

急性期脳梗塞における低線量撮影用ノイズ低減フィルタを用いた検出能評価

細田隆太朗 中濱 寿太 山田 正雄

概 要：急性期脳梗塞の虚血領域では、灰白質のCT値低下による灰白質と白質の境界不明瞭化を観察する。しかし、CT画像では量子ノイズの影響により、その薄いコントラストを同定することが困難となる。そこで、多くの施設で日常的に使用されている三次元画像解析システムに搭載されている低線量撮影用ノイズ低減フィルタを用いて、急性期脳梗塞の検出能について評価した。

その結果、フィルタ処理を行うことで各周波数領域でのNPSが大きく低下し、 CNR_{Lo} においても増加した。さらにROC解析による視覚評価でもフィルタ有無に有意差が認められた。

以上より、低線量撮影用ノイズ低減フィルタを用いることで低コントラスト検出能が向上し、急性期脳梗塞の診断能向上が示唆された。

索引用語：急性期脳梗塞，三次元画像解析，ノイズ低減，Computed Tomography (CT)

Evaluation of the Detectability Using Noise Reduction Filter for Low-Dose CT scan in Acute Cerebral Infarction

Ryutaro HOSODA Kazuhiro NAKAHAMA and Masao YAMADA

【緒 言】

Computed Tomography (CT) 検査は、迅速かつ簡便に検査が行えることから急性期脳梗塞の画像診断において重要な検査の一つである。急性期脳梗塞の虚血領域では、浮腫性変化に伴い灰白質と白質の境界不明瞭化を示し、そのCT値差は数Hounsfield unit (HU) と僅かで、非常に薄いコントラストの観察を必要とする。さらに、CT画像では量子ノイズの影響により灰白質と白質の不明瞭化を同定することが困難となる。そのため、急性期脳梗塞診断を目的とした頭部CT検査では、低コントラスト検出能を必要とするため通常撮影方法に比べ高い撮影線量が推奨されている¹⁾。近年、被ばく低減や画質向上などの目的から逐次近似画像再構成法がCT装置に実装され、臨床に用いられ

ている^{2, 3)}。しかし、この再構成アルゴリズムの利用にはCT装置更新に係る導入コストがかかり、複数のCT装置を備える医療機関においては、既存のCT装置の画像と差異が生じるなどの問題がある。そこで我々は、広く利用されている三次元画像解析システムに搭載された低線量撮影用ノイズ低減フィルタを用いることで、CT装置に依存することなくノイズ低減が実現できると考えた。この三次元画像解析システムはCTやMagnetic Resonance Imagingなどの二次元画像から三次元画像を可視化、解析することができる。三次元画像を基にした自動臓器抽出やラベリングなど様々な機能を有しており、血管走行や内径・臓器容積計測などを行った診断や治療方針の決定に役立てられている。また、術前シミュレーション、術中の立体構造確認、仮想内視鏡や治療の場など多様化、高度化する医

療現場で利用され^{4, 5, 6)}、多くの施設で日常的に使用されている。本研究では、従来の画像に対して、低線量撮影用ノイズ低減フィルタを適応した画像の低コントラスト検出能を評価することで、急性期脳梗塞の画像診断に対する有用性を検証した。

1. 方法

1.1 使用機器および画像解析ソフト

X線CT装置は、キャノンメディカルシステムズ株式会社製 Aquilion™ Prime SPを使用した。三次元画像解析システムは、三次元画像解析システムボリュームアナライザーSYNAPSE VINCENT Ver. 5.5（富士フィルムメディカル株式会社）を使用した。ノイズ特性評価用ファントムとして、米国The Phantom Laboratory

社製Catphan®700（Catphan phantom）の均一性評価用モジュールCTP712に、頭蓋骨を模擬した測定を行うためにテフロン製リングCTP299を装着したものをを用いた（図1. a）。均一性評価用モジュールは、水とのCT値差が2%以内の素材で均一性の高い素材で作られている（図1. b）。低コントラスト検出能評価用ファントムとして、同Catphan®700の低コントラスト評価用モジュールCTP515に、CTP299を装着したものをを用いた（図2. a）。この低コントラスト検出能評価用モジュールは、CT値が3, 5, 10HUで直径が2.0, 3.0, 4.0, 5.0, 6.0, 7.0, 8.0, 9.0, 15.0mmの円柱ロッドを放射状に配置している（図2. b）。画像解析ソフトウェアは、日本CT技術学会のCT画像計測プログラムCTmeasure Ver. 0.98f⁷⁾と米国National Institutes of

