

ハードウェア改良による新型面検出器CTの放射線被ばく低減効果の検証

Verification of Radiation Dose Reduction Effects in Area Detector CT Through Hardware Improvements

西原 晃佑*, 鬼塚 泰裕, 酒井 友貴, 白坂 崇, 船津 亮平, 加藤 豊幸

九州大学病院医療技術部

Key words: radiation dose, radiation dose reduction, CTDI_{vol}, half-value layer, effective energy

【Abstract】

Purpose: A new type of area-detector CT (ADCT) scanner equipped with the PURE ViSION Optics next-generation platform gantry is expected to reduce radiation exposure by hardware improvements. The purpose of this study was to compare the radiation dose between a new type of ADCT scanner and that of a conventional ADCT scanner and to investigate the reduction rate of radiation exposure in the new type of ADCT scanner.

Methods: The tube current for both devices was determined to achieve a standard deviation of 12 at the liver level of a human phantom, and the CTDI_{vol} of the ADCT scanners were compared. Additionally, the CT values for each ADCT scanner were measured using a TOS phantom.

Result: The CTDI_{vol} of the new ADCT scanner was approximately 24% lower than that of the conventional ADCT scanner. The difference in the CT values between the two devices were within the acceptable range specified by the manufacturer.

Conclusions: Under the conditions of this study using filtered back projection (FBP) reconstruction, the new ADCT scanner has the potential to reduce radiation dose by approximately 24% while maintaining image noise and CT values.

【要 旨】

目的: 新世代プラットフォームガントリを搭載した新型面検出器CTは、放射線被ばく低減が期待できる。本研究では、新型面検出器CTと従来面検出器CTにおける照射線量を比較し、放射線被ばくの低減率を検討した。

方法: 人体ファントムの肝臓レベルにおけるCT値の標準偏差が同一となる管電流を設定し、PMMAファントムを用いてCTDI_{vol}を測定した。さらにTOSファントムでCT値を評価した。

結果: 新型面検出器CTのCTDI_{vol}は約24%低く、CT値差は許容誤差範囲内であった。

結語: FBP画像再構成を用いた本研究条件下では、新型面検出器CTはノイズとCT値を担保しつつ約24%の照射線量低減が示唆された。

緒 言

Computed tomography (CT) は3次元的な画像を提供し、短時間に広範囲をスキャンできる¹⁾が、スキャンには放射線被ばくが伴う。CT検査による放射線被ばくは医療被ばくの中で多くの割合を占め、放射線被ばくの最適化や低減は重要な課題である²⁻⁵⁾。

これまで、放射線被ばくを低減するための多くの方法が報告されている。中でも再構成技術を用いたソフトウェアに着目した報告が多い。具体的には、逐次近似応用再構成法や深層学習応用再構成法などの画像ノ

イズを低減する技術であり、肺野や肝臓、脳血管や心臓などで放射線被ばくを低減できると報告されている⁶⁻¹¹⁾。一方で、ハードウェアの性能向上による放射線被ばくの低減も期待されている。320列の面検出器を搭載するCT装置であるAquilion ONE/PRISM Edition (キヤノンメディカルシステムズ、栃木)は、PURE ViSION Opticsという新世代プラットフォームガントリを搭載しており、2つの特徴を有する。1つ目はX線管に搭載されたボウタイフィルターの形状が従来よりも最適化されており、画像生成に寄与しないX線の低エネルギー成分を低減することができる^{12,13)}。2つ目は新型検出器を搭載しており、検出器の素材がGOSシンチレーターをベースとし、プラセオジム活性添加剤を使用していることで検出効率が高くなっている¹⁴⁾。先行研究では、新しいハードウェアとソフトウェアが搭載された機器を用いることで、旧型の装置よりも50~60%の線量低減を行うことができると報告されている^{12,13)}。これらはハードウェアの改良に加え新たな再構成方法の改良の2要素によ

