

Compressed sensing併用Parallel Imaging法におけるDenoising強度の変化による定量値への影響

Influence of Denoising level Change on Quantitative Values in Combined Compressed Sensing and Parallel Imaging Method

郡 倫一^{1,2)}

1) 茨城県立医療大学 保健医療学部
2) 金沢大学大学院 医学系研究科

Key words: Compressed Sensing, Parallel Imaging, structural similarity (SSIM), scale-invariant feature transform (SIFT), denoising level

【Abstract】

Background: This study investigates how changes in the denoising level affect the analyzed values when using the C-SENSE method.

Method: Images were captured using the phantom on MRI system with varying reduction factor. Post-processing was conducted to change the denoising level to 0, 15, 30, and 50, and images were created for each denoising level from the acquired images. Each quantitative values were calculated from the generated images.

Conclusion: Structural similarity (SSIM) and scale-invariant feature transform (SIFT) should be used to evaluate image quality when changing the denoising level of the C-SENSE method.

【要 旨】

背景：本研究の目的は、C-SENSE法を使用しdenoising強度を変化させたときの解析値への影響を調べることである。

方法：作成したファントムをMRI装置でreduction factorを変化させて撮像した。取得した画像から後処理でdenoising強度を0, 15, 30, 50と変化させ、各denoising強度画像を作成した。作成した画像から各定量値を算出した。

結論：denoising強度を変更した場合の画質評価には、structural similarity (SSIM)、scale-invariant feature transform (SIFT) を使用するべきである。

緒 言

magnetic resonance imaging (MRI) の撮像時間短縮の手法の一つとして parallel imaging があり、現在の臨床では欠かすことのできない技術となった。しかし、上記手法は撮像時間の短縮と signal-to-noise ratio (SNR) やアーチファクトの発生はトレードオフの関係にあり、高い倍速率 (reduction factor: R factor) で撮像することは臨床的にはできないことが多い。しかし、2006年に compressed sensing 法 (CS) が発表され^{1, 2)}、普及してきている³⁻⁵⁾。この CS と sensitivity encoding (SENSE) 法を組み合わせた compressed sensing-SENSE (C-SENSE 法) は、

k空間のデータを規則的に間引く SENSE 法とは異なり、k空間のデータをランダムに間引くランダムサンプリングを行い、wavelet変換によってデータにスパース性を持たせ、その少数のサンプリングデータを基に denoising処理と逆 wavelet変換を繰り返すことで、撮像時間の短縮とそれに伴う SNRの低下を最小限にする技術である。この denoising処理の過程で使用する denoising強度は、C-SENSE法の wavelet変換後の denoising処理の過程でどの程度の信号までをノイズとして認識させ、信号除去を行うのかという閾値の役割を果たすパラメーターである。

従来、MRIの画像評価方法の一つとして contrast ratio や contrast-to-noise ratio (CNR) が使用されているが、C-SENSE法を使用すると、wax-layer artefact などにより画像のテクスチャーが変化してしまうことが報告されており⁵⁾、contrast ratio や CNR と視覚評価が一致しない可能性がある。そこで CS を使用した画像の評価方法として、類似性を評価する structural similarity (SSIM)⁶⁾ や物体の特徴量を評価する scale-invariant feature transform (SIFT)^{7, 8)}

KOORI Norikazu, M.S.^{1, 2)}

1) Faculty of Health Science, Ibaraki Prefectural University of Health Sciences

2) Division of Health Sciences, Kanazawa University Graduate School of Medical Sciences

Received August 21, 2022; accepted April 18, 2023

の有用性が報告されており⁹⁾、これらの定量値を用いて画質評価をすることで、評価者によらず数値的に画質の違いを解釈できる可能性がある。しかし、denoising強度のパラメーターを変更することで画像のノイズ量や画質が変化するが、前述の定量値への影響は報告されていない。そこで本研究の目的は、C-SENSE法を使用しdenoising強度を変化させたときの定量値への影響を調べ、denoising強度を変化させても画質変化を評価する際に使用可能な定量値を知ることである。

