

超高精細 CT における腎嚢胞の
pseudoenhancement の評価:
ファントム実験および臨床研究

はまべ ふみこ
濱邊 布美子

(放射線医学専攻)

防衛医科大学校

令和 4 年度

目	次	頁
第 1 章	緒言	1
第 2 章	目的	3
第 3 章	方法	4
第 1 節	超高精細 CT 装置の仕様について	4
第 2 節	ファントム実験	4
(1)	ファントムデザイン	4
(2)	CT の撮影条件および画像再構成条件	5
(3)	実験内容	6
(4)	画像解析	6
第 3 節	臨床研究	7
(1)	対象	7
(2)	CT の撮影条件および画像再構成条件	8
(3)	実験内容	9
(4)	画像解析	10
第 4 節	統計解析	10
第 4 章	結果	12

第1節 ファントム実験	12
(1) 測定者間の一致度の評価	12
(2) 検出器素子サイズの違いによる影響	12
(3) マトリクスサイズの違いによる影響	13
(4) スライス厚の違いによる影響	13
第2節 臨床研究	13
(1) 測定者間の一致度の評価	13
(2) 患者の特性	14
(3) マトリクスサイズの違いによる影響	14
(4) スライス厚の違いによる影響	15
第5章 考察	17
第6章 結論	22
謝辞	23
略語一覧	24
引用文献	25
図表	29

第1章 緒言

Computed tomography (CT) の技術の進歩と普及により、偶然腎腫瘍がみつか
る確率は高まっており、臨床医は悪性腫瘍と良性の嚢胞との確実な鑑別が求
められている。これまで従来の multidetector CT (MDCT) では 10 mm までの小
さな腎腫瘍なら嚢胞と判断することができるが、10mm 未満の腎腫瘍につい
ては、約 70 % (146 個中 101 個) が嚢胞と診断することができなかった [1]。
MDCT で腎病変を嚢胞か腫瘍かを判断する際、部分容積効果を最小にするため
に、薄いコリメーションを使用し、スライス厚を評価対象病変の大きさの半分
以下にして再構成することが推奨されている [1-5]。

MDCT で小さな腎病変を診断する際のピットフォールとして、
pseudoenhancement が知られている。単純性腎嚢胞は、一般的に水と同程度の
CT 値を呈し、造影されない内容液を有する腫瘍と定義されているが、時に単純
CT と造影 CT で内部の造影効果を計測して比較すると、CT 値が上昇している
ことがある。このあたかも造影されているようにみえる現象のことを
pseudoenhancement といい、10–20 Hounsfield unit (HU) 程度上昇するとされ [2,
6, 7]、腎実質内にある小さな嚢胞で生じやすいとされている [8, 9]。CT 値が 20
HU 以上上昇する場合には造影効果があり、充実成分と判断するのがよいとさ
れているが [2, 9]、時に pseudoenhancement は 20–30 HU 以上に達することもあり、
造影効果の判断に苦慮することがある。Pseudoenhancement の原因としては、
再構成アルゴリズムによるビームハードニング効果の補正が不十分であること
が一般的に考えられている [10-12]。ビームハードニング効果とは、アーチファ
クトの 1 つで、X 線のエネルギーの変化が CT 値に変化をもたらす現象である。
X 線が物質を透過するとき低いエネルギーは吸収されやすく、相対的に高いエ
ネルギーの割合が高くなり、CT 値に影響を与えてしまう。嚢胞性腎腫瘍の場合、

造影後に嚢胞周囲の腎実質が強く造影されることにより、嚢胞周囲の高いエネルギーの影響を受けて嚢胞が本来の CT 値より高くなってしまふのである。この Pseudoenhancement は各メーカー間でも異なり、同じメーカーであっても世代の異なる CT 装置間でも種々で [7, 13]、様々な CT パラメータの影響を受けることが報告されている（表 1）。例えば、厚いスライスを使用した場合、部分容積効果の影響が大きくなるため、pseudoenhancement はより生じやすくなるが、pseudoenhancement 自体は部分容積効果とは異なるアーチファクトであり、部分容積効果を最小にした場合でも観察される [10]。また、Pseudoenhancement は診断上の問題だけでなく、長期的な経過観察による患者の経済的負担が増加し、腫瘍と誤診される要因となるなど、臨床的な問題も引き起こす可能性がある。

超高精細 CT は、2017 年に臨床応用された最新の CT 装置である。図 1 に超高精細 CT のメカニズムを示す。より小さな検出器素子、より小さな X 線焦点サイズ、より大きな画像再構成マトリクスの使用により、従来の MDCT と比較して空間分解能が大幅に改善された [14-16]。具体的には、超高精細 CT は、従来の MDCT の 512×512 マトリクスに対して、 1024×1024 または 2048×2048 マトリクスを使用しており、従来の MDCT の空間分解能が $0.23-0.35$ mm に対して、超高精細 CT は 0.12 mm を実現した [15]。Hata らは、超高精細 CT で撮影した死体肺において、 2048×2048 マトリクスが最も高い空間分解能を示し、画質を向上させることを報告した [16]。

第2章 目的

超高精細 CT の空間分解能の向上は、部分容積効果の影響を小さくし、腎嚢胞の **pseudoenhancement** の減少に寄与することが期待される。一方で、超高精細 CT は、検出器素子サイズが小さく、マトリクスサイズが大きいため、入射光子が相対的に不足し、画像ノイズの増加が懸念される [16, 17]。さらにスライス厚を薄くすればするほど画像ノイズの影響により画質が劣化してしまう [18, 19]。光子エネルギーの不足は CT 値に影響するので、結果として **pseudoenhancement** にどのような影響を与えるのか未知数である（増悪と減少のいずれの可能性もある）。我々の知る限り、超高精細 CT における腎嚢胞の **pseudoenhancement** について調査された研究は報告されていない。そこで、我々は、超高精細 CT が腎嚢胞の **pseudoenhancement** に対してどのような影響を与えるのか、CT 診断において特に判定の難しい小さな嚢胞（すなわち 10 mm 未満）に着目して検証した。

第3章 方法

本研究は防衛医科大学校病院倫理委員会により承認され、後ろ向き研究であるため対象者へのインフォームドコンセントは必要ないとみなされた（受付番号：4318、課題名：腎腫瘍における超高精細 CT の有用性の検討）。研究の概要については防衛医科大学校病院のホームページに文書が公開されている。

第1節 超高精細 CT 装置の仕様について

ファントム実験、臨床研究ともに超高精細 CT（キャノン社製 Aquilion Precision）を使用した。超高精細 CT には normal resolution（NR）モードと super high resolution（SHR）モードの2種類のスキャンモードがある。NR モードは従来型 CT と同様、 0.5×0.5 mm 検出器素子、896 個の検出器チャンネルを用いて撮影し、 512×512 マトリクスで再構成される。SHR モードは、 0.25×0.25 mm 検出器素子、1,792 個の検出器チャンネルを用いて撮影され、 512×512 または 1024×1024 のマトリクスで再構成される。NR モードと SHR モードはいずれも異なるスライス厚で再構成することができる。

第2節 ファントム実験

(1) ファントムデザイン

腎嚢胞、腎実質、体幹を模擬するために異なるファントムを使用した。このファントム実験は過去の報告に基づいて行った[6, 20, 21]。図2にファントムの模式図と CT 画像を示す。単純性腎嚢胞を模擬するために、直径 7 mm、15 mm、25 mm の球体（材質はポリプロピレン製の中空構造）3 個に水（CT 値：0 HU）を充填した。これを腎臓を模擬したポリエチレン製の円柱（腎ファントム）の中心に挿入した。模擬嚢胞を腎ファントム中心に配置することで、

pseudoenhancement の影響を受けやすい状況を作り出し、実臨床に近似した CT 値を確保した。腎ファントムの直径は 55 mm で、過去に報告された研究における平均の腎臓直径である [21]。腎ファントムは 2 組用意した。1 組は模擬嚢胞周囲の空間を水で満たし、単純 CT 画像における腎実質を模した。もう 1 組は造影剤（イオベルソール：®オプチレイ 350）を希釈して約 174–177 HU に調整したものを模擬嚢胞周囲に充填し、造影 CT（腎実質相）における腎実質を模した。この CT 値は、本研究に含まれていない患者の予備研究に基づいて行われた超高精細 CT の造影 CT（腎実質相）における腎実質の平均 CT 値を反映したものである。模擬嚢胞および腎ファントムからピペットを用いて残留空気を注意深く除去した。2 つの腎ファントムは水を充填させたアメリカ電機工業会（National electrical manufacturers association, NEMA）によって標準化された体幹ファントム（横 320 mm、前後 220 mm、高さ 200 mm）に挿入し、人の腹腔を模擬した。

（2）CT の撮影条件および画像再構成条件

ファントムはすべて超高精細 CT（NR モードおよび SHR モード）で撮影した。腎ファントムを含む体幹ファントムをガントリーの等心円上に設置し、個別にスキャンしながら Z 軸に垂直になるように調整した。撮影条件は臨床研究で使用するものと同じ条件になるように設定した（表 2）。ファントムは各モード（NR モードおよび SHR モード）で 10 回撮影され、検出器素子サイズ、マトリックスサイズ、スライス厚の組み合わせを変えてそれぞれ 10 個の画像を再構成した。すべての再構成画像は逐次近似応用画像再構成法（hybrid iterative reconstruction, hybrid-IR）を用いて行われた。

(3) 実験内容

検出器素子サイズの違いによる影響

検出器素子サイズの影響を評価するために、 0.25×0.25 mm 検出器素子（SHR モード）と 0.5×0.5 mm 検出器素子（NR モード）を用いてそれぞれ撮影し、ともに 512×512 マトリクス、3 mm スライス厚で再構成した。

マトリクスサイズの違いによる影響

マトリクスサイズの影響を評価するために、 $0.25 \text{ m} \times 0.25 \text{ mm}$ 検出器素子（SHR モード）で撮影したデータを 512×512 および 1024×1024 マトリクスの両方を用いて 3 mm スライス厚で再構成した。

スライス厚の違いによる影響

スライス厚の影響を評価するために、 0.25×0.25 mm 検出器素子（SHR モード）で撮影したデータを 512×512 マトリクスを用いて、スライス厚 0.25 mm、0.5 mm、2 mm、3 mm、5 mm で再構成した。

以上の検証は、検出器素子サイズ、マトリクスサイズ、スライス厚を組み合わせた再構成画像がいくつか重複しているため、合計 7 通りの再構成画像セットを作成した。

(4) 画像解析

放射線科診断専門医取得後 2 年と 31 年の 2 名の放射線科医（K.O、H.S）が picture archiving and communication systems（PACS）ソフトウェア（EV Insite R、PSP 株式会社）を用いて、全ての測定をそれぞれ独立して行った。放射線科医は、過去の報告[22, 23]に基づいて単純 CT ファントムおよび造影 CT ファントム

