臨床技術

論文受付
2012年10月25日

論文受理
2013年1月28日
Code No. 261

Reference Scan の位置における画質の検討

高津安男^{1,2} 梅崎好永^{2,3} 宮地利明²

¹ 大阪赤十字病院放射線診断科

² 金沢大学大学院医薬保健学総合研究科保健学専攻

³ 遠賀中間医師会病院放射線科

緒言

Magnetic Resonance Imaging (MRI) の撮像において、シーケンスのパラメータを変化させることなく撮像時間を短縮させる方法として parallel imaging¹⁾ の併用がある。これは k 空間を埋める位相エンコードステップを間引く方法であり、間引く度合 (reduction factor) を増やすことで撮像時間は短縮する。さらに、位相エンコード回数が減ることで励起パルスの回数が減り、比吸収率を低下させることができる。この方法には、取得した画像データに対して処理を行う方法^{1, 2)} と k 空間上のデータに対して処理を行う方法がある^{1, 3, 4)}。このうち前者においては、k 空間を埋める位相エンコードステップを間引

くことによって位相エンコード方向の有効視野 (field of view: FOV) を狭くし、意図的にエイリアシングを発生させ、ボア内蔵ボディコイルとフェイズドアレイコイル間の感度比較から求めた各コイルエレメントの感度マップを元にした方程式から、エイリアシングを展開して元に戻す方法である。しかし、データを間引くこれらの方法は信号雑音比 (signal-to-noise ratio: SNR) を低下させる欠点を招く^{2, 5-10)}。

Philips 社の parallel imaging である sensitivity encoding (SENSE)²⁾ では、感度マップ取得のために、本 scan 前に reference scan と称する pre scan を行う。このように、SENSE を使用する場合には reference scan および

Study of Image Quality at Various Positions of Reference Scan

Yasuo Takatsu,^{1,2*} Yoshie Umezaki,^{2,3} and Tosiaki Miyati²

¹ Department of Radiology, Osaka Red Cross Hospital

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

³ Department of Radiology, Onga Nakama Medical Association Hospital

Received October 25, 2012; Revision accepted January 28, 2013

Code No. 261

Summary

In magnetic resonance imaging (MRI), we can use sensitivity encoding (SENSE) as a parallel imaging reconstruct from aliasing based on the sensitivity map of each coil element by reference scan. We researched SENSE reconstruction depending on the position of the reference scan. 1.5 T MRI (Achiva, Philips), 32-channel SENSE cardiac coil and rectangular solid phantom (nickel chloride) were used. Seven slices (A to G: from head to foot) were set at the phantom, slice thickness was 1 cm, and each slice interval was 5 cm. When T₂ weighted axial images (TR: 3000 ms, TE: 120 ms) were taken, the center of the reference scan (C-Ref) was changed A to G, SENSE factor was changed 1 to 5, and number of signals averaged (NSA) was changed 1 to 3 with fold over suppression. Signal-to-noise ratio (SNR) and coefficient of variation (CV) from 9 regions of interest (ROI) of axial images were calculated. The SNR of slices A and G were lower than the other slices. %CV of slices F with C-Ref D was 69.4% lower than C-Ref A. %CV of slices D to F were higher than the other slices when C-Ref was A. %CV had no relation with SNR. Therefore, a 30 cm area around the center of reference can obtain best SENSE reconstruction.

Key words: magnetic resonance imaging (MRI), sensitivity encoding (SENSE), reconstruction, signal-to-noise ratio (SNR), coefficient of variation (CV)

*Proceeding author

本 scan の二つの画像を取得しなければならない。そのため、展開精度を考慮して、両 scan 範囲は目的とする撮像領域全体に保たれる必要がある。しかし、臨床においては検査を進めていくことによって、予定していた撮像領域の範囲外に思わぬ病変を目にすることが少なくない。体幹部では婦人科領域のニーズは高く、SNR がよく汎用性の高い 32 channel(ch)SENSE cardiac coil がよく使用される。その際、目的とする病変の大きさや位置はさまざまであるため、設定した病変部を含めた撮像範囲が、reference scan の撮像範囲内に収まるものの、reference scan の中心からは外れる場合も考えられる。Reference scan を目的撮像位置に合わせ、再撮影を行うか、そのまま撮像を続けるかは撮像する技師の経験などによって判断され、個人差が大きいのが現状である。そのため、本研究では臨床上有用な情報提供することを目的に、parallel imaging を使用した際の、本 scan における reference scan の位置に関する影響を明確にするため、SENSE の展開精度を画質の観点から評価した。