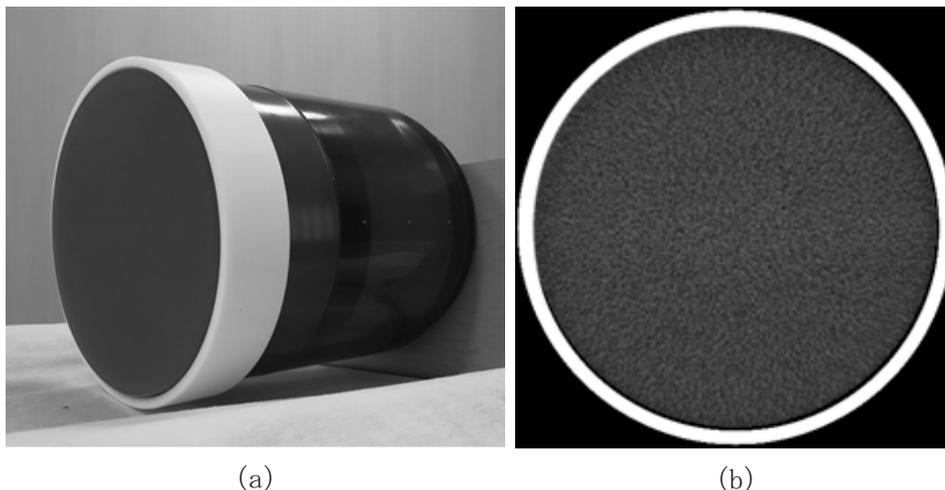


図1 均一性評価用モジュールCTP712にテフロン製リングCTP299を装着したファントムの外観 (a) とCT画像 (b)

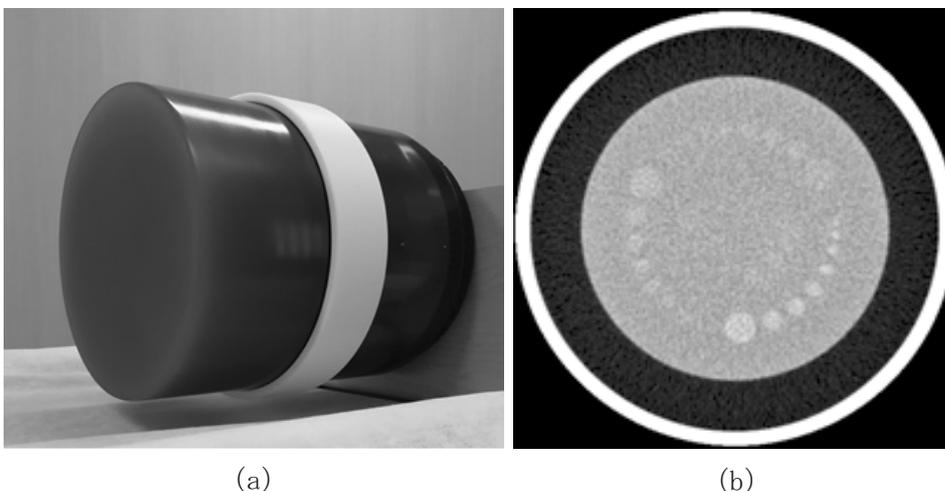


図2 低コントラスト評価用モジュールCTP515にテフロン製リングCTP299を装着したファントムの外観 (a) とCT画像 (b)

HealthのImageJ⁸⁾を使用した。

1.2 撮影条件および画像再構成条件

撮影条件は、X線管電圧を120kV、X線管電流を350mA、X線管回転速度を1.0s/rotation、Pitch Factorを0.637、撮影方式を0.5mm×80DASのヘリカル撮影とした。画像再構成方法は、フィルタ補正逆投影法とし、画像再構成条件は、再構成関数をFC64、再構成スライス厚を5mm、再構成FOVを240mmとした。

1.3 検討方法

1.3.1 ノイズ特性

ノイズ特性は、noise power spectrum (NPS) を用いて評価した。ファントムは均一性評価用モジュールCTP712にCTP299を装着したものを使用した。CT撮影し得られた画像のフィルタ未処理画像と、フィルタ強度が弱、中、強のフィルタ処理画像の計4種類の画像を作成した(図3)。画像中心に256×256 pixelの関心領域(region of interest: ROI)を設定し(図4)、radial frequency法を用いてNPSを算出した^{9, 10)}。ここで、撮影を20回行い取得した20枚画像における測定値の平均をNPSとした。

