

視神経MRIにおけるDeep Learning Reconstruction使用時のPI factor変化がSNRおよび画質に与える影響

Effect of PI factor on SNR and Image Quality in Optic Nerve MRI With Deep Learning Reconstruction

河口 航*, 川口 愛, 鬼頭 彩音, 林 美由紀, 安田 賢二, 大橋 洋一

トヨタ記念病院

Key words: Optic nerve MRI, Deep Resolve Boost, Parallel imaging, Signal-to-noise ratio, Structural similarity index

【Abstract】

This study investigated the effect of parallel imaging (PI) factor on image quality in optic nerve MRI using Deep Learning Reconstruction (Deep Resolve Boost). Coronal STIR images with a slice thickness of 2 mm were acquired using PI factors of 2, 3, and 4. Quantitative evaluation was performed using signal-to-noise ratio (SNR) measurements with a uniform phantom, while structural similarity index (SSIM) analysis and visual assessment were conducted using images from 15 healthy volunteers.

SNR increased with higher PI factors, and visual noise scores consistently improved across all observers. In contrast, SSIM values and visual sharpness scores decreased as the PI factor increased, indicating partial degradation of fine structural depiction under higher acceleration. Visual assessments of contrast and artifacts showed no clear deterioration with increasing PI factor. Although PI factor 4 resulted in slightly reduced visualization of fine anatomical details, the overall structure of the optic nerve was preserved.

These findings suggest that Deep Resolve Boost provides stronger noise suppression under higher acceleration conditions. While caution is required when evaluating fine structures, PI factor 4 enables approximately 44% scan time reduction compared with PI factor 2 while maintaining acceptable image quality. Therefore, PI factor 4 may be a clinically useful and efficient option for optic nerve MRI when using Deep Resolve Boost reconstruction.

【要旨】

本研究は、Deep Learning Reconstruction (Deep Resolve Boost) を用いた視神経MRIにおいて、PI factorの違いが画質に及ぼす影響を検討した。STIR COR 2 mmでPI factor 2~4を用い、ファントムによるSNR測定、ボランティア15人のSSIM解析および視覚評価を行った。その結果、PI factorの上昇によりSNRおよび視覚評価のnoiseは改善した一方、SSIMおよびsharpnessは低下傾向を示した。PI factor 4では微細構造描出に注意を要するが、ノイズ抑制と撮像時間短縮(44%)を両立可能であり、有用性が示唆された。

1. 緒 言

視神経のMagnetic Resonance Imaging (MRI)において、Short Tau Inversion Recovery (STIR)で良好な画質を得ることは診断上重要である^{1,2)}。しかし、STIRはSignal to Noise Ratio (SNR)が低下しやすく、診断可能な高分解能画像を得るには撮像時間の延長が不可避であり、それによる体動アーチファクトがトレードオフの関係になっていた。

近年、MRIではDeep Learningを活用した画像再構成技術Deep Learning Reconstruction (DLR)が開発されている³⁻⁶⁾。SIEMENS社のDLRはDeep

Resolve (DR)と呼ばれ、特にDeep Resolve Boost (DRB)はノイズ抑制と高速化を目的とした再構成技術である^{7,8)}。従来、撮像時間短縮のための方法の一つとしてParallel Imaging (PI)が広く用いられてきたが^{9,10)}、SNRが低下するという制約がある。DRBはこのPIに伴うSNR低下を補正でき、より高いPI factorの高速撮像でも、画質を維持できる可能性が示唆されている。しかし、PI factorを切り替えたDRBの特性に関する報告は少なく、その画質変化や適切な撮像条件は明確ではない。

視神経は微細構造であるため高分解能画像が求められる一方、眼球運動により画質が劣化しやすく、撮像時間の短縮が課題となる。そこで視神経MRIにおいてDRBの特性を明らかにし、最適に使用することで視神経疾患の診断の質向上に役立つと考えた。本研究では、STIR Coronal (COR) 2 mmの視神経MRIにおいて、DRB使用時にPI factorを2, 3, 4と切り替えて撮像し、ファントム画像でSNR測定、ボランティア

