

下垂体MRI検査におけるDeep Learning Reconstructionを用いた撮像時間短縮に関する検討

A Study of Reducing Imaging Time Using Deep Learning Reconstruction in Pituitary MRI Examination

森 竜太郎^{1)*}, 上野 昌行¹⁾, 金子 明弘¹⁾, 関戸 雄一¹⁾, 尾野 英俊²⁾

1) 社会医療法人医仁会 中村記念病院 放射線診断科
現) 弘前大学大学院保健学研究科 放射線技術科学領域 (筆頭著者のみ)
2) (医師) 社会医療法人医仁会 中村記念病院 放射線部

Key words: Deep Learning Reconstruction, Pituitary, Time Reduction

【Abstract】

We investigated the possibility of using Deep Learning Reconstruction (DLR) to maintain image quality and reduce imaging time in pituitary MRI examinations. We evaluated images of phantoms and healthy volunteers, and confirmed that DLR improved SNR and spatial resolution. Objective evaluation showed that PSNR and SSIM were decreased, but DLR was suggested to improve image quality and ensure visibility. In this study, imaging time was reduced from 3 minutes 12 seconds to 1 minute 37 seconds for T₁WI and from 2 minutes 51 seconds to 1 minute 28 seconds for T₂WI under the imaging conditions using DLR, suggesting a reduction of approximately 50% while maintaining image quality. Further validation is needed for clinical use.

【要旨】

下垂体MRI検査において、Deep Learning Reconstruction (DLR) を使用して画質を維持し、撮像時間を短縮する可能性について検討した。ファントムと健常ボランティアを対象に画像評価を行い、DLRによってSNRや空間分解能の向上が確認された。客観的評価ではPSNR・SSIMの低下が見られたが、DLRによる画質の向上や視認性の担保が示唆された。本研究ではDLR使用の撮像条件により、撮像時間はT₁WIで3分12秒から1分37秒に、T₂WIで2分51秒から1分28秒になり、画質を維持しつつ約50%の撮像時間の短縮が得られると考えられた。臨床での実用性についてはさらなる検証が必要である。

1. 緒言

頭部下垂体を対象とした検査においては、下垂体の解剖学的構造と周囲組織との関係性から、軟部組織コントラストの良好なMRI検査が有用であることが多い。特に、腫瘍構造や周囲組織である視交叉・傍鞍部については、CTよりもMRIの方が描出に優れていることが知られている¹⁾。また微少病変の場合、1.5T MRIよりも3T MRIでより良好に分類が可能であることが知られている²⁻⁵⁾。このように、特に微細な構造の描出や病変の浸潤度合いなど、正常組織と異常組

織の境界を評価する際には、より高磁場装置で高い空間分解能が有用とされている^{3,4,6)}。このことから従来では、診断に十分なSNRや高い空間分解能を得るための撮像時間の延長が課題の一つであった⁶⁾。当院では、主に下垂体MRI検査ルーティンとして、3.0T MRI装置で2D Turbo Spin Echo (TSE) T₁, T₂強調画像2 mm, 3方向を加算回数2回で撮像しており、その撮像時間は約20分であった。

また現在、医療画像分野においてDeep learning (以下、DL) は普及しつつあり、病変検出やセグメンテーションなどに多く利用されている⁷⁻⁸⁾。MR画像においてもDLを利用し画質を向上させる再構成法であるDeep Learning Reconstruction (以下、DLR) が開発されており⁹⁾、近年ではアプリケーションとして使用可能なMRI装置が各社増加している¹⁰⁻¹³⁾。

DLRにはさまざまな手法があるが、中でもSIEMENS社が開発したDeep Resolve (Siemens Healthineers Erlangen Germany, 以下、DR) はノイズ除去処理や高解像度処理を行う技術であり、DRによって従来よりも高画質な画像を得ることが可能となる¹²⁻¹³⁾。

MORI Ryutaro^{1)*}, UENO Masayuki¹⁾,
KANEKO Akihiro¹⁾, SEKITO Yuichi¹⁾,
ONO Hidetoshi²⁾

1) Department of Diagnostic Radiology, Nakamura Memorial Hospital
(Currently, Department of Radiation Science, Hirosaki University (First author only))

2) Department of Radiation, Nakamura Memorial Hospital

* E-mail: forest19951016@gmail.com

Received October 5, 2023; accepted January 17, 2024

そこで下垂体MRI検査において、装置付属のDLR技術であるDRを使用することで、従来の画質を保ったまま撮像時間の短縮が可能ではないかと考えた。本研究では、まずファントム実験による画質評価によってDRがMR画像の画質に与える影響を明らかにした。さらに健常ボランティア撮像から、DRの使用により高速化した下垂体画像の画質について検討を行った。本研究の目的は、DRを使用し従来の下垂体検査の画質を担保したまま撮像時間の短縮が可能か検討することである。

2. 検討条件

2-1. 対象

本研究の趣旨およびボランティアの参加を、いつでも拒否・辞退する権利がある旨を書面および口頭で十分に説明し、同意を得られた24~58歳の健常ボランティア15人を対象とした（男性：12人、女性：3人、平均年齢：36.6±9.1歳）。