1. 方法

1-1 使用ファントム

本研究は、倫理委員会で倫理規範の妥当性について審査を受け、承認された(小牧市民病院倫理委員会 承認番号: 221001)。

過去の研究¹⁰⁾を参考にして、頭部模擬ファントムを作成した。重度の頭部外傷や神経精神障害の病歴のない健康なボランティア(36歳の女性)のT₁強調画像とT₂強調画像を撮像し、撮像した画像をMatlab R2015b (MathWorks, Natick, MA, USA)を使用して、画像のピクセルごとの信号強度を3Dプリンターで印刷する印刷層の厚さに変換し、頭部模擬ファントム作成に使用するためのデータを作成した。この作成したデータを3Dプリンター L-DEVO F300TP (Fusion technology, co., Ltd, Tokyo, Japan)に送信し、MR信号の発生しないpolylactic acidを使用して作成した。その後、サラダ油と凝固剤^{じょうてん}を混合した溶液を作成したファントムに充填してT₁強調画像用のファントムを作成した。その際、充填した溶液のT₁値は498.9 ms、T₂値は137.6 msであった。また水と

5%wtの濃度の寒天を混合した溶液を、作成したファントムに充填してT₂強調画像用のファントムを作成した。その際、充填した溶液のT₁値は2402.1 ms、T₂値は96.5 msであった。印刷したヘッドファントムの凸凹面を満たすのに十分な量の溶液を注いだ後、ファントムは25℃の室温のMRI室で24時間放置した後、撮像した。Fig.1 (A) と (B) に作成した模擬ファントム画像を示す。

1-2 使用機器と撮像条件

使用機器は3.0T MRI装置 Ingenia 3.0T (Philips Healthcare, Netherland)、受信コイルは32ch head coilを使用した。T₁強調画像の撮像条件は2D-inversion recovery法併用のturbo spin echo (TSE)を使用し、echo time (TE) 13 ms, repetition time (TR) 2,000 ms, inversion time 800 ms, refocusing flip angle (RFA) 100°, slice thickness 6.0 mm, field of view (FOV) 230 × 230 mm, in-plane resolution 0.7 × 0.7 mm, linear profile order, number of slices 1, number of sample average (NSA) 1, bandwidth (BW) 635 Hz/pixel, echo train length (ETL) 3とした。T₂強調画像の撮像条件は2D-TSEを使用し、TE 85 ms, TR 4,000 ms, RFA 180°, slice thickness 6.0 mm, FOV 230 × 230 mm, in-plane resolution 0.7 × 0.7 mm, linear profile order, number of slices 1, NSA 1, BW 438 Hz/pixel, ETL 3とした。また撮像断面はaxialとした。R factorは、C-SENSEを使用しないもの、およびR factorを1.0, 3.0, 4.0, 4.8, 6.0に変化させて撮像した。本装置はETLとR factorの選択する値によって空間分解能が変化する。そのため全ての画像で空間分解能を同一にするためにETLとR factorはT₁強調画像・T₂強調画像共に同一とし、上記の値を選択した。また撮像した画像からdenoising強度を0, 15, 30, 50と変化させ、各denoising強度の画像を後処理で作成した。ここで、denoising強度 = 0の場合はdenoisingを実施しない設定である。

ファントム撮像の際にはファントム設置角度によって画質が変化するため、治療計画用の外付けレーザーサイドポインターシステムであるLSP-GNTCNM (TAKENAKA OPTONIC CO., LTD, kyoto, Japan)を使用して、ファントムの傾きがないことを確認して慎重に位置合わせを行った。

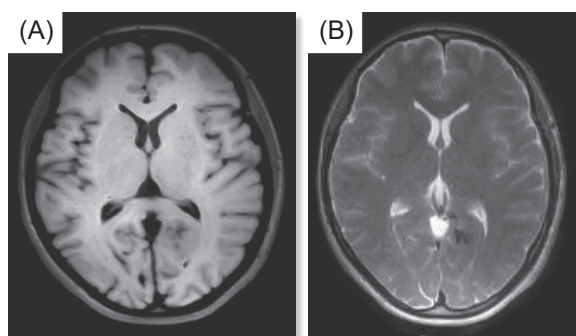


Fig.1 Simulated head phantoms.
(A) Simulated head phantoms of T₁WI.
(B) Simulated head phantoms of T₂WI.