における 3 つの模擬嚢胞（7 mm、15 mm、25 mm）の Z 軸中心に相当する 1 スライス上に円形の関心領域（region of interest, ROI）を設定した。ROI のサイズは部分容積効果を最小にするために、過去の報告[24, 25]に基づいて、嚢胞の直径の約半分とした。1 つの画像セットにおいて 1 回目の画像で両腎ファントムに含まれる 3 つの模擬嚢胞それぞれに ROI を置いた後、コピー&ペースト機能を使用して、残りの 9 つの画像（9 回のスキャン画像）に ROI を転写した。同様に他の 6 つの画像セットにおいてもそれぞれ ROI を設定した。各 ROI において単純 CT 時と造影 CT 時を模擬した嚢胞の CT 値を計測した。それぞれの 7 つの画像セットについて、10 回の撮影における造影 CT 時の腎嚢胞の CT 値と単純 CT 時の腎嚢胞の CT 値の差（CT 値の増加量）を計算し、その平均値を求めた。さらに、画像ノイズの指標として、7 つの画像セットの各嚢胞について、10 回の撮影における単純 CT 時の腎嚢胞の CT 値の標準偏差（standard deviation, SD）の平均値を計算した。

第 3 節 臨床研究

（1）対象

患者の選定は、放射線科診断専門医取得後 7 年目の放射線科医（H.E）が行い、その後のデータ収集や解析には関与しなかった。対象は 2020 年 6 月から 2021 年 9 月までの間に、当施設で超高精細 CT を用いて腎 dynamic CT 検査（単純、動脈相、皮髄相、腎実質相、遅延相）を行った 20 歳以上の患者 107 名である。これらの患者のうち、48 名は腎嚢胞を有さなかったため除外された。残りの患者において、全ての嚢胞性腎病変を評価するために画像を再読影した。この際、CT での単純性腎嚢胞の定義は、過去の報告[23, 26]を参考にして「CT の前後 36 か月以内に得られた超音波検査または磁気共鳴画像（magnetic resonance imaging,

MRI) (造影の有無を問わない) でも腎嚢胞と質的診断されている」かつ「最低 12 か月間の期間で病変の大きさ、形態、CT 値に変化がない」、という 2 つを満たすものとした。この再読影の結果、単純性腎嚢胞の基準を満たす腎病変が存在しないため 22 名が除外され、多発嚢胞腎があるため 1 名が除外された。最終的に 118 個の単純性腎嚢胞 (右腎 60 個、左腎 58 個、平均嚢胞径 10.76 ± 11.74 mm、範囲 1.23–102.09 mm) を有する 36 人 (男性 24 人、女性 12 人、平均年齢 75.7 ± 9.4 歳、範囲 54–92 歳) が解析対象となった。図 3 に患者選択のフローをまとめた。患者の身長と体重は電子カルテから検索し、各患者の body mass index (BMI) を算出するために使用した。

(2) CT の撮影条件および画像再構成条件

患者はすべて超高精細 CT において腎 dynamic CT 検査が施行されていた。デジタルスカウト X 線写真を撮影後、両腎の上部から膀胱にかけて単純 CT を取得した。非イオン性造影剤 (イオベルソール : ®オプチレイ 350) 600 mg/kg ヨード (体重あたりの注入ヨード量を固定) を自動注入器 (デュアルヘッドのパワーインジェクター) を用いて肘窩の皮静脈から 30 秒で注入した。動脈相のスキンのタイミングは腹腔動脈レベルの腹部大動脈の ROI 測定による自動ボラス追跡に基づいて推定された。動脈相の撮影は ROI の CT 値が 150 HU に達した時点で開始された。その後、造影剤を注入後、35、90、150 秒後に腎臓の皮髄相、腎実質相、遅延相の画像を取得した。

腎 dynamic CT は全て SHR モードで撮影し、そのデータから異なるマトリクスサイズとスライス厚を組み合わせた画像セットを再構成した。患者を何度も撮影しないために NR モードでの撮影は行われなかった。NR モードでの撮影が行われなかったことを除けば、スキャンパラメータはファントム実験で使用され

たものと同等である（表 2）。すべての画像は hybrid-IR で再構成された

(3) 実験内容

検出器素子サイズの違いによる影響

検出器素子サイズは画像を撮影した後から変更することができず、 $0.25 \times 0.25 \text{ mm}$ と $0.5 \times 0.5 \text{ mm}$ の検出器素子サイズを比較するためには患者を 2 回スキャンする必要があることから、 $0.5 \times 0.5 \text{ mm}$ 検出器素子を用いた超高精細 CT 画像は取得できなかった。

マトリクスサイズの違いによる影響

マトリクスサイズの影響を評価するために、 $0.25 \times 0.25 \text{ mm}$ 検出器素子（SHR モード）で撮影された単純 CT および造影 CT（腎実質相）のデータを 512×512 および 1024×1024 マトリクスの両方を用いて、Society of Abdominal Radiology Disease Focused Panel on Renal Cell Carcinoma で推奨されているプロトコールに則って 3 mm スライス厚で再構成した。

スライス厚の違いによる影響

スライス厚の影響を評価するために、 $0.25 \times 0.25 \text{ mm}$ 検出器素子（SHR モード）で撮影された単純 CT および造影 CT（腎実質相）のデータを 512×512 マトリクスを用いて、スライス厚 0.25 mm、0.5 mm、2 mm、3 mm、5 mm スライス厚で再構成した。

以上の検証は、検出器素子サイズ、マトリクスサイズ、スライス厚を組み合わせた再構成画像が重複しているため、合計 6 通りの再構成画像セットを作成した。

(4) 画像解析

放射線科診断専門医取得後 3 年と 20 年の 2 名の放射線科医 (A.M、H.S) が PACS ソフトウェアを用いて、全ての測定をそれぞれ独立して行った。放射線科医は各腎嚢胞に円形または卵円形の ROI を設定した。ROI の大きさは、過去の報告[24, 25]に基づいて嚢胞の直径の約半分に設定した。ただし、患者の息止めの深さの違いや患者の動きによって、単純 CT と造影 CT の間で嚢胞の位置がずれる場合は、ROI の位置を手動で調整した。ROI を計測する際は、腹部ウィンドウ (ウィンドウ幅 400 HU、ウィンドウレベル 40 HU) を使用した。

単純 CT と造影 CT (腎実質相) に配置された各嚢胞の ROI は、コピー&ペースト機能を用いて残りの 6 つの画像セットに転写した。各 ROI において単純 CT と造影 CT の CT 値および単純 CT の SD を計測した。嚢胞はサイズ毎に 3 群 (5mm 未満、5 以上 10mm 未満、10mm 以上) に層別化した。3 つに層別化された嚢胞サイズ群における 6 つの画像セットそれぞれについて、各嚢胞の造影 CT の CT 値と単純 CT の CT 値の差 (CT 値の増加量) を求めた。さらに、各嚢胞サイズ群における 6 つの画像セットそれぞれについて、画像ノイズの指標として、単純 CT の腎嚢胞の CT 値の SD が計測された。最後に、各嚢胞サイズ群における 6 つの画像セットそれぞれについて、10 HU 以上、15 HU 以上、20 HU 以上の pseudoenhancement を示した嚢胞の割合を計算した。

第 4 節 統計解析

ファントム実験と臨床研究における、検出器素子サイズ、マトリクスサイズ、スライス厚を組み合わせた再構成画像 (画像セット) 毎に、計測者 2 人が測定した CT 値の増加量の一致度を評価するために、Bland-Altman 解析を施行した。

ファントム実験では、Bland-Altman 解析は、3 つの模擬嚢胞に対して 10 回のスキャン（すなわち、計測者 1 人あたり 30 個）の測定値をそれぞれの画像セットについて集計したものである。臨床研究では、Bland-Altman 解析はすべての腎嚢胞（すなわち、計測者 1 人あたり 118 個）の測定値をそれぞれの画像セットについて集計したものである。放射線科医間の一致度を評価した後、2 人の放射線科医が計測した測定値の平均を以下の全ての解析で使用した。

ファントム実験では、Wilcoxon 符号付順位和検定および Friedman 検定を用いて検出器素子サイズの違い、マトリクスサイズの違い、スライス厚の違いによる CT 値の増加量と画像ノイズ（単純 CT における嚢胞の CT 値の SD）を比較した。スライス厚の 1 対比較は Wilcoxon 符号付順位和検定で行った。臨床研究では、複数の嚢胞を持っている患者もいたため、線形混合効果モデル解析を用いてマトリクスサイズの違い、およびスライス厚の違いによる CT 値の増加量と CT 値の SD を比較した。このモデルでは、固定因子は再構成パラメータ（2 種類のマトリクスサイズまたは 5 種類のスライス厚）、変量因子は被験者とした。有意水準は 0.05 とした。スライス厚の 1 対比較は線形混合効果モデルで行った。10 HU 以上、15 HU 以上、20 HU 以上の pseudoenhancement の頻度を 3 群の嚢胞サイズごとに計算し、記述的にまとめた。また、ファントム実験における 7 mm の模擬嚢胞、臨床研究における 5 mm 未満の嚢胞および 5 mm 以上 10 mm 未満の嚢胞の評価については、5 mm スライス厚を用いた CT 画像では実施しなかった。これは、5mm スライス厚では直径の 50%を超えるため著明な部分容積効果の影響が予想され、測定した CT 値に対して信頼性が低くなるためである。すべての統計解析は Statistical Package for the Social Sciences（version 24.0; IBM Japan, Ltd., Tokyo, Japan）を用いて行った。

第4章 結果

第1節 ファントム実験

(1) 測定者間の一致度の評価

図4に、ファントム実験における7つの画像セットについて計測者2人のCT値増加量の一致度を評価した Bland-Altman プロットを示す。各画像セット（検出器素子サイズ、マトリクスサイズ、スライス厚の組み合わせ）に対する2人の測定値の差の平均は以下の通りである。0.25 × 0.25 mm、512 × 512、5 mm 厚では 0.6 HU、0.25 × 0.25 mm、512 × 512、3 mm 厚では-0.6 HU、0.25 × 0.25 mm、512 × 512、2 mm 厚では 0.5 HU、0.25 × 0.25 mm、512 × 512、0.5 mm 厚では-3.4HU、0.25 × 0.25 mm、512 × 512、0.25 mm 厚では-1.6 HU、0.5 × 0.5 mm、512 × 512、3 mm 厚では-0.5 HU、0.25 × 0.25 mm、1024 × 1024、3 mm 厚では 0.3 HU であった。Bland-Altman プロットでは、系統的誤差はなく、計測者2人が測定したCT値増加量の差は低かったため、一致度は良好であると考えられた。図5にROIの測定例を示す。

