臨床技術

頭部単純 CT における 80 列ノンヘリカルスキャン法の有用性
—大脳基底核領域から頭頂部領域—論文受付
2016 年 5 月 5 日論文受理
2016 年 9 月 7 日

Code No. 251

福永正明^{1,2} 大西英雄² 山本浩之¹¹ 倉敷中央病院放射線技術部² 県立広島大学大学院総合学術研究科保健福祉学専攻

緒言

頭部単純 computed tomography (CT) 検査は、脳梗塞、脳内出血、くも膜下出血、硬膜下血腫、硬膜外血腫、脳腫瘍および骨折などの評価に多く用いられている^{1,2)}。急性期脳梗塞(early CT sign)の検出には、十分な低コントラスト検出能を要求されるため³⁻⁷⁾、撮像線量に大きく依存し、当然被ばく線量も増大傾向になる。浜口ら³⁾は、急性期脳梗塞診断に対するヘリカルスキャン法(ヘリカル法)の適用に関する検討を行い、X 線管電流自動露出機構(CT-auto exposure control: CT-AEC)を使用したヘリカル法において、適正な線量で最適な画質を得ることができたと報告した。しかし、浜口ら³⁾は、ヘリカル法が画像に寄与しない被ば

くとされるオーバーレンジの影響によってノンヘリカルスキャン法(ノンヘリカル法)と比較して被ばく線量の増加は避けられないとも報告している。

スキャン法の違いによる物理特性に関して、浜口ら³⁾は、ビーム幅を 20 mm に設定したノンヘリカル法とヘリカル法を比較し、面内空間分解能、画像雑音および contrast-to-noise ratio (CNR) は、両者の物理評価上同等であると報告している。また、瓜倉ら⁸⁾は、320 列ノンヘリカル法と 64 列ヘリカル法を比較し、空間分解能および noise power spectrum (NPS) は、同等の形状を示し、320 列ノンヘリカル法の CNR が若干、向上する結果を報告した。しかし、現在、臨床において多く使用されている 64 列～80 列(ビーム幅 40 mm

The Advantage of 80-row Non-helical Scan Method for Head Computed Tomography: In Basal Ganglia and Parietal

Masaaki Fukunaga,^{1,2*} Hideo Onishi,² and Hiroyuki Yamamoto¹¹ Department of Radiological Technology, Kurashiki Central Hospital² Program in Health and Welfare, Graduate School of Comprehensive Scientific Research, Prefectural University of Hiroshima

Received May 5, 2016; Revision accepted September 7, 2016

Code No. 251

Summary

Purpose: The purpose of this study was to evaluate the advantage of 80-row non-helical scan methods (NH) for the head computed tomography (CT). **Methods:** We calculated the noise power spectrum (NPS), contrast-to-noise ratio (CNR), CT values and standard deviation (SD) at slice position, and coefficient of variation (CV) value in head phantom. This study compared the NH method with the helical scan method (HE). **Results:** The NPS and CNR of NH were improved compared to the HE in equivalent volume-CT dose index (CTDIvol). However, the NH was inferior to the HE in CT values and the SD at slice position. The CV values of NH were increased than the HE in the skull base. On the other hand, the CV values of NH were decreased than the HE in basal ganglia and parietal. **Conclusions:** The non-helical scan method in head CT have advantage for the detection of lesion in basal ganglia and parietal.

Key words: noise power spectrum, contrast-to-noise ratio, coefficient of variation

*Proceeding author

Fig. 1 Phantom imaging.

(a) Catphan phantom CTP515 low-contrast module. The CNRs were calculated from 9.0 mm diameter rod.

Head phantom. The CT images of skull base (b), basal ganglia (c), and parietal (d).

