

超高精細CTにおけるユニバーサル逐次近 似再構成ソフトウエアの特性:逐次近似応 用再構成法との比較

Characteristics of Universal Iterative Image Reconstruction Software for Ultra-High Resolution Computed Tomography: Comparison with Hybrid Iterative Reconstruction

村松 駿

一般財団法人大原記念財団大原綜合病院 画像診断センター 診療放射線技師

Key words: ultra-high resolution CT (UHRCT), SafeCT, image reconstruction, image-based iterative reconstruction.

[Summary]

High-resolution images can be obtained using ultra-high resolution CT (Aquilion Precision). However, when a small focal spot is used, an increase in image noise is a concern from the perspective of output limitation. Iterative reconstruction (IR) and hybrid IR are reconstruction processing techniques that are useful in reducing image noise, but CT systems from different manufacturers have their own characteristic differences. Universal iterative image reconstruction software, SafeCT, has been introduced to the market in recent years. It performs iterative reconstruction from output images in a digital imaging and communication in medicine (DICOM) format instead of from projection data. The purpose of the present study was to examine the usefulness of SafeCT in noise reduction of ultra-high resolution CT images by comparing the physical characteristics with those of a hybrid IR system. Images of a TOS phantom were taken at 10 mAs (low dose) and 100 mAs (normal dose). Three types of data sets were created from image reconstruction using filtered back projection (FBP) and hybrid IR and from FBP images processed using SafeCT. Noise and resolution properties were evaluated using noise power spectrum (NPS) and modulation transfer function (MTF), respectively. For SafeCT only, NPS and MTF were evaluated by iterative strength level. The NPS values for hybrid IR and SafeCT were the same up to 0.2 cycles/mm at the low dose. However, they were lower for hybrid IR in the higher spatial frequency range. At the normal dose, NPS was lower for SafeCT up to 0.80 cycles/mm but was lower for hybrid IR in the higher spatial frequency range. When NPS was examined by iterative strength, NPS did not change as the strength increased in the low frequency range but was very low in the high frequency range. The MTF value was highest for FBP, followed by SafeCT and then hybrid IR at the low dose. MTF of SafeCT was higher than that of hybrid IR at the normal dose, and there was no significant difference between MTF of FBP and SafeCT. There was no difference in MTF by iterative strength level. This study showed that SafeCT is useful in ultra-high resolution CT images to reduce image noise independent of the frequency while maintaining high resolution.

【要 旨】

超高精細CT(Aquilion Precision)で撮影した画像は、高分解能な画像が取得できるが、高分解能モードを使用した際に小焦点 サイズの出力制限の観点から画像ノイズの増加が懸念される。画像ノイズ低減の再構成処理技術として、逐次近似再構成iterative reconstruction (IR)、逐次近似応用再構成 (hybrid IR) は有用であるが、各社のCT装置特有の異質感がある。近年、登場したユニバー サル逐次近似再構成ソフトウエア(SafeCT)は、投影データではなく、digital imaging and communication in medicine (DICOM) フォーマットの出力画像に対して逐次近似再構成を施す。本検討の目的は、SafeCTを利用して超高精細CTの高分解能モードで撮影 した画像に対し、ノイズ低減効果が有効であるかをhybrid IRと物理特性を比較し、SafeCTの有用性を調べることである。方法は、 TOS phantomを10mAsと100mAsで撮影し、画像再構成をfiltered back projection (FBP)、hybrid IR、FBPの画像をSafeCTで処 理した3種類のデータセットを作成した。ノイズ特性をnoise power spectrum (NPS)、解像特性をmodulation transfer function (MTF)で評価した、SafeCTのみ、処理強度におけるNPSとMTFを評価した、NPSの結果、hybrid IRとSafeCTを比較すると、 10mAs時は0.2cycles/mmまでは同じであったが、それ以上の空間周波数領域においては、hybrid IRが低値を示した、100mAs時 は0.80cycles/mmまではSafeCTがhybrid IRより低値となり、それ以上の空間周波数領域においては、hybrid IRが低値を示した。MTF の結果、10mAs時はFBP、SafeCT、hybrid IRの順に高かった、100mAs時は、SafeCTのMTFに差は見られなかった。処理強度によるMTFに差は見られなかった。処理強度によるMTFに差は見られなかった。超高精細CTの高分解能モードで撮影した画像に、 SafeCTを利用することで、分解能を担保したまま、周波数に依存することなくノイズ低減された画像が取得でき有用である。