1. 使用機器および方法

1.5 T の MR 装置(Philips 社製 Achieva)、および 32 ch SENSE cardiac coil(幅 39.6×奥行 33 cm)を使用した。Parallel imaging を用いた撮像では、コイルの幾何学的配置によって決定する geometry factor(g-factor)が画質に影響を及ぼすことが知られている^{2, 6, 8, 10-13)}。g-factor とは、エイリアシングによって重なり合うピクセルを分離する能力を指し、コイル感度の独立性を示すもので、SNR に密接に関連する。両者の関係を式(1)に示す。

$$SNR_p = SNR_f / \sqrt{R} \cdot g \quad \dots\dots\dots (1)$$

SNR_p は parallel imaging を用いた場合の SNR, SNR_f は parallel imaging を用いない場合の SNR, R は reduction factor, g は g-factor を示す。

g-factor による画質の変動を極力抑え、かつ臨床と同等の画質が得られるように、対向した上下のコイル間の距離は臨床に則した値とし、その距離は一定に保つこととした。

対向した上下のコイル間の距離を保つため、女性骨盤の撮像を想定し、無作為に連続した 33 名の女性(平均年齢: 46±15 歳)の腹厚を臨床画像から抽出した。なお、骨盤部の撮像は自然呼吸下で行われ、体動の影響を極力抑えるために、通常はできる限り圧迫・固定した状態で撮像される。その臨床における状況下で得られた腹厚の平均値: 17.8±2.5 cm を用い、可能な限り臨床に則した状態になるようにコイル間距離を設定した。ファントムは、14 mmol/l の塩化ニッケル水溶液を封入

Fig.1 The center of the reference scan (C-Ref) and slice position. Slice thickness: 1 cm, distance between center of slice: 5 cm. H: head, F: foot, R: right, L: left

した角形ファントム[15.5×38.0×15.5 cm(幅×奥行×高さ)](T_1 値: 104 ms, T_2 値: 97 ms)を使用した。得られた腹厚から、上下のコイル間距離は 17.5 cm として、ファントムとコイルの間に上下各 1 cm のスペーサを入れて調整した。

Philips 社の reference scan は加算回数(number of signals averaged: NSA)以外のパラメータ変更はできない。つまり、reference scan の精度をユーザ側で最適化することはできない。したがって、32 ch SENSE cardiac coil 固有の reference scan パラメータ[撮像領域: 600×600×400 mm(頭尾×左右×前後方向), repetition time(TR)/echo time(TE): 8/0.57 ms, NSA: 8]を使用した。

撮像シーケンスは、女性骨盤において使用頻度の高い T_2 強調の 2 dimension(2D)-turbo spin echo(TSE)とし、FOV: 250 mm, TR/TE: 3000/120 ms, TSE factor: 25, 収集マトリクス: 256×256, 受信バンド幅: 781.3 Hz/pixel として、画像解析に ImageJ¹⁴⁾ 1.42q, 演算に Excel (Microsoft 社製)を使用した。

フェイズドアレイコイルは表面コイルである各エレメントを組み合わせた構造をもつため、被写体の表面と深部での信号強度やノイズに差が生じる。これを回避して全体的に一定の信号強度を得るために、reference scan によって得られたボディコイルとサーフェイスコイルの感度マップから、ピクセルおよび受信チャンネルごとの感度係数を求めて信号強度を補正する技術である constant level appearance(CLEAR)を併用した¹⁵⁾。更に、撮像にはすべて折り返し防止(fold over suppression: FOS)を併用した。Philips 社における FOS では、NSA を

Fig. 2 Position of C-Ref.
C-Ref was changed A to G.
H: head, F: foot

2に設定することでデータ収集範囲は2倍, NSAを3に設定することで3倍となる。Reduction factorであるSENSE factorは1~5, NSAを1~3の範囲で変化させた。