程度)のX線CT装置における同様の報告は行われていない。そこで、われわれは、80列のX線CT装置におけるノンヘリカル法とヘリカル法の物理特性について評価し、十分なコントラストを要求される頭部単純CTにおける有用性に関して検討することは必要であると考えた。

本研究の目的は、80列ノンヘリカル法とヘリカル法の物理特性を評価することである。われわれは、雑音特性、低コントラスト検出能、スライス位置におけるCT値と画像雑音、および頭部ファントム内の均一性を比較し、頭部単純CTにおける80列ノンヘリカル法の有用性に関して検討した。

1. 方法

1-1 使用装置、ファントムおよび画像解析ソフト

X線CT装置は東芝メディカルシステムズ社製 AquilionTM PRIMEを使用した。雑音特性(NPS)およびスライス位置におけるCT値と画像雑音(standard deviation: SD)に関する評価は、直径200 mmの水ファントムを用いた。低コントラスト検出能の評価ファントムは、米国 Phantom Laboratory 社製 Catphan[®] 500(Catphan phantom)の低コントラスト評価用モジュール CTP515(低コントラストモジュール)

を用いた(Fig. 1a)。この低コントラストモジュールは、体軸方向に40 mmの長さを有し、そのX線吸収係数差は、0.3%、0.5%および1.0%[CT値差: 3, 5および10 Hounsfield units(HU)], 直径は、2.0, 3.0, 4.0, 5.0, 6.0, 7.0, 8.0, 9.0および15 mmのロッドを配置している。頭部ファントムは、京都科学社製頭部CTファントム ACSを使用した(Fig. 1b~d)。水ファントムとCatphan phantomは、空中に配置し、頭部ファントムは寝台上の簡易固定具上に配置した。画像解析ソフトウェアは、Image J⁹⁾ (National Institutes of Health)および日本CT技術学会のCTmeasure Ver. 0.96a¹⁰⁾を使用した。

1-2 撮像条件および画像再構成条件

ノンヘリカル法の撮像条件は、X線管電圧を120 kV, X線管回転速度を1.0 s / rotation, 収集検出器を0.5 mm × 80 row, スライス厚を5 mm, calibration-field of view(C-FOV)を240 mm, display-field of view(D-FOV)を240 mm, 再構成関数をFC21(頭部用標準関数), 再構成アルゴリズムをconeXactに設定した。ヘリカル法の撮像条件は、当院の臨床で使用されている条件と同様にX線管電圧を120 kV, X線管回転速度を1.0 s / rotation, 収集検出器を0.5 mm × 80 row,

ピッチファクタを 0.563, スライス厚を 5 mm, C-FOV を 240 mm, D-FOV を 240 mm, 再構成関数を FC21, 再構成アルゴリズムを V-TCOT にそれぞれ設定した. X 線管電流の設定は, 各評価項目に記載する. volume-CT dose index (CTDIvol) は, X 線 CT 装置に表示された値を表記した. 画像再構成法は, filtered back projection (FBP) 法を用いた.

1-3 評価方法

1-3-1 雑音特性

われわれは, スキャン法の違いによる雑音特性を評価するために NPS を算出した. NPS を算出するためのデータ収集は, 直径 200 mm の水ファントムをガントリ中心部の空中に配置し, ノンヘリカル法およびヘリカル法で撮像した. 撮像条件は, ノンヘリカル法およびヘリカル法の CTDIvol が同等となるように X 線管電流を調整した. NPS の算出に用いた CT 画像の D-FOV は, 200 mm に設定して, 画像再構成を行った¹¹⁾. ノンヘリカル法における X 線管電流 (CTDIvol) は, 330 mA (61.7 mGy), 430 mA (84.8 mGy) および 600 mA (118.4 mGy) に設定した. また, ヘリカル法における X 線管電流 (CTDIvol) は, 180 mA (62.0 mGy), 250 mA (86.1 mGy) および 350 mA (120.6 mGy) にそれぞれ設定した. NPS の算出は, CTmeasure を用いて水ファントムの画像中心部に 256 pixel × 256 pixel の正方形関心領域 (region of interest: ROI) を設定し, radial frequency 法を用いて算出した. データ収集は, それぞれの条件において 5 回スキャンを行い, NPS の算出は, 中心 4 スライスの画像を用いた. NPS の計測値は, 各スライスで 5 回スキャンの平均 NPS を算出し, 更に 4 スライス分の平均値を用いた.