KAWAGUCHI Wataru*, KAWAGUCHI Ai,
KITO Ayane, HAYASHI Miyuki,
YASUDA Kenji, OHASHI Yoichi

Toyota Memorial Hospital

* E-mail: wataru.kawaguchi1106@gmail.com

Received January 15, 2026; accepted April 6, 2026

画像で Structural Similarity (SSIM) 解析および視覚評価を実施し、PI factorを切り替えた際のDRBの特性を明らかにすることを目的とした。

2. 方法

2-1. 対象

本研究では、定量的評価および視覚評価を行った。定量的評価のうち、SNR評価には装置付属の均一球形水ファントム（直径：170 mm）を使用した。撮像前にはガントリ内に約20分間静置し、温度および内部対流の安定化を行った。またSSIM解析および視覚評価は健常ボランティア15人（男性：8人、女性：7人、平均年齢：31.8±7.95歳）を対象とした。

全ての被験者に対して研究の目的および内容を説明し、いつでも拒否または辞退できる旨を口頭および文書で説明した後、同意を取得した。本研究はトヨタ記念病院倫理研究委員会の承認を得て実施した（承認番号：R478）。

2-2. 使用機器

MRI装置はMAGNETOM Vida 3.0T (Siemens Healthineers, Erlangen, Germany)、コイルはHead-Neck 20chを使用した。

2-3. 撮像条件

STIRの撮像条件はturbo spin echo (TSE) を使用し、echo time (TE)=47 ms, repetition time (TR)=4800 ms, inversion time (TI)=210 ms, flip angle (FA)=160°, slice thickness=2 mm, field of view (FOV)=120×120 mm², number of slices=26, number of signal average (NSA)=2, band width (BW)=293 Hz/pixel, echo train length (ETL)=9とした。

以上の条件を、Generalized Auto Calibrating Partially Parallel Acquisitions (GRAPPA)¹⁰⁾を用いてPI factorを2, 3, 4と切り替え比較を行った。スライス厚はDRBの高いノイズ除去性能を利用し、空間分解能を重視した2 mmとした。撮像時間はそれぞれ2分52秒 (PI factor 2)、2分4秒 (PI factor 3)、1分36秒 (PI factor 4)であった。なお、本装置において設定可能なPI factorの最大値は4であったため、本研究では2-4の範囲で比較を行った。

2-4. 評価方法

2-4-1. 定量的評価

ファントム画像について、差分法¹¹⁾を用いてSNRを算出した。Region of Interest (ROI) の設定方法は、PI使用時にも適用可能な5定点差分法¹²⁾を用いた。ROIはファントム中心および上下左右方向の外側より、直径10分の1内側を中心とした面積50ピクセル以上の円形ROIを5カ所設定した。得られたSNRは5カ所の平均値とした。測定誤差を考慮し、ファントム撮像およびSNR算出は5回繰り返した。

SNRは式(1)により算出した。

$$SNR = SI_{ave} \sqrt{2} / SD_{sub} \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 SI_{ave} は2回撮像した画像のROI信号値の平均値、 SD_{sub} は差分画像における標準偏差である。

ボランティア画像について、基準画像との間でSSIMを算出した。視神経MRIにおいて診断に必要なSNRの明確な数値基準は定義されていないため、本研究では基準画像として可能な限り高SNRとなる撮像条件 (NSA 4, PI factor 2) を設定した。SSIMは2つの画像の構造的類似性を示す評価方法であり、人間の視覚評価と一致する客観性の高い指標として報告されている¹³⁾。MR画像の定量的評価にも広く用いられている¹⁴⁾。

SSIMは式(2)により求めた。

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)} \quad \dots (2)$$

x は比較対象画像、 y は基準画像、 μ_x 、 μ_y は各画像の平均ピクセル値、 σ_x 、 σ_y は標準偏差、 σ_{xy} は共分散を示す。また C_1 および C_2 は数値の安定性を保つために設定される定数である。SSIMは0から1の範囲の値を取り、1に近いほど両画像が類似していることを示す。なお、SSIMの計算にはPython (version 3.11; Python Software Foundation, Wilmington, DE, USA) 環境下で、scikit-imageライブラリ (version 0.25.0) のstructural similarity関数を用いた。