1-3 ROIの配置方法と定量評価方法

定量値の算出はC-SENSEを使用しない画像を基準画像とし、R factorを変化させた画像を評価画像として各種定量値を算出した。画像処理ソフトウェアであるFiji imageJ⁶⁾ (<https://imagej.net/Fiji/Downloads>) と Plugin 機能 (<https://imagej.nih.gov/ij/plugins/ssim-index.html> と <http://bigwww.epfl.ch/sage/soft/snr/>) を使用し SNR, CNR, SSIM, SIFT を算出した。また本研究で使用した装置はゲインの固定ができないため、そのまま解析を行うと各種定量値へ影響を与える可能性がある。そのためDICOM tagから確認できる情報からFiji imageJ上で画像信号値の補正処理を行った後、各種定量値を算出した。

SNRは式(1)を用いて算出した。

$$R = \frac{\text{Signal}_{\text{head}} \times \sqrt{2}}{\text{SD}} \quad (1)$$

SNRは頭部のSNR, Signal headは頭部の信号強度, SDは頭部の標準偏差である。標準偏差は差分法で求めた。

またCNRは、得られた画像の白質および灰白質領域に5 mm²の面積で10点ずつregion of interest (ROI) を設定し、算出された平均信号値から灰白質と白質のCNRを式(2)を使用して算出した。またMRI経験10年の1人の磁気共鳴専門技術者がROIの設定を実施した。ROIの配置方法をFig.2 (A) と (B) に示す。

$$\text{CNR}_{\text{GM-WM}} = \frac{(\text{Signal}_{\text{GM}} - \text{Signal}_{\text{WM}})}{\text{SD}} \quad (2)$$

Signal_{GM}は灰白質の平均信号値, Signal_{WM}は白質の平均信号値, CNR_{GM-WM}は灰白質と白質の平均CNRである。

SSIMとは構造的類似性を示し、ヒトの視覚に近い指標であると報告されており¹¹⁾、以下の式(3)で表され、この値が1に近いほど構造が類似していることを示す。

$$\text{SSIM}(a, b) = \frac{(2\mu_a\mu_b + K_1)(2\sigma_{ab} + K_2)}{(\mu_a^2\mu_b^2 + K_1)(\sigma_a^2 + \sigma_b^2 + K_2)} \quad (3)$$

μ_a , μ_b は局所的な平均値, σ_a , σ_b は局所的な標準偏差, σ_{ab} は局所的な共分散, aはC-SENSEの各画像, bはC-SENSEを使用していない基準画像である。K₁は0.01, K₂は0.03とした。これは、K₁, K₂の値の変化によってSSIMの値は変化しないことが示唆されているが、先行研究と同じ値を使用した⁷⁾。

SIFTは基準画像に対する評価画像の特徴量の数を評価する指標である。この特徴量が多いほど画像の一致度が高いことを示している。

1-4 denoising強度と定量値の関係

denoising強度と各R factorを変化させた場合のSNR, CNR, SSIM, SIFTの各定量値の変化を求めた。

1-5 統計解析

denoising強度と各定量値の関係をフリードマン検定によって評価した。フリードマン検定で有意差を認めた場合、さらに多重比較をウィルコクソンの順位和検定でボンフェローニの調整有意水準を用いて行った。統計学的有意水準は5%未満とした。統計解析ソフトはR software version 3.4.1 (R Foundation,

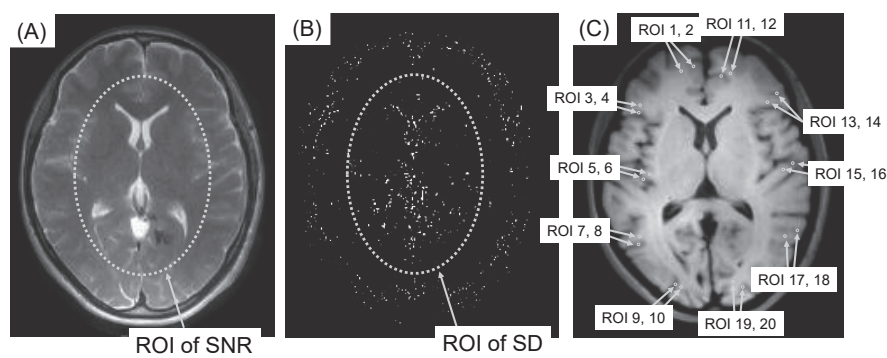


Fig.2 (A) Method of ROI setting for SNR.
(B) Method of ROI setting for standard deviation.
(C) Method of ROI setting for CNR. Each ROI is indicated by an arrow.

