume CT dose index (CTDI_{vol}): 12 mGy とした。Scan field of view (SFOV) および display field of view (DFOV) はそれぞれ large body (有効視野: 500 mm), 350 mm を使用した。画像再構成スライス厚は partial volume effect による影響を最小限にするべく⁹⁾, 1.25 mm を用いた。画像再構成フィルタは standard (腹部標準関数)を用いた。Dual energy の撮影では、従来法と同等の CTDI_{vol}: 12 mGy となるよう管電流: 600 mA とし、120 kV の画像と同等である 70 keV^{14, 15, 22)} の VMSI を取得した。MBIR 画像は、従来法から画像再構成し取得した。またスキャン回数は 10 回とした。

1-6 CT 値による比較

10 回スキャンにおける 3 種類の模擬腎嚢胞サイズ (7 mm, 15 mm, および 25 mm) に対し、ベース (非造

Fig. 2 CT images of the cyst with the simulated renal parenchyma-phase at the phantom.
 (a) 7-mm cyst with 120-kV FBP, (b) 15-mm cyst with 120-kV FBP, (c) 25-mm cyst with 120-kV FBP, (d) 7-mm cyst with 70-keV VMSI, (e) 15-mm cyst with 70-keV VMSI, (f) 25-mm cyst with 70-keV VMSI, (g) 7-mm cyst with MBIR, (h) 15-mm cyst with MBIR, (i) 25-mm cyst with MBIR

影時の模擬腎嚢胞), 模擬腎実質, および実質相(造影時)における模擬腎嚢胞内の CT 値を計測, その平均値を算出した. 計測には模擬腎嚢胞の対象径の 2 分の 1 の径を有する region of interest (ROI) を用いた^{3, 4)}.

得られたデータの統計解析には 3 群に対する Bonferroni 補正を行った t 検定 (significance level : 5%) による多重比較を用いた.

また, 従来法における模擬腎嚢胞領域の CT 値 ($ROI_{conventional}$), それぞれの撮影手技で取得した画像における模擬腎嚢胞領域の CT 値 ($ROI_{target\ method}$) から次式により PE 抑制率 (inhibition ratio) を算出した.

Inhibition ratio (%) =

$$\left(\frac{ROI_{conventional} - ROI_{target\ method}}{ROI_{conventional}} \right) \times 100 \quad \dots\dots\dots (4)$$

1-6-1 撮影エネルギー (single-vs. dual-energy) の違いによる PE 抑制効果

従来法である single energy 撮影 (120 kV-FBP) と dual energy 撮影で得られる 70 keV-VMSI についてベース, 模擬腎実質, および実質相模擬腎嚢胞の CT 値の比較を行った.

1-6-2 画像再構成法 (FBP vs. MBIR) の違いによる PE 抑制効果

従来法で用いた画像再構成法である FBP と MBIR

についてベース, 模擬腎実質, および実質相模擬腎嚢胞領域の CT 値の比較を行った. また, 1-6-1 で得られた 70 keV-VMSI と MBIR 群間の CT 値の比較も行った.

1-6-3 ビーム幅 (40-vs. 20-mm) の違いによる PE 抑制効果

従来法, 70 keV-VMSI, および MBIR 画像の径 15 mm の模擬腎嚢胞サイズについて, ビーム幅 40 mm と 20 mm の違いにおけるベース, 模擬腎実質, および実質相模擬腎嚢胞領域の CT 値の比較を行った. また, FBP に関しては non-helical scan, ビーム幅 20 mm を追加した. 撮影条件は 1-5 に準じた.

2. 結果

2-1 撮影エネルギー (single-vs. dual-energy) の違いによる PE 抑制効果

従来法 (120 kV-FBP) と 70 keV-VMSI の比較である. CT 画像を Fig. 2a~f に示す. 120 kV-FBP, および 70 keV-VMSI におけるベースの平均 CT 値は, 径 7 mm サイズで, それぞれ -1.9 ± 9.2 , -1.4 ± 4.1 HU ($P = 1.0$), 径 15 mm サイズで, それぞれ 0.2 ± 4.2 , -1.1 ± 2.1 HU ($P = 1.0$), および径 25 mm サイズで, それぞれ 1.6 ± 1.3 , 1.7 ± 0.9 HU ($P = 1.0$) であった (Table 1).