MURAMATSU Shun

RT, Ohara memorial foundation ohara general hospital image diagnostic center

Received October 7, 2019; accepted July 29, 2020



最近の computed tomography (CT) 装置では, 被ばく線量に注意し,なるべく最小線量で検査する必 要がある.被ばく線量を抑制した CT 検査を行う方法 として,低い管電圧を利用する低管電圧撮影と低い管 電流を利用した低管電流撮影が挙げられる.しかし, 線量不足による画像ノイズの増大が問題となる.この 画像ノイズを低減するためには線量を増加させる必要 があり、患者被ばくが増加するため、臨床において そのトレードオフが問題となる^{1,2)}.近年では、画像 ノイズ低減の再構成処理技術として、逐次近似再構 成 iterative reconstruction (IR)・逐次近似応用再構 成 (hybrid IR) は有用であると数多く報告されてい る^{3,4)}. 一般的に使用されているフィルター補正逆投影 法filtered back projection (FBP) よりも、IRおよ び hybrid IR は線量低減時に増加する画像ノイズを低 減できるため^{5,6)}, 日常的に使用されている.

しかし, IRやhybrid IRの画像には各社のCT装置 固有のプラスチック様・油絵様と呼ばれる特有の異質 感があると報告されている⁷⁾.

2006年にイスラエルのMedic Vision Imaging Solutions Limited社がユニバーサル逐次近似再構 成プログラムソフトウエアであるSafeCTを開発し た. このソフトウエアは、非線形処理は同様なもの の生データに対して処理を行うIR・hybrid IRとは 異なり、digital imaging and communication in medicine (DICOM) フォーマットで出力された画 像に対しノイズ低減処理をするものである. そのため CT装置によらず同様のノイズ低減が行える. 2011年 より food and drug administration (FDA)の認 証を受けて、現在、世界の約200施設で使用されてい る. 本邦では、2018年に医療機器認証を受けて販売開 始となっている.

超高精細CTであるAquilion Precision (キヤノン メディカルシステムズ社)は、従来装置と比較して、 面内方向に2倍のチャンネル数と体軸方向に2分の1 倍の検出器厚を有し、従来装置よりも面内方向と体軸 方向の両方で高コントラスト分解能の高い画像を収集 できる装置である. この優れた高コントラスト分解能 から, 従来CTでは困難であった微細構造の描出や, 病 変の鮮明な描写による診断精度の向上が報告されてい る^{8~16)}. 超高精細CTでは、検出器厚0.5mm×80列と 896 channel を用いる normal resolution (NR) モー ド,検出器厚0.5mm×80列と1792 channelを用い て面内方向を高分解能に収集する high resolution (HR) モード、そして検出器厚0.25mm×160列と 1792 channel を用いて面内方向と体軸方向を高分 解能に収集する super high resolution (SHR) モー ドで撮影することが可能である.NRモードで収集し た従来画像と比較して、HRモードやSHRモードの高 分解能モードで収集した画像は、高コントラスト分解 能が向上する一方で、検出器サイズの小ささや小焦点 を使用した際の出力制限に起因する画像ノイズの増加 が懸念される。そのため腹部領域において診断能に重 要な要因である低コントラスト分解能が、画像ノイズ の増加により低くなる^{1~3)}.画像ノイズを従来画像と 同等にするためには、従来よりも多くのX線量が必要 であることが予想され、患者被ばく線量の増加につな がる.

そこで本研究は、超高精細CTの高分解能モードで 撮影した画像に対し、SafeCTと臨床で最も使用され ている hybrid IR で画像再構成した画像の物理特性を 比較し、SafeCTの有用性を調べることを目的とした.

