原 著

論文受付
2014 年 9 月 11 日

論文受理
2015 年 10 月 3 日

Code No. 251

ストリークアーチファクトに対する極値統計解析を用いた 等方的な定量評価

中根 淳 小林芳春 塩澤 努

埼玉医科大学総合医療センター中央放射線部

緒 言

近年, X 線 computed tomography (CT) 装置の多列化と回転速度の高速化に伴って, 日常的に薄いスライス厚が使用されている。しかし, X 線管の出力には限界があり回転速度の高速化と薄いスライス厚の使用は, X-Y 面内における線量不足によって, 再構成画像のノイズ増大を招く恐れがある。このような線量不足に起因した低信号領域では, 高吸収体からのストリークアーチファクトが増大するとされている¹⁾。そこで, CT 検査の撮影プロトコルを構築する際, ノイズ特性や空間分解能を noise power spectrum (NPS) や modulation transfer function (MTF) で評価することと同様に, ストリークアーチファクトに対する評価も考慮する必要があると考えた。ストリークアーチファクトの評価は, 主に視覚評価²⁾で行われているが, 視覚

評価は主観的な因子が介入してしまう可能性があるため, 客観的な定量値と併せて評価することが望ましいと考えている。ストリークアーチファクトに対する定量評価としては, ストリークアーチファクト部分に関心領域を設定して, CT 値の標準偏差で評価する手法やアーチファクト部分に対して CT 値の閾値を設定し, 抽出したピクセルをカウントする手法等が報告^{3, 4)}されている。しかし, 後者の手法は閾値の設定によってストリークアーチファクトの評価が変化してしまう可能性が考えられる。また, 前者の手法は標準偏差が正規分布する母集団の性質を表す代表値であることから, ストリークアーチファクトの統計学的性質を明らかにしないまま使用することには定量値としての根拠が乏しいと考える。一方, 今井ら⁵⁾が考案した, ストリークアーチファクトの CT 値変位が極値統計

Isotropic Evaluation of Streak Artifact Using Extreme Value Statistical Analysis

Jun Nakane,* Yoshiharu Kobayashi, and Tsutomu Shiozawa

Department of Radiology, Saitama Medical Center, Saitama Medical University

Received September 11, 2014; Revision accepted October 3, 2015

Code No. 251

Summary

Previous studies have shown that extreme value statistics are useful for quantitative evaluations of streak artifacts on multi-detector computed tomography (MDCT). However, we hypothesized that the scanning direction of the extreme value would affect the quantitative value obtained using the conventional method. In this study, we developed the region of interest rotation method and calculating the extreme value, and we investigated the usefulness of this method in comparison with the conventional approach. For our examination, the high absorber was placed around a water phantom and a head and chest phantom. In the new method, linearity was confirmed in the Gumbel plot of all the phantoms. On the other hand, the value of the location parameter was significantly different according to the scanning direction with the conventional method. In conclusion, compared to the conventional method, the isotropic method of evaluation does not depend on the direction of streak artifact occurrence in the new method.

Key words: streak artifact, extreme value statistical, computed tomography (CT)

*Proceeding author

Fig. 1 Overview of the phantom.

(a) The phantom of streak artifacts in only one direction of 0 degrees

(b) The phantom of streak artifacts in directions of 0 degrees and 45 degrees

計の Gumbel 分布に従うことを明らかにしたうえで Gumbel 分布の代表値である位置パラメータを用いてストリークアーチファクトを評価した手法は、有用であると考えた。しかし、この手法はストリークアーチファクトに対して垂直な方向に CT 値変位を走査し、極値解析を行うものであり、垂直な方向に CT 値変位を走査するためにはストリークアーチファクトの方向を視認する必要がある。主観が介入してしまう恐れが考えられる。また、垂直な方向以外に CT 値変位を走査して検討した報告はない。臨床においては多方向からストリークアーチファクトが発生する可能性が十分に考えられ、更に精度の高い極値解析による定量評価を行うためには、ストリークアーチファクトの方向を視認することなく、等方的なストリークアーチファクト評価方法が必要であると考えた。そこで、CT 画像のストリークアーチファクト部分に関心領域を設定し、関心領域を回転させて、関心領域内のすべての画素において、左右の CT 値変位を算出し、 x 方向に CT 値変位の最大差分値を走査し、極値統計解析を行う関心領域回転法を考案した。本研究は、さまざまな方向からストリークアーチファクトが発生させた画像に対して、今井らの手法⁵⁾(従来法)が極値の走査方向に依存して解析結果が変動することを明らかにしたうえで、関心領域回転法の有用性について検討を行った。