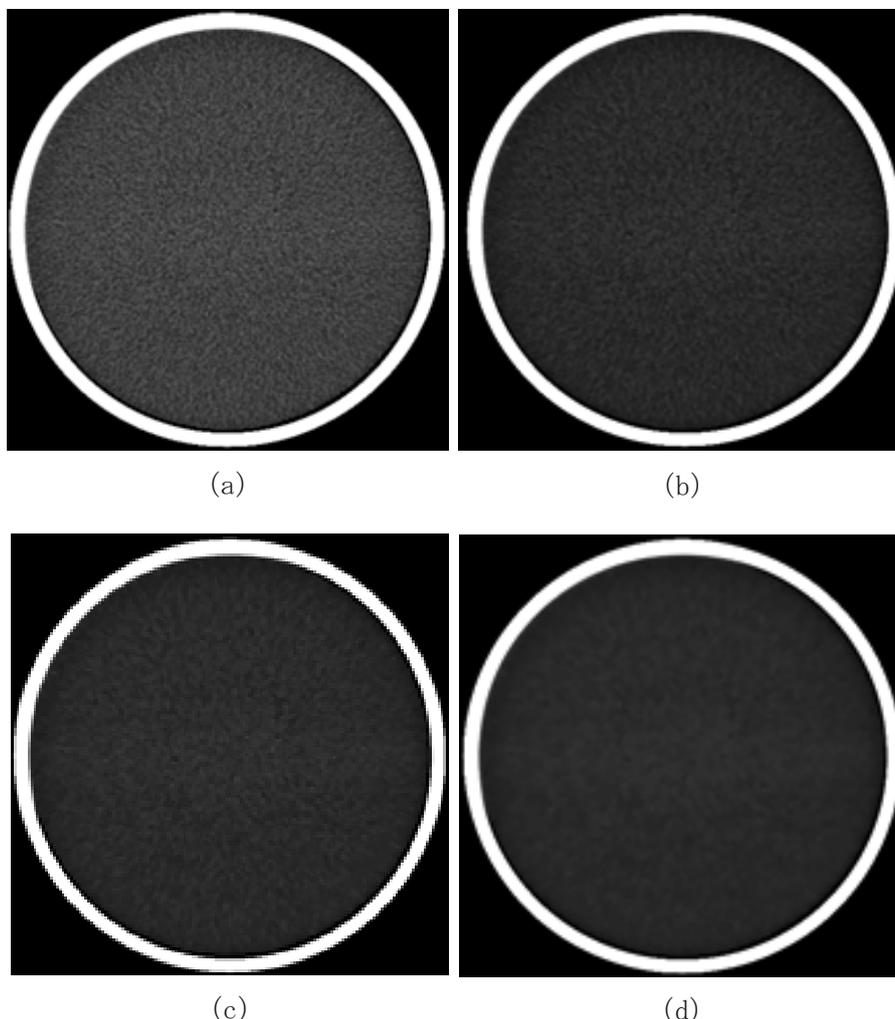


図3 CTP712にCTP299を装着したファントムのCT画像

- (a) フィルタ未処理画像
- (b) フィルタ強度弱で処理した画像
- (c) フィルタ強度中で処理した画像
- (d) フィルタ強度強で処理した画像

CT撮影し得られたフィルタ未処理画像と、低線量撮影用ノイズ低減フィルタ強度が弱、中、強のフィルタ処理画像の計4種類の画像

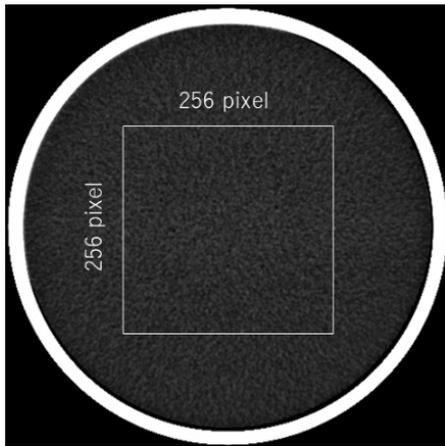


図4 NPS測定のためのaxial画像
中央部に256×256pixelのROIを
配置しNPSを測定した。

1.3.2 低コントラスト検出能

低コントラスト検出能は、low-contrast object specific contrast-to-noise ratio (CNR_{LO})¹¹⁾ を用いて評価した。ファントムは低コントラスト評価用モジュールCTP515にCTP299を装着したものをを使用した。CT撮影し得られた画像のフィルタ未処理画像と、1.3.1と同様にフィルタ処理画像の計4種類の画像を作成した(図5)。