2-4-2. 視覚評価

ボランティア画像はランダム化し盲検化した上で、MRI検査に従事する診療放射線技師3人（うち2人は磁気共鳴専門技術者）が視覚評価を行った。評価項目はsharpness・contrast・noise・artifactの4項目とし、sharpnessおよびcontrastは視神経領域について、noiseおよびartifactは画像全体について評価した。評価は5段階評価法（1：非常に低い、2：低い、

3：中等度，4：高い，5：非常に高い）とし，全ての項目についてスコアが高いほど画像品質が良好であるように評価基準を統一した．なお，本研究における画像の利用および評価への参加について，評価者には事前に十分な説明を行い，同意を取得した．

2-5. 統計解析

解析にはPythonを用いて行った．ノンパラメトリック対応あり検定としてFriedman検定を行い，有意差が認められた場合には，各条件間の全てのペアについてHolm補正を用いたWilcoxon符号順位検定による多重比較を実施した．有意水準は $p < 0.05$ とした．

視覚評価におけるsharpness・contrast・noise・artifactの項目ごとの評価者間一致度をFleiss' kappa係数を用いて算出した¹⁵⁾．kappa値の解釈はLandis and Kochの分類に従い，0.0以下を「一致なし」，0.0-0.2を「わずかな一致」，0.2-0.4を「弱い一致」，0.4-0.6を「中等度の一致」，0.6-0.8を「良好な一致」，0.8以上を「ほぼ完全な一致」とした¹⁶⁾．

3. 結 果

3-1. 定量的評価

SNRとSSIMの結果をFig.1に示す．平均値±標準偏差 (SD) で表示した．

SNRはPI factorの上昇に伴い増加し，Friedman検定で有意差を認めた ($p < 0.05$)．ただし，Holm補正付き事後Wilcoxon検定では有意差には至らなかった ($p > 0.05$)．

一方，SSIMはPI factorの上昇に伴い低下し，Friedman検定で有意差を認めた ($p < 0.001$)．事後検定では全てのペアにおいて有意差を認めた ($p < 0.05$)．PI factor 2, 3, 4におけるSSIMはそれぞれ0.56, 0.48, 0.41であった．これらの結果から，DRBを使用した場合，PI factorを上げることでSNRは向上し，SSIMは低下する傾向が確認された．

3-2. 視覚評価

視覚評価結果をFig.2に示す．各評価項目は3人の評価者 (1, 2, 3) により5段階で評価され，評価者ごとの平均値±標準偏差 (SD) を表示した．また統計解析の結果をFig.3に示す．

Sharpnessでは，3人中2人の評価者で有意差を認め，PI factor上昇に伴いスコアが低下する傾向が見られた．

Noiseでは，全評価者においてFriedman検定で有意差を認め，PI factor上昇に伴いスコアが上昇する傾向が示された．

Contrastおよびartifactでは，3人中2人の評価者で有意差を認めず，PI factorによる画質変化は明確ではなかった．

3-3. 評価者間の一致度

視覚評価におけるFleiss' kappa係数は sharpness 0.02, contrast -0.02, noise 0.15, artifact 0.12といずれも低値を示した．このうちsharpness・noise・artifactは「わずかな一致」に分類され，contrastは偶然一致以下を示す「一致なし」に分類された．一方で