1. 方法

1-1 使用装置・機器

X 線 CT 装置は、SOMATOM Emotion16(シーメンス・ジャパン株式会社製)を使用した。ストリークアーチファクトを評価するためのファントムとして、X 線 CT 装置付属の円柱状の水ファントムと、300

mgI/ml のヨード造影剤シリンジをストリークアーチファクト発生のための高吸収体として使用した。更に、臨床画像を想定したストリークアーチファクト評価のために、頭部ファントム(京都科学社製・PBU-1)と胸部ファントム(京都科学社製・PH-1)を使用した。

Fig. 1 に円柱状の水ファントムとヨード造影剤から作成したファントムの概観を示す。一つは 0° にヨード造影剤シリンジを置き 1 方向のみにストリークアーチファクトが発生するファントム、もう一つは 0° と 45° にヨード造影剤シリンジを置き、2 方向にストリークアーチファクトが発生するファントムを作成した。

1-2 ストリークアーチファクト評価用画像の取得

円柱状の水ファントムの 0° にヨード造影剤シリンジを置き 1 方向のみにストリークアーチファクトが発生するファントムを用いて、 0° の 1 方向のみにストリークアーチファクトを含む画像と、円柱状の水ファントムの 0° と 45° にヨード造影剤シリンジを置き、2 方向にストリークアーチファクトが発生するファントムから $[0^\circ \cdot 45^\circ]$ の 2 方向にストリークアーチファクトを含む画像を取得した。

頭部ファントムは、基準線を orbitomeatal line (OML) とし、X 線 CT 装置の寝台に設置して撮影を行った。評価部位は、臨床でアーチファクトが多く発生する後頭蓋窩のスライス断面を選択した。

胸部ファントムは、仰臥位で X 線 CT 装置の寝台に設置して撮影を行った。評価部位は、臨床でアーチファクトが多く発生する肩部のスライス断面を選択した。

今回用いた 4 種のファントムは、X 線 CT 装置のガ

Fig. 2 Original image of the phantom used in the analysis (dotted line shows the region of interest).

- (a) The image has included streak artifacts in only one direction of 0 degrees
- (b) The image has included streak artifacts in directions of 0 degrees and 45 degrees
- (c) Head phantom image of the cross-sectional slice of posterior cranial fossa
- (d) Chest phantom image of the cross-sectional slice of shoulder

ントリ中心に配置して撮影を行い、それぞれ 10 枚の画像を取得した。本研究は、ストリークアーチファクトに主眼を置いており、他のアーチファクトを可能な限り排除するために、スキャン方法は、non-helical scan とした。解析に使用した各ファントムの画像を Fig. 2 に示した。

1-3 ストリークアーチファクト評価用画像の 解析方法と検討項目

1-3-1 関心領域回転法による極値統計解析方法

関心領域回転法の解析方法を Fig. 3 に示した。解析方法は、まず対象とする解析部位に関心領域を設定する。関心領域内のすべての画素において左右の CT 値変位を算出し、 x 方向に CT 値変位の最大差分値を走査する。走査した最大差分値の絶対値を極値とし、 y 方向の画素数分の極値を取得する。次に、関心領域のみを 1° 回転させて、同様に y 方向の画素数分の極値を取得する。この作業に関心領域が 0° から 359° 回転するまで 1° 間隔で行い、Gumbel 確率紙上に極値をプ

ロットした。解析対象範囲は、関心領域回転前に設定した関心領域内とした。また、回転時の関心領域の x 方向と y 方向の画素数は、回転前の画素数とし、回転時の欠損データ部位は、欠損値として解析を行った。関心領域の回転に伴う画素の補間は最近傍補間とした。極値統計の Gumbel 分布は (1) 式で表され⁶⁾、 $F(x)$ は確率変数 x に対する累積確率を、 β は位置パラメータを、 γ は尺度パラメータを表している。

$$F(x) = \exp \left[-\exp \left(-\frac{x-\beta}{\gamma} \right) \right] \dots\dots\dots (1)$$

累積確率の求め方は、今井ら⁵⁾と同様にミーンランク法を採用した。また、今井ら⁵⁾は確率変数が取り得る下限値を示す位置パラメータをストリークアーチファクトの物理指標としている。そのため、(2)式のように、Gumbel plot の一次近似式 $y=ax+b$ の傾きから、まず尺度パラメータを算出し、尺度パラメータと切片から位置パラメータを算出した。これらの解析は、フリーソフトである GNU Octave (version 3.6.3) と R: A Language and Environment for Statistical Computing