模擬腎実質の平均 CT 値は, 径 7 mm サイズで, それぞれ 173.7 ± 1.5 , 174.3 ± 1.5 HU ($P = 1.0$), 径 15 mm サ

Table 1 Averaged CT attenuation values of the 7-, 15-, and 25-mm cyst in simulated unenhanced kidney (base); of the simulated renal parenchyma; of those cysts in the simulated renal parenchyma phase with 40-mm aperture. The inhibition ratio of pseudoenhancement effect for 70 keV-VMSI, and MBIR compared with 120 kV-FBP.

Protocol	Cyst diameter [mm]	Cyst areas in the non-contrast images	CT attenuation value [HU]	
			Parenchymal areas around the cyst	Cyst areas in the contrast images
120 kV-FBP	7	-1.9±9.2	173.7±1.5	20.0±4.5
	15	0.2±4.2	179.0±2.4	16.1±3.5
	25	1.6±1.3	177.4±2.9	14.3±2.1
70 keV-VMSI	7	-1.4±4.1	174.3±1.5	12.8±7.3 (36.0%)
	15	-1.1±2.1	177.9±1.5	12.6±1.8 (21.8%)
	25	1.7±0.9	176.5±3.2	12.7±1.5 (11.2%)
MBIR	7	0.3±3.4	173.2±1.2	16.2±3.4 (19.0%)
	15	0.5±1.9	178.8±1.5	15.8±2.3 (1.9%)
	25	1.0±1.2	176.9±2.2	14.0±1.1 (2.1%)

Values in bracket: inhibition ratio

Fig. 3 Comparison of the cyst-CT attenuation values in the simulated renal parenchyma-phase with 120 kV-FBP, 70 keV-VMSI and MBIR.

(a) 7-mm cyst, (b) 15-mm cyst, (c) 25-mm cyst

NS=not significant, *= $P < 0.05$, **= $P < 0.01$

イズで、それぞれ 179.0 ± 2.4 , 177.9 ± 1.5 HU ($P=0.756$), および径 25 mm サイズで、それぞれ 177.4 ± 2.9 , 176.5 ± 3.2 HU ($P=1.0$)であった (Table 1).

実質相模擬腎嚢胞領域の平均 CT 値は、径 7 mm サイズで、それぞれ 20.0 ± 4.5 , 12.8 ± 7.3 HU ($P < 0.05$), 径

15 mm サイズで、それぞれ 16.1 ± 3.5 , 12.6 ± 1.8 HU ($P < 0.05$), および径 25 mm サイズで、それぞれ 14.3 ± 2.1 , 12.7 ± 1.5 HU ($P=0.204$)であった (Fig. 3). 70 keV-VMSI の PE 抑制率を Table 1 に示す.

Fig. 4 CT images of the 15-mm cyst with the simulated renal parenchyma-phase at the phantom. (a) 120 kV-FBP helical 40-mm aperture, (b) 120 kV-FBP helical 20-mm aperture, (c) 120 kV-FBP non-helical 20-mm aperture, (d) 70 keV-VMSI helical 40-mm aperture, (e) 70 keV-VMSI helical 20-mm aperture, (f) MBIR helical 40-mm aperture, (g) MBIR helical 20-mm aperture

2-2 画像再構成法(FBP vs. MBIR)の違いによる PE 抑制効果

従来法(FBP)と MBIR の比較である。MBIR の CT 画像を Fig. 2g~i に示す。MBIR におけるベースの平均 CT 値は、径 7 mm サイズ、径 15 mm サイズ、および径 25 mm サイズで、それぞれ 0.3 ± 3.4 ($P=1.0$), 0.5 ± 1.9 ($P=1.0$), および 1.0 ± 1.2 HU ($P=0.872$) であった (Table 1)。また、70 keV-VMSI と MBIR 群間の P 値は、それぞれ 1.0, 0.273, および 0.507 であった。