NISHIHARA Kosuke*, ONIZUKA Yasuhiro,
SAKAI Yuki, SHIRASAKA Takashi,
FUNATSU Ryohei, KATO Toyoyuki

Division of Medical Technology, Kyushu University Hospital

* E-mail: nishihara.kosuke.757@m.kyushu-u.ac.jp

Received January 4, 2026; accepted May 12, 2026

り、放射線被ばくをどの程度低減できるか調査している。理想的には、ハードウェアとソフトウェアそれぞれの放射線被ばく低減の可能性を把握することが望ましい^{4,15)}。しかし、これまでPURE ViSION Opticsという新世代プラットフォームガントリーを搭載した装置における放射線被ばくの低減率は明らかではなく、検証が必要である。そこで本研究の目的は、PURE ViSION Opticsを搭載したCTと従来の面検出器CTにおける照射線量を実測し、画像のノイズを担保しつつどの程度の放射線被ばくを低減できるかを調査することである。

1. 方 法

1-1 使用機器

PURE ViSION Opticsを搭載したCT装置としてAquilion ONE/PRISM Edition (PRISM, キヤノンメディカルシステムズ)、従来CT装置としてAquilion ONE/Vision Edition (Vision, キヤノンメディカルシステムズ)を用いた。出力線量と実効エネルギーを測定するために、電離箱線量計であるACCU-GOLD+コンパクト X線アナライザー 10X6-3CTと10X6-6 (Radcal, Monrovia, CA, USA)を用いた。この2つのイオンチェンバーは有効電離容積が異なり、10X6-3CTはvolume CT dose index (CTDI_{vol})測定に用いられ、10X6-6は実効エネルギーを測定するために用いられる。出力線量と画像ノイズを測定するためにCT人体ファントムCTU-4型 (京都科学, 京

都, Fig.1a), 出力線量を測定するために直径32 cm Polymethyl methacrylate (PMMA) ファントム (Radcal, Fig.1b), CT値を測定するためにTOSファントム (京都科学, Fig.1c)を用いた。

1-2 撮影条件・再構成条件

全ての測定において、管電圧 120 kV, 回転時間 0.5 s/rot., スキャンコリメーション 80列×0.5 mm, 収集 field of view (FOV) 320 mmでスキャンした。実効エネルギーの測定においてはノンヘリカルでスキャンし、出力線量の測定と人体ファントムを用いた照射線量の比較とCT値の測定においては、pitch factor 0.813としてヘリカルスキャンした。再構成条件として、腹部標準関数であるFC13を用いfiltered-back projection (FBP) で5 mm画像を再構成した。

1-3 人体ファントムを用いた同等の画像ノイズとなる照射線量の比較

各装置において、管電流を100 mAから350 mAまで10 mA ごとに変化させてそれぞれCT人体ファントムの上腹部を、再現性を確保するため5回ずつスキャンした。次に、再構成された画像の肝実質内の均一な箇所¹⁶⁾に30×30 mmのregion of interest (ROI)を設定し (Fig.2), CT値のstandard deviation (SD)を計測した。SDが12 HUに最も近くなる管電流の値を求めた。SDを12 HUに設定したのは、腹部領域での撮影において、SD=10~15 HU程度は臨床的に許容できるとされている¹⁶⁾ためである。得られた管電流