Fig. 3 Extreme value statistical analysis of the region of interest rotation method.
(a) Method of the region of interest rotation (from 0 degrees to 359 degrees)
(b) The measured extreme value by scanning the x-direction of the maximum difference value

(version 3.0.0)を用いて行った.

$$-\ln \{-\ln F(x)\} = \frac{1}{\gamma}x - \frac{\beta}{\gamma}$$

$$\gamma = \frac{1}{\alpha} \quad \dots\dots\dots (2)$$

$$\beta = \gamma b$$

1-3-2 従来法による極値統計解析方法

従来法は、今井らが用いた方法⁵⁾を再現し、極値解析を行った。極値の取得は、各ファントム画像において、目視で確認できるストリークアーチファクトに対して、垂直方向にCT値変位の極値を走査し、極値統計解析を行った。ストリークアーチファクトに対する垂直方向は、0°の1方向および[0°・45°]の2方向にストリークアーチファクトを含む評価用画像では90°方向とし、臨床を想定した頭部および胸部ファントム画像では0°方向とした。また、極値の走査方向の違いによる解析結果の変動を確認するため、垂直方向に直交する平行方向に対しても、CT値変位の極値を走査し、極値統計解析を行った。

1-3-3 関心領域回転法におけるストリークアーチファクト評価

関心領域回転法がCT画像全般に普遍的に適用できる手法であることを検証するために、4種のアーチファクト画像に対して、CT値変位の最大差分値をGumbel plotし、直線性が得られるか否かを検討した。評価には、1-2で得られた4種のストリークアーチファクト評価用画像を用いた。撮影条件は、管電圧：130 kV、管電流時間積(mA second: mAs)：100 mAs、回転時間：0.6 s/rotation、再構成関数は頭部

ファントム画像のみ H40s、その他のファントム画像は B40s とした。関心領域は、0°の1方向および[0°・45°]の2方向にストリークアーチファクトを含む評価用画像が中心256×256画素、頭部ファントム画像が後頭蓋窩のストリークアーチファクト部分に60×60画素、胸部ファントム画像が肩部のストリークアーチファクト部分に80×80画素に設定した。Fig. 2に、各ファントム画像に配置した関心領域を示した。また、4種のファントム画像で、1枚の評価用画像に対して360°分の位置パラメータを1°ごとに取得し、位置パラメータの最大値を算出し、1°ごとの位置パラメータについて極座標で表現した。

今井らは、位置パラメータとmAsとの間に、線形関係が得られることを報告⁷⁾しており、関心領域回転法においても、同様の傾向が確認できるか検証した。評価には、0°の1方向にストリークアーチファクトを含む評価用画像を用いて、関心領域は中心256×256画素に設定した。撮影条件は130 kVp、25, 50, 100, 150, 200 mAs(rotation time 0.6 s/rot)、再構成関数は B40s とした。

1-3-4 従来法におけるストリークアーチファクト評価

従来法が極値の走査方向の違いでGumbel分布が変化を示すか検討した。評価には、1-2で得られた4種のストリークアーチファクト評価用画像を用い、ストリークアーチファクトに対して垂直方向および垂直方向に直交する平行方向にCT値変位を走査し、Gumbel plotから位置パラメータを算出した。撮影条件および関心領域の設定は、1-3-3と同様とした。走査方向によって位置パラメータに差が生じるのか否

Fig. 4 The Gumbel plot in each phantom.

か、客観的判断材料として、統計学的有意差検定の Welch's t test を用いた検討を行った。

1-3-5 関心領域回転法と従来法の位置パラメータ比較

1-3-3 と 1-3-4 の結果より、関心領域回転法を用いて算出した位置パラメータの最大値が、アーチファクトに対して垂直方向に極値を算出して求めた従来法の位置パラメータとの間に差が生じるのか否か、統計学的有意差検定の Welch's t test を用いた検討を行った。

