臨床技術

論文受付
2016年5月27日

論文受理
2016年7月31日

Code No. 261

高速撮影技術を用いた 腹部脂肪抑制三次元 T₁ 強調画像の画質評価

齋藤茂芳¹ 田中景子² 垂脇博之² 小山佳寛² 橋渡貴司²

¹ 大阪大学大学院医学系研究科保健学専攻医用物理工学講座

² 大阪大学医学部附属病院医療技術部放射線部門

緒言

ガドキシト酸ナトリウム (Gd-EOB-DTPA) は肝臓特異性造影剤であり正常肝細胞は Gd-EOB-DTPA を取り込むことによって T₁ 値が短縮するが、正常肝細胞を有さない腫瘍では Gd-EOB-DTPA の取り込みはなく T₁ 値の短縮は認められない。肝臓疾患において Gd-EOB-DTPA ダイナミック撮影により動脈相、門脈相、平衡相から肝細胞造影相までの造影パターンを観察することで肝細胞癌、肝転移などの悪性病変と嚢胞や血管腫などの良性病変との鑑別が可能である^{1,2)}。

MRI 撮影において脂肪抑制法は脂肪からの信号を抑制することで肝臓や脾臓、脾臓などの上腹部臓器と脂肪との区別が容易になる^{3,4)}。腹部疾患において脂肪抑制 T₁ 強調画像は出血性嚢胞や類皮嚢胞での血液成分や脂肪含有塊を区別するために重要なシーケンスであり肝臓ダイナミック撮影にも利用される^{5,6)}。

GE 装置では Gd-EOB-DTPA を用いた肝臓ダイナミック撮影に脂肪抑制 T₁ 強調画像として三次元高速 gradient echo (GRE) 法を用いた liver acquisition with volume acceleration (LAVA) が用いられている⁷⁾。本

Evaluation of Image Quality in Three-dimensional Fat-suppressed T₁-weighted Images with Fast Acquisition Mode for Upper Abdomen

Shigeyoshi Saito,^{1*} Keiko Tanaka,² Hiroyuki Tarewaki,² Yoshihiro Koyama,² and Takashi Hashido²

¹ Department of Medical Engineering, Division of Health Sciences, Osaka University, Graduate School of Medicine

² Division of Radiology, Department of Medical Technology, Osaka University Hospital

Received May 27, 2016; Revision accepted July 31, 2016

Code No. 261

Summary

We compared the uniformity of fat-suppression and image quality using three-dimensional fat-suppressed T₁-weighted gradient-echo sequences that are liver acquisition with volume acceleration (LAVA) and Turbo-LAVA at 3.0T-MRI. The subjects were seven patients with liver disease (mean age, 66.7±8.2 years). The axial slices of two LAVA sequences were used for the comparison of the uniformity of fat-suppression and image quality at a region-of-interest (ROI) of the liver dome, the porta, and the renal hilum. To yield a quantitative measurement of the uniformity of fat suppression, the percentage standard deviation (%SD) was calculated by comparing two sequences. For image signal to noise ratio (SNR), the contrast between the liver and fat ($C_{\text{liver-fat}}$), and the liver and muscle ($C_{\text{liver-muscle}}$), the other ROIs were placed in the superficial fat, liver, spleen, pancreas, and muscle. The %SD in Turbo-LAVA (28.1±16.8%) was lower than that in LAVA (41.5±13.4%). The SNRs in Turbo-LAVA (17.8±4.1 [liver], 12.5±3.0 [pancreas], 14.7±1.6 [spleen], 8.2±3.5 [fat]) were lower than those in LAVA (20.9±6.1 [liver], 16.8±4.1 [pancreas], 17.4±2.4 [spleen], 12.0±4.5 [fat]). While, the $C_{\text{liver-fat}}$ in the Turbo-LAVA (0.72±0.06) was significantly higher than that in LAVA (0.59±0.07). Turbo-LAVA sequence offers superior and more homogenous fat-suppression in comparison to LAVA sequence.