1-3-2 低コントラスト検出能

各スキャン法における低コントラスト検出能を評価するために, CNR を算出した. データ収集は, Catphan phantom をガントリ中心部の空中に配置し, ノンヘリカル法とヘリカル法で撮像した. X 線管電流は, CT-AEC を用いて, 5 mm スライス厚に対する設定 SD 値を 2.0, 3.0, 4.0 および 5.0 の 4 段階に変化させた. この場合の CT 装置に表示された CTDIvol は, ノンヘリカル法において 24.3, 43.0, 96.7 および 118.4 mGy を示し, ヘリカル法において 66.5, 85.6, 120.0 および 165.4 mGy を示した. データ収集は, それぞれの条件において 3 回スキャンを行った. われわれは, 各スキャン法の再構成画像について低コントラストモジュール内に配置された X 線吸収係数差が

0.3, 0.5 および 1.0% (背景との CT 値差が 3, 5 および 10 HU) で, 直径 9.0 mm のロッドに対して, 直径 8.0 mm (17 pixel × 17 pixel) の円形 ROI を設定し, 対象ロッド近傍の均一部分に同じ径の ROI を設定した. CNR は, ROI 内における CT 値の平均 (ROI_M) を測定し, 均一内に設定した ROI 内における CT 値の平均 (ROI_B) および SD (SD_B) を測定し, 式 (1) を用いて算出した (Fig. 1). なお, CNR の測定値は, Image J を用い, 3 回スキャンで得られた値を平均して算出した. なお, ノンヘリカル法における CNR 算出に用いた CT 画像は, 1 回のスキャンから再構成された 8 スライスのうち, 尾側から 6 スライス目の画像を用いた.

$$CNR = \frac{ROI_M - ROI_B}{SD_B} \dots\dots\dots (1)$$

各 X 線吸収係数差における CNR は, CNR_{0.3%}, CNR_{0.5%}, CNR_{1.0%} と表記する.

1-3-3 スライス位置における CT 値および画像雑音

われわれは, スライス位置 (体軸方向) における CT 値および画像雑音を評価するために, Image J を用いて中心部に 128 pixel × 128 pixel の正方形 ROI を設定し, 全スライスに対して, ROI 内における CT 値の平均および SD を測定した. 画像データは, 前項 1-3-1 の NPS 算出時に用いたファントムデータを, スライス厚を 0.5 mm, スライス間隔を 0.5 mm に設定して画像再構成を行い取得した.

1-3-4 頭部ファントムにおける均一性

われわれは, 臨床に近い条件におけるノンヘリカル法およびヘリカル法で得られた画像の CT 値の均一性を評価するために, 頭部ファントムを用いて頭蓋底部領域, 大脳基底核領域, および頭頂部領域の各断面における変動係数 (coefficient of variation: CV) を算出した. 撮像範囲は, 両スキャン法ともに 160 mm (ノンヘリカル法において 4 回スキャン) に設定し, 大後頭孔から頭頂部までの全頭部を含めた. なお, ノンヘリカル法における各断面のスライス位置は, 尾側から 1 スライス目 (頭蓋底部領域), 尾側から 6 スライス目 (大脳基底核領域), および尾側から 3 スライス目 (頭頂部領域) であった. CV 値は, Fig. 1b~d に示すように各断面に直径 3.0 mm の円形 ROI を視覚的に均一な部分に配置し, ROI 内における CT 値の平均および SD を測定し, CT 値の SD を CT 値の平均で除すことで算出した. 頭蓋底部領域, 大脳基底核領域, および頭頂部領域の各断面における ROI 数は, それぞれ 12 個, 25 個および 16 個を配置し, それぞれ平均した CV 値を評価に用いた. X 線管電流は, 両スキャン法の CTDIvol を 62.0, 120 mGy と同等となるように調整

Fig. 2 The NPS are shown as a function of spatial frequency.
 (b) The NPS of non-helical scan decreased than that of the helical scan in equivalent CTDIvol. (c) The NPS of non-helical scan (61.7 mGy) was equivalent than that of the helical scan (86.1 mGy).