次にback ground (BG) とのCT値差が3HUである8mm, 9mm, 15mmの信号径に対してROIを配置し(図6), CT値を測定, 以下の式(1)より CNR_{LO} を算出した。

$$CNR_{LO}(\bar{U}) = \frac{|ROI_M - ROI_B|}{\sqrt{NPS(\bar{U})}} \dots \dots \dots (1)$$

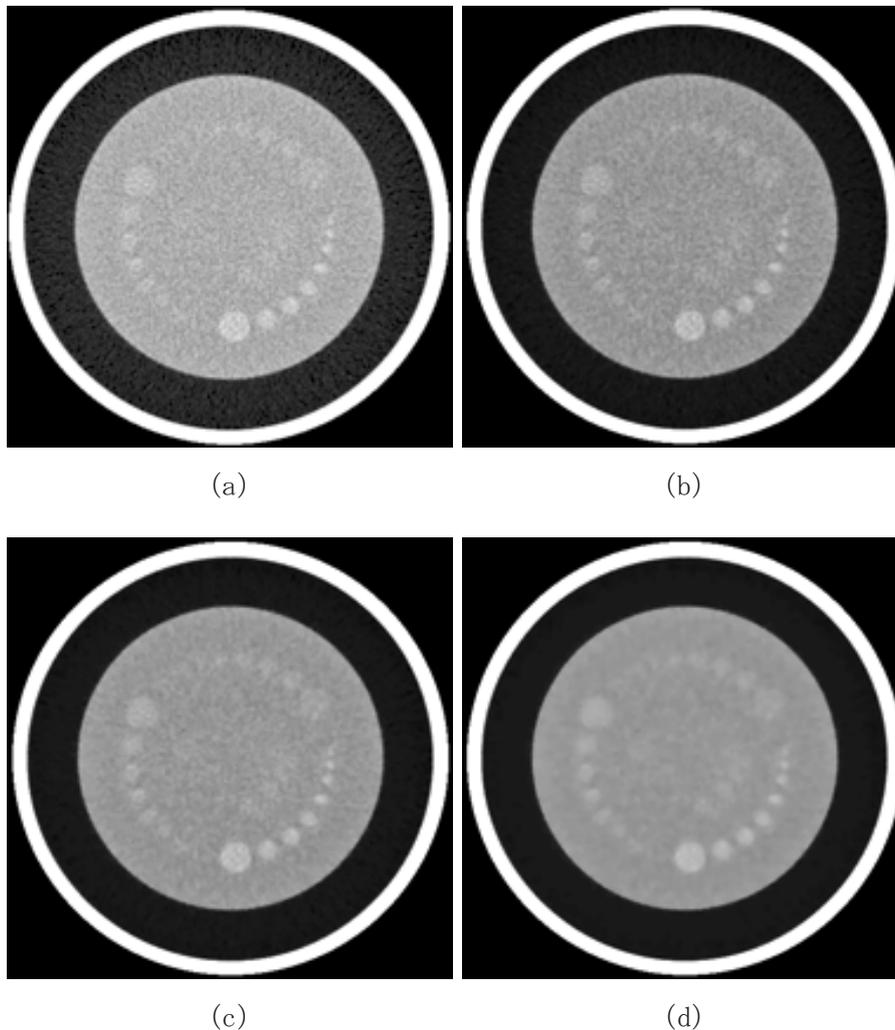


図5 CTP515にCTP299を装着したファントムのCT画像

- (a) フィルタ未処理画像
- (b) フィルタ強度弱で処理した画像
- (c) フィルタ強度中で処理した画像
- (d) フィルタ強度強で処理した画像

なお、 ROI_M および ROI_B はそれぞれ信号とBGのCT値であり、 $NPS(\bar{U})$ は評価対象の信号の検出能に最も影響を与える空間周波数におけるNPSである。8mm未満の信号はBGとの境界が不明瞭でROIを正確に配置できないため計測対象から除外した。また、 CNR_{LO} 算出に利用するNPSはCTP515の均一領域に 256×256 pixelのROIを配置できないためCTP712から求めたNPSを利用した。

$$\bar{U} = \frac{1}{2\Delta x} \dots \dots \dots (2)$$

ここで、 \bar{U} は、ナイキスト周波数であり、式(2)で算出する。なお、 Δx はROIの直径である。この \bar{U} に対するNPSを1.3.1の結果から得ることで $NPS(\bar{U})$ とした。