2. 方法

2-1 SafeCTの概要

Fig.1に, SafeCTの演算アルゴリズム過程を示す¹⁷⁾. SafeCTに送られた入力画像は, ボクセルの特微量に



Fig.1 Overview of SafeCT

The input image is divided into noise and signal by nonlinear noise reduction processing.



料

従って3Dパッチに分けられる. その後,組織ごとの非 線形3次元ノイズリダクションアルゴリズムでノイズ レベルが算出され、あらかじめ定義された収束条件を 満たすまで反復処理によってノイズと信号とに切り分 けられる.入力画像により処理モードが異なり,スライ ス厚が2mm以下の場合はThinモード,2~5mmの場 合はThickモードで処理される. SafeCTのアルゴリ ズムは部位ごとに調整がなされており、頭部 (Head)・ 副鼻腔/顔面骨 (Sinus/Facial Bones) · 胸部/胸 (Chest/Lung) · 腹部/骨盤(Abdomen/Pelvis) · 大 腸 (Colon) · 脊椎 (Spine) · 四肢 (Orthopedise) が ある. ノイズリダクションの処理強度は部位により異 なるが, default · soft+ · soft++ · soft+++があり, +が多くなるほどノイズ低減効果がある.SafeCTによ る処理を行うための条件は、4列以上のCT装置で撮影 された連続する15スライス以上の画像であることの みのため、比較的簡単な条件で処理が可能である.

2-2 使用機器および撮影条件と再構成条件

CT装置は、超高精細CTを使用した.体軸方向に 25cmのTOS phantom (直径18cm):キヤノン メディカルシステムズ社製をhelical scanで撮影し データを取得した. Fig.2 に、本検討に使用したTOS phantomの概要を示す.本検討では、異なる線量での 物理特性を比較するために10mAsと100mAsのデー タで検討した.スキャンパラメーターは、撮影モード= SHRモード、管電圧=120kV、ガントリー回転時間= 1.0秒、焦点サイズ=0.4×0.5mm、再構成スライス厚= 0.5mm、管電流=10mAs・100mAsの2種類、scan field of view (S-FOV)=240mm、マトリックス数=



Fig.2 Overview of TOS phantom

- (a) A phantom with a body axis of 25 cm (18 cm in diameter) is composed of a water phantom and a TOS. Noise characteristics were calculated in the water phantom part and resolution characteristics were calculated in the TOS part.
- (b) TOS consists of 5 types. In this study, acrylic parts were used to measurement of modulation transfer function (MTF).

512×512, 再構成関数は腹部標準関数(FC13)を使用 し, FBPと hybrid IR である adaptive iterative dose reduction 3D (AIDR3D), 設定強度は mild (中間強 度) の2種類を適用した.

撮影したデータを reconstruction field of view (R-FOV) = 200mmに再構成し,管電流が10mAsと 100mAsのFBPで再構成したデータを SafeCTで処 理した.

2-3 物理特性の評価

Fig.3に,物理特性を評価した測定図を示す.ノイズ 低減効果の検討に,直径8mmのregion of interest (ROI) を5カ所に設定して, standard deviation (SD)を測定した.軸位画像で,体軸方向に3スライ



Fig.3 Evaluation method of physical properties

- (a) Measurement of standard deviation (SD) in the water part was calculations were made using five ROIs with a diameter of 8 mm.
- (b) Measurement of noise power spectrum (NPS) in the water part was calculated by the radial frequency method.
- (c) Measurement of modulation transfer function (MTF) in the acrylic part was calculated by the circular edge method.

06

ス測定し、合計15カ所のROIの平均値を結果とした. ノイズ特性の検討に、TOS phantom内の均一性モ ジュール内で、Radial Frequency法¹⁸⁾ による noise power spectrum (NPS) を測定した. 解像度の検討 に、TOS phantom内のCT値精度テスト用モジュー ル内のアクリル(CT値:90~110HU)部分で、Circular Edge法¹⁹⁾ による modulation transfer function (MTF) を測定した. SDの算出には、Ziostation2 (ザ イオソフト社)、NPS・MTFの算出にはCT measure (ver.0.98)²⁰⁾ を用いた.