Vienna, Austria) を使用した。

2. 結果

denoising強度と各R factorの画像の変化をFig.3 (A) と (B) に示す。Fig.4はSNR, Fig.5はCNR, Fig.6はSSIM, Fig.7はSIFTの各定量値の結果である。

T₁強調画像・T₂強調画像のSNR, CNR共に、denoising強度が上がるに従い解析値が上昇した

(Fig.4, Fig.5)。

T₁強調画像でのSSIM, SIFTの解析値はdenoising強度が0の場合、R factorが4.8と6.0のときに大きく解析値が低下した。その他のdenoising強度とR factorの組み合わせの解析値では大きな変化はなかった。T₂強調画像でのSSIMの解析値はdenoising強度が変化しても解析値に大きな変化はなかった (Fig.6)。

T₁強調画像・T₂強調画像共に、SIFTの解析値はdenoising強度が0の場合、R factorが4.8以上のと

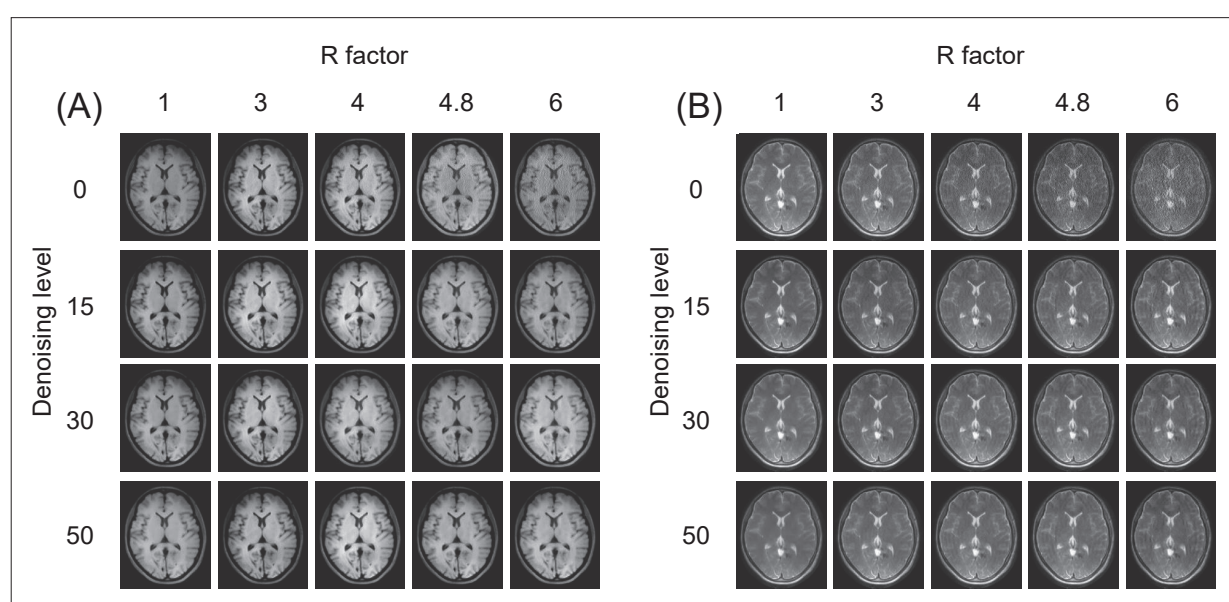


Fig.3 Effects on images and denoising level on changes in R factor.
(A) T₁-weighted image. (B) T₂-weighted image.