スライス厚: 1 cmで, スライス厚の中央から5 cm間隔に計7スライス設定して横断面で撮像した。足からボア内に挿入することを想定し, スライスは頭尾方向に, 頭側から順にA~Gと設定し(Fig. 1), ファントム中心, コイル中心および撮像中心すべてを一致させた幾何学的位置をDとした。そしてreference scanの中心位置(the center of the reference scan: C-Ref)をA~Gと変化させた(Fig. 2)。このときのreference scanの範囲は, 撮像プラン上は中心から頭・尾側に30 cmずつ, 60 cmの範囲を含んでいる。

1-1 SNRの測定

コイルの感度領域を認識するために, C-RefをDに設定し, 差分マップ法¹⁶⁾を用いて, 各スライス(A~G)のSNRを測定した。得られた差分マップによって, ファントム断面の75%の関心領域(region of interest: ROI, 12.6×12.6 cm)を設定して測定値とした(Fig. 3)。また, reference scanの位置依存によるSNRの変化を確認するため, 中心から最も離れた位置(AおよびG)のうちC-RefをAに設定した場合のSNRも同様に測定した。

1-2 変動係数(coefficient of variation: CV)の測定

SENSEを使用した場合の信号のばらつきを展開の影響として, 強度画像を用い, ファントム断面を九つのROIに分け(各4.2×4.2 cm)(Fig. 3), %CVを式(2)で求

Fig. 3 ROI for measurement of SNR and %CV in axial image of phantom.

ROI (75% of phantom's area: dotted square: 12.6×12.6 cm) were in center of axial image for measurement of SNR. ROIs (gray square: 4.2×4.2 cm)—9 ROIs were in axial image for measurement of %CV.

A: anterior, P: posterior, R: right, L: left

めた。C-Ref D, およびスライスDでのNSAの変化による影響を%CVにて測定し, また, reference scanの端の状態を確認するため, C-RefをAとした場合の各スライス位置の%CVを測定した。さらに, C-Refの位置による各スライス位置での変化を測定するため, SENSE factorを設定し得る最大の5およびNSAを3とした場合の各スライスの%CVを測定した。

$$\%CV = (\sigma / \bar{X}) \times 100 \quad \dots \dots \dots (2)$$

σ は9分割した領域の標準偏差(standard deviation: SD), $\bar{X}$ は平均信号値を示す。

2. 結果

C-Ref Aの場合のスライスG, およびC-Ref Gの場合のスライスAにおいては画像が再構成されなかった。

2-1 SNRの測定

C-RefをDとした場合, スライスAおよびGのSNRはスライスB~Fより低下した。スライスB~FのSDは各NSAにおいて0.2~1.6の範囲であった(Fig. 4a~c)。SNRの最高値が得られた組み合わせはNSA 3, SENSE factor 1であり, スライスB~F(平均値97.8)とスライスAは61.5の差があり, スライスAはスライスB~Fから62.9%の低下, またスライスGとは51.7の差があり, スライスGはスライスB~Fから52.9%低下した(Fig. 4c)。SNRの最低値の組み合わせはNSA 1, SENSE factor 5

Fig. 4 Result of SNR measurements for C-Ref D. SNR of slice: A and G were lower than the others. When SENSE factor was increased and NSA was decreased, SNR was lower. (a) NSA: 1, (b) NSA: 2, (c) NSA: 3

Fig. 5 Result of SNR measurements for C-Ref A. Slice: G could not be reconstruction. SNR of slice: A was lower than the others. Slice: F could not be measure accuracy, because of artifact, when NSA was 1. (a) NSA: 1, (b) NSA: 2, (c) NSA: 3

であり、スライス B~F(平均値 12.2)とスライス A は 7.4 の差があり、スライス A はスライス B~F から 60.7% の低下、またスライス G とは 5.4 の差があり、スライス G はスライス B~F から 44.3% 低下した(Fig. 4a)。C-Ref を A とした場合、スライス G は画像が再構成されず、測定不可であった。スライス B~F の SD は各 NSA において 1.5~3 の範囲を示した(Fig. 5a~c)。SNR の最高値が得られた組み合わせは NSA 3, SENSE factor 1 であり、スライス B~F(平均値 92.5)とスライス A は 50.6 の差があり、スライス A はスライス B~F から 54.7% 低下した(Fig. 5c)。SNR の最低値の組み合わせは NSA 1, SENSE factor 5 であり、スライス B~F(平均値 17.8)とスライス A は 12.6 の差があり、スライス A はスライス B~F から 70.8% の低下となった(Fig. 5a)。