模擬腎実質の平均 CT 値は、径 7 mm, 15 mm, および 25 mm サイズで、それぞれ 173.2 ± 1.2 HU ($P=1.0$), 178.8 ± 1.5 HU ($P=1.0$), および 176.9 ± 2.2 HU ($P=1.0$) であった (Table 1)。70 keV-VMSI と MBIR 群間の P 値は、それぞれ 0.279, 0.594, および 1.0 であった。

実質相模擬腎嚢胞領域の平均 CT 値は、径 7 mm サイズ、径 15 mm サイズ、および径 25 mm サイズで、それぞれ 16.2 ± 3.4 ($P=0.124$), 15.8 ± 2.3 HU ($P=1.0$), および 14.0 ± 1.1 HU ($P=1.0$) であった (Fig. 3)。70 keV-VMSI と MBIR 群間の P 値は、それぞれ 0.663, <0.01 , および 1.0 であった。MBIR の PE 抑制率を Table 1 に示す。

2-3 ビーム幅(40-vs. 20-mm)の違いによる PE 抑制効果

ビーム幅 40 mm と 20 mm の比較を、プロトコル (FBP, 70 keV-VMSI および MBIR) ごとに行った。CT 画像を Fig. 4 に示す。ビーム幅 20 mm におけるベースの平均 CT 値は helical-FBP, non-helical-FBP, 70 keV-VMSI, および MBIR で、それぞれ 0.7 ± 3.0 ($P=1.0$), 0.2 ± 1.5 ($P=1.0$), 0.1 ± 1.4 ($P=0.147$), および 0.7 ± 1.5 HU ($P=0.84$) であった (Table 2)。

模擬腎実質の平均 CT 値は helical-FBP, non-helical-FBP, 70 keV-VMSI, および MBIR で、それぞれ 179.8 ± 1.7 HU ($P=1.0$), 179.3 ± 1.7 HU ($P=1.0$), 178.2 ± 1.6 HU ($P=0.73$), および 178.5 ± 1.1 HU ($P=0.629$) であった (Table 2)。

ベースおよび模擬腎実質における helical scan と non-helical scan 群間の P 値は、それぞれ 0.689, および 0.544 であった。

実質相模擬腎嚢胞領域の平均 CT 値は、helical-FBP, non-helical-FBP, 70 keV-VMSI, および MBIR で、それぞれ 11.6 ± 2.4 ($P<0.01$), 11.6 ± 2.4 ($P<0.01$), 8.6 ± 2.7 HU ($P<0.01$), および 11.4 ± 1.4 ($P<0.001$) であった (Fig. 5)。また、FBP, 20 mm ビーム幅の helical scan

Table 2 Averaged CT attenuation values of the 15-mm cyst in base; of the simulated renal parenchyma; of the 15-mm cyst in simulated renal parenchyma phase with 20-mm aperture for helical-FBP, non-helical-FBP, 70 keV-VMSI, and MBIR. The inhibition ratio of pseudoenhancement effect between 40-mm and 20-mm aperture for helical-FBP, 70 keV-VMSI, and MBIR.

Protocol	Scan type	CT attenuation value [HU]		
		Cyst areas in the non-contrast images	Parenchymal areas around the cyst	Cyst areas in the contrast images
120 kV-FBP	Helical	0.7±3.0	179.8±1.7	11.6±2.4 (28.0%)
	Non-helical	0.2±1.5	179.3±1.7	11.6±2.4
70 keV-VMSI	Helical	0.1±1.4	178.2±1.6	8.6±2.7 (32.8%)
MBIR	Helical	0.7±1.5	178.5±1.1	11.4±1.4 (29.6%)

Values in bracket: inhibition ratio

Fig. 5 Comparison of the CT attenuation values for 15-mm cyst in the simulated renal parenchyma-phase with 120 kV-FBP, 70 keV-VMSI and MBIR at different aperture size and scan type.