Key words: liver acquisition with volume acceleration (LAVA), Turbo-LAVA, fat-suppression

*Proceeding author

手法では chemical shift selective saturation (CHESS) 法と short-tau inversion recovery imaging (STIR) を組み合わせた周波数選択的脂肪抑制法である spectral inversion at lipid (SPECIAL) パルスにより脂肪抑制を行う⁸⁾。LAVA を高速化する手法として Turbo モードを併用する手法がある⁹⁾。Turbo-LAVA ではセルフキャリブレーション方式である auto-calibrating reconstruction for cartesian sampling (ARC) による二次元パラレルイメージング法を用いている¹⁰⁾。ARC を用いることで通常の LAVA に用いられている array spatial sensitivity encoding technique (ASSET) とは異なり、位相方向に加えスライス方向でもデータを間引くことが可能となる¹⁰⁾。Turbo-LAVA では k 空間のコーナ部分を除き楕円形にサンプリングする adapting 2D centric view-ordering 法を使用しており、SPECIAL パルス印可後、適切な脂肪抑制効果が得られよう脂肪信号のヌルポイントが k 空間上の中心にくるタイミングで k 空間充填を行い、脂肪信号の回復に合わせて k 空間中心から外側にデータを充填している¹¹⁾。これに加え TR の短縮を目的として磁場勾配パルスの最適化を行い 0.2~0.3 ms 程度 TR の短縮を可能としている⁹⁾。このように Turbo-LAVA では ARC の使用、adapting 2D centric view-ordering 法における脂肪抑制効果を考慮した k 空間充填手法、磁場勾配パルスの最適化により、通常の LAVA 撮影に比べ 20% 程度の息止め時間の短縮を可能としている。

本研究では Turbo モードを使用した脂肪抑制三次元 T₁ 強調画像における脂肪抑制の均一性、各臓器および組織の信号対雑音比、肝-脂肪および肝-筋の信号コントラストを算出し、通常の LAVA 撮影と比較評価を行った。

1. 方 法

1-1 臨床例

2015 年 3 月 1 日~2015 年 6 月 1 日までの間に当院において腹部 MRI 検査を施行した症例のうち Gd-EOB-DTPA (10 ml, プリモビスト, バイエル薬品株式会社, 大阪, 日本) を使用した上腹部造影 MRI を行った 7 名 (男性 3 名, 女性 4 名, 平均年齢: 66.7±8.2 歳) を対象に後方視的に撮影データの収集を行った。内訳は肝血管腫 2 名, 転移性肝腫瘍 2 名, 多発限局性結節性過形成 1 名, 肝細胞がん 1 名, C 型肝炎 1 名であった。本研究は当院の倫理委員会の承認を得て行った。

1-2 使用機器と撮影条件

MRI 装置は Discovery MR750w 3.0T (GE

Table 1 MRI scan parameters of two LAVA sequences

	LAVA	Turbo-LAVA
TR [ms]	4.6	4.4
TE [ms]	2.2	2.0
FA [deg]	12	12
Bandwidth [Hz]	62.5	62.5
Parallel imaging	ASSET	ARC
Asset factor [phase]	2.0	—
ARC factor [phase/slice]	—	2.0/2.0
Slice thickness [mm]	4.0	4.0
Slice gap [mm]	non-gap	non-gap
Slices	56	56
Matrix	320×224	320×224
Scan duration [seconds]	21	16
Fat suppression	SPECIAL	SPECIAL

ASSET: array spatial sensitivity encoding technique

ARC: auto-calibrating reconstruction for cartesian sampling

SPECIAL: spectral inversion at lipid

Healthcare, Wisconsin, USA), 受信用コイルは 32-channel body array coil を使用した。LAVA および Turbo-LAVA は Gd-EOB-DTPA 造影剤投与 20 分後に同じ撮影範囲を使用して撮影を行った。MRI パラメーターは Table 1 に示した。