2-2 CV の測定

C-Ref およびスライスを D とした場合の NSA の変化では、SENSE factor を増やすことで画質は劣化し(Fig. 6) %CV は上昇したが、NSA を増やすことで改善された(Fig. 6, 7)。%CV は、SENSE factor 3 から 5 にかけて、NSA 1 の場合 1.1, NSA 2 の場合 0.2 の変化率で上昇した。NSA 3 の場合、変化率は 0.03, その SD は

Fig. 6 Axial image of phantom. NSA was changed 1 to 3 with fold over suppression (FOS). C-Ref D, slice position: D, SENSE factor: 1-5. SENSE reconstruction was worse when SENSE factors were increased, but image were improved when NSA was increased.

0.06 であった(Fig. 7)。

C-Ref を A とした場合、NSA 1 で SENSE factor 4 および 5 とした場合以外はすべての NSA においてスライス A~D は安定しており、D~F で変化がみられた(Fig. 8a~c)。スライス D 以遠は上昇し、NSA 1 とし

Fig. 7 C-Ref and slice position: D. Result of measurement of %CV in SENSE factor 1 to 5 with FOS. %CV was changed according to difference in NSA with FOS. Rate of changes was increased 1.1 when NSA was 1, rate of changes was 0.2 when NSA was 2, and rate of changes was 0.03 when NSA was 3 in SENSE factor 3 to 5.

て SENSE factor 5 とした場合、全スライス間最大で 79% の差があり、SENSE factor 4 とした場合のスライス F では、最も低いスライス C とは 84% の差となった (Fig. 8a). NSA 3 とした場合では SENSE factor による違いに大きな変化はなく、スライス F と C は 66% の差となった (Fig. 8c).

C-Ref の位置による変化として NSA 3, SENSE factor 5 とした場合、C-Ref D での、すべてのスライス間の標準偏差は 0.84 であった。C-Ref A と D でのスライス F では 9 の差であり、この差は C-Ref A から 69.4% の低下であった。C-Ref A ではスライス D から F は 60.7% の上昇、C-Ref B ではスライス E から G は 70.7% の上昇、C-Ref F ではスライス C から A は 68.2% の上昇、C-Ref G ではスライス D から B は 66.4% 上昇した (Fig. 9).

3. 考 察

汎用性の高いコイルにおける実際の撮像位置と reference scan の最適な設定範囲の関係を SNR と %CV を用いて知ることができた。

SNR の測定結果によって、C-Ref を D および A とした両ケースにおいて B~F の範囲は安定しており、この領域が 32 ch SENSE cardiac coil の適切な感度域であると思われる。つまり、reference scan の位置によって SNR の分布は大きく変化しないことを意味する。これは、どちらの scan においても、使用するコイルは同一のものであり、撮像条件に応じてコイル感度が変わることではないため、SNR 分布に差が生じなかったと考える。しかし、SNR の SD は変化したことから、C-Ref を変化させた場合、SNR のばらつきに関しては影響するといえる。しかしながら SD は最大 1.4 の上昇であり、臨床において SNR の面では B~F の範囲で使用する限

Fig. 8 Result of measurement of %CV in C-Ref: A. %CVs were stable at slice A to D every NSA except NSA1 and SENSE factor 4 and 5. %CVs increased at slice D to F. (a) NSA: 1, (b) NSA: 2, (c) NSA: 3

Fig. 9 Result of %CV measurements. NSA 3, SENSE factor 5, C-Ref A~G. %CV of slice F was increased 60.7% from slice D in C-Ref A. %CV of slice G was increased 70.7% from slice E in C-Ref B. %CV of slice A was increased 68.2% from slice C in C-Ref F. %CV at slice B was increased 66.4% from slice D in C-Ref G. Remarkable changes were not shown in the other C-Ref.