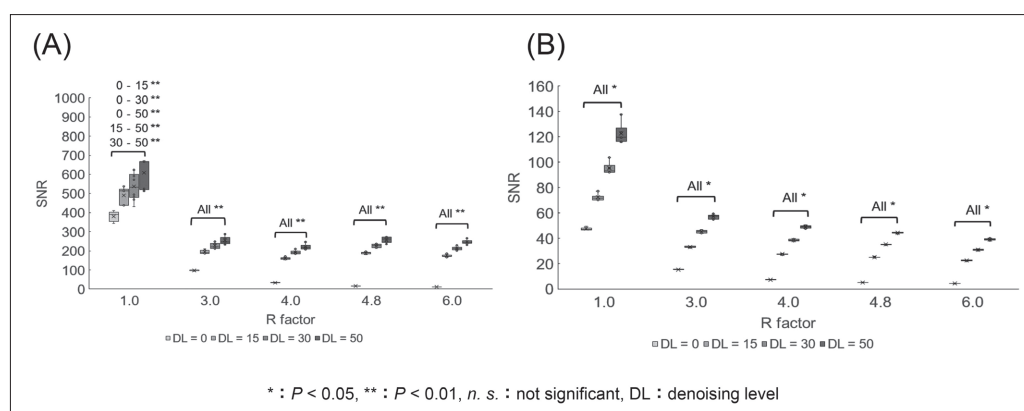


Fig.4 (A) Relationship between SNR and denoising level in each R factor of T₁-weighted image. Denoising level combinations showing significant differences are shown above each measurement. (B) Relationship between SNR and denoising level in each R factor of T₂-weighted image. Denoising level combinations showing significant differences are shown above each measurement. "All" indicates significant differences among all groups. The * symbol indicates a significant difference at $p < 0.05$, while ** indicates a significant difference at $p < 0.01$.

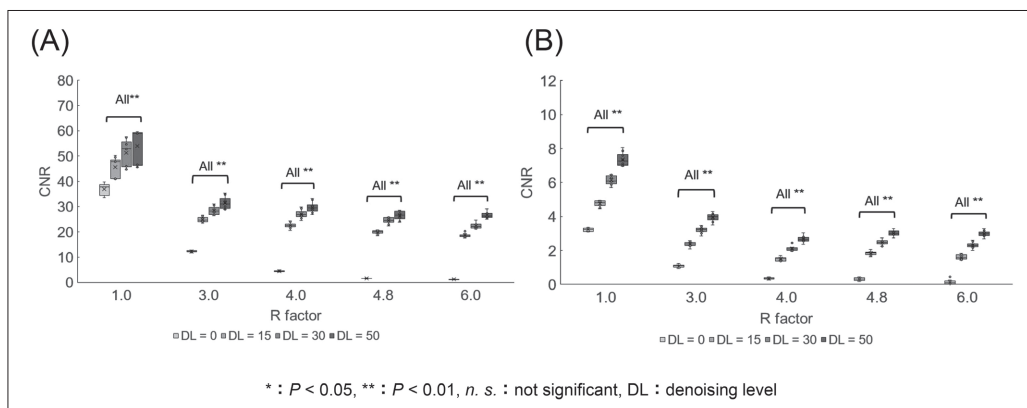


Fig.5 (A) Relationship between CNR and denoising level in each R factor of T₁-weighted image. Denoising level combinations showing significant differences are shown above each measurement. (B) Relationship between CNR and denoising level in each R factor of T₂-weighted image. Denoising level combinations showing significant differences are shown above each measurement. "All" indicates significant differences among all groups. The * symbol indicates a significant difference at $p < 0.05$, while ** indicates a significant difference at $p < 0.01$.