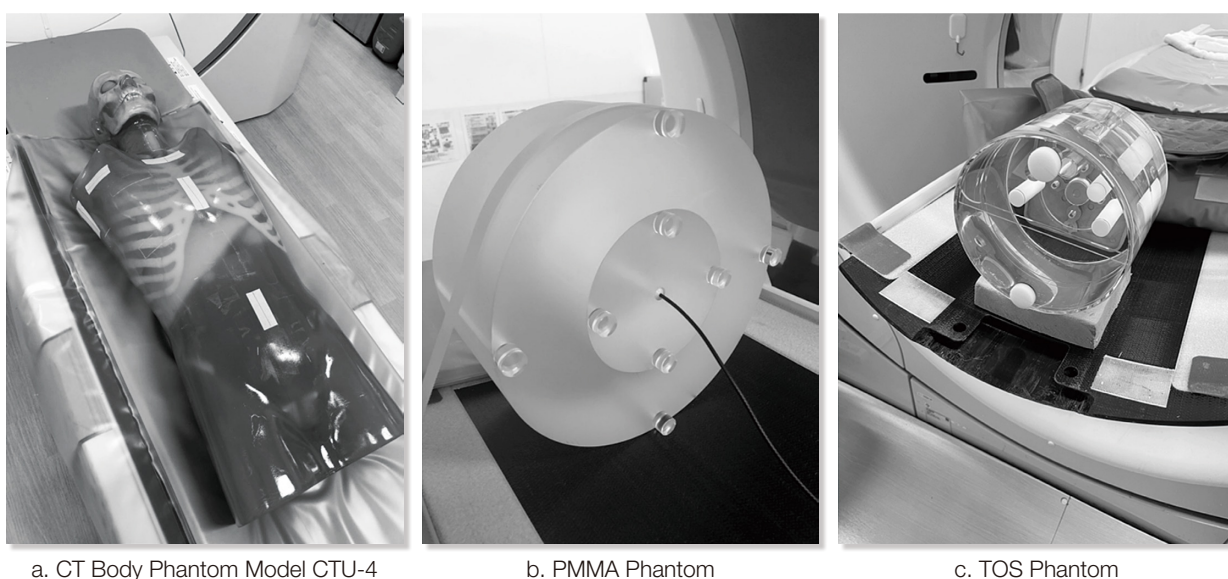


Fig.1 Photo of the Phantom used

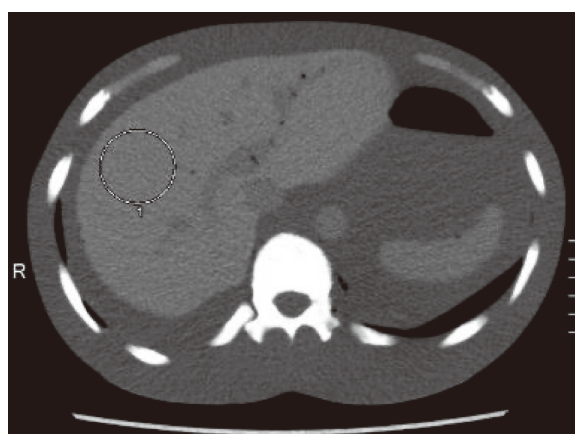


Fig.2 Example of region of interest placed on body phantom axial images

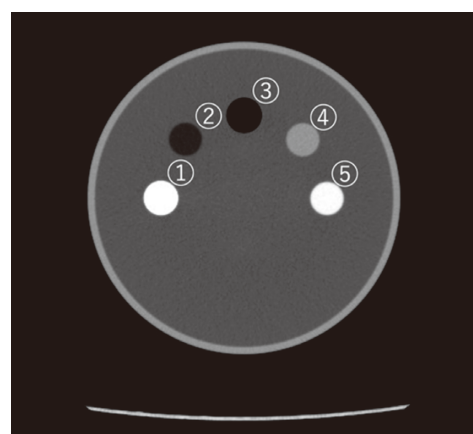


Fig.3 TOS phantom Axial image
①Teflon ②Polypropylene ③Air ④Acrylic ⑤Delrin

において、PMMA phantomとAccu-GOLD+10X6-3CTを用い、CTDI_{vol}を実測し両装置で比較した。CT装置のガントリー内のアイソセンターにファントムの中心が同一となるようCT寝台上に設置した。ファントムは32 cm φの中心と外周ファントム周囲1 cm内側にチェンバーを挿入する穴が開いており、ファントム中心とファントム上部、下部、左右部にチェンバーを挿入した。測定の精度を高めるために、それぞれの箇所ですら5回ずつ撮影した。