2-4 各検討項目における SafeCTの設定条件

2-4-1 ノイズ低減

SDを測定して, SafeCTの処理強度によるノイズ低 減率を求めた.処理モードはThinモードを使用し,処 理部位を腹部/骨盤(Abdomen/Pelvis)として,処 理強度はdefault・soft+・soft++・soft+++と変化さ せた.

2-4-2 ノイズ特性

ノイズ特性をFBP・AIDR3D・SafeCTで比較した. SafeCTの処理モードはThinモードを使用し,処理 部位を腹部/骨盤 (Abdomen/Pelvis),処理強度は defaultとした.また100mAsのみSafeCTの処理強 度をdefault・soft+・soft++・soft+++と変化させ, 処理強度によるノイズ特性の変化を検討した.

2-4-3 解像特性

解像特性をFBP・AIDR3D・SafeCTで比較した. SafeCTの処理モードはThinモードを使用し,処理 部位を腹部/骨盤 (Abdomen/Pelvis),処理強度は defaultとした.また100mAsのみSafeCTの処理強 度をdefault・soft+・soft++・soft+++と変化させ, 処理強度による解像特性の変化を検討した.

3. 結果

3-1 ノイズ低減

Table 1 に, FBP と SafeCT 処理後の SD の結果を, Table 2 に, 処理強度による低減率を示す. ノイズ低 減率は, 10mAs時, default:40%, soft+:60%, soft++:70%, soft+++:79%, 100mAs時, default: 41%, soft+:61%, soft++:71%, soft+++:80% であった.

Table 1 Comparisons of standard deviation (SD) for each parameter

The higher the parameter strength, the lower the SD.

	FBP	default	soft+	soft++	soft+++
10mAs	139.9	86.6	59.6	46.1	33.1
100mAs	38.8	20.6	14.0	10.7	7.4

Table 2 Comparisons of noise reduction rate (%) for each parameter

The noise reduction rate of each parameter of SafeCT does not depend on the dose.

	default	soft+	soft++	soft+++
10mAs	40	60	70	79
100mAs	41	61	71	80

3-2 ノイズ特性

Fig.4に, FBP・AIDR3D・SafeCT画像の10mAs と100mAs時のNPSの測定結果を示す.10mAs時 のFBPのNPSと比較し,AIDR3DとSafeCTは全て の空間周波数領域で低値を示した.AIDR3Dと SafeCTを比較すると,0.2 cycles/mmまでは同等 であったが,それ以上の空間周波数領域においては AIDR3Dが低値を示した.100mAs時のFBPのNPS と比較し,AIDR3DとSafeCTは全ての空間周波数領 域で低値を示した.AIDR3DとSafeCTを比較する と,0.80 cycles/mmまではSafeCTがAIDR3Dより 低値となり,それ以上の空間周波数領域においては AIDR3DがSafeCTよりも低値を示した.

Fig.5に, 100mAs時のSafeCTの処理強度にお けるNPSの結果を示す. FBPのNPSと比較すると, default・soft+は全ての空間周波数領域において低値 であったが, soft++・soft+++では低周波領域は変わ らず, 高周波領域が大きく低値を示した.

3-3 解像特性

Fig.6に, FBP・AIDR3D・SafeCT画像の10mAs と100mAs時のMTFの測定結果を示す. 10mAs時 のMTFは, FBP・SafeCT・AIDR3Dの順に高かっ た. 100mAs時のMTFは, FBPとSafeCTのMTFは, AIDR3Dより高値を示し, FBPとSafeCTのMTFに 差は認められなかった.

Fig.7に,100mAs時のSafeCTの処理強度における MTFの結果を示す.FBP・default・soft+・soft++・ soft+++に差は認められなかった.



Fig.4 Comparisons of NPS

(a) 10 mAs (b) 100 mAs SafeCT is independent of dose and reflects the frequency characteristics of filtered back projection (FBP).



Fig.5 Comparisons of NPS for each parameter As the processing intensity increases, the value decreases at high frequencies.



資料

Fig.7 Comparisons of MTF for each parameter The MTF of each parameter was consistent with FBP. Changing the SafeCT parameters does not affect the resolution.