(2) 検出器素子サイズの違いによる影響

表3はファントム実験における検出器素子サイズの比較をまとめたものである。検出器素子サイズ 0.25 × 0.25 mm と 0.5 × 0.5 mm において、CT値の上昇は15 mm の嚢胞では 4.6 ± 2.7 HU と 6.8 ± 2.9 HU で $P = 0.03$ 、25 mm の嚢胞では 2.3 ± 1.4 HU と 3.8 ± 1.2 HU で $P = 0.02$ であり、0.25 × 0.25 mm 検出器素子の方が 0.5 × 0.5 mm 検出器素子よりもCT値増加量は有意に低かった。7 mm の嚢胞では、 4.4 ± 4.1 HU と 5.3 ± 2.7 HU、 $P = 0.72$ と有意差はなかった。一方、画像ノイズは、7 mm の嚢胞（ 13.2 ± 2.6 HU と 8.5 ± 1.5 HU、 $P = 0.005$ ）、15 mm の嚢胞（ 14.2 ± 2.6 HU と 8.8 ± 1.3 HU、 $P = 0.005$ ）、25 mm の嚢胞（ 14.4 ± 0.4 HU と 9.1 ± 1.2

HU、 $P = 0.005$) のいずれにおいても 0.25×0.25 mm 検出器素子の方が 0.5×0.5 mm に比べ有意に増加していた。

(3) マトリクスサイズの違いによる影響

表 4 はファントム実験におけるマトリクスサイズの違いによる比較をまとめたものである。マトリクスサイズ 512×512 と 1024×1024 との比較において、どの嚢胞サイズにおいても CT 値増加について有意差はなかった (すべて $P > 0.05$)。一方、画像ノイズは 15 mm の嚢胞 (14.2 ± 2.6 HU と 16.2 ± 2.5 HU、 $P = 0.005$)、25 mm の嚢胞 (14.4 ± 0.4 HU と 15.8 ± 0.5 HU、 $P = 0.005$) では 512×512 マトリクスより 1024×1024 の方が有意に増加していたが、7 mm の嚢胞では有意差はなかった ($P = 0.72$)。

(4) スライス厚の違いによる影響

表 5 および表 6 は、ファントム実験におけるスライス厚の比較をまとめたものである。CT 値の増加量は、3 つの模擬嚢胞のいずれもスライス厚と有意な関連は認められなかった (すべて $P > 0.05$)。一方、画像ノイズは、すべての嚢胞で、スライス厚が薄くなればなるほど有意に増加した (すべて $P < 0.001$)。例えば、スライス厚 0.25 mm と 3 mm における画像ノイズは 7 mm の嚢胞では 20.4 ± 2.5 HU と 13.2 ± 2.6 HU ($P = 0.005$)、15 mm の嚢胞では 21.8 ± 1.1 HU と 14.2 ± 2.6 HU ($P = 0.005$)、25 mm の嚢胞では 21.9 ± 1.1 HU と 14.4 ± 0.4 HU ($P = 0.005$) であった。

第 2 節 臨床研究

(1) 測定者間の一致度の評価

図 6 に臨床研究における 6 つの画像セットについて計測者 2 人の CT 値増加量の一致度を評価した Bland-Altman プロットを示す。各画像セット（検出器素子サイズ、マトリクスサイズ、スライス厚の組み合わせ）に対する 2 人の測定値の差の平均は以下の通りである。0.25 × 0.25 mm、512 × 512、5 mm 厚では-0.6 HU、0.25 × 0.25 mm、512 × 512、3 mm 厚では-0.9 HU、0.25 × 0.25 mm、512 × 512、2 mm 厚では-1.4 HU、0.25 × 0.25 mm、512 × 512、0.5 mm 厚では-1.2 HU、0.25 × 0.25 mm、512 × 512、0.25 mm 厚では-0.4 HU、0.25 × 0.25 mm、1024 × 1024、3 mm 厚では 0.9 HU であった。Bland-Altman 分析では、系統的誤差はなく、計測者 2 人が測定した CT 値増加量の差は低かったため、一致度は良好であると考えられた。

(2) 患者の特性

身長と体重の情報が得られたのは 36 人中 35 人であった。これらの 35 人の平均身長は 158.3 ± 7.7 cm（範囲 141.5–173.5 cm）、平均体重は 59.1 ± 8.2 kg（範囲 42.4–74.7 kg）、平均 BMI は 23.6 ± 2.6 （範囲 17.8–28.7）であった。36 名の患者が有する 118 個の嚢胞は、5 mm 未満が 36 個、5 mm 以上 10 mm 未満が 44 個、10 mm 以上が 38 個であった。

(3) マトリクスサイズの違いによる影響

表 7 は臨床研究におけるマトリクスサイズ間の比較をまとめたものである。CT 値の増加量は、どの嚢胞サイズ群においても 512 × 512 と 1024 × 1024 マトリクス間で有意差はなかった（すべて $P > 0.05$ ）。10 HU 以上、15 HU 以上、20 HU 以上の pseudoenhancement を示す嚢胞の割合は、5 mm 以下の嚢胞群において 512 × 512 マトリクスでそれぞれ 66.7 %、63.9 %、50.0 %に対し、1024 × 1024 マトリ

クスでそれぞれ 72.2 %、63.9 %、58.3 %であった。同様に、5 mm 以上 10 mm 未満の嚢胞群では 512 × 512 マトリクスでそれぞれ 43.2 %、25.0 %、15.9 %に対し、1024 × 1024 マトリクスでそれぞれ 36.4 %、25.0 %、18.2 %であり、10 mm 以上の嚢胞群では 512 × 512 マトリクスでそれぞれ 5.3 %、2.6 %、2.6 %に対し、1024 × 1024 マトリクスでそれぞれ 7.9 %、2.6 %、2.6 %であった。画像ノイズは 10 mm 以上の嚢胞群では 512 × 512 マトリクス (13.2 ± 1.7 HU) よりも 1024 × 1024 マトリクス (14.3 ± 1.7 HU) の方が有意に増加した ($P < 0.001$)。それ以外の嚢胞群では、画像ノイズとマトリクスサイズ間に明らかな差を認めなかった (すべて $P > 0.05$)

(4) スライス厚の違いによる影響

表 8 および表 6 は、臨床研究におけるスライス厚の比較をまとめたものである。5 mm 以上 10 mm 未満の嚢胞と 10 mm 以上の嚢胞では、CT 値増加量とスライス厚に明らかな関連は認めなかった (いずれも $P > 0.05$)。5 mm 未満の嚢胞では、CT 値増加量はスライス厚が薄くなればなるほど有意に減少し (3 mm 厚 23.7 ± 22.5 HU、2 mm 厚 20.2 ± 22.7 HU、0.5 mm 厚 11.6 ± 17.5 HU、0.25 mm 厚で 12.6 ± 19.7 HU、 $P < 0.001$) (表 8)、2 mm 厚と 3 mm 厚、0.25 mm 厚と 0.5 mm 厚の比較を除いて、すべての一対比較は統計的な有意差があった (表 6)。5 mm 未満の嚢胞では、10 HU 以上、15 HU 以上、20 HU 以上の pseudoenhancement を占める嚢胞の割合は 0.25 mm 厚でそれぞれ 50.0 %、38.9 %、36.1 %に対し、3 mm 厚でそれぞれ 66.7 %、63.9 %、50.0 %であった。同様に、5 mm 以上 10 mm 未満の嚢胞では、0.25 mm 厚ではそれぞれ 34.1 %、15.9 %、9.1 %に対し、3 mm 厚では 43.2 %、25.0 %、15.9 %であり、10 mm 以上の嚢胞では 0.25 mm 厚で 10.5 %、5.3 %、0.0 %に対し、3 mm 厚で 5.3 %、2.6 %、2.6 %であった。一方、

画像ノイズは全ての嚢胞サイズで、スライス厚が薄くなればなるほど有意に増加した（すべて $P < 0.001$ ）。例えば、0.25 mm 厚と 3 mm 厚の比較において、5 mm 未満の嚢胞の画像ノイズは 17.2 ± 4.3 HU に対し 12.3 ± 3.8 HU、5 mm 以上 10 mm 未満の嚢胞では 19.7 ± 5.0 HU に対し 13.7 ± 4.7 HU、10 mm 以上の嚢胞では 20.5 ± 1.9 HU に対し 13.2 ± 1.7 HU であった。

第5章 考察

本研究は、我々が知る限り、超高精細 CT を用いて腎嚢胞の **pseudoenhancement** を検証した初めての研究である。本研究では、3 つの重要な結果をもたらした。1 つ目は、ファントム実験より検出器素子 $0.25 \times 0.25 \text{ mm}$ という小さなサイズが $0.5 \times 0.5 \text{ mm}$ と比較して、腎嚢胞の **pseudoenhancement** の低減に役立つ可能性が示唆された。2 つ目は、ファントム実験や臨床研究において 1024×1024 マトリクスは 512×512 マトリクスと比較して **pseudoenhancement** に明らかな影響を与えないことが判明した。3 つ目は、非常に薄いスライス厚（例えば、超高精細 CT の SHR モードで利用可能な 0.25 mm 厚または 0.5 mm 厚）の使用は臨床研究において 5 mm 以下の嚢胞に対して **pseudoenhancement** を抑制することにつながった。これらの結果から、超高精細 CT は、CT で指摘される小さな嚢胞性腎病変の誤診を減らす可能性があることが示された。

Pseudoenhancement は、先行研究 [8, 24] でも示されているように嚢胞が小さいほど増加した。実際、我々の臨床研究では 5 mm 未満および 5 mm 以上 10 mm 未満の嚢胞において $30 \sim 70\%$ で 10 HU 以上の **pseudoenhancement** を示した。また、これまでにビームハードニング効果、部分容積効果、光電効果などの様々な現象が **pseudoenhancement** に影響することが報告されており [6, 8, 11, 13, 20, 24, 25]、したがって、これらの現象に影響を与える CT のパラメータは、本研究の解析で系統的に評価したように、任意の嚢胞の大きさにおいて **pseudoenhancement** の生じやすさに影響を与える可能性がある。