1-4 実効エネルギーの測定

PRISMとVisionにおける実効エネルギーを測定するために、各装置における半価層を測定した。Matsubaraらの報告に準拠し、鉛ケース法で測定した¹⁷⁾。鉛ケース法では30×30×15 cmの発泡スチロールをX線遮蔽のために厚さ5 mmの鉛で覆い、開口幅を2 cmとした。検出器位置をアイソセンターとし、1回転スキャンにおけるアルミニウムの減弱曲線を測定し半価層を求め、線減弱係数との関係から実効エネルギーを算出した¹⁸⁾。測定精度を高めるために管電流200 mAで10回ずつ測定した。半価層を求める際、アルミニウムなしの放射線強度に対する各アルミニウム厚における放射線強度の割合を相対放射線強度として、縦軸を相対放射線強度、横軸をアルミニウム厚としてグラフを作成した。相対放射線強度が50%となるときのアルミニウム厚を半価層と定義した。

1-5 CT値の測定

各装置において1-4で得られた管電流でTOSファントムを撮影した。Fig.3に示す5種類のモジュール(①Teflon ②Polypropylene ③Air ④Acrylic ⑤Delrin)のCT値とそれぞれのSDを計測した。得られたPRISMとVisionのCT値が臨床的に許容されるかどうかを調べるために、装置の取扱説明書に記載された許容幅と比較した。