なお、本研究は当院倫理委員会の審査を受け、承認を得ている（承認番号：202307-03）。

2-2. 使用機器

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

ファントムは装置付属の5300 mlプラスチックボトル型ファントム (H₂O蒸留水1000 g当たりの溶質：3.75 g NiSO₄·6H₂O+5 g NaCl), 90-401型MRIファントム (アクリル・PVAゲル, 本橋化成工業, 千葉)を使用した。

画像解析にImageJ 1.53a (National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA)を使用した。

2-3. DLRについて

本研究で使用したDLR技術はDRである。DRはDeep Resolve Gain (以下, DRG) とDeep Resolve Sharp (以下, DRS) に分かれている。DRGはdenoiseを行う技術であり, rawデータから生成したノイズマップを使用しているため, 高精度なノイズ除去を撮像時間の延長なしに行うことができる¹³⁾。DRSは低解像度と高解像度のデータセットを学習しており, 画像の高解像度化が可能な技術である¹³⁾。またDRGは単独での使用が可能であり, Denoising factorを1-8まで変更可能である。DRSはON/OFF

の変更が可能であるが, DRS ONの場合にはDRGとの併用が必須となる。

2-4. 撮像条件

撮像シーケンスは2D TSEを使用した。固定撮像条件は,

FOV: 160 mm, スライス厚: 2.0 mm, スライス数: 15枚, Flip Angle: 150°, Average (以下, AVE): 2, Interpolate: ON

T₁WI: TR/TE: 520 ms/9.5 ms, Base Matrix: 256×256, 受信バンド幅: 391 Hz/pix
Voxel size: 0.31×0.31×2 mm

T₂WI: TR/TE: 3600 ms/86 ms, Base Matrix: 320×320, 受信バンド幅: 260 Hz/pix
Voxel size: 0.25×0.25×2 mm

とし, 検討項目ごとに条件を変更して撮像を行った。以下, T₁WI・T₂WI共にAVE2, DLR OFFを従来条件として検討を行った。なお, 撮像時間は[Average1] T₁WI: 1分37秒, T₂WI: 1分28秒, [Average2] T₁WI: 3分12秒, T₂WI: 2分51秒, [Average3] T₁WI: 4分46秒, T₂WI: 4分14秒であった。

3. 検討方法

3-1. DR使用時の画質評価

DRG使用時の画質評価としてsignal to noise ratio (SNR) 測定を, DRS使用時の空間分解能評価として平均振幅測定を行った。撮像は全て5回行い, その平均値を算出した。

3-1-1. SNR評価

装置付属のボトル型ファントムを使用した。T₂WI撮像条件でAVEを1-3, DRGのdenoising strengthを1-8まで変化させ, 式(1)によって差分法でSNRを算出し比較した。撮像断面はAxialとした。SNR算出の際, 撮像断面の75%を含むように円形の関心領域 (region of interest, 以下, ROI) を設定し, 信号値と標準偏差 (standard deviation, 以下, SD) を測定した。

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

SI_{ave}: 2回撮像におけるROIの信号平均値,

SD_{sub}: 差分画像における標準偏差

統計解析にはRコマンダー4.3.1¹⁴⁾を用いて,

Dunnettの多重比較検定を行った。有位区間は95% ($p < 0.05$) とし検定を行った。

3-1-2. 空間分解能評価

90-401型MRIファントムの1 mmピンパターン部分に対してprofile curveを取得した。Profile curveの振幅の大きさは1 mmピンパターン部のコントラスト応答となり、0.125 cycles/mmの周波数領域での空間分解能を表しているため¹⁵⁾、profile curveとその振幅から空間分解能を相対的に比較した¹⁵⁾。Base Matrixを224, 240, 256, 272, 288, 304, 320と変化させ撮像を行い、DRSの有無で比較した。ピンパターン部においてImageJを用いてprofile curveを測定し、極大値4点と極小値5点の平均値の差から振幅を算出して、ファントム背景の平均信号値で正規化した。

3-2. 客観的評価

ボトル型ファントムをT₁WI・T₂WIの従来条件(AVE2)と検討条件(AVE1)で撮像し、検討条件においてDenoising strengthを1-8まで変化させた。撮像は5回行い、その平均値を算出した。両者の画質を比較するために、従来条件を基準としたピーク信号対雑音比(Peak Signal to Noise Ratio: PSNR)と構造の類似性(Structural Similarity: SSIM)を算出した。