小さな検出器素子を用いれば、**pseudoenhancement** を低減できるという可能性は、ファントム実験の 15 mm と 25 mm の模擬嚢胞において検出器素子サイズを小さくした場合に有意に CT 値増加量が減少したという結果に基づくものである。臨床研究では、患者の撮影は 1 回しか行われず、検出器素子サイズを事後

に変更することはできないため、検出器素子サイズの違いによる影響を評価できていない。検出器素子サイズが **pseudoenhancement** に与えた原因は本研究では明らかにできていない。超高精細 CT のファントムを用いた先行研究では、350 mm 視野においては検出器素子 0.25×0.25 mm よりも 0.5×0.5 mm の方が実効エネルギーが高いことが報告されている [27]。このことから、検出器素子 0.25×0.25 mm が 0.5×0.5 mm よりもビームハードニングの影響を受けていることが示唆され、 0.25×0.25 mm 検出器素子がより大きな **pseudoenhancement** を生じることが予想される。一方、我々のファントム実験からは、 0.25×0.25 mm 検出器素子の方が 0.5×0.5 mm よりも CT 値増加量が低いという結果が得られており、このことから実行エネルギーよりも部分容積効果による影響が大きいことが反映されている可能性があると考ええる。しかしながら、検出器素子サイズによる CT 値増加量の差は統計的に有意ではあったものの、その差は大きくはなかった。臨床現場において小径の腎病変の質的診断において小さな検出器素子が寄与するかどうかは、更なる研究が必要である。

臨床研究では、5 mm 未満の嚢胞群において、非常に薄いスライス厚 (0.25 mm 厚または 0.5 mm 厚) は **pseudoenhancement** を有意に減少させた。CT 値増加量が低いことに加えて、臨床的に重要な **pseudoenhancement** を示す嚢胞の割合も 5 mm 未満の嚢胞では非常に薄いスライス厚で減少した。非常に薄いスライス厚により **pseudoenhancement** が減少するのは、部分容積効果の影響を反映していると考えられる。

これまでの先行研究 [16, 17, 28] で報告されているように、本研究でも小さな検出器素子、大きなマトリクスサイズ、薄いスライス厚はすべて画像ノイズを増加させた。また、スライス厚を薄くすればするほど、ノイズの影響により画質が劣化することが知られているが [18, 19]、本研究結果からは、ノイズは

pseudoenhancement には直接影響は与えないことが示唆された。例えば、ファントム実験および臨床研究のいずれにおいてもマトリクスサイズの違いによる検証では、 512×512 マトリクスから 1024×1024 マトリクスにすると、ノイズは大きくなる傾向にあるが、pseudoenhancement に有意差はなかった。しかし、ノイズの増加は腎病変の質的診断に影響を与える可能性がある。これまで 30 年以上にわたって嚢胞性腎腫瘍の良悪性の判断は CT 所見を基にした Bosniak 分類が用いられてきたが、2019 年に改訂された Bosniak 分類 2019 [29]では MRI での評価や嚢胞の均質性などの項目が追加されているが、その分類では、診断が困難な小さすぎる腎腫瘍においては、均一で CT 値が低ければほぼ良性と考えられ、経過観察の必要がない Bosniak 分類 2 型の嚢胞として判断することになっている。したがって、これらの特徴を示す腫瘍は、pseudoenhancement の有無に関わらず良性嚢胞として診断できるという意見もあるかもしれない。しかし、画像ノイズの増加は、放射線科医が病変の均質性を主観的に評価する際に影響を与える可能性がある。つまり、小さな検出器素子、薄いスライス厚の使用により pseudoenhancement が減少し、嚢胞の診断が容易になる一方で、そのパラメータ使用により画像ノイズが増加し腎病変が不均一にみえ、嚢胞の診断が困難になるという矛盾をはらんでいる可能性がある。また、本研究はすべて、画像ノイズを低減し、より滑らかな画質を提供する hybrid-IR を使用しており、そのため、検討したパラメータ調整による画像ノイズの増加を抑制する可能性がある。本研究では、客観的な画像ノイズは評価しているが、放射線科医による主観的な病変の均質性は評価されていないため、今後の研究が期待される。

我々の発見は、診断の難しい、特に小径の腎病変を見つけ精査のために dynamic CT を追加撮影する際に、超高精細 CT の有用性を示唆するものである。CT パラメータを調整することで、超高精細 CT は、pseudoenhancement を生じや

すいといわれている小さな病変に対して役立つと思われる。つまり、診断の難しい小径の腎病変に対して超高精細 CT を使用する場合は、**pseudoenhancement** を抑制するために、検出器素子サイズを小さくし ($0.25 \times 0.25 \text{ mm}$)、スライス厚を非常に薄くする (0.25 mm 厚または 0.5 mm 厚) ことを検討する必要がある。しかし、ファントム実験および臨床研究よりマトリクスサイズを大きくすること (1024×1024) は、**pseudoenhancement** には影響を与えないものの、画像ノイズが増加する傾向にあるため、小径の腎病変の質的診断という目的では望ましくないであろう。また、**Bosniak 分類 2019** [29] における **Bosniak 分類 2 型** の「均一」にみえるというのは読影医の主観的な判断でしかなく、客観的に数値で評価できる **pseudoenhancement** を計測することは有用と考える。したがって超高精細 CT が普及してくると、 5mm 未満の小さな腎腫瘍でも **pseudoenhancement** を低くすることができ、**Bosniak 分類 2019** においてもより客観的に嚢胞と診断できるようになるだろう。

本研究には、いくつかの制約が存在する。1 つ目は、この臨床研究は単一施設において比較的少ない症例で行われた後ろ向き研究であるため、症例選択に偏りを生じている可能性があるという点である。2 つ目は、この臨床研究では、超高精細 CT と従来型 MDCT の異なる装置間で **pseudoenhancement** を直接比較することはできなかったという点である。両装置の比較は、患者が両装置の検査を受ける前向き研究により可能になるが、その場合、患者は2回目の CT 検査でさらに放射線被ばくと造影剤投与を被ることになる。3 つ目は、検出器素子サイズの影響に関する結果は、ファントム実験のみで検証されており、あくまでも推測の域を出ない点である。4 つ目は、全ての画像再構成は **hybrid-IR** で行われ、これまで一般的に使用されていたフィルタ補正逆投影法を用いた超高精細 CT 画像は評価されなかった点である。最後に、今回の臨床研究では、本研究で

定義した嚢胞の条件を満たす病変のみが対象となっている点である。また本研究で使用した超高精細 CT の様々なパラメータの組み合わせを用いた場合、充実腫瘤に対する真の造影効果に与える影響は評価されていない。

第 6 章 結論

我々のファントム実験と臨床研究から、超高精細 CT は 0.25×0.25 mm 検出器素子の使用と、5 mm 未満の嚢胞に対して 0.25 mm 厚または 0.5 mm 厚という非常に薄いスライス厚で再構成することにより、腎嚢胞の **pseudoenhancement** を低減することが示唆された。しかし、検出器素子を小さくし、スライス厚を非常に薄くすることで、画像ノイズが増加した。また、マトリクスを 1024×1024 に大きくしても、**pseudoenhancement** には影響がなかった。臨床研究で更なる評価が必要であるものの、これらの結果から、超高精細 CT は小さな嚢胞性腎腫瘍の診断を容易にし、不確かな診断を減らし、不適切または不必要な経過観察を防ぐ可能性があることが考えられた。

謝辞

稿を終えるにあたり、多岐にわたりご指導ご鞭撻を賜りました防衛医科大学校放射線医学講座教授、新本弘先生に深甚なる感謝の意を表します。また、統計学的見地から本研究にご指導頂きました防衛医科大学校数学科目教授、中村好宏先生に厚くお礼申し上げます。加えて、本研究を遂行するにあたり多大なるご協力を頂きました防衛医科大学校病院放射線部、松田健太技官および野口拓斗技官に感謝申し上げます。さらに多岐にわたってご助力を頂きました防衛医科大学校放射線医学講座の皆様に深く感謝いたします。

略語一覧

CT: Computed tomography

MDCT: Multidetector CT

HU: Hounsfield unit

NR: Normal resolution

SHR: Super high resolution

アメリカ電機工業会 (NEMA: National electrical manufacturers association)

逐次近似応用画像再構成法 (Hybrid-IR: Hybrid iterative reconstruction)

PACS: Picture archiving and communication systems

関心領域 (ROI: Region of interest)

CT 値の標準偏差 (SD: Standard deviation)

磁気共鳴画像 (MRI: magnetic resonance imaging)

BMI: Body mass index

線量指標 (CTDI_{vol}: Volume CT dose index)

引用文献

1. Jinzaki M, McTavish JD, Zou KH, Judy PF, Silverman SG. Evaluation of small (≤ 3 cm) renal masses with MDCT: benefits of thin overlapping reconstructions. *AJR Am J Roentgenol*. 2004;183(1):223-8.
2. Israel GM, Bosniak MA. How I do it: evaluating renal masses. *Radiology*. 2005;236(2):441-50.
3. Silverman SG, Israel GM, Trinh Q-D. Incompletely Characterized Incidental Renal Masses: Emerging Data Support Conservative Management. *Radiology*. 2015;275(1):28-42.
4. Hindman NM. Approach to Very Small (< 1.5 cm) Cystic Renal Lesions: Ignore, Observe, or Treat? *AJR Am J Roentgenol*. 2015;204(6):1182-9.
5. Curry NS, Cochran ST, Bissada NK. Cystic Renal Masses. *American Journal of Roentgenology*. 2000;175(2):339-42.
6. Birnbaum BA, Maki DD, Chakraborty DP, Jacobs JE, Babb JS. Renal cyst pseudoenhancement: evaluation with an anthropomorphic body CT phantom. *Radiology*. 2002;225(1):83-90.
7. Heneghan JP, Spielmann AL, Sheafor DH, Kliewer MA, DeLong DM, Nelson RC. Pseudoenhancement of simple renal cysts: a comparison of single and multidetector helical CT. *J Comput Assist Tomogr*. 2002;26(1):90-4.
8. Tappouni R, Kissane J, Sarwani N, Lehman EB. Pseudoenhancement of renal cysts: influence of lesion size, lesion location, slice thickness, and number of MDCT detectors. *AJR Am J Roentgenol*. 2012;198(1):133-7.
9. Krishna S, Murray CA, McInnes MD, Chatelain R, Siddaiah M, Al-Dandan O, Narayanasamy S, Schieda N. CT imaging of solid renal masses: pitfalls and solutions. *Clin Radiol*. 2017;72(9):708-21.