2. 結果

2-1 関心領域回転法におけるストリークアーチファクト評価

0° の 1 方向および [0°・45°] の 2 方向にストリークアーチファクトを含む評価用画像と臨床を想定した頭部および胸部ファントム画像を使用し、関心領域回転法を用いて極値を算出し、Gumbel 確率紙上に位置パラメータが最大値を示す角度の極値をプロットした結果を Fig. 4 に示す。Gumbel plot の直線近似式に対するピアソンの相関係数は、0° の 1 方向にストリークアーチファクトを含む評価用画像が $r=0.989$ 、[0°・45°] の 2 方向にストリークアーチファクトを含む評価用画像が $r=0.992$ 、頭部ファントム画像が $r=0.969$ 、胸部ファントム画像が $r=0.986$ と非常に高い相関関係が認められた。

4 種のファントム画像について、1° ごとの位置パラメータのデータを極座標で表現した結果を Fig. 5 に示す。Fig. 5 より、各ファントム画像の位置パラメータ分布は、頭部ファントム画像を除き、関心領域の回転

角度で位置パラメータは大きく変化を示し、0° の 1 方向にストリークアーチファクトを含む評価用画像が 0° 付近で高値を示し、90° 付近で低値を示した。[0°・45°] の 2 方向にストリークアーチファクトを含む評価用画像では、30° 付近で高値を示し、90° 付近で低値を示した。胸部ファントム画像では、90° 付近で高値を示し、0° 付近で低値を示した。

各ファントム 10 枚の画像から得られた位置パラメータの最大値における平均と標準偏差を Table 1 に示す。位置パラメータの最大値は、胸部ファントム画像、[0°・45°] の 2 方向にストリークアーチファクトを含む評価用画像、0° の 1 方向にストリークアーチファクトを含む評価用画像、頭部ファントム画像の順に高い値を示した。

次に、0° の 1 方向にストリークアーチファクトを含む評価用画像において、mAs を変化させ、関心領域回転法を用いて極値を算出し、Gumbel 確率紙上に極値をプロットした結果を Fig. 6、mAs と位置パラメータの最大値の関係を Fig. 7 に示す。Fig. 6 より、mAs が変化すると、Gumbel plot が変化を示し、mAs が高値になるほどに、左側へシフトした。Fig. 7 より、mAs と位置パラメータの最大値との関係は、mAs が高値になるほど、位置パラメータが低値を示した。累乗近似式に対するピアソンの相関係数は $r=0.996$ であった。累乗近似式の傾きは、 -0.45 であった。

2-2 従来法におけるストリークアーチファクト評価

0° の 1 方向および [0°・45°] の 2 方向にストリーク

Fig. 5 The polar coordinate expression in each phantom.
(a) The result in the image has included streak artifacts in only one direction of 0 degrees
(b) The result in the image has included streak artifacts in directions of 0 degrees and 45 degrees
(c) The result in the head phantom image of the cross-sectional slice of posterior cranial fossa
(d) The result in the chest phantom image of the cross-sectional slice of shoulder

Table 1 Location parameters of each phantom in the region of interest rotation method

	1 side artifact	2 side artifacts	chest phantom	head phantom
mean	26.21	32.24	54.17	5.73
SD	0.66	0.78	2.17	0.21

Fig. 6 Relationship of Gumbel plot and mAs.

Fig. 7 Relationship of location parameter and mAs.

Table 2 Relationship of location parameters and the scanning direction of extreme value

	perpendicular direction		parallel direction		P value
	mean	SD	mean	SD	
1 side artifact	26.16	0.59	15.05	0.17	<0.01
2 side artifacts	32.05	0.92	19.33	0.21	<0.01
chest phantom	53.92	1.99	18.00	0.22	<0.01
head phantom	5.69	0.21	5.17	0.20	0.47

Table 3 Comparison of the region of interest rotation method and the conventional method location parameter

	The region of interest rotation method		The conventional method		P value
	mean (maximum value)	SD	mean	SD	
1 side artifact	26.21	0.66	26.16	0.59	0.96
2 side artifacts	32.24	0.78	32.05	0.92	0.44
chest phantom	54.17	2.17	53.92	1.99	0.99
head phantom	5.73	0.21	5.69	0.21	0.61

アーチファクトを含む評価用画像と臨床を想定した頭部および胸部ファントム画像を使用し、従来法を用いて、ストリークアーチファクトに対して垂直方向および垂直方向に直交する平行方向に極値を算出した。そして、算出した極値を Gumbel 確率紙上にプロットし、位置パラメータを算出した結果を Table 2 に示す。Table 2 には、10 枚の評価用画像から得られた位置パラメータの平均値と標準偏差を示す。ストリークアーチファクトに対して垂直方向と平行方向に極値を算出した際の位置パラメータを Welch's t test した結果、頭部ファントム画像を除き、有意差が認められた ($p < 0.01$)。位置パラメータは、胸部ファントム画像、