2. 結果

2-1 人体ファントムのSDが12 HUとなる照射線量

各装置における管電流とSDの関係を図4に示す。SDが12 HUとなる管電流はPRISMとVisionでそれぞれ250 mA、260 mAとなった。

次に、上記の求めた管電流における各装置のCTDI_{vol}は、PRISMとVisionでそれぞれ13.0 mGy、

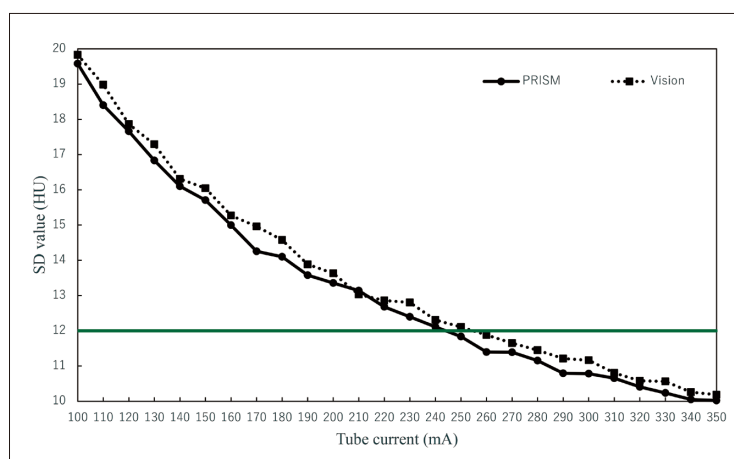


Fig.4 Relationship between Tube Current and SD Value for each device

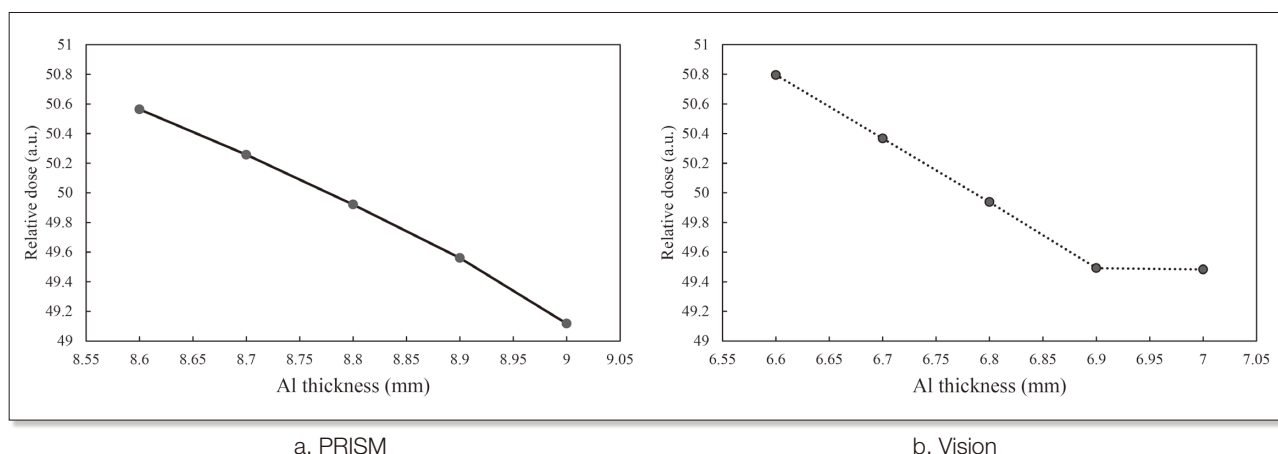


Fig.5 Relationship between Al thickness and relative radiation intensity

Table 1 Difference in CT value between modules in each device and tolerance range

	PRISM	Vision	Tolerance
① Teflon	926.3±1.5	940.2±0.9	900～ 960
② Polypropylene	-108.0±0.5	-111.0±0.4	-120～-100
③ Air	-991.1±0.7	-994.4±0.3	-1020～-980
④ Acrylic	131.9±0.2	130.9±0.2	115～ 135
⑤ Delrin	344.5±0.7	344.5±0.2	315～ 375

17.1 mGyとなり、PRISMの照射線量はVisionより24.0%低くなった。

2-2 実効エネルギー

両装置におけるアルミニウム厚と相対放射線強度の関係をFig.5a, Fig.5bに示す。PRISMとVisionにおける半価層はそれぞれ8.77 mmAlと6.80 mmAlで、実効エネルギーはそれぞれ74.8 keVと69.5 keVとなった。PRISMの半価層はVisionより約2.0 mmAl大きく、実効エネルギーは5.3 keV高くなった。

2-3 CT値

各装置における各モジュールでのCT値をTable 1に示す。装置間でCT値の差は0.0～13.8 HUであった。両装置で測定した全てのモジュールのCT値はメーカーの定める許容範囲内であった。

3. 考 察

本研究では、PRISMがVisionよりどの程度撮影線

量を低減できるかを調査した。具体的には、PRISMとVisionとで照射線量と実効エネルギー、CT値を比較した。その結果、PRISMはVisionと同等の画像ノイズを担保しつつ、照射線量が約24%低いことが分かった。加えて実効エネルギーの違いによるCT値の差も許容範囲内であることを確認できた。このことは、PURE ViSION Opticsを搭載したCT装置を用いることで、従来装置よりも約24%の照射線量を低減できる可能性を示している。

CT値のSDが12 HUとなる管電流から求めたCTDI_{vol}はPRISMで13.0 mGy、Visionで17.1 mGyとなり、PRISMで約24%低くなった。この結果は、PURE ViSION Opticsのボウタイフィルターによる放射線被ばくの低減に加え、検出効率の向上などによるものと考えられる。

実効エネルギーの比較において、PRISMはVisionより5.3 keV高い値を示した。120 kVにおけるCTの実効エネルギーは約65～75 keVと報告されている¹⁹⁾。本研究で得られた結果もこの範囲内であった。またIshiguroらによれば、同一管電圧であってもボウタイ

フィルターや装置構造の違いにより5~10 keV程度の実効エネルギーの差が生じることが報告されており²⁰⁾、本研究で観察された5.3 keVの差は既報と整合する結果である。