した。そのときのノンヘリカル法における X 線管電流 (CTDIvol) は、330 mA (61.7 mGy)、600 mA (118.4 mGy) に設定した。ヘリカル法における X 線管電流 (CTDIvol) は、180 mA (62.0 mGy)、350 mA (120.6 mGy) に設定して、データ収集を行った。

2. 結果

2-1 雑音特性

ノンヘリカル法およびヘリカル法における NPS の結果を Fig. 2 に示す。ノンヘリカル法およびヘリカル法の NPS は、同等の形状を示した。ノンヘリカル法 (61.7 mGy) における NPS は、ヘリカル法 (62.0 mGy) より全周波数領域にわたって低下する傾向を示した (Fig. 2b)。ノンヘリカル法 (61.7 mGy) における NPS は、ヘリカル法 (86.1 mGy) における NPS とほぼ

一致する傾向を示した (Fig. 2c)。

2-2 低コントラスト検出能

ノンヘリカル法およびヘリカル法における CTDIvol に対する CNR の結果を Fig. 3 に示す。CNR は、CTDIvol が大きくなるにつれて向上する傾向を示した。各 X 線吸収係数差において同 CTDIvol で比較した場合、ノンヘリカル法の CNR がヘリカル法の CNR より高値を示した。CNR_{1.0%} = 3.0 を得ようとした場合、グラフからの概算ではノンヘリカル法およびヘリカル法における CTDIvol は、それぞれ 54.0 mGy, 103 mGy を示した。同様に CNR_{0.3%}, CNR_{0.5%} においても同等の CNR となるノンヘリカル法 CTDIvol は、ヘリカル法と比較して低値を示した。ノンヘリカル法およびヘリカル法における低コントラストモ

Fig. 3 The CNR are shown as a function of CTDIvol. The CNR of non-helical scan was improved than the helical scan in equivalent volume-CT dose index (CTDIvol).

Fig. 4 The CT images of low-contrast module for each in CTDIvol.

ジュールの CT 画像を Fig. 4 に示す。

2-3 スライス位置における CT 値と画像雑音

ノンヘリカル法およびヘリカル法のスライス位置 (体軸方向) における CT 値の結果を Fig. 5a に示す。スライス位置は、頭方向を+, 尾方向を-として表記した。ノンヘリカル法の CT 値は、0 mm の中心スライス付近で 2.4 HU を示し、中心から離れるほど高値を示し、下に凸の形状を示した。また、スライス位置

-19.75 mm における CT 値は 4.0 HU を示したのに対し、スライス位置 19.75 mm における CT 値は、5.6 HU を示し、スライス位置 19.75 mm の方で CT 値は高くなる傾向を示した。ヘリカル法の CT 値の変化は、2.2~3.1 HU を示し、ノンヘリカル法と比較して CT 値の変化は小さかった。

ノンヘリカル法およびヘリカル法のスライス位置における画像雑音 (SD) の結果を Fig. 5b に示す。ノンヘリカル法の SD は、中心付近 (0 mm) で 10.1、スライス

Fig. 5 CT values (a) and SD (b) at slice position.

The non-helical scan was inferior to the helical scan in CT values and SD at slice position.

Fig. 6 CV values of skull base, basal ganglia, and parietal in head phantom.

(a) CTDIvol of 61.7 mGy (non-helical scan) and 62.0 mGy (helical scan).

(b) CTDIvol of 118.4 mGy (non-helical scan) and 120.6 mGy (helical scan).