Fig.6 Comparisons of MTF (a) 10 mAs (b) 100 mAs SafeCT does not change with dose like AIDR3D.

4. 考察

超高精細CTの高分解能モードで撮影した画像を SafeCTで画像再構成し,FBPと臨床で最も使用され ている hybrid IRでノイズ低減効果とノイズ特性と 解像特性を比較した.その結果,SafeCTは解像度を 落とすことなく,hybrid IRよりもFBPのノイズ特 性を損なうことなくノイズ低減ができていた.このノ イズ特性と解像特性の結果は,鈴木らのコーンビー ムCTによる先行研究²¹⁾と一致していた.先行研究で は,SafeCTの処理強度の違いをNPSと10%MTFの 値で示していたが,本研究ではノイズレベルの異なる 10mAsと100mAsのデータで測定したことにより, SafeCTは,線量に依存することなく,FBPのノイズ 特性・解像特性を示すことが明らかになった.

SDの結果から, SafeCTの処理強度によるノイズ低 減率の差は, 10mAs時と100mAs時で同一であった. 本検討では, AIDR3Dのノイズ低減効果については検 討していないが, 先行研究でAIDR3Dは平滑化処理に 類似したノイズ低減処理であり, 画像のノイズが多い ほどノイズ低減処理が強くかかることが報告されてい る^{22,23)}.本研究の結果から, SafeCTは画像ノイズの 多寡に関係なく, ノイズ低減効果が処理前に想定でき る. これは, 再構成処理を行うユーザーにとって扱い やすいと考える.

NPSの結果では、AIDR3Dは周波数領域ごとにノ イズレベルの変化が見られた.一方SafeCTは、FBP の周波数特性を損なうことなく、AIDR3Dのようなノ イズレベルによる変化は見られなかった.SafeCTの 処理強度の結果では、default・soft+では低周波領域 も低下したが、soft++・soft+++では低周波領域では 変化がなく、高周波領域で大きく低下した. このこと より、SafeCTのdefault・soft+を使用することで、 FBP画像の質感を大きく変化させることなくノイズ を効果的に低減できると考える.

MTFの結果では、SafeCTは10mAs時・100mAs時 どちらもAIDR3Dより高値を示していた.また強度に よる変化は見られなかった.10mAs時のコントラス トの低い被写体に対しAIDR3Dは、SafeCTよりも顕 著に解像度の低下が見られた.富永らは、AIDR3Dは コントラストには依存せずに線量依存で解像度が変化 することを報告している²⁴⁾.Gervaiseらは、AIDR3D はFBPと比較し画像ノイズを大幅に低減するが非線 形平滑化処理であるために、画像ノイズとともにコン トラストの少ない構造体に対しても平滑化処理がされ ると報告している²⁵⁾.SafeCTの解像特性は、AIDR3D のように周波数に応じた変化は少なく、特に低周波領 域の特性が高いことが本研究により明らかになった.

本研究に使用したCT装置は、キヤノンメディカ ルシステムズ社製のため装置固有のhybrid IRは AIDR3Dであるが、各社それぞれのhybrid IRにおい て特徴があることが報告されている^{26~27)}. DICOM画 像で処理可能なSafeCTを使用することで、複数メー カーのCT装置を保有している施設であれば画像の統 一化が可能であると考える.

本研究では、体軸方向の検討をしていないことが limitationである. 今後, slice sensitivity profile (SSP)などの追加の検討が必要である. しかし, **Fig.8**



Fig.8 Clinical case of abdomen CT images (a) FBP (b) AIDR3D (c) SafeCT The sense of discomfort in the texture is less with SafeCT than with AIDR3D.



料

に示した冠状断面のmulti planar reformation (MPR) から,体軸方向の空間分解能の大きな低下は ないことが推測される.