1.3.3 視覚評価

1.3.2と同様の4種類の画像を作成し、ImageJを用いてそれぞれ 80×80 pixelで切り出し、信号を含む画像を陽性画像、BGのみの画像を陰性画像として視覚評価用画像を作成した(図7)。陽性画像に含まれ

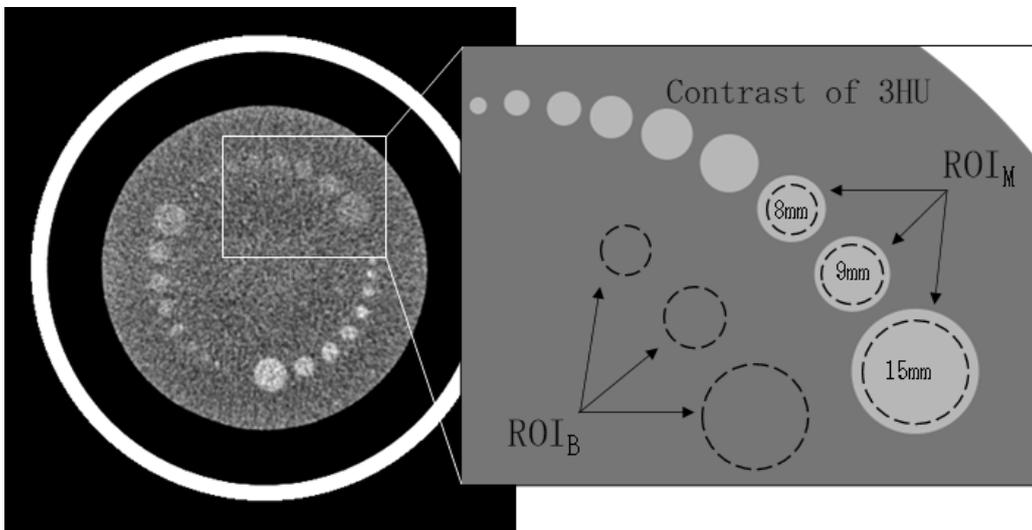


図6 CNR_{LO} 測定のためのaxial画像
 ROI_M をBGとのCT値差3HUである信号に、 ROI_B をBGに対して配置しCT値を測定した。

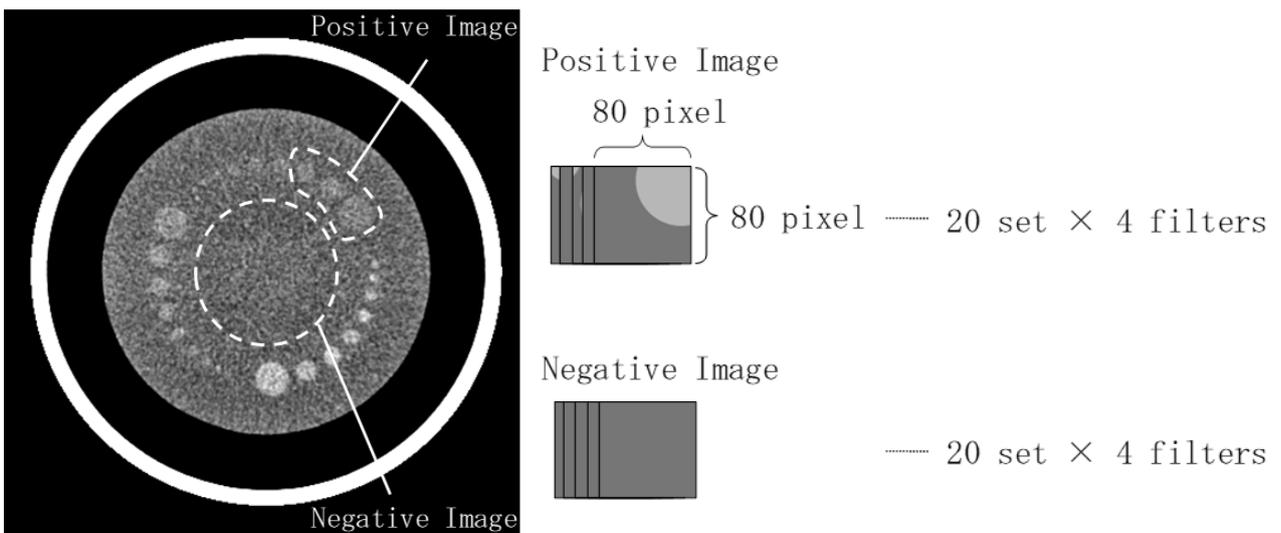


図7 視覚測定用画像の作成
 1.3.2と同様に4種類の画像を作成し、 80×80 pixelで切り出した。信号を含む画像を陽性画像、BGのみの画像を陰性画像として視覚測定用画像を作成した。