1-3 画像解析

脂肪抑制の均一性評価として撮影ごとに 3 断面を使用し、1 断面ごとに 4 カ所、合計 12 カ所の皮下脂肪に関心領域 (region of interest: ROI) を設定し (Fig. 1), 平均信号強度 (signal intensity: SI) と標準偏差 (standard deviation: SD) を測定した。断面の位置は横隔膜ドーム下 (Dome), 肝門部 (Porta), 腎門部 (Renal hilum) に設定し、ROI の形状は楕円形を用いた。脂肪抑制の均一性評価には相対標準偏差 (percentage of standard deviation: %SD) を使用した^{5, 12)}。%SD は四つの ROI の SD の平均値を ROI 内の信号強度の平均値で割ることで算出した。また画質評価として肝・脾・脾・筋の各臓器・組織に ROI を設定し、各臓器や筋組織の信号対雑音比 (signal to noise ratio: SNR) および肝-脂肪コントラスト ($C_{liver-fat}$), 肝-筋コントラスト ($C_{liver-muscle}$) を算出した。各臓器や筋組織の SNR は画像の ROI 内の信号強度の平均値を SD で除することで算出した。 $C_{liver-fat}$ および $C_{liver-muscle}$ は肝臓の平均信号 (SI_{liver}), 脂肪の平均信号値 (SI_{fat}) および筋肉の平均信号値 (SI_{muscle}) から以下の方法で算出した。

$$C_{liver-fat} = (SI_{liver} - SI_{fat}) / SI_{liver},$$

$$C_{liver-muscle} = (SI_{liver} - SI_{muscle}) / SI_{liver}$$

Fig. 1 Typical ROI analysis in patients using two LAVA sequences.
Axial T₁-weighted fat-suppressed LAVA (a) and Turbo-LAVA (b) images of the abdomen.
Representative ROIs are shown in skin fat (1-4).

Fig. 2 Typical abdominal images in patients using two LAVA sequences.
Axial T₁-weighted fat-suppressed LAVA (a and c) and Turbo-LAVA (b and d) images of the abdomen.

1-4 統計解析

測定値は平均値(mean)とSDで示した。臨床画像から算出した%SD(%), SNR, $C_{liver-fat}$ および $C_{liver-muscle}$ は unpaired t-test を用いて比較した。すべての統計解析は Prism (Version 5, GraphPad Software, California, USA) を使用して行った。統計学的有意差は $p=0.05$ を基準に判定した。

2. 結果

Figure 2 に Gd-EOB-DTPA 造影剤投与 20 分後に撮影した LAVA (Fig. 2a および Fig. 2c), Turbo-LAVA (Fig. 2b および Fig. 2d) の 2 種類の画像を示す。すべての臨床例において Turbo-LAVA における皮下脂肪の信号強度は LAVA に比べ明らかに低下した。両撮

影シーケンスにおいて Gd-EOB-DTPA による肝臓の良好な造影効果を確認できた。

脂肪抑制の均一性評価において横隔膜ドーム下では %SD は Turbo-LAVA ($42.9 \pm 21.1\%$) と LAVA ($34.5 \pm 15.3\%$) の間で有意な差は確認されなかった。一方で肝門部および腎門部レベルの %SD は Turbo-LAVA (肝門部: $21.9 \pm 8.7\%$, 腎門部: $19.3 \pm 5.3\%$) では LAVA (肝門部: $41.1 \pm 8.6\%$, 腎門部: $48.9 \pm 13.1\%$) に比べ有意に低かった。3 断面から算出した %SD は Turbo-LAVA ($28.1 \pm 16.8\%$) で LAVA ($41.5 \pm 13.4\%$) に比べ有意に低かった。Turbo-LAVA では脂肪信号の均一性が LAVA に比べ高い (Fig. 3)。

各臓器の SNR は LAVA に比べ Turbo-LAVA で有意に低かった (LAVA: 20.9 ± 6.1 [liver], 16.8 ± 4.1 [pan-

Fig. 3 Comparison of the %SD in two LAVA sequences.
Comparison of the percentage SD (%SD) between LAVA and Turbo-LAVA.
(a) Dome: the liver dome, (b) Porta: the porta of liver, (c) Renal hilum: the renal hilum, (d) Total: total of three ROI *: $p<0.01$, **: $p<0.001$. T-LAVA (Turbo-LAVA).