(a) 120 kV-FBP, (b) 70 keV-VMSI; (c) MBIR
NS=not significant, **= $P < 0.01$, ***= $P < 0.001$

と non-helical scan 群間の P 値は 1.0 であった。各プロトコルにおけるビーム幅 20 mm の PE 抑制率を Table 2 に示す。

3. 考 察

本研究では partial volume effect の影響を最小限にするため、1.25 mm のスライス厚を使用した、この

影響がゼロになっているわけではない。仮に腎嚢胞のモデルを円柱にした場合、球体と比較して、partial volume effect の存在がなく、模擬腎嚢胞内の CT 値は少なからず低下傾向を示し、かつスライス厚に依存しないことが推測できる。これを検証すべく、径 15 mm の模擬腎嚢胞、および 5 mm のスライス厚において、この研究の初期段階で用いた円柱モデルと本研究

Fig. 6 Comparison of the cyst-CT attenuation values in the simulated renal parenchyma-phase with 120 kV-FBP, 70 keV-VMSI and MBIR at different cyst sizes.
(a) 120 kV-FBP, (b) 70 keV-VMSI, (c) MBIR
NS=not significant, **= $P < 0.01$

で用いた球体モデルによる CT 値の比較を行った。なお模擬実質相の CT 値を 240 HU と高めに、かつ模擬腎臓の大きさを 80 mm と大きめに設定し、PE がより生じやすい環境下にて実験を行った。その結果、腎嚢胞内の CT 値は円柱モデルと球体モデルで、それぞれ 25.9 HU、および 29.5 HU となり、円柱モデルで低下した。更に、スライス厚を薄くするにつれ、その CT 値は、円柱モデルでは不変であったが、球体モデルでは低下傾向を示した。後者の傾向は Jinzaki ら⁹⁾の臨床研究による報告と一致し、球体腎嚢胞モデルが人体に近似していることが示唆された。よって、腎嚢胞モデルを球体にしたことは、妥当であったと考える。

腎嚢胞モデルのサイズを 7 mm、15 mm、および 25 mm に設定したことにより、腎嚢胞サイズと PE の関係も評価できた。従来法 (120 kV-FBP、ビーム幅 40 mm) に対し、PE による腎嚢胞の CT 値増強は、7 mm、15 mm、および 25 mm 径で、それぞれ 21.9、15.8、および 12.7 HU であり、腎嚢胞サイズが大きくなるにつれ、CT 値の低下がみられた。また、7 mm

と 25 mm 径の群間では有意に低下している。これは PE のサイズ依存を表しており、実臨床において、大きな腎腫瘍性病変ほど PE が低下し、鑑別しやすくなることを示唆している。本研究では嚢胞サイズと PE の関係を明らかにできたと考える (Fig. 6)。

従来法と比べ 70 keV-VMSI では、径 7 mm 以下のサイズに対する腎嚢胞内の CT 値は有意に低下し、その PE 抑制率は 36% であった。しかしながら、先行研究である Jung ら²¹⁾の検討では、その抑制率は 49% であり、本実験と相違している。この要因として、彼らが使用した模擬腎実質の CT 値が 240 HU と、実臨床と比べ高値であったことが考えられる。また、この報告²¹⁾では、腎嚢胞内の CT 値は 120 kV-FBP で 42 HU と高値であることから、BH が増大する環境下では 70 keV-VMSI の PE 抑制率も増大傾向があることを示している。

本実験から 70 keV-VMSI は PE 抑制に有用であることが示唆された。また、120 kV-FBP と 70 keV-VMSI に対する腎実質の CT 値に有意差が認められな

かったことから、120 kV と同等な VMSI のエネルギーとして、70 keV の選択は妥当であり、先行論文^{14, 15, 22)}とも一致した。

MBIR は光学的モデルを計算に取り入れた画像再構成法^{18, 19)}であり、PE 抑制効果を期待したが、FBP と比べ有意差は生じなかった。これは Yamada ら²²⁾の臨床研究と一致し、妥当な結果といえる。