る信号は、急性期脳梗塞における白質と灰白質のCT値差を想定してBGとのCT値差3HUの信号を利用した。次に、ROC viewerを用いて診療放射線技師10名（CT業務経験1年以上かつ診療放射線技師経験3年以上）によって連続確信度法による観察者実験を行った。観察に利用したモニター解像度は1920×1200。初めに、学習用画像（陽性画像40枚、陰性画像40枚）を用いて、研究内容、実験方法、評価方法について説明し、観察者の評価基準が一定になるように事前学習を行った。本実験では、観察者がランダムに表示された全160枚（陽性画像80枚、陰性画像80枚）試料に対し確信度をレーティングした。その際、観察時間に制限は設けず、画像表示条件であるウィンドウ幅を80HU、ウィンドウ値を40HUに固定して観察した。receiver operating characteristic (ROC) 解析を行った。ROC曲線下面積 (the area under the curve : AUC) の計算には、シカゴ大学MetzらのROCKIT¹²⁾を用いた。アイオワ大学とシカゴ大学によって開発されたDBM MRMC¹³⁾にてROC曲線下面積 (the area under the curve : AUC) の平均AUCにおける有意水準5%とした場合の統計的有意差検定を行った。なお、全ての観察者において、本研究参加についての同意を実験開始前に取得して実施した。

2. 結果

2.1 ノイズ特性

図8にNPSの結果を示す。フィルタを付加することで画像の全周波数領域に対するノイズ低減効果を認めた。フィルタ強度を強くするほどノイズ低減効果が増強される結果となった。

2.2 低コントラスト検出能

CT値差3HUで信号径8mm、9mm、15mmの CNR_{LO} の結果を図9に示す。

フィルタ未処理画像、フィルタ強度が弱、中、強のフィルタ処理画像の CNR_{LO} は、信号径8mmで1.15, 1.24, 1.34, 1.45, 信号径9mmで1.52, 1.57, 1.66, 1.70, 信号径15mmで1.63, 1.68, 1.72, 1.75であった。フィルタ処理を行うことで各信号径にて CNR_{LO} は増加し、フィルタ強度を強くするほど値は増加する結果となった。

2.3 視覚評価

図10にフィルタ強度別の平均ROC曲線を示す。フィルタ未処理画像の平均AUCは 0.75 ± 0.12 、フィルタ強度が弱、中、強の平均AUCは 0.81 ± 0.11 , 0.90 ± 0.08 , 0.90 ± 0.11 であった。試料間の統計的有意差検定を行った結果、フィルタ未処理画像とフィルタ強度：弱