$[0^\circ \cdot 45^\circ]$ の 2 方向にストリークアーチファクトを含む評価用画像、 0° の 1 方向にストリークアーチファクトを含む評価用画像、頭部ファントム画像の順に高い値を示した。

2-3 関心領域回転法と従来法の位置パラメータ比較

0° の 1 方向および $[0^\circ \cdot 45^\circ]$ の 2 方向にストリークアーチファクトを含む評価用画像と臨床を想定した頭部および胸部ファントム画像を使用し、関心領域回転法を用いて算出した位置パラメータの最大値と、従来法を用いてアーチファクトに対して垂直方向に極値を算出して求めた位置パラメータの結果を Table 3 に示す。

す。Table 3 より、関心領域回転法と従来法の位置パラメータを Welch's t test した結果、各ファントムにおいて有意差は認められなかった。

3. 考 察

今井らの極値算出方法⁵⁾(従来法)を用いて、 0° の1方向および $[0^\circ \cdot 45^\circ]$ の2方向にストリークアーチファクトを含む評価用画像と臨床を想定した頭部および胸部ファントム画像に対して、極値の走査方向を変えて、Gumbel plot から位置パラメータを算出した。その結果、本来画像1枚が持っているストリークアーチファクトの大きさは同様であるはずだが、極値の取得方向を変えると、位置パラメータは異なった。4種のファントム画像において、ストリークアーチファクトに対して垂直方向に極値を走査すると位置パラメータが高値を示し、平行方向に極値を走査すると位置パラメータが低値を示した。これは、ストリークアーチファクトに対して平行方向に極値を走査した場合、垂直な方向に走査したときよりも、CT 値変位の極値が低下してしまうためだと考えた。また、統計学的有意差検定の結果より、頭部ファントム画像を用いた位置パラメータの結果を除き、ストリークアーチファクトに対して垂直方向と平行方向の位置パラメータの間には有意差が認められた。このことから、本研究の頭部ファントム画像のように位置パラメータが低値を示すストリークアーチファクト画像やストリークアーチファクトが全周に均一に近い形で発生するような画像では、極値の走査方向によって位置パラメータが変化する可能性は低いと考えられる。しかしながら、位置パラメータが高値を示す他のファントム画像の結果では、極値の走査方向によって統計学的有意差が認められた。これより、従来法によって算出した位置パラメータは、走査方向に依存することが明らかとなり、CT 画像全般に普遍的に適用することは、困難な手法であると考えられる。

今回考案した関心領域回転法を用いて、 0° の1方向および $[0^\circ \cdot 45^\circ]$ の2方向にストリークアーチファクトを含む評価用画像と臨床を想定した頭部および胸部ファントム画像に対して、極値統計解析を行った結果より、ピアソンの相関係数がすべての画像で $r=0.9$ 以上と非常に高い相関関係が確認され、本手法の妥当性が得られたと考えた。次に、 0° の1方向にストリークアーチファクトを含む評価用画像を用い、mAs を変えて、極値を Gumbel plot し、位置パラメータの最大値を算出した結果より、累乗近似において高い相関関係が確認され、この近似式の傾きは

-0.45 であることから、位置パラメータの最大値が mAs の平方根にほぼ反比例して減少することを明らかにした。この関係は、今井らの報告⁵⁾と同様の傾向であった。次に、関心領域回転法を用いて算出した位置パラメータの最大値と、アーチファクトに対して垂直方向に極値を算出して求めた従来法の位置パラメータとの間には、統計学的有意差は認められず、ファントム間における位置パラメータの大小関係は同じであった。これより、本研究で用いたようなストリークアーチファクトの発生方向が視認可能なファントムにおいては、従来法でも評価が可能ことが確認できた。しかし、臨床においては必ずしもストリークアーチファクトが視認できる強さではない場合があり、従来法を使用し、主観的にストリークアーチファクトの発生方向を判断し、極値を取得した結果、極値の取得方向によって位置パラメータが変動してしまう可能性がある。一方、関心領域回転法は 1° ごとの位置パラメータのデータから最大値を算出するため、主観的にストリークアーチファクトの発生方向を視認する必要がなく、極値の取得方向によって生じる方向依存性を排除できる。よって、関心領域回転法は従来法と比べて定量性にも客観性にも優れており、CT 画像全般に普遍的に適用できる手法であると考えられる。また、関心領域回転法を用いて算出した位置パラメータの最大値と従来法を用いて、アーチファクトに対して垂直方向に極値を算出して求めた位置パラメータが一致することはなかった。よって、位置パラメータをストリークアーチファクト評価の定量値とする場合、極値の算出方法が変動要因となる可能性も考えられるため、極値算出方法を明記する必要があると考える。