5. SafeCTを使用した臨床症例

超高精細CTを使用し,腹部dynamicで撮影された 膵頭部癌の症例を示す(動脈相).スキャンパラメーター は,撮影モード=SHRモード,管電圧=120kV,ガント リー回転時間=0.5秒,焦点サイズ=0.4×0.5mm,管 電流=CT-AEC(設定SD:14),CTDIvol=6.9mGy で撮影した.Fig.8に,マトリックス数=512×512,再 構成スライス厚=0.5mm,再構成関数は腹部標準関 数(FC13)で再構成したFBP画像(左)とAIDR3D の画像 (中央) と, FBP の画像を SafeCT で処理した画 像 (右) を示す. AIDR3D の設定強度は mild, SafeCT の処理強度は default である. 膵頭部の SD は, FBP = 55.6, AIDR3D = 18.7, SafeCT = 21.5 であった. 膵 頭部に着目すると, AIDR3D は平滑されややボケて見 えるが, SafeCT はエッジが保たれている.

6. 結 語

超高精細CTの高分解能モードで撮影した画像に SafeCTを使用することで、線量に依存せず、AIDR3D よりもFBPのノイズ特性・解像特性を損なうことな く、ノイズ低減が可能である.

表の説明

- Table 1
 SafeCTの各パラメーターで処理した画像のSDの比較結果

 強度が高くなるほど、SDは低くなる。
- Table 2 SDの結果から算出したSafeCTのノイズ低減率の比較 SafeCTの各パラメーターのノイズ低減率は、線量に 依存しない.

図の説明

- Fig.1 SafeCTの概要 入力された画像は、非線形なノイズ低減処理によってノ イズと信号に切り分けられる。 Fig.2 TOS phantomの概要
 - (a) 体軸に25cm (直径18cm) のファントムは、水フ ァントムとTOSが結合されている。水ファントム部 でノイズ特性を、TOS部で解像度特性を算出した。
 - (b) TOSは、5種類で構成されている. アクリル部分を MTFの測定に使用した.
- Fig.3 物理特性の評価法
 - (a) SDの測定
 - 直径8mmのROIを5つ使用して算出した. (b) NPSの測定
 - Radial Frequency法で算出した. (c) MTFの測定
- アクリル部分で, Circular Edge法で算出した. Fig.4 NPSの比較結果
 - 4 NF3の比較編本 (a) 10mAs
 - (b) 100mAs
 - SafeCTは、線量に依存せず、FBPの周波数特性を反 映している。
- Fig.5 SafeCTの各パラメーターごとのNPSの比較結果
- 処理強度が高くなるにつれて、高周波で値が低下する。 Fig.6 MTFの比較結果
- (a) 10mAs (b) 100mAs
 - SafeCTは、AIDR3Dのような線量による変化はない.
- Fig.7 SafeCTの各パラメーターごとのMTFの結果 全ての強度でFBPと一致した。 強度が変化しても解像度に影響を与えない.

Fig.8 腹部CTの臨床症例 (a) FBP (b) AIDR3D (c) SafeCT SafeCTは、AIDR3Dよりもテクスチャーの違和感が少 ない.

参考文献

- 1) 市川勝弘, 村松禎久:標準X線CT画像計測, 東京, オーム 社, 80-85, 2009.
- Hsieh J: Nonstationary noise characteristics of the helical scan and its impact on image quality and artifacts. Medical Physics, 24(9), 1375-1384, 1997.
- 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, 68(4), 404-412, 2012.
- Kondo M, Hatakenaka M, Higuchi K, et al.: Feasibility of low-radiation-dose CT for abdominal examinations with hybrid iterative reconstruction algorithm: lowcontrast phantom study. Radiol Phys Technol, 6(2), 287-292, 2013.
- Beister M, Kolditz D, Kalender WA: Iterative reconstruction methods in X-ray CT. Phys Med, 28(2), 94-108, 2012.
- 6) Schindera ST, Diedrichsen L, Müller HC, et al.: Iterative Reconstruction Algorithm for Abdominal Multidetector CT at Different Tube Voltages: Assessment of Diagnostic Accuracy, Image Quality, and Radiation Dose in a phantom Study. Radiology, 260(2), 454-462, 2011.
- Tipnis S, Ramachandra A, Huda W, et al.: Iterative reconstruction in image space (IRIS) and lesion detection in abdominal CT. Medical Imaging, 7622, 1-12, 2010.
- Kakinuma R, Moriyama N, Muramatsu Y, et al.: Ultrahigh-resolution computed tomography of the lung: image quality of a prototype scanner. Plos One, 10(9), e013716, 2015.