10. Maki DD, Birnbaum BA, Chakraborty DP, Jacobs JE, Carvalho BM, Herman GT. Renal cyst pseudoenhancement: beam-hardening effects on CT numbers. *Radiology*. 1999;213(2):468-72.
11. Coulam CH, Sheafor DH, Leder RA, Paulson EK, DeLong DM, Nelson RC. Evaluation of pseudoenhancement of renal cysts during contrast-enhanced CT. *AJR Am J Roentgenol*. 2000;174(2):493-8.
12. Abdulla C, Kalra MK, Saini S, Maher MM, Ahmad A, Halpern E, Silverman SG. Pseudoenhancement of simulated renal cysts in a phantom using different multidetector CT scanners. *AJR Am J Roentgenol*. 2002;179(6):1473-6.
13. Birnbaum BA, Hindman N, Lee J, Babb JS. Renal cyst pseudoenhancement: influence of multidetector CT reconstruction algorithm and scanner type in phantom model. *Radiology*. 2007;244(3):767-75.
14. Yanagawa M, Hata A, Honda O, Kikuchi N, Miyata T, Uranishi A, Tsukagoshi S, Tomiyama N. Subjective and objective comparisons of image quality between ultra-high-resolution CT and conventional area detector CT in phantoms and cadaveric human lungs. *Eur Radiol*. 2018;28(12):5060-8.
15. Kakinuma R, Moriyama N, Muramatsu Y, Gomi S, Suzuki M, Nagasawa H, Kusumoto M, Aso T, Muramatsu Y, Tsuchida T, Tsuta K, Maeshima AM, Tochigi N, Watanabe S, Sugihara N, Tsukagoshi S, Saito Y, Kazama M, Ashizawa K, Awai K, Honda O, Ishikawa H, Koizumi N, Komoto D, Moriya H, Oda S, Oshiro Y, Yanagawa M, Tomiyama N, Asamura H. Ultra-high-resolution computed tomography of the lung: image quality of a prototype scanner. *PLoS One*. 2015;10(9):e0137165.
16. Hata A, Yanagawa M, Honda O, Kikuchi N, Miyata T, Tsukagoshi S, Uranishi A, Tomiyama N. Effect of matrix size on the image quality of ultra-high-resolution CT of the lung:

comparison of 512×512 , 1024×1024 , and 2048×2048 . *Acad Radiol*. 2018;25(7):869-76.

17. Akagi M, Nakamura Y, Higaki T, Narita K, Honda Y, Zhou J, Yu Z, Akino N, Awai K. Deep learning reconstruction improves image quality of abdominal ultra-high-resolution CT. *Eur Radiol*. 2019;29(11):6163-71.

18. Tamm EP, Rong XJ, Cody DD, Ernst RD, Fitzgerald NE, Kundra V. Quality initiatives: CT radiation dose reduction: how to implement change without sacrificing diagnostic quality. *Radiographics*. 2011;31(7):1823-32.

19. Kanal KM, Stewart BK, Kolokythas O, Shuman WP. Impact of operator-selected image noise index and reconstruction slice thickness on patient radiation dose in 64-MDCT. *AJR Am J Roentgenol*. 2007;189(1):219-25.

20. Wang ZJ, Coakley FV, Fu Y, Joe BN, Prevhal S, Landeras LA, Webb EM, Yeh BM. Renal cyst pseudoenhancement at multidetector CT: what are the effects of number of detectors and peak tube voltage? *Radiology*. 2008;248(3):910-6.

21. Sugisawa K, Ichikawa K, Minamishima K, Hasegawa M, Yamada Y, Jinzaki M. 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. *Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi*. 2017;73(8):636-45.

22. Yamada Y, Yamada M, Sugisawa K, Akita H, Shiomi E, Abe T, Okuda S, Jinzaki M. 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. *Med (Baltim)*. 2015;94(15):e754.

23. Mileto A, Nelson RC, Samei E, Jaffe TA, Paulson EK, Barina A, Choudhury KR, Wilson

- JM, Marin D. Impact of dual-energy multi-detector row CT with virtual monochromatic imaging on renal cyst pseudoenhancement: in vitro and in vivo study. *Radiology*. 2014;272(3):767-76.
24. Bae KT, Heiken JP, Siegel CL, Bennett HF. Renal cysts: is attenuation artifactually increased on contrast-enhanced CT images? *Radiology*. 2000;216(3):792-6.
 25. Sai V, Rakow-Penner R, Yeh BM, Coakley FV, Westphalen AC, Webb EM, Wang ZJ. Renal cyst pseudoenhancement at 16- and 64-detector row MDCT. *Clin Imaging*. 2013;37(3):520-5.
 26. Suh M, Coakley FV, Qayyum A, Yeh BM, Breiman RS, Lu Y. Distinction of renal cell carcinomas from high-attenuation renal cysts at portal venous phase contrast-enhanced CT. *Radiology*. 2003;228(2):330-4.
 27. Muramatsu S, Kayano S, Sato K. Evaluation of X-ray beam quality in different bowtie filters on ultra-high resolution CT. *Jpn J Comput Tomogr Technol*. 2020;8(3):1.
 28. Monnin P, Sfameni N, Gianoli A, Ding S. Optimal slice thickness for object detection with longitudinal partial volume effects in computed tomography. *J Appl Clin Med Phys*. 2017;18(1):251-9.
 29. Silverman SG, Pedrosa I, Ellis JH, Hindman NM, Schieda N, Smith AD, Remer EM, Shinagare AB, Curci NE, Raman SS, Wells SA, Kaffenberger SD, Wang ZJ, Chandarana H, Davenport MS. Bosniak Classification of Cystic Renal Masses, Version 2019: An Update Proposal and Needs Assessment. *Radiology*. 2019;292(2):475-88.

図表

表 1 過去に報告された pseudoenhancement に影響を与える主な CT 因子

特徴	Pseudoenhancement への影響	想定されるメカニズム	引用文献
検出器数	検出器の列数増加によって pseudoenhancement は増加する	一度に取得するデータ数が多いため、交差散乱放射やクロストークが大きくなるため	Wang ZJ et al., 2008 [20] Sai V et al., 2013 [25]
管電圧	管電圧ピーク値を低く設定すると pseudoenhancement は減少する	X 線の多くは管電圧が低いと、ヨウ素造影剤によって散乱（コンプトン効果）ではなく、完全に吸収（光電効果）されるため	Wang ZJ et al., 2008 [20]
再構成関数	再構成関数の選択により pseudoenhancement が抑制される	特定の再構成関数は、腎嚢胞の周囲のビームハードニング効果の補正に優れているため	Birnbaum BA et al., 2007 [13]
嚢胞サイズ	嚢胞が小さくなるほど pseudoenhancement は増加する	嚢胞周囲の腎実質との部分容積効果により、嚢胞の CT 値が増加するため	Bae KT et al., 2000 [24] Coulam CH et al., 2000 [11] Tappouni R et al., 2012 [8]
スライス厚	スライス厚が厚くなるほど pseudoenhancement は増加する	部分容積効果の影響ため	Birnbaum BA et al., 2002 [6]

表 2 超高精細 CT のプロトコール

パラメータ	ファントム実験 SHR モード	ファントム実験 NR モード	臨床研究 SHR モード
検出器素子サイズ (mm)	0.25	0.5	0.25
管電圧 (kVp)	120	120	120
管電流 (mA)	330	330	自動露出機構
線量指標 (CTDI _{vol}) (mGy)	12.1	12.1	12.0
回転時間 (秒)	0.5	0.5	0.5
コリメーション (mm)	160 × 0.25	80 × 0.5	160 × 0.25
ピッチ	0.806	0.813	0.806
視野 (mm)	350 × 350	350 × 350	300–350 × 300–350
再構成方法	Hybrid-IR	Hybrid-IR	Hybrid-IR
再構成関数	FC03 (腹部用)	FC03 (腹部用)	FC03 (腹部用)
再構成マトリクス	512 × 512 1024 × 1024 ^a	512 × 512	512 × 512 1024 × 1024 ^a
スライス厚 (mm)	0.25、0.5、2、3、5 ^b	3	0.25、0.5、2、3、5 ^b

ファントム実験は SHR モード、NR モードで撮影した。臨床研究は SHR モードで 1 回撮影した。各撮影した生データからマトリクスサイズとスライス厚の組み合わせを変えて複数の画像セットを再構成した。SHR モードは 1 回の生データ取得から 512 × 512 または 1024 × 1024 マトリックスで再構成が可能である。NR モードは 512 × 512 マトリックスでのみ再構成が可能である。

^a 2つのマトリックスサイズは 3 mm スライス厚で再構成され、512 × 512 マトリックスは他の全てのスライス厚で再構成された。

^b 5つのスライス厚は全て 512 × 512 マトリックスで再構成され、3mm スライス厚のみ 1024 × 1024 マトリックスでも再構成された。

NR = normal resolution、SHR = super-high resolution、CTDI_{vol} = volume CT dose index、hybrid-IR = hybrid iterative reconstruction

表3 ファントム実験における模擬嚢胞サイズで層別化したCT値増加量と画像ノイズに対する検出器素子サイズの影響

検出器素子サイズ (mm)	CT 値増加量 (HU)	<i>P</i> ^a	画像ノイズ (HU)	<i>P</i> ^a
25 mm 模擬嚢胞		0.02		0.005
0.5 × 0.5	3.8 ± 1.2		9.1 ± 1.2	
0.25 × 0.25	2.3 ± 1.4		14.4 ± 0.4	
15 mm 模擬嚢胞		0.03		0.005
0.5 × 0.5	6.8 ± 2.9		8.8 ± 1.3	
0.25 × 0.25	4.6 ± 2.7		14.2 ± 2.6	
7 mm 模擬嚢胞		0.72		0.005
0.5 × 0.5	5.3 ± 2.7		8.5 ± 1.5	
0.25 × 0.25	4.4 ± 4.1		13.2 ± 2.6	

すべての値は平均値±SD で表す。画像はすべて超高精細 CT で撮影され、512 × 512 マトリクス、3mm 厚、hybrid-IR を用いて再構成されたものである。

^a 解析は Wilcoxon 符号付順位和検定で行った。*P* < 0.05 で有意な場合は太字で表示している。

Hybrid-IR = hybrid iterative reconstruction.