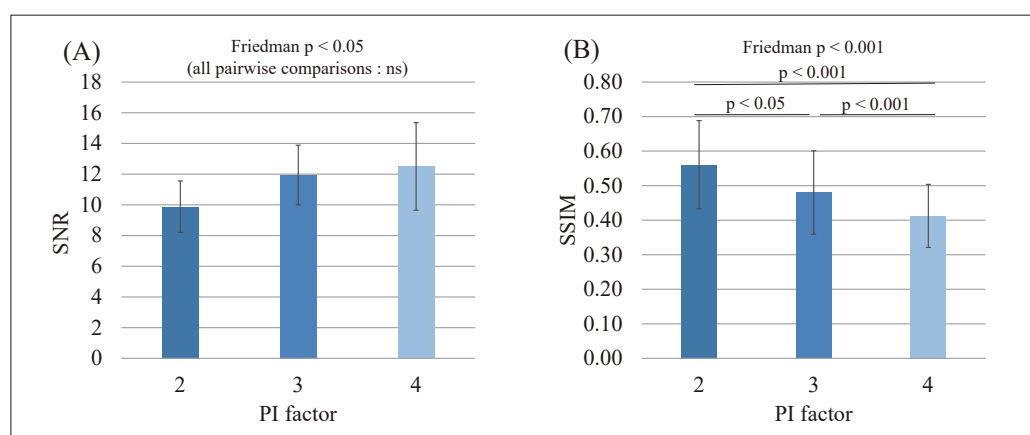


Fig.1 Mean $\pm$ SD values of (A) SNR ($n = 5$) and (B) SSIM ($n = 15$) across PI factor 2-4. Statistical analyses were performed using the Friedman test followed by Holm-corrected Wilcoxon signed-rank tests for post hoc comparisons. SNR showed an increasing trend with higher PI factor, whereas SSIM decreased significantly as PI factor increased. ns, not significant.

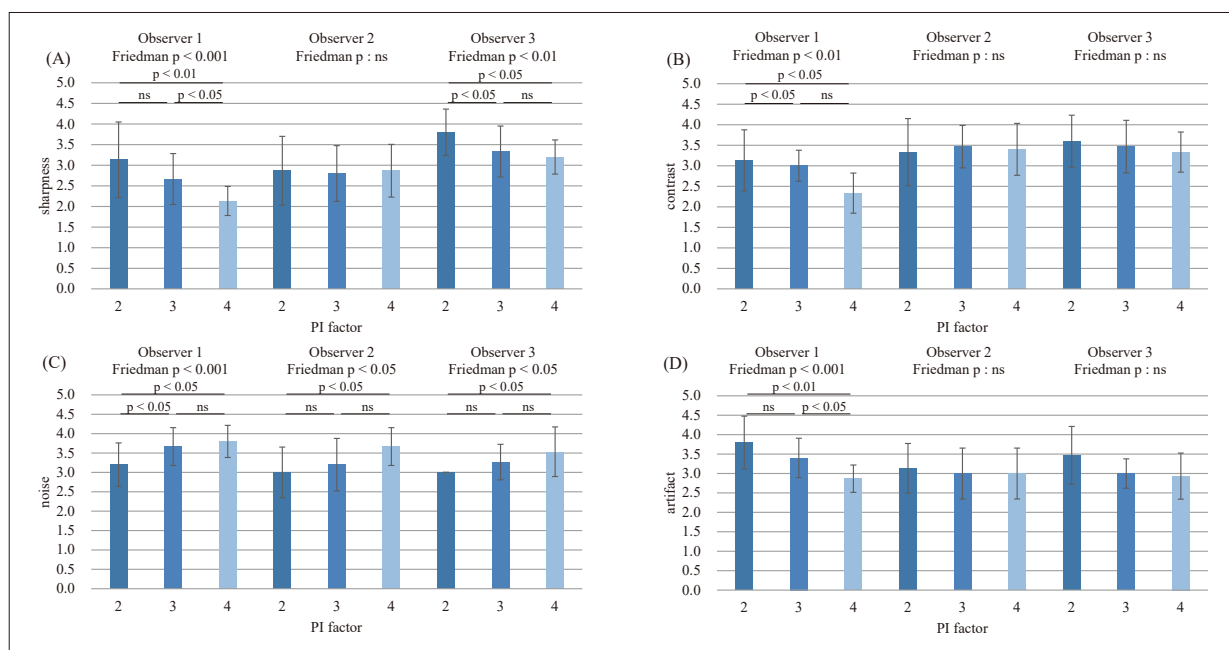


Fig.2 Mean $\pm$ SD visual scores for (A) sharpness, (B) contrast, (C) noise, and (D) artifact across PI factor 2-4, shown separately for each observer (1-3) ($n = 15$). Statistical analyses were performed separately for each observer using the Friedman test, followed by Holmcorrected Wilcoxon signed-rank tests for post hoc comparisons. ns, not significant.