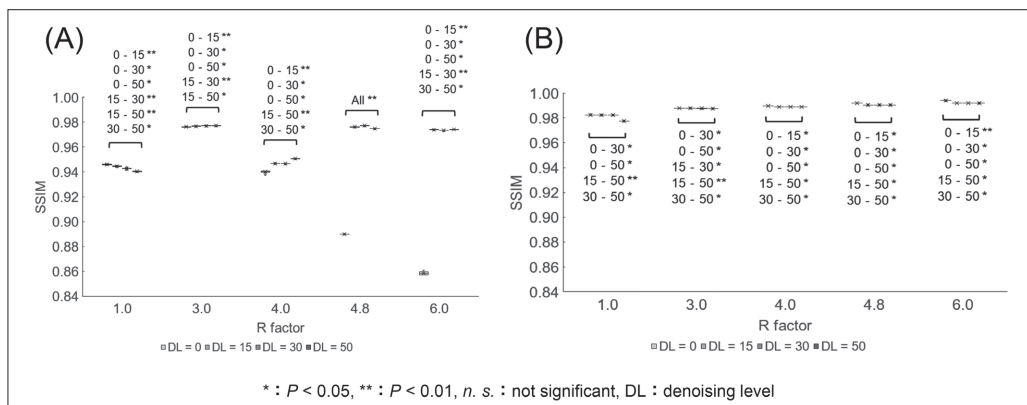


Fig.6 (A) Relationship between SSIM and denoising level in each R factor of T₁-weighted image. Denoising level combinations showing significant differences are shown above each measurement. (B) Relationship between SSIM and denoising level in each R factor of T₂-weighted image. Denoising level combinations showing significant differences are shown above each measurement. The * symbol indicates a significant difference at $p < 0.05$, while ** indicates a significant difference at $p < 0.01$.

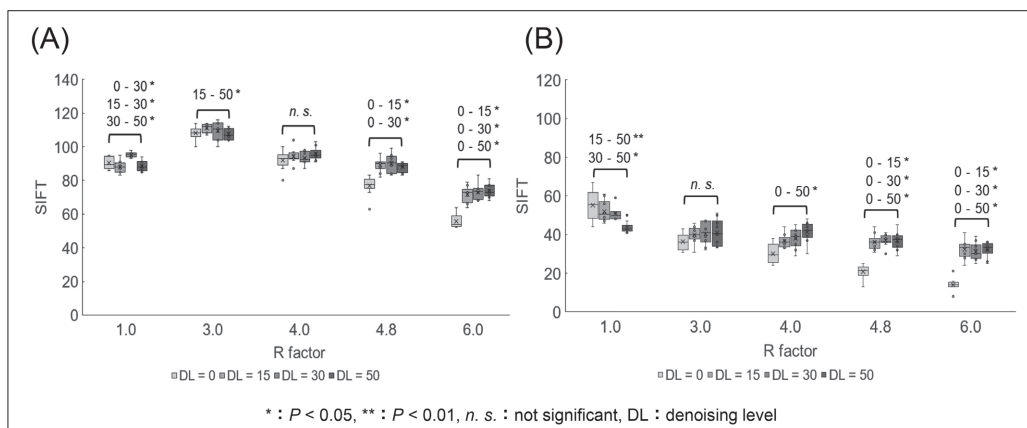


Fig.7 (A) Relationship between SIFT and denoising level in each R factor of T₁-weighted image. Denoising level combinations showing significant differences are shown above each measurement. (B) Relationship between SIFT and denoising level in each R factor of T₂-weighted image. Denoising level combinations showing significant differences are shown above each measurement. The * symbol indicates a significant difference at $p < 0.05$, while ** indicates a significant difference at $p < 0.01$. "n.s." denotes non-significant differences among all groups.

きに大きく解析値が低下した。その他のdenoising強度とR factorの組み合わせの解析値では大きな変化はなかった (Fig.7)。

3. 考 察

緒言で述べたように、denoising強度は信号除去の際の閾値の役割を果たすパラメーターであるため、denoising強度が上がるほどノイズ成分が低減する。4.0以上の高いR factorを使用する条件でdenoising強度=0を使用すると、denoising処理を実施しないためノイズが多く、アーチファクトが発生する。そのため高いR factorを使用する場合はdenoising強度=0より高いdenoising強度を選択し、denoising処理を実施する必要がある。

SNR, CNRはdenoising強度が上がるほどdenoising効果が上昇し、標準偏差が低下するためSNR, CNRが上昇する結果になったと考えられる。しかし、denoising処理によるノイズ除去は一定ではなく、ある一定のノイズ量以上は除去できないことが報告されている¹¹⁾。そのため本研究で使用したR factor以上の値を選択し、ノイズ量の多い画像を評価した場合は傾向が異なる可能性がある。