表 4 ファントム実験における模擬嚢胞サイズで層別化した CT 値増加量と画像ノイズに対するマトリクスサイズの影響

マトリクスサイズ	CT 値増加量 (HU)	<i>P</i> ^a	画像ノイズ (HU)	<i>P</i> ^a
25 mm 模擬嚢胞		0.72		0.005
512 × 512	2.3 ± 1.4		14.4 ± 0.4	
1024 × 1024	2.3 ± 1.4		15.8 ± 0.5	
15 mm 模擬嚢胞		0.72		0.005
512 × 512	4.6 ± 2.7		14.2 ± 2.6	
1024 × 1024	5.1 ± 2.2		16.2 ± 2.5	
7 mm 模擬嚢胞		0.29		0.72
512 × 512	4.4 ± 4.1		13.2 ± 2.6	
1024 × 1024	5.3 ± 4.2		13.1 ± 2.9	

すべての値は平均値±SD で表す。画像はすべて超高精細 CT の 0.25 × 0.25 mm 検出器素子で撮影され、3mm 厚、hybrid-IR を用いて再構成されたものである。

^a解析は Wilcoxon 符号付順位和検定で行った。*P* < 0.05 で有意な場合は太字で表示している。

Hybrid-IR = hybrid iterative reconstruction.

表5 ファントム実験における模擬嚢胞サイズで層別化したCT値増加量と画像ノイズに対するスライス厚の影響

スライス厚 (mm)	CT 値増加量 (HU)	<i>P</i> ^a	画像ノイズ (HU)	<i>P</i> ^a
25 mm 模擬嚢胞		0.68		< 0.001
5	1.7 ± 0.8		11.4 ± 0.8	
3	2.3 ± 1.4		14.4 ± 0.4	
2	1.3 ± 1.2		15.7 ± 0.6	
0.5	1.7 ± 1.5		21.3 ± 1.2	
0.25	1.3 ± 1.5		21.9 ± 1.1	
15 mm 模擬嚢胞		0.68		< 0.001
5	5.3 ± 1.9		11.6 ± 1.3	
3	4.6 ± 2.7		14.2 ± 2.6	
2	4.1 ± 2.4		16.4 ± 1.4	
0.5	4.7 ± 3.6		22.1 ± 1.8	
0.25	3.8 ± 3.2		21.8 ± 1.1	
7 mm 模擬嚢胞 ^b		0.39		< 0.001
3	4.4 ± 4.1		13.2 ± 2.6	
2	8.3 ± 6.5		14.9 ± 2.7	
0.5	8.9 ± 6.4		19.8 ± 3.6	
0.25	10.0 ± 6.8		20.4 ± 2.5	

すべての値は平均値±SD で表す。画像はすべて超高精細 CT の 0.25 × 0.25 mm 検出器素子で撮影され、512 × 512 マトリクス、hybrid-IR を用いて再構成されたものである。

^a 解析は Friedman 検定で行った。*P* < 0.05 で有意な場合は太字で表示している。

^b 7 mm の模擬嚢胞については、5 mm スライス厚を用いると顕著な部分容積効果が予想され、CT 値に影響があるため、評価していない。

Hybrid-IR = hybrid iterative reconstruction.

表 6 スライス厚の 1 対比較 (表 5、表 8 に対応)

スライス厚 (mm)	ファントム実験		臨床研究	
	P^a (CT 値増加量)	P^a (画像ノイズ)	P^b (CT 値増加量)	P^b (画像ノイズ)
	25 mm 模擬嚢胞		10 mm 以上の嚢胞	
5 vs 3	0.36	0.005	0.69	< 0.001
5 vs 2	0.33	0.005	0.98	< 0.001
5 vs 0.5	0.96	0.005	0.76	< 0.001
5 vs 0.25	0.39	0.005	0.97	< 0.001
3 vs 2	0.17	0.005	0.71	< 0.001
3 vs 0.5	0.45	0.005	0.93	< 0.001
3 vs 0.25	0.24	0.005	0.66	< 0.001
2 vs 0.5	0.45	0.005	0.78	< 0.001
2 vs 0.25	0.96	0.005	0.95	< 0.001
0.5 vs 0.25	0.58	0.22	0.73	0.13
	15 mm 模擬嚢胞		5 mm 以上 10 mm 未満の嚢胞	
5 vs 3	0.80	0.03	NA	NA
5 vs 2	0.17	0.005	NA	NA
5 vs 0.5	0.58	0.005	NA	NA
5 vs 0.25	0.33	0.005	NA	NA
3 vs 2	0.39	0.03	0.57	0.02
3 vs 0.5	0.88	0.007	0.34	< 0.001
3 vs 0.25	0.39	0.005	0.29	< 0.001
2 vs 0.5	0.65	0.005	0.69	< 0.001
2 vs 0.25	0.72	0.005	0.62	< 0.001
0.5 vs 0.25	0.45	0.76	0.92	0.88
	7 mm 模擬嚢胞		5 mm 未満の嚢胞	
3 vs 2	0.24	0.28	0.31	0.20
3 vs 0.5	0.20	0.009	< 0.001	< 0.001
3 vs 0.25	0.07	0.005	0.001	< 0.001
2 vs 0.5	0.65	0.02	0.01	< 0.001
2 vs 0.25	0.29	0.005	0.03	< 0.001
0.5 vs 0.25	0.72	0.58	0.77	0.88

7 mm の模擬嚢胞、5 mm 未満の嚢胞および 5 mm 以上 10 mm 未満の嚢胞については、5mm スライス厚を用いると顕著な部分積効果予想され、CT 値に影響があるため評価していない。

^a 解析は Wilcoxon 符号付順位和検定で行った。副次的な解析のため、多重性の補正はしていない。 $P < 0.05$ で有意な場合は太字で表示している。

^b 解析は混合効果モデルで行った。副次的な解析のため、多重性の補正はしていない。 $P < 0.05$ で有意な場合は太字で表示している。

NA = not applicable

表 7 臨床研究における嚢胞サイズで層別化した CT 値増加量と画像ノイズに対するマトリクスサイズの影響

マトリクスサイズ	CT 値増加量 (HU)	<i>P</i> ^a	画像ノイズ (HU)	<i>P</i> ^a	Pseudoenhancement を有する 嚢胞の割合		
					≥ 10 HU	≥ 15 HU	≥ 20 HU
10 mm 以上の嚢胞		0.68		< 0.001			
512 × 512	3.6 ± 4.9		13.2 ± 1.7		5.3 (2/38)	2.6 (1/38)	2.6 (1/38)
1024 × 1024	3.2 ± 4.7		14.3 ± 1.7		7.9 (3/38)	2.6 (1/38)	2.6 (1/38)
5 mm 以上 10 mm 未満 の嚢胞		0.82		0.22			
512 × 512	10.4 ± 10.0		13.7 ± 4.7		43.2 (19/44)	25.0 (11/44)	15.9 (7/44)
1024 × 1024	10.0 ± 9.9		14.8 ± 5.0		36.4 (16/44)	25.0 (11/44)	18.2 (8/44)
5 mm 未満の嚢胞		0.96		0.98			
512 × 512	23.7 ± 22.5		12.3 ± 3.8		66.7 (24/36)	63.9 (23/36)	50.0 (18/36)
1024 × 1024	23.9 ± 22.1		12.4 ± 4.0		72.2 (26/36)	63.9 (23/36)	58.3 (21/36)

すべての値は平均値±SD で表す。画像はすべて超高精細 CT の 0.25 × 0.25 mm 検出器素子で撮影され、3mm 厚、hybrid-IR を用いて再構成されたものである。

^a 解析は混合効果モデルで行った。*P* < 0.05 で有意な場合は太字で表示している。

Hybrid-IR = hybrid iterative reconstruction.

表 8 臨床研究における嚢胞サイズで層別化した CT 値増加量と画像ノイズに対するスライス厚の影響

スライス厚 (mm)	CT 値増加量 (HU)	<i>P</i> ^a	画像ノイズ (HU)	<i>P</i> ^a	Pseudoenhancement を有する嚢胞の割合		
					≥10 HU	≥15 HU	≥20 HU
10 mm 以上の嚢胞		0.99		< 0.001			
5	3.2 ± 4.9		11.0 ± 1.7		10.5 (4/38)	2.6 (1/38)	2.6 (1/38)
3	3.6 ± 4.9		13.2 ± 1.7		5.3 (2/38)	2.6 (1/38)	2.6 (1/38)
2	3.2 ± 5.2		15.3 ± 2.1		7.9 (3/38)	2.6 (1/38)	2.6 (1/38)
0.5	3.5 ± 5.2		20.0 ± 2.0		10.5 (4/38)	5.3 (2/38)	2.6 (1/38)
0.25	3.2 ± 5.3		20.5 ± 1.9		10.5 (4/38)	5.3 (2/38)	0.0 (0/38)
5mm 以上 10mm 未満の嚢胞 ^b		0.70		< 0.001			
3	10.4 ± 10.0		13.7 ± 4.7		43.2 (19/44)	25.0 (11/44)	15.9 (7/44)
2	9.5 ± 9.2		15.6 ± 4.6		40.9 (18/44)	22.7 (10/44)	9.1 (4/44)
0.5	8.9 ± 9.8		19.6 ± 4.8		36.4 (16/44)	11.4 (5/44)	9.1 (4/44)
0.25	8.7 ± 9.8		19.7 ± 5.0		34.1 (15/44)	15.9 (7/44)	9.1 (4/44)
5 mm 未満の嚢胞 ^b		< 0.001		< 0.001			
3	23.7 ± 22.5		12.3 ± 3.8		66.7 (24/36)	63.9 (23/36)	50.0 (18/36)
2	20.2 ± 22.7		13.3 ± 3.6		66.7 (24/36)	63.9 (23/36)	41.7 (15/36)
0.5	11.6 ± 17.5		17.1 ± 4.1		52.8 (19/36)	44.4 (16/36)	27.8 (10/36)
0.25	12.6 ± 19.7		17.2 ± 4.3		50.0 (18/36)	38.9 (14/36)	36.1 (13/36)