次に、4種のファントム画像に対して関心領域回転法を用いて 1° ごとの位置パラメータのデータを取得し、そのデータを極座標で表現した結果より、頭部ファントム画像を除き、極座標のプロットが円形を示すことはなかったため、位置パラメータが関心領域の回転角度で変化することが明らかになった。これは、前述した従来法における走査方向の依存性を視覚的に表現していると考えられる。また、この極座標での表現は、ストリークアーチファクトの発生方向と強さを視覚的に表現していると考えられ、関心領域回転法を用いることでストリークアーチファクト評価に対して新たな表現方法が可能であると考えられる。

冒頭にも述べたように、物理評価と視覚評価を併せてストリークアーチファクト評価を行うことが望ましいと考えるが、位置パラメータと視覚評価の整合性を検討した報告はみられない。そのため、関心領域回転

法を用いて算出した最大値の位置パラメータと視覚評価の関係については、今後の検討課題としたい。

今回考案した関心領域回転法は、関心領域の回転角度を1°に設定し、極値統計解析を行った。関心領域の回転角度は、位置パラメータ算出の変動要因となる可能性があり、多様に発生するストリークアーチファクトに対して普遍的に解析を行うためには、可能な限り極値算出における走査角度の依存性を排除できる1°間隔が望ましいと考えた。

本研究は、ストリークアーチファクトに主眼をおいて検討を行ったため、スキャン方法は non-helical scan で行った。そのため、helical scan に起因するアーチファクト⁸⁾は除外できたと考える。しかし、近年の臨床においては helical scan を使用する機会が多いことを考えると、helical scan で同様の検討を行う必要があり、これについても今後の研究課題としたい。

4. 結 語

本研究で用いた4種のファントムから得られたストリークアーチファクト画像に対して、関心領域回転法と従来法で極値を算出し、極値統計解析を行った。その結果、従来法はCT値変位の走査方向によって異なる極値が位置パラメータ算出の変動要因であることを明らかにした。一方、関心領域回転法は、アーチファクトの発生方向を視認する必要がなく、位置パラメータの最大値を用いることで従来法と同様の評価が可能であり、従来法と比べて等方的なストリークアーチファクトの定量評価が行えることを明らかにした。

謝 辞

本稿を終えるにあたり、本研究にご協力いただいた埼玉医科大学総合医療センター中央放射線部諸兄姉に感謝いたします。

参考文献

- 1) 森 一生, 風間正博. ストリーク状 CT アーチファクトの緩和. Med imaging Technol 2003; 21(4): 272-276.
- 2) De Cecco CN, Darnell A, Macias N, et al. Virtual unenhanced images of the abdomen with second-generation dual-source dual-energy computed tomography: image quality and liver lesion detection. Invest Radiol 2013; 48(1): 1-9.
- 3) Lewis M, Reid K, Toms AP. Reducing the effects of metal artefact using high keV monoenergetic reconstruction of dual energy CT (DECT) in hip replacements. Skeletal Radiol 2013; 42(2): 275-282.
- 4) Duan X, Wang J, Leng S, et al. Electronic noise in CT detectors: Impact on image noise and artifacts. AJR Am J Roentgenol 2013; 201(4): W626-632.
- 5) Imai K, Ikeda M, Wada S, et al. Analysis of streak artefacts on CT images using statistics of extremes. Br J Radiol 2007; 80 (959): 911-918.
- 6) 蓑谷千風彦. 統計分布ハンドブック. 朝倉書店, 東京, 2003: 290-309.
- 7) 今井國治, 池田 充, 遠地志太, 他. CT 画像信号下におけるストリークアーチファクトの推定法とそれを含まない画像ノイズ評価法の考案. 電子情報通信学会技術研究報告. MI, 医用画像. 2009; 108(385): 565-570.
- 8) Wang G, Vannier MW. Stair-step artifacts in three-dimensional helical CT: an experimental study. Radiology 1994; 191(1): 79-83.

問合先

〒350-8550 川越市鴨田1981

埼玉医科大学総合医療センター中央放射線部 中根 淳