一般に、ボウタイフィルターはX線ビーム周辺部の線量を低減するとともに、低エネルギー成分を除去することで線質を硬化させる役割を有するとされている。本研究では、PRISMにおいて半価層が約2.0 mmAl増加し、実効エネルギーが5.3 keV上昇していたことから、X線スペクトルの低エネルギー成分が低減されている可能性が示唆された。低エネルギー成分は被写体に吸収されやすく画像形成への寄与が少ないことから、線質の硬化は吸収線量の低減に寄与した可能性がある。

しかし、本研究では管球および検出器を含む装置構成が異なるため、線量低減効果を特定のハードウェア要素のみに帰属することは困難であると考ええる。新素材の検出器による検出率の向上も、ノイズを担保しつつ管電流を低減できた要因の一つであると考えられる。

PRISMとVisionにおけるTOSファントム内の各モジュールのCT値の差は0.0~13.8 HUであった。全てのモジュールにおけるCT値はメーカーの定める許容幅に含まれていることを確認できた。同じモジュールに対して両装置でCT値が異なるのは、装置の実効エネルギーが異なるためであると考ええる。

以上を踏まえて、PRISMではVisionと比較して、約24%少ない照射線量で同等のノイズ量となる画像を提供できる可能性を示している。本研究では、ハードウェアの性能向上による放射線被ばくの低減を検証しており、逐次近似応用再構成法や深層学習応用再構成法などの画像ノイズ低減技術を併用することにより、さらに放射線被ばくを低減できる可能性がある。先行研究では、旧型の装置よりも50~60%の線量低減を行うことができると報告されている^{12,13)}。線量低減率は診断目的や部位により大きく異なる。そのためさまざまな診断目的や部位に対して、どの程度線量を低減できるかを評価することが望ましい。加えて本研究では、画像評価指標として画像ノイズのみを測定している。実効エネルギーが異なることで解像特性や周波数特性が異なることが想定されるため、解像特性や画像ノイズ特性を含めた評価が必要である。

本研究において、3つのリミテーションがある。1つ目に、本研究はPURE ViSION Opticsを構成する複数要素を含めた包括的評価であり、線量低減効果が特

定のハードウェアの性能向上にどのように起因するかを個別に分離して検証できていない。ハードウェアの詳細な情報はメーカーから開示されていないため、検証には限界があると考ええる。しかしながら、われわれの研究結果はPRISMで撮影線量を低減できる可能性を示しており、画像ノイズを損なうことなく撮影線量を低減できることを実測データとして提示できた点が有用であると考ええる。2つ目として、本研究はファントムスタディーであるため、臨床画像でPRISMの画質がVisionに遜色のないことを確認する必要がある。3つ目として、特定のメーカーの装置での評価であるため、より多くの装置で評価する必要がある。

4. 結 語

FBP画像再構成を用いた本検討の条件下では、PURE ViSION Opticsを搭載したCT装置は従来装置と比較して、ノイズとCT値を担保して照射線量を約24%低減できる可能性が示された。

利益相反

筆頭著者および共著者全員に開示すべき相反利益はない。

学会発表

第8回福岡県診療放射線技師学術大会
第10回日本CT技術学会学術大会
第27回CTサミット

表の説明

Table 1 各装置における各モジュールのCT値の差と許容幅

図の説明

- Fig.1 使用したファントムの写真
a. CT人体ファントム CTU-4型 b. PMMAファントム
c. TOSファントム
Fig.2 人体ファントム画像に設置した関心領域の例
Fig.3 TOSファントムのAxial画像
①Teflon ②Polypropylene ③Air ④Acrylic
⑤Delrin
Fig.4 各装置における管電流とSD値の関係
Fig.5 Al厚と相対放射線強度の関係