Table 2 Comparison of SNR in two LAVA sequences

	LAVA	Turbo-LAVA
Liver	20.9±6.1	17.8±4.1 *
Pancreas	16.8±4.1	12.5±3.0 *
Spleen	17.4±2.4	14.7±1.6 *
Muscle	17.6±3.2	18.3±6.7
Fat	12.0±4.5	8.2±3.5 *

*: vs. LAVA, $p<0.05$

creas], 17.4±2.4[spleen], 12.0±4.5[fat], Turbo-LAVA: 17.8±4.1[liver], 12.5±3.0[pancreas], 14.7±1.6[spleen], 8.2±3.5[fat]) (Table 2). $C_{liver-fat}$ は Turbo-LAVA (0.72±0.06) で LAVA (0.59±0.06) に比べ有意に高かった ($p<0.01$). 一方で $C_{liver-muscle}$ は Turbo-LAVA (0.54±0.1) と LAVA (0.50±0.1) で有意な差は確認されなかった (Table 3).

3. 考 察

Gd-EOB-DTPA はダイナミック撮影により血流情報と肝細胞相による機能情報の両者を同時に取得できるため肝臓疾患検査として普及する一方、ガドペンテト酸メグルミン (Gd-DTPA) に比べ造影剤投与後の息止め不良が多くみられるという報告がある^{13~15)}. ダイ

Table 3 Comparison of contrast in two LAVA sequences

	LAVA	Turbo-LAVA
$C_{liver-fat}$	0.59±0.07	0.72±0.06 *
$C_{liver-muscle}$	0.50±0.1	0.54±0.1

*: vs. LAVA, $p<0.01$

ナミック撮影時の息止め不良によるモーションアーチファクトは造影剤の早期動態を観察する際に障害になるため、自発呼吸下で圧縮センシングとラジアルサンプリングを利用して軽減する手法^{16,17)}などが提案されている。Gd-EOB-DTPA 造影ダイナミック撮影における動脈優位相の一過性の体動は検査全体の 10% 以上の患者に観察されるという報告もあるため¹⁸⁾, 投与後のモーションアーチファクトの軽減を図ることや呼吸停止時間を減らすことが重要となる。本研究では Turbo モードを併用することで通常の LAVA 撮影に比べ約 5 秒程度の息止め時間の短縮が可能となり (21 秒から 16 秒), Gd-EOB-DTPA 造影後の動脈相優位相の撮影においても有用性が高いといえる。

肝臓ダイナミック撮影に利用される三次元高速 GRE 法として各メーカーから複数の撮影法が提案されている。代表的なものとして LAVA (GE Healthcare)⁷⁾,

Volumetric interpolated breath-hold sampling (VIBE, Siemens Healthineers)^{19, 20)}, T₁ high-resolution isotropic volume excitation (THRIVE, Philips Healthcare)^{21, 22)} などがあり、いずれの撮影法においても Gd-EOB-DTPA 投与後の三次元 T₁ 強調画像撮影には脂肪抑制が併用される。脂肪抑制を Gd-EOB-DTPA ダイナミック撮影に用いることで脂肪組織を含む臓器、脂肪組織に隣接する部位の造影効果描出能の向上が可能である。また造影後の T₁ 強調画像において脂肪抑制を行うことでダイナミックレンジが拡大し組織間のコントラストを増強させることができる。GE Healthcare 社製の装置では LAVA に Turbo モードを併用することで SPECIAL パルスによる脂肪信号のヌルポイントが k 空間の中心に充填されるように信号収集を行うことができる。脂肪抑制効果の均一性評価において Turbo-LAVA において脂肪信号の %SD が LAVA より有意に低くなった。%SD が低いほど脂肪抑制効果の均一性が高いことを表しており²³⁾、Turbo-LAVA における皮下脂肪の脂肪抑制効果が高いことが明らかになった。また $C_{liver-fat}$ は Turbo-LAVA が LAVA より有意に高く、Turbo モードを併用することで肝臓とのコントラストが向上したことを示している。Turbo-LAVA では造影後の肝-門脈、肝-胆管、肝-腫瘍のそれぞれのコントラストにおいて LAVA と比較し有意なコントラストの向上が観察されている⁹⁾。したがって Turbo-LAVA を使用することで肝臓と他の組織の画像コントラストが LAVA に比べ向上するといえる。その一方で、各臓器の SNR は Turbo-LAVA で有意に低下することが確認された。視覚評価では Turbo-LAVA を用いることで総合的な画質 (overall quality) の有意な低下も観察されており⁹⁾、Turbo-LAVA を併用する際に注意が必要となる。

MRI の造影検査において k 空間の充填方法は造影

効果に影響を与える²⁴⁻²⁶⁾。深谷らはシミュレーションを用いて Gd-EOB-DTPA 検査の動脈優位相の造影剤による増強効果の経時変化パターンを想定し、k 空間の充填方法の影響とアーチファクトの軽減を検討している²⁷⁾。Turbo モードは k 空間充填方法が通常の LAVA とは異なるため TR を短縮することが可能となるが、その場合 LAVA に比べ SNR が 15% 程度低下する。また、脂肪抑制併用の三次元 T₁ 強調画像において k 空間の充填方法が脂肪抑制画像のコントラストへ影響を与えることが示唆されている²⁸⁾。Turbo-LAVA では adapting 2D centric view-ordering 法を用いており、SPECIAL パルス印可と k 空間充填法が最適化されている¹¹⁾。先行研究においても三次元 T₁ 強調画像と脂肪抑制法の併用では脂肪信号の緩和やモーションアーチファクトの影響などを考慮して k 空間にデータを充填しており²⁸⁻³⁰⁾、Gd-EOB-DTPA ダイナミック撮影を行う際は、息止め時間、脂肪抑制効果、体動補正、画質などを考慮し適切なシーケンスを選択する必要がある。三次元 T₁ 強調画像撮影に Turbo モードを使用することで、息止め時間の短縮によるモーションアーチファクトの軽減や均一な脂肪抑制効果が期待できるため、本手法は臨床において有用性が高いものと考えられる。

4. 結 語

Turbo-LAVA において通常の LAVA 撮影に比べ約 5 秒程度の息止め時間の短縮が可能となり、脂肪抑制効果の均一性が高くなることがわかった。一方で Turbo-LAVA で LAVA に比べ各臓器、組織での SNR の低下が観察された。

なお、本研究の要旨は第 59 回日本放射線技術学会近畿支部学術大会 (2016 年、京都市) にて発表した。

参考文献

- 1) Reimer P, Rummeny EJ, Daldrup HE, et al. Enhancement characteristics of liver metastases, hepatocellular carcinomas, and hemangiomas with Gd-EOB-DTPA: preliminary results with dynamic MR imaging. *Eur Radiol* 1997; 7(2): 275-280.
- 2) Vogl TJ, Kümmel S, Hammerstingl R, et al. Liver tumors: comparison of MR imaging with Gd-EOB-DTPA and Gd-DTPA. *Radiology* 1996; 200(1): 59-67.
- 3) Lu DS, Saini S, Hahn PF, et al. T2-weighted MR imaging of the upper part of the abdomen: should fat suppression be used routinely? *AJR Am J Roentgenol* 1994; 162(5): 1095-1100.
- 4) Semelka RC, W, Hricak H, et al. Fat-saturation MR imaging of the upper abdomen. *AJR Am J Roentgenol* 1990; 155(5): 1111-1116.
- 5) Beddy P, Rangarajan RD, Kataoka M, et al. T1-weighted fat-suppressed imaging of the pelvis with a dual-echo Dixon technique: initial clinical experience. *Radiology* 2011; 258(2): 583-589.
- 6) Kier R, Smith RC, McCarthy SM. Value of lipid- and water-suppression MR images in distinguishing between blood and lipid within ovarian masses. *AJR Am J Roentgenol* 1992; 158(2): 321-325.
- 7) Motosugi U, Ichikawa T, