肝 MRI による脂肪定量の撮像・管理細則

一般社団法人日本磁気共鳴医学会

１．基本シーケンスの選択

肝脂肪定量（proton density fat fraction: PDFF）には、マルチエコー・スポイルド勾配エコー（spoiled GRE）に基づく chemical shift–encoded（CSE）MRI を用いる(1, 2)。全肝を短時間でカバーできることから 3D 収集を標準とするが、RSNA-QIBA PDFF Profile は 2D および 3D のいずれも対象としており(3)、息止めが困難な場合等には、精度が検証された 2D マルチエコー収集も使用可能である。

各ベンダーが提供する PDFF／R2*（T2*）同時マッピング用の multi-echo CSE-MRI 実装を用いる。代表的な製品名としては、IDEAL IQ（GE HealthCare）(4, 5)、LiverLab（Siemens Healthineers，定量法として Multi-echo Dixon VIBE／q-Dixon を含む）(6)、mDIXON Quant（Philips，6 エコー収集・7 ピーク脂肪モデル）(7, 8)、Fat Fraction Quantification（キヤノンメディカルシステムズ，6 エコー3D FE）(9)などが挙げられる。ただしこれらは例示であり、製品名・実装内容・搭載可否・薬機承認状況は地域、装置およびソフトウェアバージョンにより変更され得るため、導入にあたっては各社の公式資料により確認する。

使用にあたっては、マルチエコー取得、T2*補正、マルチピーク脂肪モデル、T1 バイアス低減（低フリップ角）が実装されていることを確認する(3, 10)。なお、R2*（単位：s^{-1}）と T2*（単位：ms）は R2*＝1000／T2* の逆数関係にあり、本細則では両者を互換の指標として「R2*（T2*）」と併記する。装置により出力される指標が異なるため、報告に際しては用いた指標と単位を明示する。

２．撮像パラメータの設定（推奨値）

2-1. フリップ角（Flip Angle: FA）

水と脂肪の T1 値の違いによる信号の歪み（T1 バイアス）を最小限に抑えるため、原則として低フリップ角（small flip angle）を用いる(11, 12)。ただし、妥当性が確認された T1 補

正法（dual flip angle 法または variable flip angle 法、centric phase encoding とフリップ角変調の併用など）を用いる場合はこの限りでない(3)。

- **推奨値：**3D CSE-MRI では、1.5T で概ね 3°～5°、3T で概ね 2°～4° を目安とする(3, 11–13)。2D 収集を用いる場合は、1.5T で概ね 10°～12°、3T で概ね 8°～10° が目安とされる(3)。高磁場ほど水・脂肪の T1 が延長し T1 バイアスが増大しやすいため、3T では 1.5T よりも低いフリップ角を用いることが望ましい。ただし、SNR とのトレードオフを考慮し、ベンダー実装および検証済みプロトコルに従う。
- **設定根拠：**フリップ角を大きくすると、T1 値の短い脂肪の信号が相対的に強調され、PDFF が過大評価される(11, 12)。

2-2. 繰り返し時間（TR）

T1 バイアスをさらに抑制し、かつ十分な SNR を確保する設定とする。

- **推奨値：**3D CSE-MRI では、1.5T で概ね 10～15 ms、3T で概ね 6～10 ms を目安とする(3, 11, 13)。2D 収集を用いる場合は、1.5T で概ね 150～250 ms、3T で概ね 100～200 ms が目安とされる(3)。実際の TR は、エコー数、エコー間隔、readout 方式、parallel imaging、compressed sensing 等に依存するため、検証済みのベンダー推奨プロトコルに従う。

2-3. エコー数およびエコー時間（TE）

T2*補正およびマルチピーク脂肪モデルに基づく PDFF 推定を安定して行うため、原則として 6 エコーの取得を推奨する(2, 13, 14)。RSNA-QIBA PDFF Profile では、Table 3 において「3 エコーを超える取得を推奨し、6 エコーを優先する」とされ、本文（A.4.2）では 4～6 エコーが推奨されている(3)。本細則では国内の標準的運用として 6 エコーを基本とするが、同 Profile の性能要件を満たすことが検証されたベンダー実装においては、4 エコー以上の取得を排除するものではない。

- **エコー数：**6 エコーを標準とする。検証済み実装では 4 エコー以上を許容する(2, 3, 14)。

- **TE 設定：**第 1 エコー（TE_1）はハードウェアの許す範囲で可能な限り短くし、エコー間隔（ΔTE）は水と脂肪の主ピークの位相変化を効率的にサンプリングできるように設定する(3, 7, 13)。
- **撮像例：**RSNA-QIBA PDFF Profile で示される範囲および各ベンダーの実装を踏まえると、1.5T では TE_1を約 0.8〜2.4 ms、ΔTE を約 1.2〜2.4 ms、3T では TE_1を約 0.7〜1.2 ms、ΔTE を約 0.7〜1.2 ms とするプロトコルが用いられる(3, 13)。具体的な TE 配列はベンダー・装置構成・readout 方式に依存する。

2-4. スライス厚・分解能

- **スライス厚：**5〜10 mm を目安とし、患者の息止め能力および肝サイズに応じてこの範囲内で調整のうえ、十分な SNR を確保する(3)。
- **マトリクスサイズ：**128×128 以上とし、面内分解能は概ね 1〜2 mm を目安とする(3)。
- **スライス間隔：**2D 収集を用いる場合、0〜5 mm の範囲で、息止め能力および肝サイズに応じて調整する(3)。

３．再構成アルゴリズムの要件

PDFF マップの算出には、以下の物理モデルが組み込まれている必要がある(11, 13)。

- **T2*補正：**各エコーの信号減衰から R2*（T2*）値を算出し、信号減衰を補正して TE=0 における真のプロトン密度に基づく PDFF を推定する(2, 13)。
- **マルチピーク脂肪モデル：**脂肪のプロトンスペクトルが複数のピークを持つこと（Hamilton らによる in vivo 脂肪スペクトルモデル等）を考慮し、単一ピークモデルによる系統誤差を排除する(2, 13–16)。
- **再構成方式（複素数ベース／マグニチュードベース／ハイブリッド）：**CSE データ再構成には、複素数（complex）データを用いる方式、マグニチュード（magnitude）データのみを用いる方式、または両者を組み合わせた hybrid 法が用いられる(3, 17, 18)。各方式は動的範囲、SNR、位相誤差、ノイズバイアスに関する

特性が異なるため、単にベンダー実装が搭載されていることをもって測定精度が保証されるものではない。対象とする PDFF 範囲において、RSNA-QIBA PDFF Profile の Claim に相当するバイアスおよび精度を満たすことが検証された実装を用いる(3, 19)。肝臓の PDFF は生理的範囲が概ね 0〜50%にあり、この範囲においては複素数ベース・マグニチュードベースいずれの方式も臨床用途での妥当性が報告されている(2, 17, 20)。

4．撮像上の留意事項

- **息止め撮像：**呼吸性移動によるアーチファクトを防ぐため、原則として 1 回の息止め（通常 15〜25 秒程度）で肝全体をカバーする(11, 13)。短時間で全肝をカバーするため、parallel imaging（SENSE／GRAPPA など）の併用が推奨される(3)。息止めが困難な患者への対応として、parallel imaging に加えて compressed sensing を組み合わせた加速取得が有用との報告がある(21)。
- **自由呼吸下の撮像：**自由呼吸下の stack-of-radial 法(22)、2D sequential 法(23)、フリップ角変調（flip angle modulation, FAM）法(24)などによる PDFF 定量が報告されているが、現時点では多くが研究用実装（work-in-progress）である。製品として提供され、かつ施設・装置において精度と再現性が検証されている場合に限り、臨床定量目的での使用を可とする(3)。
- **受信コイル：**多チャンネルの体幹用フェーズドアレイコイルを使用し、十分な感度および parallel imaging 等の高速撮像を確保する(3)。
- **シミング：**肝臓領域全体の磁場均一性を高めるため、撮像前に適切なボリュームシミングを行う(3)。
- **造影剤：**PDFF 撮像は原則として造影前に行う。特に肝細胞特異性造影剤（ガドキセト酸：Gd-EOB-DTPA）投与後は、T1 短縮や R2*（T2*）変化により PDFF 推定に影響を及ぼす可能性がある。低フリップ角など適切な条件下では影響が限定的とする報告もあるが(25, 26)、経時比較および施設間比較の再現性を重視する場合は、

造影前 PDFF を標準とする。やむを得ず造影後に撮像した場合は、造影剤の種類、投与量、撮像時相およびフリップ角を記録し、造影前の測定値と混在させない。

- **関心領域（ROI）の設置と精度管理：**PDFF マップ上での ROI は、大血管、主要胆管、肝表近傍、局所病変、アーチファクト、高 R2*（低 T2*）領域を避け、可能な限り大きく設定する(3, 27)。RSNA-QIBA PDFF Profile では、直径 1 cm 相当の円を超える面積の ROI が推奨され、4 cm^2以上がより望ましいとされている(3)。肝全体の脂肪化を反映する目的では、両葉の 4 区域（前区域、後区域、内側区域、外側区域）を含めた少なくとも 4 箇所に ROI を配置する。肝生検は通常右葉（前区域または後区域）から採取されることから、生検部位が判明している場合には、可能な範囲で同部位に共局在させる(27)。
- **高 R2*（低 T2*）領域の取扱い：**PDFF 撮像と同時に得られる R2*（T2*）マップを併用し、鉄沈着による PDFF 測定への影響を評価する。RSNA-QIBA PDFF Profile では、1.5T で R2* 300 s^{-1}超（T2* 約 3.3 ms 未満）、3T で R2* 450 s^{-1}超（T2* 約 2.2 ms 未満）の領域は PDFF の信頼性が低下するとして、ROI から除外することが求められている(3)。これらは PDFF 測定の信頼性を確保するための技術的目安であり、鉄過剰症の臨床的重症度を判定する閾値ではない。またこの閾値は、より短い TE を用いる最適化された取得により拡張し得る(3)。R2*（T2*）値を報告する際は磁場強度、シーケンスおよび再構成法を併記し、妥当性が確認された校正式がない限り、肝鉄濃度や重症度へ直接換算しない。

５．精度管理体制

5-1. 臨床使用前の検証（ボランティア撮像）

臨床使用に先立ち、5 名以上のボランティアを対象として PDFF 撮像を行い、息止め方法、受信コイルの設置、シミングおよび MRI 操作者の違いによる測定値のばらつきを最小限とする。このうち同一のボランティアについては、2 回以上の反復撮像を行い、繰り返し精度が許容範囲内であることを確認する。反復撮像にあたっては、一度ボランティアが寝台から降りた状態から、改めて位置決めを行ったうえで撮像する。脂肪／水ファントム（PDFF

phantom）を用いた検証を併せて行うことを妨げない。

5-2. PDFF 画質管理者

日本磁気共鳴専門技術者認定機構が認定する磁気共鳴専門技術者、日本医学放射線学会が認定する放射線診断専門医、および日本肝臓学会が認定する肝臓専門医の中から 1 名を PDFF 画質管理者として定め、PDFF 画質管理者のもと、精度管理体制を整える。PDFF 画質管理者は、撮像条件、解析手法および Quality Assurance（QA）の結果等を継続的に管理する。

5-3. 臨床評価の体制

臨床における脂肪定量評価については、放射線診断専門医および肝臓専門医が協力して評価する体制を整えることが望ましい。

5-4. 他施設との互換性

PDFF 画質管理者は、画質の管理とともに、標準的な保険医療を目指すために、できるだけ他の施設との互換性を高めるよう努めることが望まれる。

６．運用上の推奨事項

肝 MRI による脂肪定量を臨床・研究で安定的に運用するため、以下の項目を推奨する(3)。

1　プロトコル固定：撮像前にベンダー推奨プロトコルまたは RSNA-QIBA PDFF Profile に準拠したプロトコルを施設内で固定化する。

2　再検証の契機：以下の場合には、5-1 の臨床使用前の検証に加えて、改めて検証を行う。①パルスシーケンスの更新（ソフトウェアまたはハードウェアの変更）時、②多施設研究等における施設適格性の判定時、③PDFF 性能に影響し得るパラメータ（TE、エコー間隔、マトリクスサイズ、FOV、空間分解能等）を変更したとき(3)。

3　経時比較：経時比較を行う場合は、可能な限り同一装置・同一プロトコル・同一解析法・同一の ROI 設置方針を用いる。

4　画像確認：PDFF マップに加えて、water／fat 画像、in-phase／opposed-phase 画像、R2*（T2*）マップを併せて確認し、water-fat swap、motion artifact、シミング不良などの有無を評価する。

5　施設間比較・研究における QA：施設間比較や多施設研究、臨床試験等で PDFF を用いる場合には、RSNA-QIBA PDFF Profile に基づく QA またはファントム検証を行うことが望ましい(3, 19)。同 Profile では、0〜50%の PDFF 値を含む PDFF 固有ファントムを用いて、バイアスおよび直線性を定期的に検証することが求められており、合格の目安として絶対 PDFF バイアス±5%以内が示されている(3)。なお、ファントムを撮像する場合は、撮像室内で室温と平衡させたうえで走査し、室温を記録する（温度は PDFF 定量の交絡因子である）(3)。

6　測定値および変化の解釈：下記 6-1 に従う。

7　最小報告項目：下記 6-2 に従う。

6-1. 測定値および変化の解釈

RSNA-QIBA PDFF Profile では、同 Profile の全要件に準拠して測定した場合の技術性能として、次の 2 つの Claim が示されている(3)。

・横断的 Claim：測定された PDFF 値に対する真値の 95%信頼区間は、測定値から絶対値で 8 パーセントポイント以内である。

・縦断的 Claim：同一部位で測定した、絶対値で 5 パーセントポイント以上の PDFF 変化は、95%以上の確信をもって真の変化が生じたことを示す。

これらは装置・実装をまたいだ集計値に基づく保守的な技術性能の目安であり、同 Profile は Stage 2（Consensus）段階にある。実際の反復再現性はこれより良好であり、同一装置・別日の反復性係数は magnitude 法で 1.19%、complex 法で 1.56%(28)、同一日の test-retest では 0.6%との報告がある(29)。ただし文献 29 で 2〜4 週後に再検された 6 例では反復性係数は 2.6%であり、日をまたぐ再現性は同日再検の値より劣ることに留意する。

一方、MASH／MASLD に対する薬物治療の効果判定では、絶対変化ではなく相対変化が用いられている。ベースラインからの MRI-PDFF の 30%以上の相対的低下が組織学的改善と関連することが報告され(30, 31)、国際的な診療ガイダンス・ガイドラインにおいても治療反応の参考指標として用いられている(32–34)。国内においても、MASLD 診療ガイドライン 2026（改訂第 3 版）CQ4-3 において、肝脂肪量の 30%以上の相対的な減少が線維化や炎

症の改善と関連する可能性があるとされ、脂肪定量およびその経時的な測定が提案されている（推奨の強さ：弱、エビデンスレベル：C）(35)。ただし、30%以上の相対的低下を達成した場合でも組織学的反応が得られる割合は 50%未満との報告もあり(32)、本指標はあくまで参考値であり、単独で治療効果を確定するものではない。治療薬の種類、測定時期、他の非侵襲的指標および臨床所見と併せて解釈する。技術性能の指標（絶対変化）と治療反応判定の指標（相対変化）は目的が異なるため、区別して用いる。

なお、同 CQ では、MASLD においては肝硬変の進行に伴い肝脂肪量が減少する burned-out 現象が知られており、肝脂肪定量やその変化の臨床的意義を解釈する際には、病態の改善と burned-out 現象とを区別して注意する必要があるとされている(35)。また、新規薬剤の作用機序によっては脂肪量と病態変化が必ずしも連動しない可能性にも留意する(35)。

6-2. 最小報告項目

経時比較および施設間比較の追跡可能性を確保するため、以下の項目を記録・報告することが望ましい。

1　PDFF（%）の代表値および複数 ROI を用いた場合の集約法（平均、面積加重平均、中央値等）。ROI 間の PDFF 値の範囲も併せて報告することが望ましい(3)。

2　ROI の個数・配置区域・面積、または全肝セグメンテーションを用いた場合はその旨。

3　R2*（T2*）値および磁場強度。

4　装置名、ソフトウェアおよび再構成のバージョン。

5　撮像・解析に用いた実装名（シーケンス名・解析ソフト名）。

6　造影前後の別（造影後の場合は造影剤・投与量・撮像時相）。

7　technical adequacy、アーチファクトの有無、除外した領域とその理由。

参考文献

1. Reeder SB, Cruite I, Hamilton G, Sirlin CB. Quantitative assessment of liver fat with magnetic resonance imaging and spectroscopy. J Magn Reson Imaging 2011;34(4):729–749.

2. Yokoo T, Serai SD, Pirasteh A, et al; RSNA-QIBA PDFF Biomarker Committee. Linearity, bias, and precision of hepatic proton density fat fraction measurements by using MR imaging: a meta-analysis. Radiology 2018;286(2):486–498.

3. QIBA Proton Density Fat Fraction Biomarker Committee. MRI-Based Proton Density Fat Fraction (PDFF) of the Liver. Quantitative Imaging Biomarkers Alliance. Profile Stage: Consensus. Maintenance version. June 19, 2024. Available at: https://qibawiki.rsna.org/index.php/Profiles

4. Hines CDG, Frydrychowicz A, Hamilton G, et al. T1 independent, T2* corrected chemical shift based fat-water separation with multi-peak fat spectral modeling is an accurate and precise measure of hepatic steatosis. J Magn Reson Imaging 2011;33(4):873–881.

5. Idilman IS, Aniktar H, Idilman R, et al. Hepatic steatosis: quantification by proton density fat fraction with MR imaging versus liver biopsy. Radiology 2013;267(3):767–775.

6. Zhong X, Nickel MD, Kannengiesser SAR, Dale BM, Kiefer B, Bashir MR. Liver fat quantification using a multi-step adaptive fitting approach with multi-echo GRE imaging. Magn Reson Med 2014;72(5):1353–1365.

7. Eggers H, Börnert P. Chemical shift encoding-based water-fat separation methods. J Magn Reson Imaging 2014;40(2):251–268.

8. Dimitrov I. mDIXON Quant delivers robust, high quality fat quantification [White paper]. Philips Healthcare, 2014.

9. Kadbi M, Caruthers S. Fat Fraction Quantification: A Quantitative Technique for Proton Density Fat Fraction (PDFF) Measurement in the Liver [White paper]. Canon Medical Systems USA, 2021.

10. Reeder SB, Hu HH, Sirlin CB. Proton density fat-fraction: a standardized MR-based biomarker of tissue fat concentration. J Magn Reson Imaging 2012;36(5):1011–1014.

11. Curtis WA, Fraum TJ, An H, Chen Y, Shetty AS, Fowler KJ. Quantitative MRI of diffuse liver disease: current applications and future directions. Radiology 2019;290(1):23–30.

12. Liu CY, McKenzie CA, Yu H, Brittain JH, Reeder SB. Fat quantification with IDEAL gradient echo imaging: correction of bias from T1 and noise. Magn Reson Med 2007;58(2):354–364.

13. Yu H, McKenzie CA, Shimakawa A, et al. Multiecho reconstruction for simultaneous water-fat decomposition and T2* estimation. J Magn Reson Imaging 2007;26(4):1153–1161.

14. Hamilton G, Yokoo T, Bydder M, et al. In vivo characterization of the liver fat ^{1}H MR spectrum. NMR Biomed 2011;24(7):784–790.

15. Yu H, Shimakawa A, McKenzie CA, Brodsky E, Brittain JH, Reeder SB. Multiecho water-fat separation and simultaneous R2* estimation with multifrequency fat spectrum modeling. Magn Reson Med 2008;60(5):1122–1134.

16. Kuroda K, Oshio K, Mulkern RV, Jolesz FA. Optimization of chemical shift selective suppression of fat. Magn Reson Med 1998;40(4):505–510.

17. Caussy C, Reeder SB, Sirlin CB, Loomba R. Noninvasive, quantitative assessment of liver fat by MRI-PDFF as an endpoint in NASH trials. Hepatology 2018;68(2):763–772.

18. Hernando D, Hines CDG, Yu H, Reeder SB. Addressing phase errors in fat-water imaging using a mixed magnitude/complex fitting method. Magn Reson Med 2012;67(3):638–644.

19. Hu HH, Yokoo T, Bashir MR, et al; for the RSNA QIBA PDFF Biomarker Committee. Linearity and bias of proton density fat fraction as a quantitative imaging biomarker: a multicenter, multiplatform, multivendor phantom study. Radiology 2021;298(3):640–651.

20. Mamidipalli A, Fowler KJ, Hamilton G, et al. Prospective comparison of longitudinal change in hepatic proton density fat fraction (PDFF) estimated by magnitude-based MRI (MRI-M) and complex-based MRI (MRI-C). Eur Radiol 2020;30(9):5120–5129.

21. Mann LW, Higgins DM, Peters CN, et al. Accelerating MR imaging liver steatosis measurement using combined compressed sensing and parallel imaging: a quantitative evaluation. Radiology 2016;278(1):247–256.

22. Armstrong T, Dregely I, Stemmer A, et al. Free-breathing liver fat quantification using a multiecho 3D stack-of-radial technique. Magn Reson Med 2018;79(1):370–382.

23. Pooler BD, Hernando D, Ruby JA, Ishii H, Shimakawa A, Reeder SB. Validation of a motion-robust 2D sequential technique for quantification of hepatic proton density fat fraction during free breathing. J Magn Reson Imaging 2018;48(6):1578–1585.

24. Tang J, Tamada D, Nielsen JF, et al. Highly reproducible, vendor-agnostic, motion-insensitive liver PDFF mapping at 0.55T, 1.5T, and 3T. Magn Reson Med 2026;95(5):2797–2813.

25. Hernando D, Wells SA, Vigen KK, Reeder SB. Effect of hepatocyte-specific gadolinium-based contrast agents on hepatic fat-fraction and R2*. Magn Reson Imaging 2015;33(1):43–50.

26. Park CC, Hamilton G, Desai A, et al. Effect of intravenous gadoxetate disodium and flip angle

on hepatic proton density fat fraction estimation with six-echo, gradient-recalled-echo, magnitude-based MR imaging at 3T. Abdom Radiol (NY) 2017;42(4):1189–1198.

27. Hong CW, Wolfson T, Sy EZ, et al. Optimization of region-of-interest sampling strategies for hepatic MRI proton density fat fraction quantification. J Magn Reson Imaging 2018;47(4):988–994.

28. Fowler KJ, Venkatesh SK, Obuchowski N, et al; NIMBLE Consortium. Repeatability of MRI biomarkers in nonalcoholic fatty liver disease: the NIMBLE Consortium. Radiology 2023;309(1):e231092.

29. Beyer C, Andersson A, Shumbayawonda E, et al. Quantitative MRI for monitoring metabolic dysfunction-associated steatotic liver disease: a test-retest repeatability study. J Magn Reson Imaging 2025;61(4):1947–1955.

30. Stine JG, Munaganuru N, Barnard A, et al. Change in MRI-PDFF and histologic response in patients with nonalcoholic steatohepatitis: a systematic review and meta-analysis. Clin Gastroenterol Hepatol 2021;19(11):2274–2283.e5.

31. Tamaki N, Munaganuru N, Jung J, et al. Clinical utility of 30% relative decline in MRI-PDFF in predicting fibrosis regression in non-alcoholic fatty liver disease. Gut 2022;71(5):983–990.

32. Chen VL, Morgan TR, Rotman Y, et al. Resmetirom therapy for metabolic dysfunction-associated steatotic liver disease: October 2024 updates to AASLD Practice Guidance. Hepatology 2025;81(1):312–320. [published erratum appears in Hepatology 2025;81(4):E133]

33. Bansal MB, Patton H, Morgan TR, Carr RM, Dranoff JA, Allen AM. Semaglutide therapy for metabolic dysfunction-associated steatohepatitis: November 2025 updates to AASLD Practice Guidance. Hepatology 2026;83(5):1326–1340.

34. European Association for the Study of the Liver (EASL); European Association for the Study of Diabetes (EASD); European Association for the Study of Obesity (EASO). EASL-EASD-EASO Clinical Practice Guidelines on the management of metabolic dysfunction-associated steatotic liver disease (MASLD). J Hepatol 2024;81(3):492–542.

35. 日本消化器病学会・日本肝臓学会編. MASLD 診療ガイドライン 2026（改訂第 3 版）―代謝機能障害関連脂肪性肝疾患―. 東京：南江堂, 2026. ISBN 978-4-524-27332-4.（CQ4-3, p.55）

細則の改正

令和 8 年 5 月 7 日　細則案作成
令和 8 年 5 月 8 日　日本磁気共鳴医学会医療経済委員会による意見を募集
令和 8 年 9 月 4 日　細則案を一部改正
令和 8 年 9 月 5 日　日本磁気共鳴医学会医療経済委員会による意見を再募集
令和 8 年 10 月 13 日　日本磁気共鳴医学会理事会による意見を募集
令和 8 年 10 月 14 日　細則案を一部改正
令和 8 年 10 月 20 日　日本磁気共鳴医学会理事会承認
令和 8 年 10 月 30 日　日本磁気共鳴医学会ホームページにて公開

以上