参考文献

- 1) Philipp Blanke, et al.: CT in Transcatheter Aortic Valve Replacement. *Radiology*, 269, 650-669, 2013.
- 2) Aaron Sodickson, et al.: Recurrent CT, Cumulative Radiation Exposure, and Associated Radiation-induced Cancer Risks from CT of Adults. *Radiology*, 251, 175-184, 2009.
- 3) John R. Mayo, et al.: Radiation Exposure at Chest CT: A Statement of the Fleischner Society. *Radiology*, 228, 15-21, 2003.
- 4) Mannudeep K. Kalra, et al.: Strategies for CT Radiation Dose Optimization. *Radiology*, 230, 619-628, 2004.
- 5) Peter Hunold, et al.: Radiation Exposure during Cardiac CT: Effective Doses at Multi-Detector Row CT and Electron-Beam CT. *Radiology*, 226, 145-152, 2003.
- 6) Shumeng Zhu, et al.: Reduced-dose deep learning iterative reconstruction for abdominal computed tomography with low tube voltage and tube current. *BMC Medical Informatics and Decision Making*, 24, 389, 2024.
- 7) Damiano Caruso, et al.: Deep learning reconstruction algorithm and high-concentration contrast medium: feasibility of a double-low protocol in coronary computed tomography angiography. *European radiology*, 35, 2213-2221, 2025.
- 8) Zhanli Ren, et al.: Radiation and contrast dose reduction in coronary CT angiography for slender patients with 70 kV tube voltage and deep learning image reconstruction. *British Journal of Radiology*, 1171, 1046-1052, 2025.
- 9) Li-Miao Zou, et al.: Ultra-low-dose coronary CT angiography via super-resolution deep learning reconstruction: impact on image quality, coronary plaque, and stenosis analysis. *European Radiology*, 35, 4674-4684, 2025.
- 10) Ju Gang Nam, et al.: Deep learning reconstruction for contrast-enhanced CT of the upper abdomen: similar image quality with lower radiation dose in direct comparison with iterative reconstruction. *European Radiology*, 31, 5533-5543, 2021.
- 11) Georg Gohla, et al.: Deep Learning-based denoising enables high-quality, fully diagnostic neuroradiological trauma CT at 25% radiation dose. *Academic Radiology*, 32, 373-390, 2025.
- 12) Alexa E Golbus, et al.: Ultra-low dose chest CT with silver filter and deep learning reconstruction significantly reduces radiation dose and retains quantitative information in the investigation and monitoring of lymphangioleiomyomatosis (LAM). *European Radiology*, 34(9), 5613-5620, 2024.
- 13) Tomohiro Matsumoto, et al.: Dose length product and outcome of CT fluoroscopy-guided interventions using a new 320-detector row CT scanner with deep-learning reconstruction and new bow-tie filter. *British Journal of Radiology*, 95, 20211159, 2022.
- 14) Canon Medical Systems : Aquilion ONE/ PRISM Edition: Advanced intelligent Clear-IQ Engine (AiCE) と最新検出機技術による被ばく低減. Canon Medical White Paper, 2021.
- 15) McCollough CH, et al.: CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. *Radiographics*, 26(2), 503-12, 2006.
- 16) Ahmad M, et al.: Oncology-specific radiation dose and image noise reference levels in adult abdominal-pelvic CT. *Clinical Imaging*, 93, 52-59, 2023.
- 17) Matsubara K, et al.: Accuracy of measuring half- and quarter-value layers and appropriate aperture width of a convenient method using a lead-covered case in X-ray computed tomography. *J Appl Clin Med Phys*, 15, 4602, 2014.
- 18) Hubbell JH, et al.: Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients 1 keV to 20 MeV for elements Z=1 to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest (NISTIR 5632). National Institute of Standards and Technology, 1995.
- 19) Matsubara K, et al.: Accuracy of measuring half- and quarter-value layers and appropriate aperture width of a convenient method using a lead-covered case in X-ray computed tomography. *J Appl Clin Med Phys*, 15(1), 309-316, 2014.
- 20) Ishiguro A, et al.: Quantitative evaluation of the effect of changes in effective energy on the image quality in X-ray computed tomography. *Phys Eng Sci Med*, 43(2), 567-575, 2020.