R factorが4.8以上かつdenoising強度=0におけるT₁強調画像でのSSIMの値が低下した。これは、R factorが4.8以上でもdenoising強度=15以上の場合、denoising効果によってノイズが低減し、アーチファクトの発生が抑制されたためSSIMの値が維持されたと考えられる。しかし、denoising強度=0の場合はdenoisingを実施しないため、ノイズ低減効果がなく、アーチファクトが発生したためSSIMの値が低下したと考えられる。T₂強調画像はどのR factorでも大幅なSSIMの値の低下がなかった。これは、T₁強調画像と比較すると、T₂強調画像は画像コントラストが高いためdenoising効果の影響が少なく、denoising強度=0でも画質低下の影響がなかったためと考えられる。T₁強調画像・T₂強調画像共に、その他のdenoising強度とR factorの組み合わせでは大幅なSSIMの値の変化がなかった。これは、denoising強度の変化によるノイズ量の変化の影響をSSIMは受けにくいと考えられる。

R factorが4.8, 6.0かつdenoising強度=0における、T₁強調画像とT₂強調画像でのSIFTの値が大幅に低下した。これはSSIMと同様で、denoising強度=0の場合ではdenoising処理を実施しないため、ノイ

ズ低減効果が働かずアーチファクトの増大に伴う画質低下が影響したためと考えられる。しかし、SSIMと異なり、SIFTでは高いR factorになるほどSIFTの値が低下していることから、画像ノイズ増加による影響を受け、SIFTの値が変化したと考えられる。

以上より、denoising強度によってSNR, CNRは大幅に異なるため、パラメーターの異なる画像の画質比較を行う場合は、同じdenoising強度の条件下でしか評価に使用できないことが分かった。SENSE法とC-SENSE法の画質比較をSNRやCNRで評価することはできないと考える。SNRやCNRと比較すると、SSIMやSIFTはdenoising強度が異なっても解析値は変化しにくい。しかし、ノイズ量が多い画像でdenoisingを使用しない条件であるdenoising強度=0を選択した場合は、画質低下を反映して解析値が低下するため、C-SENSEの評価を行う際は必ずdenoising処理を実施する必要がある。

リミテーションの1つ目として、本研究ではPhilips社製のMRI装置を用いて評価を行っているが、他のベンダーが供給するCSや画像ノイズ低減処理方法を適用した場合では結果が異なる可能性がある。2つ目として、先行研究ではCNR, SSIM, SIFTが視覚評価と高い相関を示したことが報告¹⁰⁾されているが、denoising強度の変化における視覚評価との相関については検討しておらず、2D画像や他のコントラストにおいても、これらの各定量値と視覚評価の結果が同様に高い相関を示すか検討する必要がある。3つ目として、本研究はファントムのみ研究であるが、SSIMは画像の類似性を基に算出されている解析値のため、動きの影響を受けるような場合は異なる傾向を示す可能性がある。従ってSSIMを臨床画像の評価で使用する場合は、体動などの影響が発生しない部位での使用に限定されると思われる。

4. 結 論

C-SENSE法のdenoising強度の変化によってSNR, CNRは変化する。従ってC-SENSE法のdenoising強度を変更した場合の画質評価には、SIFTやSSIMを使用するべきである。