従来法である 40 mm ビーム幅と比較して 20 mm ビーム幅の PE 抑制率は FBP, 70 keV-VMSI, および MBIR で腎嚢胞内の CT 値は有意に低下し、その PE 抑制率は、それぞれ 28%, 33%, および 30%であった。この結果は検出器の列数と腎嚢胞の PE の関係を検証した先行研究^{3, 7, 10)}と一致した。ビーム幅が広がるほど、PE が生じており、散乱線の影響が強く考えられる。これを確かめるため、散乱線が限りなく少ない状況を想定すべく、ビーム幅を 1.25 mm (non-helical mode のみの仕様)にして本実験を行った。その結果、腎嚢胞の CT 値は 5.5 HU となり、従来法と比べた PE 抑制率は 53%であった。この結果を踏まえると散乱線が確実に PE に影響を及ぼしているといえる。しかしながら、non-helical scan, 1.25 mm のビーム幅を用いることは、臨床上、スキャン時間の増加につながり有用とはいえない。PE への散乱線の影響を考えると、近年、XY 方向に加え体軸方向の散乱線も除去できる 3-dimensional grid を搭載した CT 装置が登場しており、その有用性が大いに期待できる。

同じビーム幅(20 mm)における helical scan と non-helical scan での腎嚢胞の CT 値は同等であったことから、スキャンタイプは PE に影響を及ぼさないと考える。

本研究では、実臨床に基づき従来法の管電圧を 120 kV とした検討であったが、Wang ら⁷⁾の管電圧の影響に関して検討した先行研究によると、低電圧ほど PE が抑制されると報告しているが、疑問が残る。本ファントムを用いた PE と管電圧の関係を立証する必要性

を強く感じた。Pitch factor も管電圧同様、実臨床に基づき 1.375 のみでの検討であったが、研究の前段階で pitch factor は PE 抑制に影響がないことが確認できていたため検討項目から省略した。

本研究の限界は、他のデータ収集方式で得られる VMSI, および逐次近似画像再構成法では検討に至っておらず、同じ結果になるかどうか明らかにしていない点である。

本研究から、従来法(120 kV)と同等のエネルギーを考慮した場合、腎嚢胞の PE 抑制に有用であった撮影条件は、70 keV-VMSI および 20 mm ビーム幅の選択であった。

4. 結 語

人体に近似したファントムを用い、腎嚢胞の PE 抑制に関わる CT 撮影条件を、撮影エネルギーの違い(120 kV と 70 keV-VMSI)、画像再構成法の違い(FBP と MBIR)、およびビーム幅の違い(40 mm と 20 mm)について検討した。その結果、15 mm 以下の腎嚢胞では、120 kV のエネルギーとの比較において、同等のエネルギーである 70 keV-VMSI の有用性が検証できた。一方、MBIR の有用性は認められなかった。また、狭いビーム幅を選択することで PE が抑制されることを明らかにできた。120 kV-FBP に比して、PE 抑制効果に有用な撮影条件は、狭いビーム幅と 70 keV-VMSI の使用であることが、本研究で導き出すことができた。

謝 辞

本研究を進めるにあたり、ご協力いただきました当院放射線技術室室長の渡部敏男様、ならびに CT 担当スタッフの諸賢に深謝いたします。

なお、本論文の基礎的内容は第 1 回日本 CT 技術学会(2013 年、広島)にて発表した。

参考文献

- 1) Bosniak MA. The current radiological approach to renal cysts. *Radiology* 1986; 185(1): 1-10.
- 2) Chung EP, Herts BR, Linnell G, et al. Analysis of changes in attenuation of proven renal cysts on different scanning phases of triphasic MDCT. *AJR Am J Roentgenol* 2004; 182(2): 405-410.
- 3) Sai V, Rakow-Penner R, Yeh BM, et al. Renal cyst pseudoenhancement at 16- and 64-detector row MDCT. *Clin Imaging* 2013; 37(3): 520-525.
- 4) Tappouni R, Kissane J, Sarwani N, et al. Pseudoenhancement of renal cysts: influence of lesion size, lesion location, slice thickness, and number of MDCT detectors. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 198(1): 133-137.
- 5) Bae KT, Heiken JP, Siegel CL, et al. Renal cysts: is attenuation artifactually increased on contrast-enhanced CT images? *Radiology* 2000; 216(3): 792-796.
- 6) Maki DD, Birnbaum BA, Chakraborty DP, et al. Renal cyst pseudoenhancement: beam-hardening effects on CT numbers. *Radiology* 1999; 213(2): 468-472.
- 7) Wang ZJ, Coakley FV, Fu Y, et al. Renal cyst pseudoenhance-