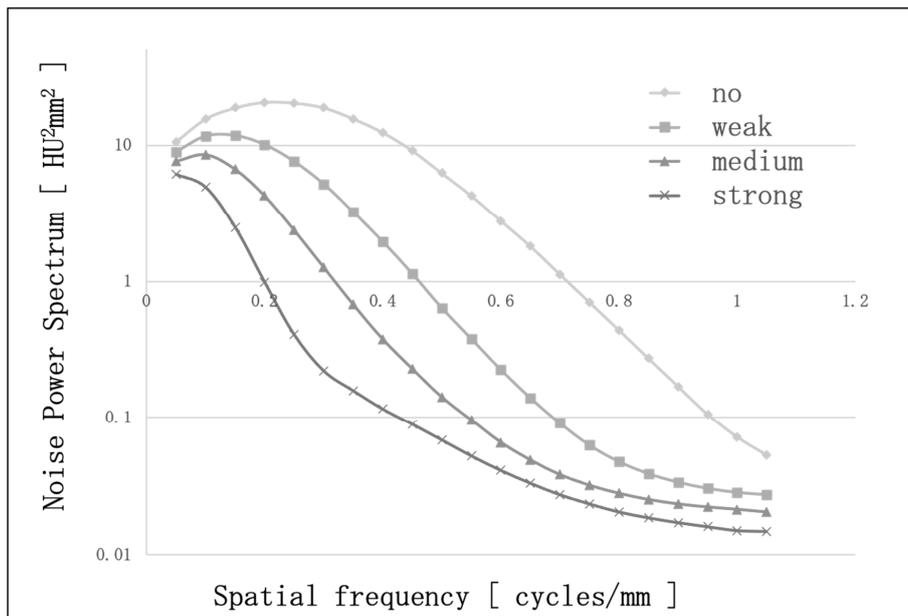


図8 CT撮影し得られたフィルタ未処理画像と、低線量撮影用ノイズ低減フィルタ処理画像の強度別のNPS

の有意確率 p 値は0.0276, フィルタ強度：弱とフィルタ強度：中の p 値は0.0032となり, それぞれ有意差が認められた. しかし, フィルタ強度：中とフィルタ強度：強の p 値は0.2939となり有意差は認められなかった.

3. 考察

本研究では, 低コントラスト検出能向上を目的として, 従来の画像に低線量撮影用ノイズ低減フィルタを適応する方法について, NPS, CNR_{LO} および視覚評価により検討を行った. まず, 低線量撮影用ノイズ低減フィルタの特性を確認するためNPSを測定した. 次