位置-10 mm 付近で 8.9, スライス位置 10 mm 付近で 9.1 を示し, 上に凸の形状を示した. 一方, ヘリカル法の SD は, スライス位置の違いによる差は若干の変動はあるものの, 9.5 でほぼ一定の値を示した.

2-4 頭部ファントムにおける均一性

頭部ファントムにおける均一性の結果を Fig. 6 に示す. 頭蓋底部領域の CV 値は, 0.158 (ノンヘリカル法 61.7 mGy), 0.142 (ヘリカル法 62.0 mGy), 0.116 (ノンヘリカル法 118.4 mGy) および 0.105 (ヘリカル法 120.6 mGy) を示し, ほぼ同程度の CTDIvol においてノンヘリカル法の CV 値がヘリカル法と比較して約 10% 上昇する傾向を示した. 大脳基底核領域の CV 値は, 0.091 (ノンヘリカル法 61.7 mGy), 0.108 (ヘリカル法 62.0 mGy), 0.071 (ノンヘリカル法 118.4 mGy) および 0.061 (ヘリカル法 120.6 mGy) を示した. 大脳基底核領域と頭頂部領域におけるノンヘリカル法の均一性は, ヘリカル法と比較してそれぞれ約 19%, 約 10% 程度改善する結果を示した.

カル法 62.0 mGy), 0.070 (ノンヘリカル法 118.4 mGy) および 0.083 (ヘリカル法 120.6 mGy) を示した. また, 頭頂部領域の CV 値は, 0.071 (ノンヘリカル法 61.7 mGy), 0.081 (ヘリカル法 62.0 mGy), 0.055 (ノンヘリカル法 118.4 mGy) および 0.061 (ヘリカル法 120.6 mGy) を示した. 大脳基底核領域と頭頂部領域におけるノンヘリカル法の均一性は, ヘリカル法と比較してそれぞれ約 19%, 約 10% 程度改善する結果を示した.

3. 考 察

われわれは, ノンヘリカル法とヘリカル法の雑音特性, 低コントラスト検出能, スライス位置における CT 値と画像雑音, および頭部ファントム内の均一性

を比較し、頭部単純 CT におけるノンヘリカル法の有用性に関して検討した。

ノンヘリカル法およびヘリカル法の NPS は、同等の形状を示した (Fig. 2)。CT の雑音特性は、再構成関数などの違いによる解像特性の影響を受けるが¹²⁾、本研究の NPS は、同じ再構成関数を用いて算出したため、形状に変化を示さなかったと考える。ノンヘリカル法 (61.7 mGy) の NPS は、ヘリカル法 (86.1 mGy) における NPS とほぼ一致した (Fig. 2c)。この結果から、ヘリカル法と同等の画像雑音となる画像を得ようとした場合、ノンヘリカル法における CTDIvol は、28.3% 低減可能であると示唆される。また、ヘリカル法において CTDIvol の増加した要因は、0.563 の低いピッチファクタに設定したことにより、スライス間の重なりが増すことによる影響や画像再構成に寄与しないオーバーレンジングの影響であると考え^{3, 13)}。

各 X 線吸収係数差における同 CTDIvol では、低コントラスト検出能は、ノンヘリカル法で向上がみられた (Fig. 3)。この理由として、ヘリカル法は、ヘリカル補間や再構成における複雑な処理を行っているため¹⁴⁾、ヘリカルアーチファクトやウィンドミルアーチファクトなどの撮像方式に特有のアーチファクトにより画像雑音が上昇するためであると考え³⁾。一方、ノンヘリカル法は、NPS の結果 (Fig. 2) から同等の CTDIvol の場合、雑音特性に優れるため、CNR がヘリカル法よりも向上する結果を示したと考える。また、同じ CNR を得るためには CTDIvol はノンヘリカル法がヘリカル法に比して 48% 程度低減できる結果となった。加えて異なる低コントラストにおける CNR も同程度の結果を得た。このことから、ノンヘリカル法を使用することで低コントラスト検出能の向上と被ばく線量の低減が可能であることが示唆された。

ノンヘリカル法のスライス位置 (体軸方向) における CT 値は、下に凸の形状を示したのに対し、ヘリカル法の CT 値は、比較的少ない変化を示した (Fig. 5a)。また、ノンヘリカル法のスライス位置における画像雑音は、上に凸の形状を示し、ヘリカル法の画像雑音は、ほぼ一定である傾向を示した (Fig. 5b)。ノンヘリカル法の分布の変化の原因は、ノンヘリカル法が、体軸方向に 40 mm の検出器幅を持つため、コーン角の影響により、スライス位置の中心部と周辺部において CT 値と SD に差が生じたと考え^{8, 14)}。また、スライス位置の周辺部における CT 値および SD は、尾方向のスライス位置より頭方向のスライス位置の方で上昇する傾向を示した。これは、ヒール効果の影響によるものであると考え、この現象は、320 列 CT における

瓜倉ら⁸⁾の報告と同様な結果を示し、80 列 CT においても同じ現象が発生していることが確認できた。ノンヘリカル法の SD が、中心から離れたスライスにおいて中心スライスよりも低い値を示した要因は、中心から離れたスライス位置の実効スライス厚が、厚くなるためであると考え⁸⁾。ノンヘリカル法におけるヒール効果は、CT 値の変化が最大 3.2 HU 程度もあり、微妙なコントラスト変化の検出を要求される急性期脳梗塞の評価に関しては注意を必要とする^{3~7)}。

われわれは、より臨床近い条件におけるノンヘリカル法およびヘリカル法の均一性を評価するために、頭部ファントムを用いて CV 値を算出した (Fig. 6)。大脳基底核領域と頭頂部領域の均一性の向上は、ノンヘリカル法でみられたが、逆にヘリカル法は頭蓋底領域で均一性の改善がみられた。一般的に、ヘリカル法はノンヘリカル法に比べて、撮像範囲の外側までスキャンすることで収集データが多くなり、ヘリカル補間を行うため^{13~15)}、複雑な骨構造を持つ頭蓋底領域において、均一性の向上がみられたと推測する。単純な骨構造を持つ大脳基底核領域と頭頂部領域は、Fig. 2 に示した NPS の結果からノンヘリカル法が雑音特性に優れるため、ノンヘリカル法の均一性が向上したことを裏付けている。

本研究の結果からノンヘリカル法は、ヘリカル法と比較して雑音特性、低コントラスト検出能に優れる結果を示した。しかし、ノンヘリカル法は、スライス位置の依存性や頭蓋底領域において均一性の低下を示した。したがって、頭部単純 CT におけるノンヘリカル法は、視床や被殻出血などの大脳基底核領域の病変や頭頂部領域など頭蓋底領域以外の病変の検出および経過観察に有用であると考え。ヘリカル法は、ノンヘリカル法と同等の画像雑音および CNR を得るためには、線量増加は避けられず、浜口ら³⁾の報告と同様の傾向を示した。本邦の頭部単純 CT における診断参考レベル¹⁶⁾で設定されている CTDIvol = 85 mGy に着目した場合、CNR_{1.0%} は、3.5 (ノンヘリカル法)、2.6 (ヘリカル法) を示し、ノンヘリカル法の方が約 1.3 倍向上し、3.0 の CNR を得ようとした場合、ノンヘリカル法の CTDIvol は 48% 減少させることが可能である。本研究の結果から、ノンヘリカル法は、雑音特性および低コントラスト検出能に優れるため、ヘリカル法に比べて被ばく線量のさらなる低減に期待される。頭部単純 CT 検査は、検査目的に応じた撮像線量の設定²⁾のみならず、スキャン法を患者の標的部位ごとに適切に選択することが重要であると考え。

今後は、ノンヘリカル法の低コントラスト検出能や

雑音特性は、撮像スライス厚に大きく依存するため、急性期脳梗塞患者の hyperdense middle cerebral artery sign の検出を向上するための thin-slice 再構成画像や逐次近似再構成法に関する検討も必要であると考え^{4,6)}。