り問題ないと思われる。

FOS を併用して NSA を 3 にすることで %CV が低かったことは、3 倍の広さのデータを取得することによって、SENSE の展開による影響が少なくなったから

であると考えられる。そこで、NSA を 3 に設定して FOS による展開の影響をできるだけ軽減した状態で、各スライス位置での評価を行った。Fig. 8c から、C-Ref A の場合 NSA を 3 に設定すると、SENSE factor 間による %CV の変化はほとんどないことが示された。それゆえ FOS の影響を可能な限り排除したうえで SENSE の影響を強調して確認するために NSA を 3、SENSE factor を最大の 5 に統一して比較した。この %CV の変化は、C-Ref の変化(A および D)における SNR 測定によって、コイルの感度に依存していないと考えられる。

SENSE や CLEAR を使用して撮像プランを行う際、reference scan の範囲内から、スライスによる撮像範囲が離れている場合は装置側でエラーとなる場合がある。今回、C-Ref を A および G とした場合 reference scan の辺縁部分とスライス位置(スライス G および A)がプラン画面上で一致しており、撮像は可能であった。しかし、再構成ができなかったことは reference scan の範囲に含まれてはいるが辺縁近くのデータは信頼性が低いことを意味している。つまり、設定中心から離れた部分は展開に対して影響があることが示された。これは、MR 装置では撮像プランニングの変更に伴って、撮像範囲がアイソセンタの中心に位置するよう、scan 前に自動で寝台が動くことが関わっていると考えられる。Reference scan も位置情報を含んだ画像データである以上、3 方向のジオメトリをもつ撮像範囲が存在し、アイソセンタからの距離に応じて得られる画質には B_0 不均一による影響を受けている。C-Ref と本 scan の間に幾何学的な位置ずれがなければ、両 scan 範囲が受ける B_0 の影響は一致する。しかし、scan 間で、大きな寝台移動を伴うほどの幾何学的位置ずれが発生すると各 scan が受ける B_0 の影響には差が生じており、それが感度マップに影響を与え、展開精度が低下したのではないかと考えた。

今回の結果では %CV の変化によって、再構成されなかったスライス G および A よりも、さらにその 10 cm 近位の E および C にまで及んでいることから、C-Ref から頭尾方向へ 15 cm ずつ、30 cm の範囲が最も展開精度がよいと考えられる。この指標を知ることは臨床時に重要になると考えられる。

以上から、別スキャンによる感度マップが画像再構成に必要な SENSE では、reference scan と本 scan の位置関係によって、展開精度に影響することが確認できたと考える。

なお、reference scan データは記憶され、その後の撮像すべてに反映されるため、目的部位が最初に設定した C-Ref から離れた位置にある場合は必要に応じて複数回 reference scan を行う必要がある。それによって撮

像範囲の展開の信頼性を向上させることができる。

このように、reference scan の位置は展開という画像再構成において重要である。これについては出現する展開の影響をアーチファクトという観点でとらえると、reference scan の位置と実際の撮像位置を一致させることが必要であり、それによってアーチファクトは除去されると報告されている¹⁷⁾。われわれはこの知見に加えてさらに reference scan の位置依存性について具体的に示すことができた。また、体動などによる reference scan と実際の撮像の位置ずれの影響を改善するために、本 scan 中に余分に撮像した k 空間の中心部分をコイル感度分布マップとして用いることで位置ずれの影響を排除するという手法も報告されている¹⁷⁻¹⁹⁾。この方法は事前の reference scan を必要としないことからスタディ全体にかかる時間を短縮できる利点もある。しかし、body coil のデータを使用した感度補正を行うことはできない¹⁹⁾。よって、CLEAR を併用できる SENSE の有用性は高いと思われる。また、展開精度をアーチファクトと SNR で評価した場合、スライス位置によってアーチファクト量は変化すると報告されている⁵⁾。さらに、SNR は g-factor と密接に関係し、g-factor は FOV の大きさや磁場強度に伴う SNR の変化によって左右されると報告されており^{7,8)}、RF 場の電気力学特性によってパフォーマンスが劣化するとされている⁸⁾。今回の検討では reference scan の位置のみを変化させており、コイル設定や FOV、スライス位置は固定したため、純粋に reference scan の位置による展開の影響を取得できたと考えられる。

今回の 32 ch SENSE cardiac coil を用いた撮像において、目的部位が最初に設定した C-Ref から 15 cm 以上ずれているときには、reference scan を再度取り直すことが画質の向上に有用であるといえる。しかし、本検討の結果に関する限界点として、基本的には与えられたジオメトリーにおける各コイルの独立性も画質や展開精度に関与する点があげられる。したがって、被写体の大きさや撮像部位の位置による依存、使用コイルの大きさ・形状、コイル配置による差が生じることなどが考えられ、普遍的な指標とはなり得ない可能性がある。しかし、今回の検討によって汎用コイルの reference scan と本 scan との位置ずれによる影響、および撮像位置についての重要性に関して示唆することができた。