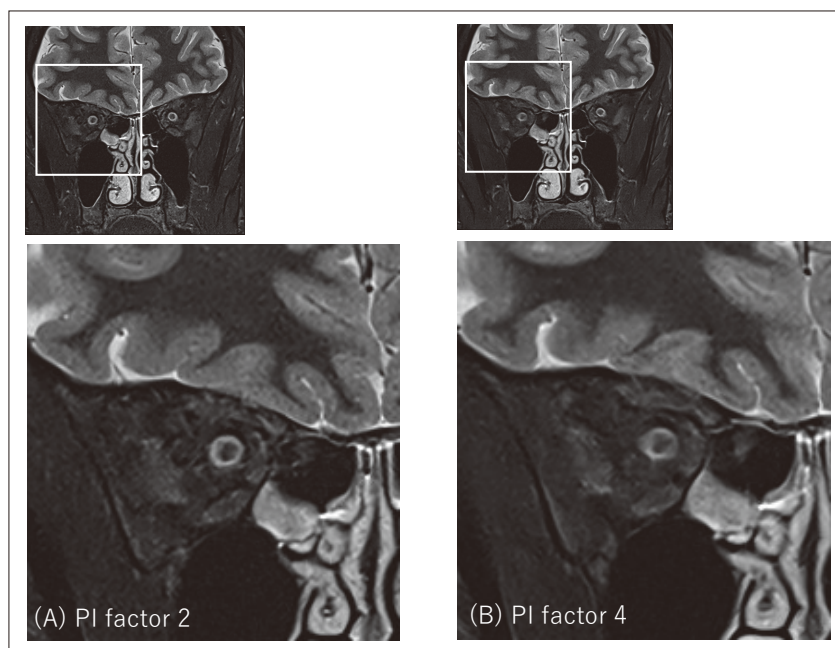


Fig.3 Coronal STIR images reconstructed with DRB at PI factor 2 (A) and PI factor 4 (B). Magnified views of the right optic nerve show slightly reduced delineation of fine structures at PI factor 4, while the overall optic nerve structure is preserved. Notably, imaging at PI factor 4 achieves approximately 44% scan time reduction compared with PI factor 2.

PI factor上昇に伴い、noiseでは3人全てが改善傾向を示し、sharpnessでは3人中2人の評価者が低下傾向を示していた。

3-4. 実画像の比較

実際に撮像された画像の一例をFig.3に示す。視神経周囲を拡大して確認すると、PI factor 4ではPI factor 2に比べて、視神経周囲の脳脊髄液がやや不明

瞭に描出されるなど、微細構造の描出に一部低下が認められた。一方で、PI factor 4においても視神経の大局的構造の破綻は認められなかった。なお、PI factor 4ではPI factor 2と比較して撮像時間を約44%短縮可能であった。

4. 考 察

本研究では、DRBを使用した視神経MRIにおいて、PI factorの変化が画質に及ぼす影響を定量的および視覚的に検討した。

PI factorの上昇に伴いSNRは上昇、視覚評価におけるnoiseスコアは全評価者で改善傾向を示した。通常、PI factorを上げると撮像時間の短縮と引き換えにSNRが低下し、ノイズが増加する¹⁰⁾。しかし、本研究ではPI factor 2, 3, 4で比較した結果、PI factor 4において最も高いSNRが得られ、視覚評価におけるnoiseスコアも最も高値を示し、従来のPI理論とは一見乖離する所見であった。この理由として、DLRでは、一般にアンダーサンプリングデータから高品質画像を生成するよう学習されたネットワークが用いられ、ノイズやアーチファクトを低減することが可能とされている¹⁷⁾。DLRは学習データに依存する特性を有することから、DRBが高加速条件を多く含むアンダーサンプリングデータを用いて学習されていると仮定すると、高PI factorにおいてノイズ低減効果がより強く表われる可能性がある。しかしながら、DRBの学習データやアルゴリズムの詳細は公開されておらず、本結果の機序については推測の域を出ない。