4. 結 語

われわれは、頭部単純 CT における 80 列ノンヘリカル法の有用性に関する検討を行った。ノンヘリカル法は、ヘリカル法と比較して、画像雑音および低コントラスト検出能において優れる傾向を示した。また、雑音特性および検出能特性から CT 撮像時の被ばく低

減効果も示された。本研究の結果より、頭部単純 CT における 80 列ノンヘリカル法は、大脳基底核領域の病変や頭頂部領域などの病変の検出に有用であると考ええる。

謝 辞

本研究に対しご指導、ご助言をいただきましたデジタル画像評価研究会(in 三原)の皆様深く感謝いたします。

なお、本研究の要旨は第 42 回日本放射線技術学会秋季学術大会(2014 年、札幌)にて発表した。

参考文献

- 1) Korn A, Fenchel M, Bender B, et al. Iterative reconstruction in head CT: image quality of routine and low-dose protocols in comparison with standard filtered back-projection. *AJNR Am J Neuroradiol* 2012; 33(2): 218-224.
- 2) Corcuera-Solano I, Doshi AH, Noor A, et al. Repeated head CT in the neurosurgical intensive care unit: feasibility of sinogram-affirmed iterative reconstruction-based ultra-low-dose CT for surveillance. *AJNR Am J Neuroradiol* 2014; 35(7): 1281-1287.
- 3) 浜口直子, 小寺秀一. 急性期脳梗塞診断に対するヘリカルスキャンの適用に関する検討. *日放技学誌* 2010; 66(6): 632-640.
- 4) Kim EY, Lee SK, Kim DJ, et al. Detection of thrombus in acute ischemic stroke: value of thin-section noncontrast-computed tomography. *Stroke* 2005; 36(12): 2745-2747.
- 5) 長島宏幸, 岩崎隆史, 須永眞一, 他. 脳 CT 画像における低コントラスト検出能の定量的評価: 超急性期脳梗塞の識別に対するウィンドウ幅の影響に関する検討. *日放技学誌* 2011; 67(11): 1408-1414.
- 6) 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.
- 7) 齊藤英樹, 桂川茂彦, 平井俊範, 他. 頭部単純 CT 画像における急性期脳梗塞の検出アルゴリズムの開発. *日放技学誌* 2010; 66(9): 1169-1177.
- 8) 瓜倉厚志, 中屋良宏, 市川勝弘, 他. 320-row multi detector computed tomography におけるノンヘリカルスキャンの物理特性. *日放技学誌* 2012; 68(4): 432-442.
- 9) Schneider CA, Rasband WS, Eliceiri KW. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Nat Methods* 2012; 9(7): 671-675.
- 10) Ichikawa K. CTmeasure. <http://www.jsct-tech.org/> (Accessed 2016 年 4 月 30 日).
- 11) 市川勝弘, 原 孝則, 丹羽伸次, 他. CT 画像におけるノイズパワースペクトル算出方法の比較評価. *医用画像情報会誌* 2008; 25(2): 29-34.
- 12) 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* 2012; 68(12): 1637-1643.
- 13) 上野博之, 松原孝祐, 越田吉郎. 64 列 MDCT を用いた上腹部撮影におけるオーバレンジングに関する検討. *日放技学誌* 2013; 69(1): 28-32.
- 14) Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics* 2004; 24(6): 1679-1691.
- 15) Bauknecht HC, Siebert E, Dannenberg A, et al. Image quality and radiation exposure in 320-row temporal bone computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2010; 39(4): 199-206.
- 16) 医療放射線防護連絡協議会, 日本小児放射線学会, 日本医学物理学会, 他. 最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定 2015. <http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRLhoukokusyo.pdf> (Accessed 2016 年 4 月 30 日).

問合せ先

〒710-8602 倉敷市美和 1-1-1
倉敷中央病院放射線技術部 福永正明