4. 結 論

汎用性の高い 32 ch SENSE cardiac coil の reference scan の位置を変化させて SENSE を用いた撮像を行い、スライス位置による画質への影響を検討した。臨床

使用時に最も良い展開精度が期待できる条件としては、FOSを併用してNSAを3にし、reference scanは撮

像範囲の中心から頭尾方向に15 cmずつの30 cmを含むように設定することが望ましい。

参考文献

- 1) Bernstein MA, King KF, Zhou XJ. 13.3 Parallel-Imaging Reconstruction. Handbook of MRI pulse sequences. ELSEVIER ACADIMIC PRESS, London, 2004: 522-546.
- 2) Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, et al. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. Magn Reson Med 1999; 42(5): 952-962.
- 3) Sodickson DK, Manning WJ. Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays. Magn Reson Med 1997; 38(4): 591-603.
- 4) Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, et al. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). Magn Reson Med 2002; 47(6): 1202-1210.
- 5) Bankson JA, Wright SM. Simulation-based investigation of partially parallel imaging with a linear array at high accelerations. Magn Reson Med 2002; 47(4): 777-786.
- 6) Wiesinger F, Van de Moortele PF, Adriany G, et al. Potential and feasibility of parallel MRI at high field. NMR Biomed 2006; 19(3): 368-378.
- 7) Ohliger MA, Grant AK, Sodickson DK. Ultimate intrinsic signal-to-noise ratio for parallel MRI: electromagnetic field considerations. Magn Reson Med 2003; 50(5): 1018-1030.
- 8) Wiesinger F, Boesiger P, Pruessmann KP. Electrodynamics and ultimate SNR in parallel MR imaging. Magn Reson Med 2004; 52(2): 376-390.
- 9) Jaermann T, Crelmer G, Pruessmann KP, et al. SENSE-DTI at 3 T. Magn Reson Med 2004; 51(2): 230-236.
- 10) Weiger M, Boesiger P, Hifiker PR, et al. Sensitivity encoding as a means of enhancing the SNR efficiency in steady-state MRI. Magn Reson Med 2005; 53(1): 177-185.
- 11) Reeder SB, Wintersperger BJ, Dietrich O, et al. Practical approaches to the evaluation of signal-to-noise ratio performance with parallel imaging: application with cardiac imaging and a 32-channel cardiac coil. Magn Reson Med 2005; 54(3): 748-754.
- 12) Weiger M, Pruessmann KP, Boesiger P. 2D SENSE for faster 3D MRI. MAGMA 2002; 14(1): 10-19.
- 13) Lin FH, Kwong KK, Belliveau JW, et al. Parallel imaging reconstruction using automatic regularization. Magn Reson Med 2004; 51(3): 559-567.
- 14) Abramoff MD, Magalhaes PJ, Ram SJ. Image Processing with ImageJ. Biophotonics International 2004; 11(7): 36-42.
- 15) Brey WW, Narayana PA. Correction for intensity falloff in surface coil magnetic resonance imaging. Med Phys 1988; 15(2): 241-245.
- 16) 今井 広, 宮地利明, 小倉明夫, 他. 差分マップ法および連続撮像法による Parallel MRI 画像の SNR 測定. 日放技学誌 2008; 64(8): 930-936.
- 17) McKenzie CA, Yeh EN, Ohliger MA, et al. Self-calibrating parallel imaging with automatic coil sensitivity extraction. Magn Reson Med 2002; 47(3): 529-538.
- 18) Jakob PM, Griswold MA, Edelman RR, et al. AUTO-SMASH: a self-calibrating technique for SMASH imaging. Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics. MAGMA 1998; 7(1): 42-54.
- 19) 廣畑伸治. I 6 mSENSE と GRAPPA. 蜂屋順一. 改訂版 MRI 応用自在. メジカルビュー, 東京, 2004: 26-31.

問合先

〒543-8555 大阪市天王寺区筆ヶ崎町 5-30
大阪赤十字病院放射線診断科部 高津安男