なお、SNRについてはHolm補正を用いたWilcoxonの事後検定において各ペア同士は有意差には至らなかった。その理由として、本研究では評価対象が5例と少数であったことに加え、5定点差分法を用いたものの、高加速条件ではPIに伴う特有の局所的アーチファクトの影響を受け、標準偏差が大きくなる部位が一部に存在していた可能性が考えられる。これらの要因により、SNRのバラツキが増大し、Friedman検定では有意差を示すものの、事後検定では有意差が検出されなかった可能性がある。

一方、PI factor上昇に伴いSSIMおよび視覚評価におけるsharpnessスコアは低下傾向を示し、高加速条件では微細構造の描出がやや不明瞭となる可能性が示唆された。先行研究では、Clodiらによって海馬T₂TSEでDRB再構成過程に伴う平滑化が微細構造描出に影響し、海馬の体積値に差異が生じたことが報告さ

れており、本研究の結果とも整合する知見と考えられる¹⁸⁾。Fig.3の実画像比較においても、PI factor 4で視神経周囲の脳脊髄液描出がやや不明瞭となるなど、微細構造の描出低下が認められている。視神経は細小構造であり、描出能の低下は診断能に影響する可能性がある。一方で、本研究では健常ボランティアを対象としており、実際の病変描出能への影響は検討していないため、今後、臨床症例を用いた評価が必要である。

Contrastおよびartifactについては3人中2人の評価者で有意差を認めず、PI factor上昇による明確な画質変化は示されなかった。これは、PI factor 4のような高加速の条件でもcontrast・artifactは維持される可能性を示唆している。

本研究の視覚評価におけるFleiss' kappa係数は、いずれの項目も0.2未満と低値を示した。一方でPI factor上昇に伴い、noiseは全評価者で改善傾向を示し、sharpnessは3人中2人で低下傾向を示したことから、項目によっては複数評価者で同方向の傾向が認められ、PI factor上昇に伴うSNR改善、微細構造描出低下を反映している可能性が示唆された。今回は視覚的画質評価の一致度が低値を示したが、これは視覚評価が5段階の主観評価であり、評価基準の統一が困難であったことが一致度低下の一因と考えられる。今後の課題として、評価基準の明確化、評価者数の増加および定量評価との併用などにより、より信頼性の高い評価方法の確立が必要である。

以上の結果より、PI factorの上昇に伴いDRBによるノイズ抑制効果は強くなる一方で、微細構造の描出は低下する傾向を示した。PI factor 4では微細構造の描出低下に注意を要するものの、大局的構造の破綻は認められず、PI factor 2と比較して撮像時間を約44%短縮することが可能になる。DRBを使用する場合、微細構造描出低下が診断に影響を及ぼさない範囲において、高PI factorが臨床的に有用な選択肢となる可能性が示唆された。

5. 結 論

本研究では、STIR COR 2 mmの視神経MRIでDRBを使用した場合に、PI factorの変化(2, 3, 4)が画質に及ぼす影響を検討した。その結果、PI factor 4でSNRおよび視覚評価におけるnoiseスコアが最も高値であり、高加速条件の方がDRBのノイズ抑制効果が強く発揮されることが示唆された。一方で、PI factor上昇に伴い微細構造描出の低下が認められた

が、視神経の大局的な構造の破綻はなく、視覚評価におけるcontrastの低下、artifactの増加は認めなかった。PI factor 4ではPI factor 2と比較して撮像時間を約44%短縮可能であった。以上より、PI factor 4は微細構造評価には注意を要するものの、短時間撮像と高いノイズ抑制効果を両立できる条件として、DRB使用下において臨床的に有用となる可能性が示唆された。

利益相反

著者および共著者に開示すべき利益相反事項はない。

謝 辞

本研究の一部は、第53回日本磁気共鳴医学会大会(JSMRM 2025)において「Deep Learningによる再構成技術Deep Resolve Boostを用いた視神経MRIにおける至適撮像条件の検討」という題目で発表した。