謝 辞

本研究の要旨は第38回日本診療放射線技師学会大会 (神戸) で発表した。

また、本研究を遂行するに当たり、アドバイスを頂いた福島県立医科大学 五月女康作准教授に感謝の意を表します。

利益相反

筆頭著者および共著者全員に開示すべき利益相反はない。

図の説明

- Fig.1 頭部模擬ファントム。
Fig.2 (A) SNRのROIの配置方法、(B) 標準偏差測定の際に使用したROIの配置方法、(C) CNRのROIの配置方法、それぞれのROIを矢印で示した。
Fig.3 R factorとdenoising強度の変化における画像への影響、(A) T_1 強調画像、(B) T_2 強調画像。
Fig.4 (A) T_1 強調画像における各R factorでのSNRとdenoising強度の関係、有意差を認めたdenoising強度の組み合わせを各測定値の上に示した、"All"は全てのグループで有意差を示した、*は $P < 0.05$ 、**は $P < 0.001$ を示す、(B) T_2 強調画像における各R factorでのSNRとdenoising強度の関係、有意差を認めたdenoising強度の組み合わせを各測定値の上に示した、"All"は全てのグループで有意差を示した、*は $P < 0.05$ 、**は $P < 0.01$ を示す。
Fig.5 (A) T_1 強調画像における各R factorでのCNRとdenoising強度の関係、有意差を認めたdenoising強度の組み合わせを各測定値の上に示した、"All"は全てのグループで有意差を示した、*は $P < 0.05$ 、**は $P < 0.001$ を示す、(B) T_2 強調画像における各R factorでのCNRとdenoising強度の関係、有意差を認めたdenoising強度の組み合わせを各測定値の上に示した、"All"は全てのグループで有意差を示した、*は $P < 0.05$ 、**は $P < 0.01$ を示す。
Fig.6 (A) T_1 強調画像における各R factorでのSSIMとdenoising強度の関係、有意差を認めたdenoising強度の組み合わせを各測定値の上に示した、"All"は全てのグループで有意差を示した、*は $P < 0.05$ 、**は $P < 0.01$ を示す、(B) T_2 強調画像における各R factorでのSSIMとdenoising強度の関係、有意差を認めたdenoising強度の組み合わせを各測定値の上に示した、*は $P < 0.05$ 、**は $P < 0.01$ を示す。
Fig.7 (A) T_1 強調画像における各R factorでのSIFTとdenoising強度の関係、有意差を認めたdenoising強度の組み合わせを各測定値の上に示した、*は $P < 0.05$ 、**は $P < 0.01$ を示す、"n. s."は全てのグループで有意差を示さなかった、(B) T_2 強調画像における各R factorでのSIFTとdenoising強度の関係、有意差を認めたdenoising強度の組み合わせを各測定値の上に示した、*は $P < 0.05$ 、**は $P < 0.01$ を示す、"n. s."は全てのグループで有意差を示さなかった。

参考文献

- 1) Candes EJ, et al.: Robust uncertainty principles: exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information. *IEEE Trans Inform Theory*, 52(2): 489-509, 2006.
- 2) Lustig M, et al.: Sparse MRI: the application of compressed sensing for rapid MR imaging. *Magn Reson Med*, 58(6): 1182-1195, 2007.
- 3) Donoho DL: Compressed sensing. *Trans Inf Theory*, 52 (4): 1289-1306, 2006.
- 4) Candes EJ, et al.: An Introduction To Compressive Sampling. *IEEE Signal Processing Magazine*, 25(2): 21-30, 2008.
- 5) Sartoretti T, et al.: Common artefacts encountered on images acquired with combined compressed sensing and SENSE. *Insights Imaging*, 9(6): 1107-1115, 2018.
- 6) Wang Z, et al.: Image quality assessment: from error visibility to structural similarity. *IEEE Trans Image Process*, 13(4): 600-612, 2004. Available: <https://imagej.nih.gov/ij/plugins/ssim-index.html>
- 7) David GL: Object Recognition from Local Scale-Invariant Features. *Proceedings of the International Conference on Computer Vision*, 2(2): 1150-1157, 1999.
- 8) David GL: Distinctive Image Features from Scale-Invariant Keypoints. *International Journal of Computer Vision*, 60(2): 91-110, 2004.
- 9) Akasaka T, et al.: Optimization of Regularization Parameters in Compressed Sensing of Magnetic Resonance Angiography: Can Statistical Image Metrics Mimic Radiologists' Perception? *PLoS One*, 11(1): 1-14, 2016.
- 10) Saotome K, et al.: A brain phantom for motion-corrected PROPELLER showing image contrast and construction similar to those of in vivo MRI. *Magn Reson Imaging*, 36: 32-39, 2017.
- 11) Takatsu Y, et al.: Evaluation of contrast and denoising effects related to imaging parameters of compressed sensitivity encoding in contrast-enhanced magnetic resonance imaging. *Radiol Phys Technol*, 14(2): 193-202, 2021.