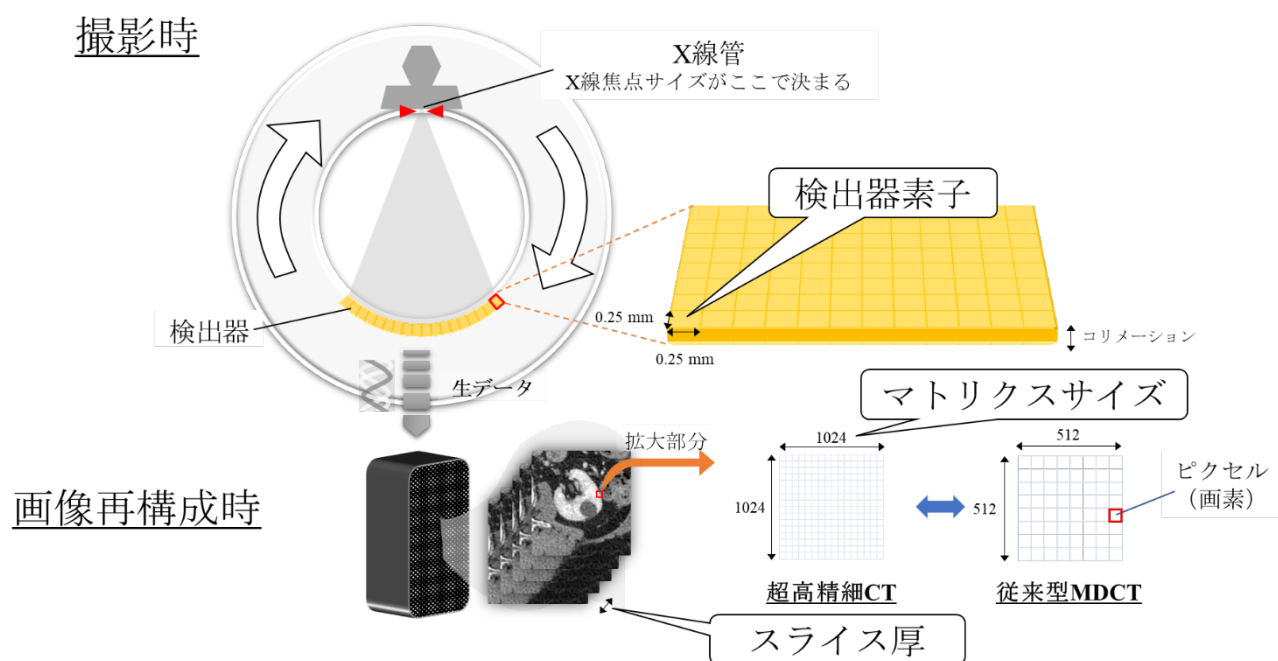
すべての値は平均値±SDおよびパーセント（嚢胞数）で表す。画像はすべて超高精細 CT の 0.25 × 0.25 mm 検出器素子で撮影され、512 × 512 マトリクス、hybrid-IR を用いて再構成されたものである。

^a 解析は混合効果モデルで行った。*P* < 0.05 で有意な場合は太字で表示している。

^b 5 mm 未満の嚢胞および 5 以上 10 mm 未満の嚢胞については、5 mm スライス厚を用いると顕著な部分容積効果が予想され、CT 値に影響があるため、評価していない。

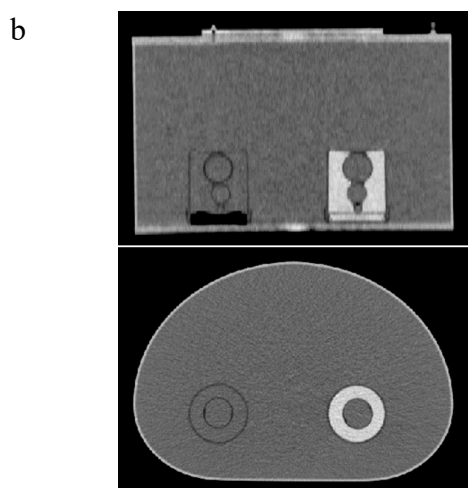
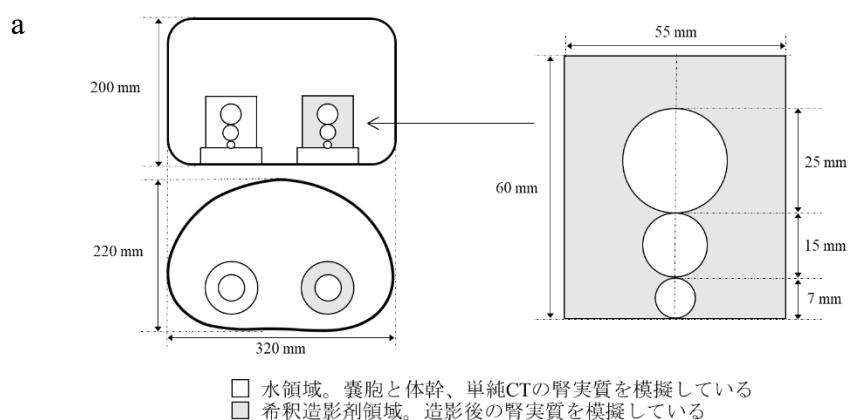
Hybrid-IR = hybrid iterative reconstruction.

図1 超高精細 CT 装置のメカニズム



撮影時に検出器素子サイズを選択し、撮影後取得した生データを再構成する段階でマトリクスサイズやスライス厚を決めて CT 画像を取得することができる。

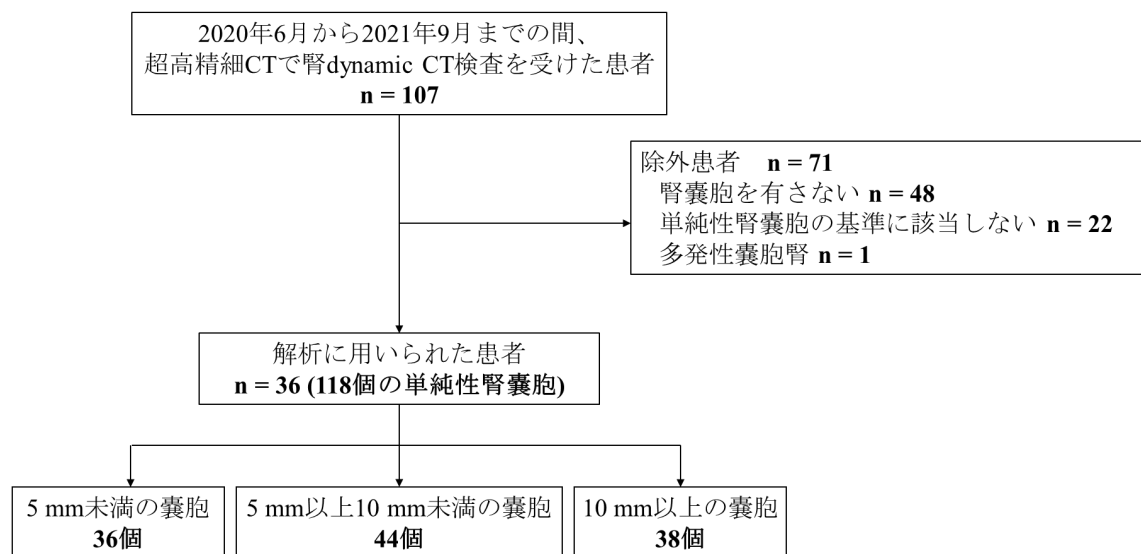
図2 腎嚢胞、腎実質、体幹ファントムの模式図 (a) と超高精細 CT 画像 (b)



(a) 白い部分は水で満たされ、嚢胞と体幹、単純 CT の腎実質を模擬している。灰色部分は希釈された造影剤で満たされており、造影後（腎実質相）の腎実質を模擬している。

(b) CT 画像は 0.25×0.25 mm 検出器素子、 512×512 マトリクス、3 mm スライス厚を用いて再構成した冠状断像および横断像である。灰色部分は水で満たされ、左腎の白い部分は希釈造影剤で満たされており、造影後の腎実質の CT 値に近似するように設定している。

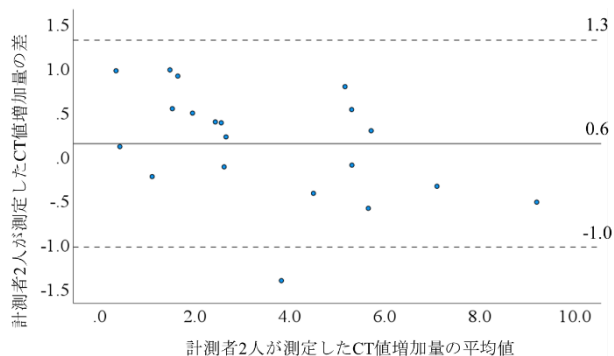
図 3 患者選択のフローチャート



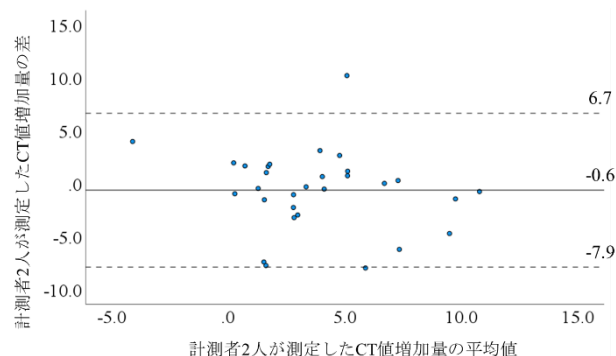
本研究における単純性腎嚢胞の基準は、超音波検査またはMRIでも腎嚢胞と診断され、かつ、最低12か月前後の期間で病変の大きさ、形態、CT値に変化がないことである。

図4 ファントム実験における各画像セットにおけるCT値増加量の計測者間一致度を評価した Bland-Altman プロット

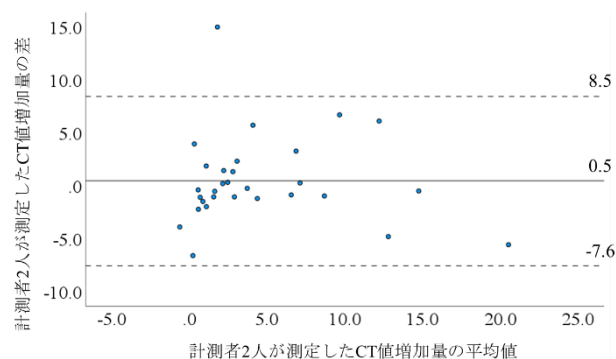
a 0.25 × 0.25 mm 検出器素子、512 × 512 マトリクス、5 mm スライス厚、



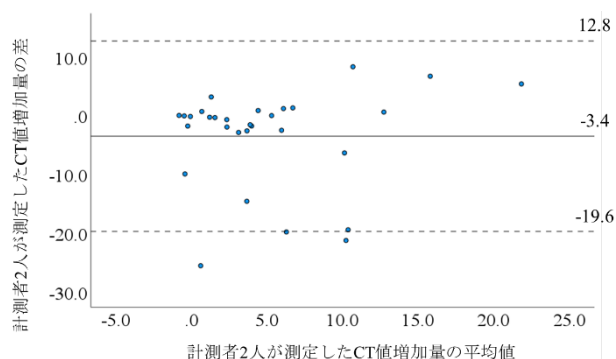
b 0.25 × 0.25 mm 検出器素子、512 × 512 マトリクス、3 mm スライス厚