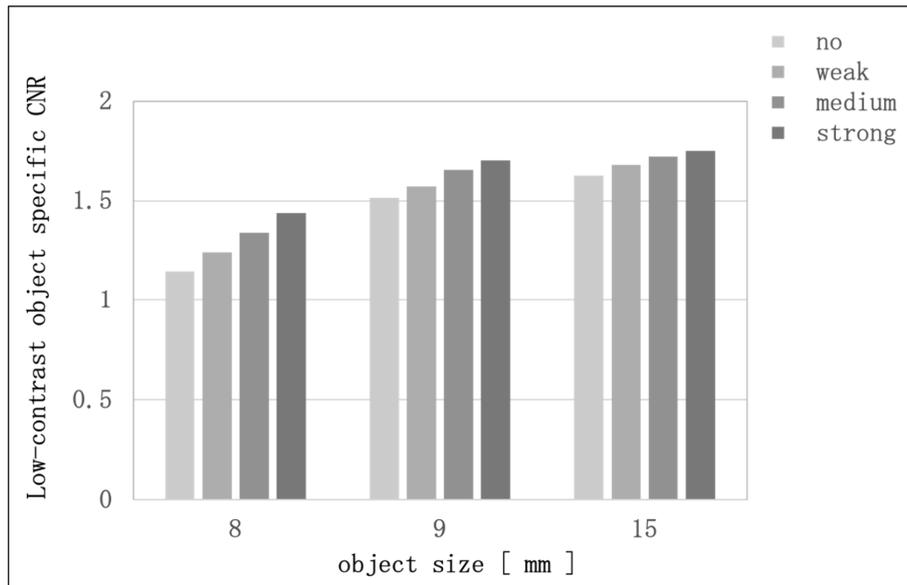


図9 CT撮影し得られたフィルタ未処理画像と, 低線量撮影用ノイズ低減フィルタ処理画像におけるBGとのCT値差3HUで信号径別の CNR_{LO}

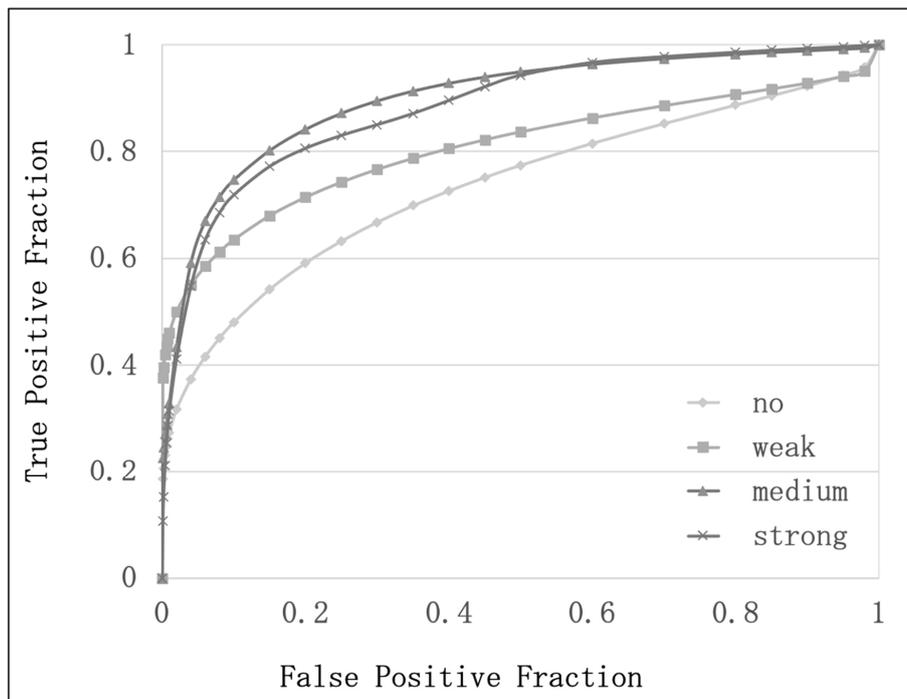


図10 CT撮影し得られたフィルタ未処理画像と, 低線量撮影用ノイズ低減フィルタ処理画像の強度別の平均ROC曲線

に、フィルタ処理が低コントラスト検出能に及ぼす影響を確認するため CNR_{Lo} を測定した。図8に示すようにフィルタ処理を行うことは、効果的にノイズを低減できることが確認された。また、NPSにおいて全周波数領域で低下を示したことは、式(1)より、 CNR_{Lo} の値が大きくなることに繋がった。次に、視覚評価においてもフィルタ強度が強いほど検出能が向上すると予想し、ROC解析を行った。図10よりフィルタ強度を強くするほど平均AUCが増加し検出能の向上が認められた。低コントラスト検出能ではノイズの低周波成分が影響することから、図8より低周波成分でのNPS低下が低コントラスト検出能向上に繋がったと考える。

一方で、フィルタ強度：中と強の平均AUCが同等であったことから、フィルタ処理による低コントラスト検出能向上には限界があり、ある程度の線量を担保する必要があると考える。

4. 結語

頭部単純CT画像における急性期脳梗塞の検出能向上を目的として、三次元画像解析システムに搭載された低線量撮影用ノイズ低減フィルタが低コントラスト検出能に与える影響について検討した。その結果、本フィルタを利用することで観察者の低コントラスト検出能が向上し、急性期脳梗塞に対する画像診断を補完できる可能性が示唆された。

【参考文献】

- 1) 高木 卓, 日本放射線技術学会撮影部会: X線CT撮影における標準化～GALACTIC～(改訂2版), (日本放射線技術学会出版委員会), 2015; 8-9
- 2) 粟井和夫, 檜垣 徹, 立神史稔, 他: 逐次近似画像再構成法の臨床応用. 日本放射線技術学会雑誌, 2017; 73(12): 1261-1269
- 3) 益田翔太, 杉澤浩一, 南島一也, 他: 逐次近似画像再構成法を用いた頭部CT高速撮影の低コントラスト検出能評価. 日本放射線技術学会雑誌, 2019; 75(3): 254-262
- 4) 伊吹 省, 本田正樹, 磯野香織, 他: 肝切除における術前3Dシミュレーション. 日本小児放射線学会雑誌, 2019; 35(2): 90-93
- 5) Ogawa C, Minami Y, Morioka Y, et al: Virtual Sonography for Novice Sonographers: Usefulness of SYNAPSE VINCENT® with Pre-Check Imaging of Tumor Location. *Oncology*, 2014; 87(1): 50-54
- 6) Nakagawa Y, Kasuya K, Bunso K, et al: Usefulness of multi-3-dimensional computed tomograms fused with multiplanar reconstruction images and peroral cholangioscopy findings in hilar cholangiocarcinoma. *Journal of Hepato-Biliary-Pancreatic Sciences*, 2014; 21: 256-262
- 7) Ichikawa K: CTmeasure, <http://www.jsct-tech.org/>. 【2019-9-1】
- 8) Rasband, W. S.: ImageJ, <https://imagej.nih.gov/ij/>. 【2019-9-1】
- 9) Hanson KM: Detectability in computed tomographic images. *Medical Physics*, 1979; 6(5): 441-451
- 10) Kijewski MF, Judy PF: The noise power spectrum of CT images. *Physics in Medicine and Biology*, 1987; 32: 565-575
- 11) Urikura A, Hara T, Ichikawa K, et al: Objective assessment of low-contrast computed tomography images with iterative reconstruction. *Physica Medica*, 2016; 32(8): 992-998
- 12) 白石順二: デジタル時代の画像評価の基礎と応用1. デジタル画像診断がもたらす効果の判定とROC解析. 日本放射線技術学会雑誌, 2002; 58(1): 15-19
- 13) 白石順二: ROC解析における観察者間および試料間変動を考慮した統計的有意差検定. 日本放射線技術学会雑誌, 2007; 63(10): 1200-1207