本研究を遂行するに当たり、撮像および画像評価にご協力いただいたボランティアの皆さまに深く感謝申し上げます。

図の説明

- Fig.1 PI factor 2~4における(A) SNRおよび(B) SSIM(平均値±標準偏差)を示す。統計解析にはFriedman検定を用い、有意差を認めた場合はHolm補正Wilcoxon符号付順位検定を事後比較として実施した。PI factor増加に伴い、SNRは上昇し、SSIMは有意に低下した。
- Fig.2 PI factor 2~4における視覚評価スコア(平均±標準偏差)を評価者別(1~3)に示す(n=15)。(A) sharpness, (B) contrast, (C) noise, (D) artifactについて比較した。統計解析は評価者ごとにFriedman検定を行い、有意差を認めた項目についてHolm補正Wilcoxon符号付順位検定による多重比較を行った。PI factor増加に伴い、sharpnessは3人中2人の評価者で低下し、noiseは全評価者で改善した。contrastおよびartifactは3人中2人の評価者で有意差を認めなかった。
- Fig.3 DRB再構成を用いた冠状断STIR画像におけるPI factor 2(A)およびPI factor 4(B)の比較。右視神経領域の拡大像では、PI factor 4において微細構造の描出がやや低下する一方、視神経の大局的な構造は保持されていた。特にPI factor 4での撮像ではPI factor 2と比較して撮像時間を約44%短縮可能であった。

参考文献

- 1) Delfaut Emmanuelle M, et al.: Fat Suppression in MR Imaging: Techniques and Pitfalls. RadioGraphics, 19(2), 373-82, 1999.
- 2) Kanda Tomonori, et al.: Magnetic Resonance Imaging of Intraocular Optic Nerve Disorders: Review Article. Polish J Radiol, 85, 67-81, 2020.
- 3) Hammernik Kerstin, et al.: Learning a Variational Network for Reconstruction of Accelerated MRI Data. Magn Reson Med, 79(6), 3055-71, 2018.
- 4) Schlemper Jo, et al.: A Deep Cascade of Convolutional Neural Networks for Dynamic MR Image Reconstruction. IEEE Trans Med Imaging, 37(2), 491-503, 2018.
- 5) Herrmann Judith, et al.: Feasibility and Implementation of a Deep Learning MR Reconstruction for TSE Sequences in Musculoskeletal Imaging. Diagnostics, 11(8), 2021.
- 6) Siemens Healthineers: MAGNETOM Flash. 25, 1-30, 2023.
- 7) Behl Nicolas, et al.: Deep Resolve: Unrivaled Speed in MRI. MAGNETOM Flash, 89, 2024.
- 8) Behl Nicolas, et al.: Deep Resolve-Mobilizing the Power of Networks. MAGNETOM Flash, 78, 1-6, 2021.
- 9) Pruessmann Klaas P, et al.: Coil Sensitivity Encoding for Fast MRI.
- 10) Griswold Mark A, et al.: Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions (GRAPPA). Magn Reson Med, 47(6), 1202-10, 2002.
- 11) National Electrical Manufacturers Association: NEMA Standards Publication MS 1-2008 (R2014) Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging. 2008.
- 12) 小倉明夫: Parallel MRIにおけるSNR測定法。日磁医誌, 28(3), 177-84, 2008.
- 13) Wang Zhou, et al.: Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity. IEEE Trans Image Process, 13(4), 2004.
- 14) Muckley Matthew J, et al.: Results of the 2020 Fast-MRI Challenge for Machine Learning MR Image Reconstruction. IEEE Trans Med Imaging, 40(9), 2306-17, 2021.
- 15) Fleiss Joseph L: Measuring Nominal Scale Agreement among Many Raters. Psychol Bull, 76(5), 378-82, 1971.
- 16) Landis J Richard, et al.: The Measurement of Observer Agreement for Categorical Data. Biometrics, 33(1), 159-74, 1977.
- 17) Yoo Hye Jin: Deep Learning-Based Image Reconstruction in Musculoskeletal MRI. J Korean Soc Radiol, 86(5), 567, 2025.
- 18) Clodi Nikolaus, et al.: Enhancing Hippocampal Subfield Visualization Through Deep Learning Reconstructed MRI Scans. Diagnostics, 15(12), 1523, 2025.