PSNRは式(2)によって表され、2画像間のピクセル差に基づいて算出される画質の数学的な尺度である¹⁶⁾。

$$PSNR = 10 \log \frac{L^2}{MSE} \quad \dots (2)$$

全てのピクセル値が画像の取り得る最大ピクセル値に等しいときのSNRとなる。

Lは画像の取り得る最大ピクセル値であり、8 bitの画像ではLの値は255となる。

MSE (Mean Squared Error: 平均2乗誤差)は、2画像のピクセル強度差を2乗した平均値として表される。

PSNRが高いほど劣化が少ないことを表す指標となる¹⁷⁻¹⁸⁾。

またSSIMは、より人間の視覚評価と一致した客観的な指標とされており、式(3)によって表される¹⁹⁾。

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)} \quad \dots (3)$$

ここで μ_x 、 μ_y は画像の平均ピクセル値、 σ_x 、 σ_y は画像の標準偏差、 σ_{xy} は画像の共分散である。また

C_1 および C_2 は補正係数で以下の式で計算される。

$$C_1 = (K_1L)^2, \quad C_2 = (K_2L)^2$$

今回は文献より $K_1=0.01$ 、 $K_2=0.03$ として計算した。SSIMは0-1までの値を取る。統計解析にはRコマンドー4.3.1¹⁴⁾を用いて、Steel-Dwassの多重比較検定を行った。有位区間は95% ($p < 0.05$) とし検定を行った。

3-3. 健常ボランティア画像による視覚評価

同意を得られた健常ボランティアに対し、従来条件と検討条件のT₁WI・T₂WIを撮像した。従来条件をAVE2 DR OFF、検討条件としてAVE1, DRG Denoising strength 8, DRS ONと設定した。それぞれの画像に対して放射線科医1人(医師歴27年)と診療放射線技師2人(技師歴22年と15年)による視覚評価を行った。

項目は下垂体構造(下垂体前葉・視交叉・下垂体柄)の視認性および画像ノイズについて、主観的評価を以下のように5段階にスコア化し行った。

構造の視認性: 5. 信号が均一で輪郭がはっきりしている, 4. 信号がやや不均一で輪郭がややボケている, 3. 構造は視認できるが一部不鮮明, 2. 全体的に不鮮明かほぼ視認できない, 1. 構造が分からない。

画像ノイズ: 5. ノイズはほとんどない, 4. 目立たないノイズ, 3. ノイズはあるが許容できる, 2. ノイズは目立つが診断は可能, 1. 許容できないノイズ。

全ての統計解析にはRコマンドー4.3.1¹⁴⁾を用いた。DLRの有無による画像評価についてWilcoxon検定、評価者間の一致率はFleiss' kappa係数を用いて解析を行った。どちらも有意区間は95% ($p < 0.05$) とし検定を行った。

4. 結果

4-1. SNR評価

AVE, Denoising strengthとSNRの関係をFig.1に示す。従来条件であるAVE2 DRG OFFとAVE1 DRG OFF-8でのSNRとの関係をFig.2に示す。

DRGのDenoising strengthを上昇させるとSNRは上昇していく結果となり、全てのAVEにおいてstrength: 8が最も高いSNRとなった。また従来条件であるAVE2のDRG OFFを基準とすると、AVE1のstrength: 6以上で従来条件よりも有意に高いSNRとなった。

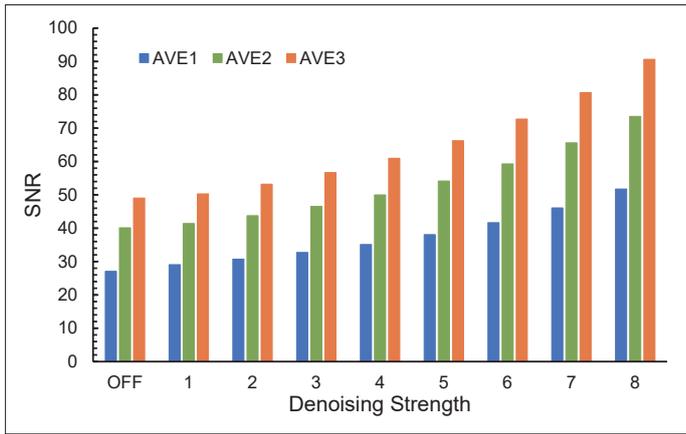


Fig.1 SNR for varying denoising strength and average.

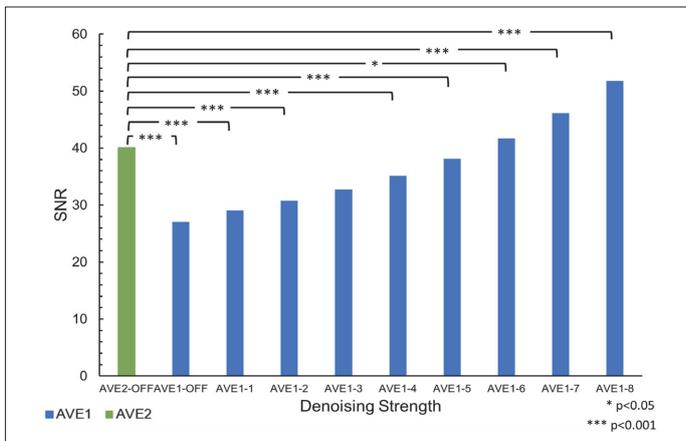


Fig.2 SNR for conventional conditions (AVE2 DRG OFF) and AVE1 DRG OFF-8.

4-2. 空間分解能評価

Base Matrixを変化させた際のprofile curveをFig.3に、DRSと平均振幅の関係を図.4に示す。Matrix224に関しては、DRS OFFのcurveが完全に分別できなかったため、確認できる範囲の極大値・極小値で平均振幅を算出した。全てのMatrixにおいてDRSをONにすることで平均振幅は向上した。しかし、DRS OFFからONにした際の平均振幅の向上率は224：199%、240：102%、256：52%、272：37%、288：23%、304：14%、320：9%と、Matrixが高くなるほど減少し、DRS ONによるprofile curveへの影響は小さくなった。またBase Matrix：288、DRS：OFFの平均振幅と、Base Matrix：240、DRS：ONの平均振幅が同等程度となり、Base Matrix：272、DRS：OFFの平均振幅よりも、Base Matrix：224、DRS：ONの平均振幅の方が高い値となった。

4-3. 画質の客観的評価

算出したPSNR・SSIMを以下のFig.5、6に示す。またSteel-Dwassの多重比較検定により異符号間に有意差を示す (p<0.05)。

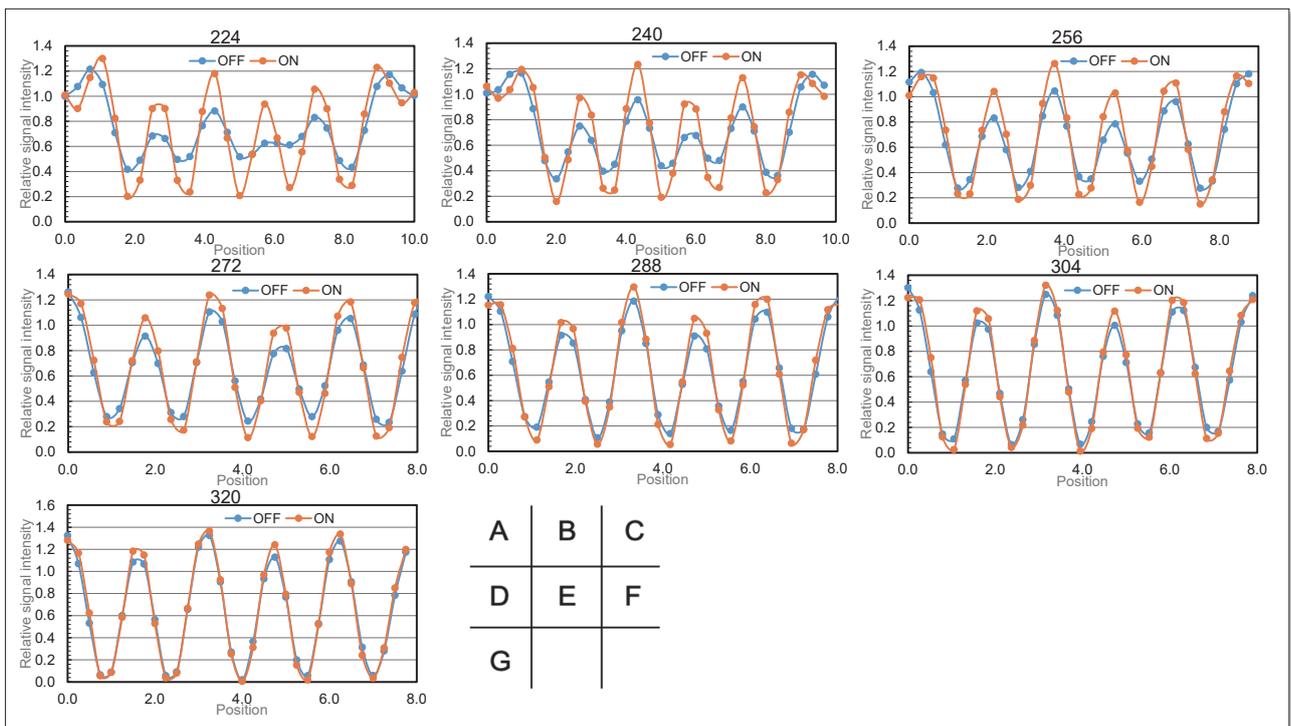


Fig.3 Profile curve at DLR ON/OFF (A: matrix224×224, B: matrix240×240, C: matrix256×256, D: matrix272×272, E: matrix288×288, F: matrix304×304, G: matrix320×320).

PSNRはDenoising strengthが大きいほど値が高くなる結果となったが、T₁WIでは有意な差は見られなかった。T₂WIではstrength 8が最も高く、strength 1-5と比較して有意に高値となった。全体におけるPSNRの平均値はT₁WIでは29.94 dB、

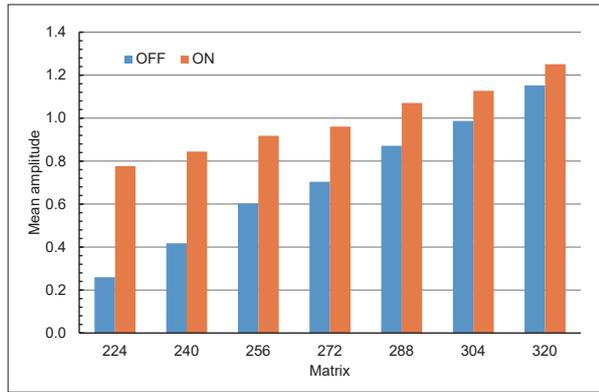


Fig.4 Mean amplitude for varying Base Matrix.

T₂WIでは27.45 dBとなり、T₁WIの方が高い結果となった。

SSIMも同様にDenoising strengthが大きいほど値が高くなる結果となった。最高値はT₁WI・T₂WI共にstrength 8となり、strength 1-6と比較して有意に高値となった。また全体におけるSSIMの平均値はT₁WIでは0.92、T₂WIでは0.78となり、PSNRと同様にT₁WIの方が高い結果となった。

4-4. 健常ボランティア画像による視覚評価

健常ボランティアの下垂体に対するAVE2 DLR OFFとAVE1 DLR ONでの視覚評価の結果をTable 1に示す。また評価に使用した画像の一例をFig.7に示す。

Kappa解析の結果、構造の視認性では下垂体前葉 (0.564)・視交叉 (0.442)・下垂体柄 (0.335) となり、

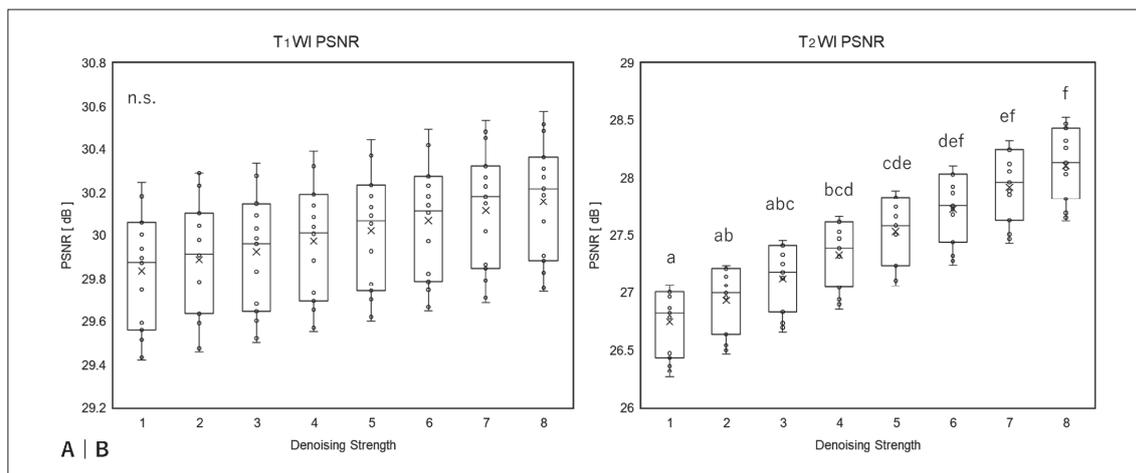


Fig.5 PSNR at DLR ON/OFF for varying denoising strength (A : T₁WI, B : T₂WI). Significant differences between different signs (p<0.05).

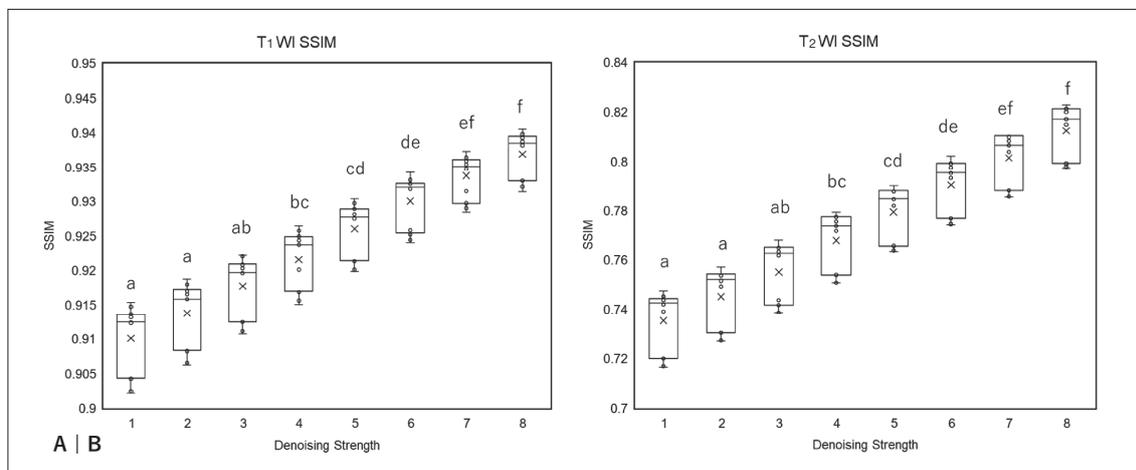


Fig.6 SSIM at DLR ON/OFF for varying denoising strength (A : T₁WI, B : T₂WI). Significant differences between different signs (p<0.05).

Table 1 Result of visual evaluation and Wilcoxon rank-sum test for T₁WI and T₂WI with DLR ON/OFF in three readers.

	Anterior Pituitary	Pituitary Stalk	Optic Chiasm	Noise
Reader1				
T ₁ WI (mean ± SD)	4.69 ± 0.46	3.81 ± 0.81	3.38 ± 0.60	3.63 ± 0.60
T ₁ WI DLR (mean ± SD)	4.44 ± 0.50	3.56 ± 0.70	2.88 ± 0.60	3.44 ± 0.50
p-value	n.s	n.s	n.s	n.s
T ₂ WI (mean ± SD)	4.94 ± 0.24	4.00 ± 0.79	5.00 ± 0.00	4.00 ± 0.35
T ₂ WI DLR (mean ± SD)	4.88 ± 0.33	4.56 ± 0.50	5.00 ± 0.00	3.94 ± 0.24
p-value	n.s	n.s	n.s	n.s
Reader2				
T ₁ WI (mean ± SD)	4.50 ± 0.61	4.94 ± 0.24	4.81 ± 0.39	4.19 ± 0.39
T ₁ WI DLR (mean ± SD)	4.25 ± 0.43	4.75 ± 0.43	4.50 ± 0.61	3.69 ± 0.46
p-value	n.s	n.s	n.s	0.0156
T ₂ WI (mean ± SD)	4.75 ± 0.43	4.63 ± 0.78	4.81 ± 0.39	4.69 ± 0.46
T ₂ WI DLR (mean ± SD)	4.44 ± 0.48	4.19 ± 0.60	4.94 ± 0.43	3.13 ± 0.66
p-value	0.0312	n.s	n.s	0.0273
Reader3				
T ₁ WI (mean ± SD)	4.56 ± 0.50	3.81 ± 0.81	3.81 ± 0.73	3.50 ± 0.50
T ₁ WI DLR (mean ± SD)	4.00 ± 0.61	3.50 ± 0.87	3.81 ± 0.88	3.50 ± 0.61
p-value	0.0312	n.s	n.s	n.s
T ₂ WI (mean ± SD)	4.88 ± 0.33	3.75 ± 0.75	5.00 ± 0.00	3.94 ± 0.43
T ₂ WI DLR (mean ± SD)	4.75 ± 0.43	3.94 ± 0.56	4.94 ± 0.24	3.75 ± 0.43
p-value	n.s	n.s	n.s	n.s

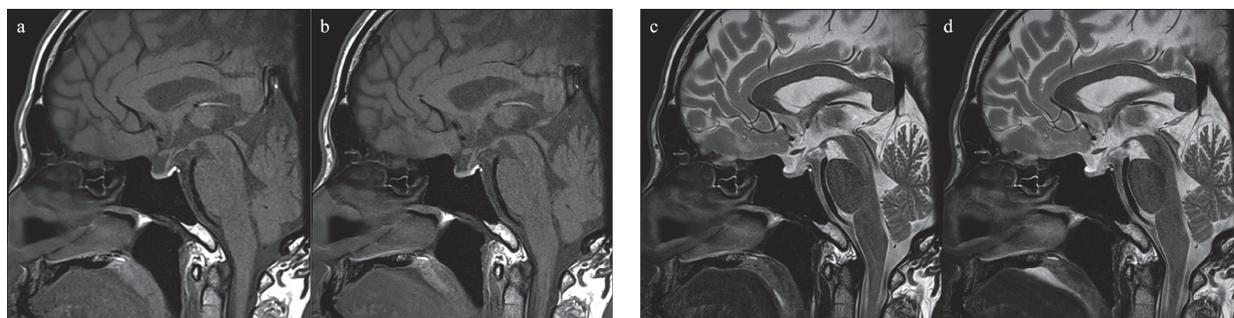


Fig.7 Reference MR images from a 51 year-old healthy male volunteer.

(a) DLR OFF T₁WI, (b) DLR T₁WI, (c) DLR OFF T₂WI, (d) DLR T₂WI (Optic chiasm score on T₂WI was 5 for all readers; at T₁WI, one reader had a score of 5 and two had a score of 4 for DLR OFF (a), and two had a score of 5 and one had a score of 4 for DLR ON (b).)

画像ノイズでは (0.393) となった。下垂体前葉と画像ノイズに関しては、T₁WI・T₂WI共にReader1, 3ではDLR ON/OFFでスコアに有意な差はなく、Reader2ではDLR ONによるスコアが有意に低い結果となった。下垂体柄・視交叉に関してはT₁WIとT₂WIで評価が異なった。T₁WIにおいては全ての評価者でDLR ONにおけるスコアが同等もしくは低い結果となったが、T₂WIにおいてはReader1, 3の下垂体柄、Reader2の視交叉でDLR ONの方が高いスコアを得られた。

5. 考察

本研究では、下垂体MRI検査において、DLRを使用することで画質を担保したまま高速化を行うことが可能なのではないかと考え、ファントム実験によってDRが画質に与える影響を検討し、健常ボランティアの下垂体に対する視覚評価によって高速化した画像の画質について検討した。

ファントム実験によるSNR評価では、従来条件であるAVE2, DRG:OFFを基準とすると、AVE1,

Denoising strength : 6以上で有意に高いSNRを得ることができた。よって加算回数を下げた場合にもDLRを使用することで、同等もしくはそれ以上のSNRを得ることができると考えられる。

また同様にファントム実験による空間分解能評価では、DRS使用により平均振幅の値が上昇した。結果より、Base Matrix : 288, DRS : OFFの平均振幅とBase Matrix : 240, DRS : ONの平均振幅が同等程度となり、Base Matrix : 272, DRS : OFFの平均振幅よりもBase Matrix : 224, DRS : ONの平均振幅の方が高い値となった。Base Matrixが224, 240であっても272, 288相当の平均振幅が得られた。よってDRSの使用により空間分解能の向上が示唆され、Base Matrixを下げたとしても同等もしくはそれ以上の空間分解能を得ることができると考えられる。

ファントム実験における客観的評価では、PSNRおよびSSIMでT₁WIよりもT₂WIの方が低く、T₂WIで加算回数を下げたことによる画質劣化と類似度の低下が示唆された。PSNRは高いほど劣化が少ないことを表す指標となり、非可逆画像における一般値は30-50 dBである¹⁷⁻¹⁸⁾。またSSIMは1に近いほど元画像と類似度が高いことを表す指標であり、0.90以上が標準的な目安といわれている¹⁸⁻¹⁹⁾。PSNRの平均値 (strength 1-8) はT₁WIで29.94 dB, T₂WIで27.45 dB, SSIMの平均値 (strength 1-8) はT₁WIで0.92, T₂WIで0.78となり、T₁WIよりもT₂WIで画質は劣化し、類似度は低下している結果となった。よって客観的評価においては、T₁WIでは加算回数を下げたとしても、DLRの効果によって画質劣化と類似度の低下は少ないと言えるが、T₂WIではPSNR・SSIMの平均値から画質劣化と類似度の低下を示している。しかし、Denoising strengthを上げるとT₁WI・T₂WIでPSNR・SSIMは高くなるため、DRGは画質劣化や類似度の向上に効果的であると考えられる。以上より、T₁WI・T₂WIにおいて加算回数を下げた場合には高いstrengthを使用することで、より従来条件に近い画質を得ることができると考えられる。

健常ボランティアの下垂体における視覚評価では、Reader2の下垂体前葉・画像ノイズでDLR ONのスコアが有意に低い結果となった。これは、加算回数を下げたことにより、画像の信号値の加算やノイズ信号のsmoothingによるアーチファクトの低減効果が減少してしまったことが主な原因と考えられる²⁰⁾。またDRS使用のデメリットとしてアーチファクトを強調してしまうことが挙げられる。下垂体構造は撮像範

囲の比較的中心部に位置しており、生じたフローアーチファクトが構造体に重なることでコントラストが低下、DRSによって強調されたことによって画像ノイズが視覚的に増加し、下垂体前葉・画像ノイズのスコアが低下したと考えられる。しかし、視交叉・下垂体柄では全ての評価者で有意な差が見られず、T₂WIにおいてはDLR ONによるスコアの上昇も見られた。これは、構造的に輪郭のはっきりしている部位では、アーチファクトによる影響はDRGによって低減されており、DRSによる空間分解能の向上による恩恵を受けていると考えられる。以上より、視交叉と下垂体柄ではDLRによる視認性の担保および向上が示唆され、下垂体前葉では視認性の低下もわずかであったため、加算回数を下げたことによる視認性への影響はDLRによって担保されていると考えられる。

本研究において、ファントム実験の結果から、DRG Denoising strength : 6以上とDRS ONによって、AVEを下げた場合にも従来以上のSNRと空間分解能が得られた。また視覚評価ではDLRによる視認性の担保が示唆された。このことにより、下垂体撮像においてはDLRによって画質は担保されつつも、約50%の撮像時間の短縮を得ることが可能と考えられる。

6. 結論

本研究では、DLRによって画質を担保したまま撮像条件を短縮できると考え、画質検討を行った。ファントム実験では加算回数の増減によるノイズ量はDLRによって補うことができると考えられたが、客観的評価ではPSNR・SSIMの低下が見られた。しかし、高いDenoising strengthによって類似度が上昇したことや、視覚評価の結果からDLRによる視認性の担保が示唆されたことから、撮像時間短縮のために加算回数を下げ、DLRによって画質を補うことは有用であると考えられる。本研究では2D TSEについて検討を行った。基準条件の撮像時間がT₁WI : 3分12秒、T₂WI : 2分51秒であり、DLRを使用した検討条件ではT₁WI : 1分37秒、T₂WI : 1分28秒であった。よって本研究においては、下垂体MRI検査ではDLRにより、約50%の撮像時間短縮効果を得ることが可能であると考えられる。また視覚評価の結果から、生体由来の現象による画質への影響が見られたため、今後は臨床画像の使用などによりアーチファクトの影響を含めた撮像条件の検討を行う必要がある。

利益相反

本研究に関して開示すべき利益相反事項はない。

表の説明

Table 1 3人の評価者におけるDLR ON/OFFのT₁WI, T₂WIに対する視覚評価の結果およびWilcoxon順位符号検定の結果。

図の説明

- Fig.1 Denoising strengthと加算回数を変化させた際のSNR.
 Fig.2 従来条件 (AVE2 DRG OFF) とAVE1 DRG OFF-8のSNR.
 Fig.3 DRS ON/OFFにおけるprofile curve (A : matrix224×224, B : matrix240×240, C : matrix256×256, D : matrix272×272, E : matrix288×288, F : matrix304×304, G : matrix320×320).
 Fig.4 Base Matrixを変化させた際の平均振幅.
 Fig.5 Denoising strengthを変化させた際のDLR ON/OFFにおけるPSNR (A : T₁WI, B : T₂WI), 異符号間で有意差あり (p<0.05).
 Fig.6 Denoising strengthを変化させた際のDLR ON/OFFにおけるSSIM (A : T₁WI, B : T₂WI), 異符号間で有意差あり (p<0.05).
 Fig.7 視覚評価に使用した画像の一例 (51歳男性健常ボランティア).
 (a) : DLR不使用T₁WI, (b) : DLR使用T₁WI, (c) : DLR不使用T₂WI, (d) : DLR使用T₂WI, 視交叉のスコアはT₂WI (c), (d) で評価者全員が5, DLR不使用T₁WI (a) においては1人の評価者が5, 2人の評価者が4, DLR使用T₁WI (b) においては2人の評価者が5, 1人の評価者が4となった。

参考文献

- 1) R. L. GUY, et al.: A comparison of CT and MRI in the Assessment of the Pituitary and Parasellar Region. *Clinical Radiology*, 43, 156-161, 1991.
- 2) Louis J. Kim, et al.: Preliminary Experience with 3-Tesla MRI and Cushing's Disease. *Skull Base*, 17, 273-277, 2007.
- 3) Marco Varrassi, et al.: High-resolution magnetic resonance imaging at 3T of pituitary gland: advantages and pitfalls. *Gland Surgery*, 8, 208-215, 2019.

- 4) Hisato Nakazawa, et al.: Efficacy of magnetic resonance imaging at 3T compared with 1.5T in small pituitary tumors for stereotactic radiosurgery planning. *Jpn J Radiol*, 32, 22-29, 2014.
- 5) David B. Stobo, et al.: Initial experience of 3 Tesla versus conventional field strength magnetic resonance imaging of small functioning pituitary tumours. *Clinical Endocrinology*, 75, 673-677, 2011.
- 6) K. Pinker, et al.: The value of high-field MRI (3T) in the assessment of sellar lesions. *European Journal of Radiology*, 54, 327-334, 2005.
- 7) Kai Zhang, et al.: Beyond a Gaussian Denoiser: Residual Learning of Deep CNN for Image Denoising. *IEEE Trans Image Process*, 26(7), 3142-3155, 2017.
- 8) Kaiming He, et al.: Deep Residual Learning for Image Recognition. *IEEE in CVPR*, 770-778, 2016.
- 9) Chang Min Hyun, et al.: Deep learning for undersampled MRI reconstruction. *Phys.Med.Biol*, 63, 135007 (15pp), 2018.
- 10) Masafumi Kidoh, et al.: Deep Learning Based Noise Reduction for Brain MR imaging: Tests on Phantoms and Healthy Volunteers. *Magn Reson Med Sci*, 19, 195-206, 2019.
- 11) Hiroyuki Akai, et al.: Commercially Available Deep-learning-reconstruction of MR Imaging of the Knee at 1.5T Has Higher Image Quality Than Conventionally-reconstructed Imaging at 3T: A Normal Volunteer Study. *Magn Reson Med Sci*, 22, 353-360, 2023.
- 12) R. Marc Label: Performance characterization of a novel deep learning-based MR image reconstruction pipeline. *arXiv.06559*, 2008.
- 13) Nicolas Behl.: Deep Resolve – Mobilizing the Power of Networks. *MAGNETOM Flash*, 78, 1-6, 2021.
- 14) 対馬栄輝 : 変更Rコマンド。 <https://personal.hs.hirosaki-u.ac.jp/pteiki/research/stat/R/> (参照 2023-08-14)
- 15) 山越一統, 他 : 2 point DIXON法併用頭頸部高空間分解能3T 3D-GRE imagingの検討. *日磁医誌*, 36(2), 73-84, 2016.
- 16) Yusra A, et al.: Comparison of Image Quality Assessment: PSNR, HVS, SSIM, UIQI. *International Journal of Scientific & Engineering Research*, 3(8), 2012.
- 17) Anitha S, et al.: Quality Assessment of Resultant Images after Processing. *Computer Engineering and Intelligent Systems*, 3(7), 105-112, 2012.
- 18) 小箱雅彦 : 標準化への道 標準化委員会報告(3) 電子化文章の画像圧縮ガイドライン. *月刊IM*, 50(5), 21-24, 2011.
- 19) Zhou Wang, et al.: Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity. *IEEE transactions on image processing*, 13(4), 2004.
- 20) 寺田理希, 他 : 3T MRI装置における上腹部領域高分解能DWIの検討. *日放技学誌*, 65(3), 312-322, 2009.