学術 ◆ 25 (137)

- Yanagawa M, Hata A, Honda O, et al.: Subjective and objective comparisons of image quality between ultrahigh-resolution CT and conventional area detector CT in phantoms and cadaveric human lungs. Eur Radiol, 28(12), 5060-5068, 2018.
- 10) Hata A, Yanagawa M, Honda O, et al.: 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, 25(7), 869-876, 2018.
- 11) Honda O, Yanagawa M, Hata A, et al.: Influence of gantry rotation time and scan mode on image quality in ultra-high-resolution CT system. Eur J Radiol, 103 (1), 71-75, 2018.
- 12) Yoshioka K, Tanaka R, Takagi H, et al.: Ultra-high-resolution CT angiography of the artery of Adamkiewicz: a feasibility study. Neuroradiology, 60(1), 109-115, 2018.
- 13) Takagi H, Tanaka R, Nagata K, et al.: Diagnostic performance of coronary CT angiography with ultra-highresolution CT: comparison with invasive coronary angiography. Eur J Radiol, 101(1), 30-37, 2018.
- 14) Tanaka R, Yoshioka K, Takagi H, et al.: Novel developments in non-invasive imaging of peripheral arterial disease with CT: experience with state-of-the-art, ultra-high-resolution CT and subtraction imaging. Clin Radiol, 74(1), 51-58, 2019.
- 15) Nagata H, Murayama K, Suzuki S, et al.: Initial clinical experience of a prototype ultra-high-resolution CT for assessment of small intracranial arteries. Jpn J Radiol, 37 (4), 283-291, 2019.
- 16) Meijer FJ, Schuijf JD, de Vries J, et al.: Ultra-highresolution subtraction CT angiography in the followup of treated intracranial aneurysms. Insights Imaging, 10(1), 2, 2019.
- 17) Pourjabbar S, et al.: Preliminary results: prospective clinical study to assess image-based iterative reconstruction for abdominal computed tomography acquired at 2 radiation dose levels. J Comput Assist Tomogr, 38(1), 117-22, 2014.

- 18) Ghetti C, Ortenzia O, Serreli G: CT iterative reconstruction in image space: a phantom study. Phys Med, 28(2), 161-165, 2012.
- 19) Richard S, Husarik DB, Yadava G, et al.: Towards task-based assessment of CT performance: system and object MTF across different reconstruction algorithms. Med Phys, 39(7), 4115-4122, 2012.
- 20) Ichikawa K, CTmeasure. 2012-2014. http://www.jscttech.org/
- 21) Suzuki S, Katada Y, Takayanagi T, et al.: Evaluation of three-dimensional iterative image reconstruction in Carm-based interventional cone-beam CT: A phantom study in comparison with customary reconstruction technique. Medicine (Baltimore), 98(13), e14947, 2019.
- 22) 西丸英治,市川勝弘,原孝則,他:逐次近似法を応用したCT画像の新しいNoise Power Spectrum測定法の検討. 日放技学誌,68(12),1637-1643,2012.
- 23) Löve A, Olsson ML, Siemund R, et al.: Six iterative reconstruction algorithms in brain CT: a phantom study on image quality at different radiation dose levels. Br J Radiol, 86(1031), 2013.
- 24) Tominaga C, Azumi H, Goto M, et al.: Tilted-wire method for measuring resolution properties of CT images under extremely low-contrast and high-noise conditions. Radiol Phys Technol, 11 (2), 125-137, 2018.
- 25) Gervaise A, Osemont B, Lecocq S, et al.: CT image quality improvement using adaptive iterative dose reduction with wide-volume acquisition on 320-detector CT. Eur Radiol, 22(2), 295-301, 2012.
- 26) Pontana F, Duhamel A, et al.: Chest computed tomography using iterative reconstruction vs filtered back projection (Part 2). Eur Radiol, 21(3), 636-43, 2011.
- 27) May MS, Wüst W, et al.: Dose reduction in abdominal computed tomography. Invest Radiol, 46(7), 465-70, 2011.