- ment at multidetector CT: what are the effects of number of detectors and peak tube voltage? *Radiology* 2008; 248(3): 910-916.
- 8) Coulam CH, Sheafor DH, Leder RA, et al. Evaluation of pseudoenhancement of renal cysts during contrast-enhanced CT. *AJR Am J Roentgenol* 2000; 174(2): 493-498.
 - 9) Jinzaki M, McTavish JD, Zou KH, et al. Evaluation of small (≤ 3 cm) renal masses with MDCT: benefits of thin overlapping reconstructions. *AJR Am J Roentgenol* 2004; 183(1): 223-228.
 - 10) Birnbaum BA, Hindman N, Lee J, et al. Renal cyst pseudoenhancement: influence of multidetector CT reconstruction algorithm and scanner type in phantom model. *Radiology* 2007; 244(3): 767-775.
 - 11) Lehmann LA, Alvarez RE, Macovski A, et al. Generalized image combinations in dual KVP digital radiography. *Med Phys* 1981; 8(5): 659-667.
 - 12) Kalender WA, Perman WH, Vetter JR, et al. Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies. *Med Phys* 1986; 13(3): 334-339.
 - 13) Vetter JR, Perman WH, Kalender WA, et al. Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. II. Determination of vertebral bone mineral content. *Med Phys* 1986; 13(3): 340-343.
 - 14) Matsumoto K, Jinzaki M, Tanami Y, et al. Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: improved image quality as compared with that obtained with conventional 120-kVp CT. *Radiology* 2011; 259(1): 257-262.
 - 15) Yamada M, Jinzaki M, Kuribayashi S, et al. Beam-hardening correction for virtual monochromatic imaging of myocardial perfusion via fast-switching dual-kVp 64-slice computed tomography: a pilot study using a human heart specimen. *Circ J* 2012; 76(7): 1799-1801.
 - 16) Yamada Y, Jinzaki M, Tanami Y, et al. Virtual monochromatic spectral imaging for the evaluation of hypovascular hepatic metastases: the optimal monochromatic level with fast kilovoltage switching dual-energy computed tomography. *Invest Radiol* 2012; 47(5): 292-298.
 - 17) Yamada Y, Jinzaki M, Hosokawa T, et al. Abdominal CT: an intra-individual comparison between virtual monochromatic spectral and polychromatic 120-kVp images obtained during the same examination. *Eur J Radiol* 2014; 83(10): 1715-1722.
 - 18) Thibault JB, Sauer KD, Bouman CA, et al. A three-dimensional statistical approach to improved image quality for multislice helical CT. *Med Phys* 2007; 34(11): 4526-4544.
 - 19) Yu Z, Thibault JB, Bouman CA, et al. Fast model-based X-ray CT reconstruction using spatially nonhomogeneous ICD optimization. *IEEE Trans Image Process* 2011; 20(1): 161-175.
 - 20) Yamada Y, Jinzaki M, Tanami Y, et al. Model-based iterative reconstruction technique for ultralow-dose computed tomography of the lung: a pilot study. *Invest Radiol* 2012; 47(8): 482-489.
 - 21) Jung DC, Oh YT, Kim MD, et al. Usefulness of the virtual monochromatic image in dual-energy spectral CT for decreasing renal cyst pseudoenhancement: a phantom study. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 199(6): 1316-1319.
 - 22) Yamada Y, Yamada M, Sugisawa K, et al. Renal cyst pseudoenhancement: Intraindividual comparison between virtual monochromatic spectral images and conventional polychromatic 120-kVp images obtained during the same CT examination and comparisons among images reconstructed using filtered back projection, adaptive statistical iterative reconstruction, and model-based iterative reconstruction. *Medicine* 2015; 94(15): 1-8.