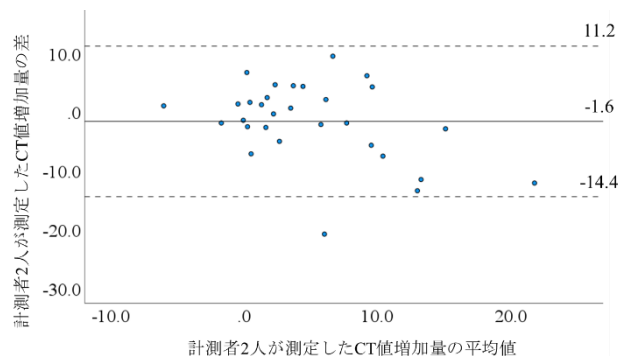
c 0.25 × 0.25 mm 検出器素子、512 × 512 マトリクス、2 mm スライス厚



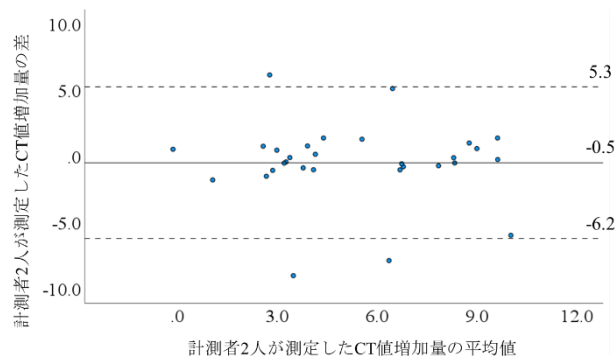
d 0.25 × 0.25 mm 検出器素子、512 × 512 マトリクス、0.5 mm スライス厚



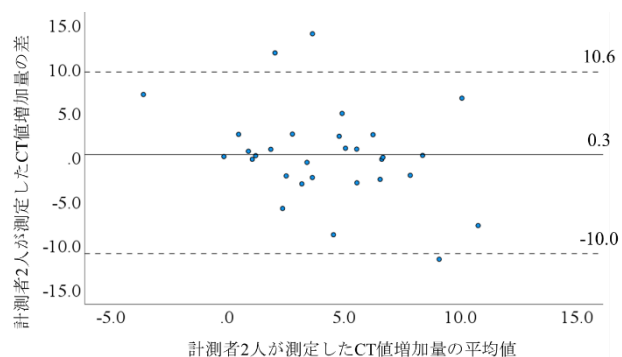
e 0.25 × 0.25 mm 検出器素子、512 × 512 マトリクス、0.25 mm スライス厚



f 0.5 × 0.5 mm 検出器素子、512 × 512 マトリクス、3 mm スライス厚



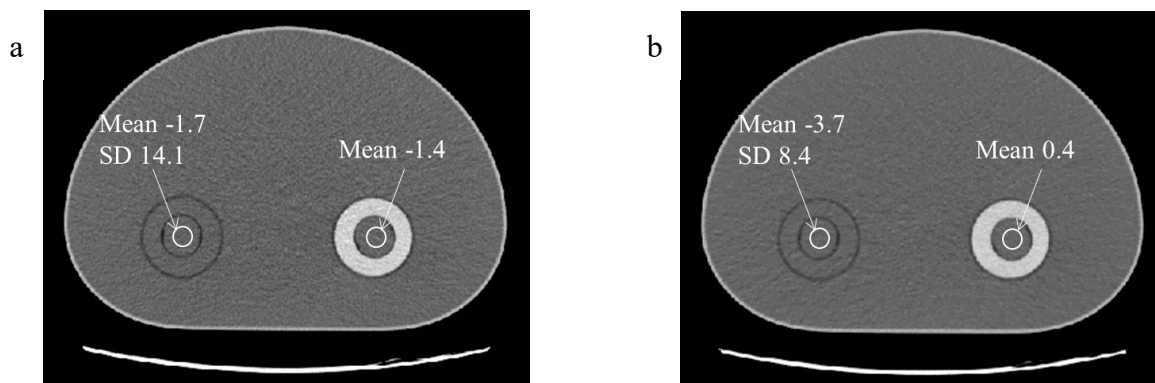
g 0.25 × 0.25 mm 検出器素子、1024 × 1024 マトリクス、
3 mm スライス厚



実線は差の平均値、破線は 95%一致限界を示す。

Bland-Altman プロットでは、系統的誤差はなく、計測者 2 人が測定した CT 値増加量の差は低かったため、一致度は良好であると考えられた。

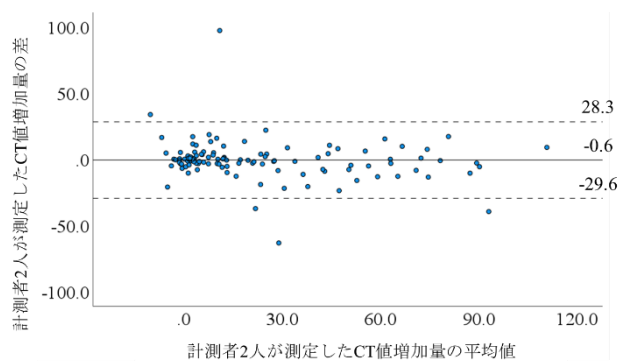
図5 超高精細 CT で撮影され、 512×512 マトリクス、3 mm スライス厚で再構成されたファントムの横断像



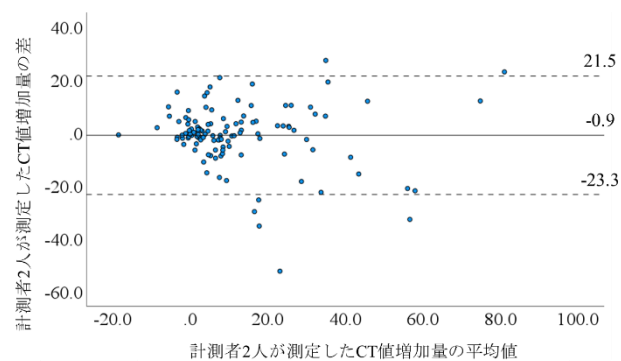
(a) 0.25×0.25 mm の検出器素子を用いて撮影された CT 画像。(b) 0.5×0.5 mm の検出器素子を用いて撮影された CT 画像。25 mm の模擬嚢胞を評価するために ROI を設定した。単純 CT ファントムと造影 CT ファントムの両方で CT 値を測定し、画像ノイズの指標として単純 CT ファントムの SD 値を測定した。この画像の場合、嚢胞の CT 値増加量は、 0.25×0.25 mm 検出器素子で 0.3 HU (a)、 0.5×0.5 mm で 4.1 HU (b) である。画像ノイズは、 0.25×0.25 mm 検出器素子で 14.1 HU (a)、 0.5×0.5 mm で 8.4 HU である (b)。

図6 臨床研究における各画像セットにおける CT 値増加量の計測者間一致度を評価した Bland-Altman プロット

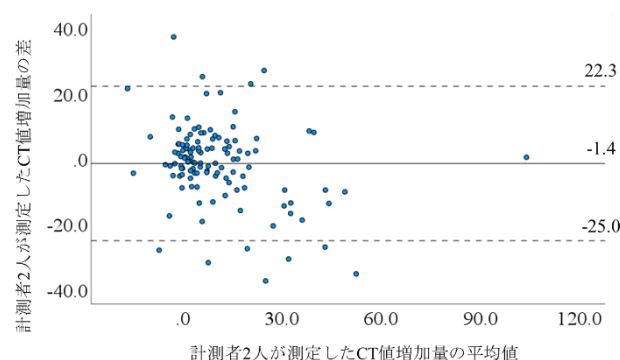
a 0.25 × 0.25 mm 検出器素子、512 × 512 マトリクス、5 mm スライス厚、



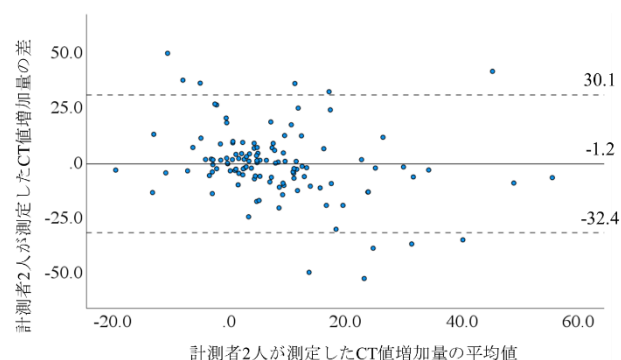
b 0.25 × 0.25 mm 検出器素子、512 × 512 マトリクス、3 mm スライス厚



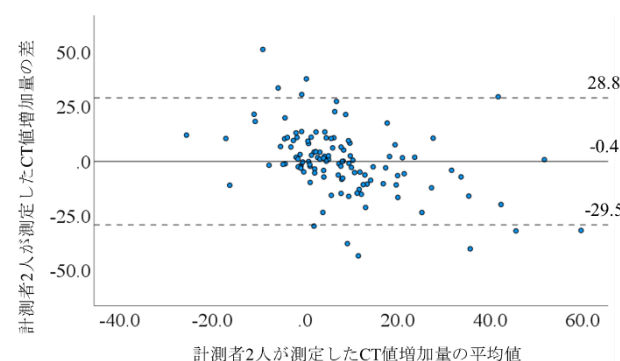
c 0.25 × 0.25 mm 検出器素子、512 × 512 マトリクス、2 mm スライス厚



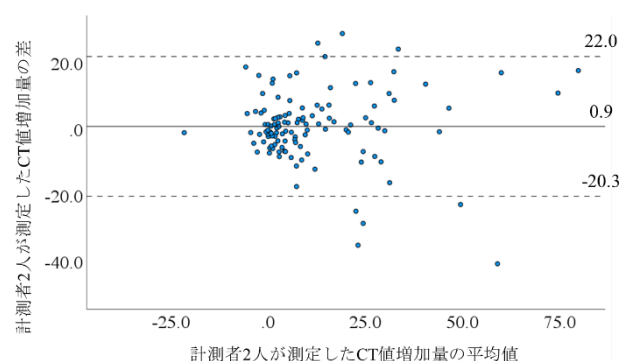
d 0.25 × 0.25 mm 検出器素子、512 × 512 マトリクス、0.5 mm スライス厚



e 0.25 × 0.25 mm 検出器素子、512 × 512 マトリクス、0.25 mm スライス厚



f 0.5 × 0.5 mm 検出器素子、512 × 512 マトリクス、3 mm スライス厚



実線は差の平均値、破線は 95%一致限界を示す。

Bland-Altman プロットでは、系統的誤差はなく、計測者 2 人が測定した CT 値増加量の差は低かったため、一致度は良好であると考えられた。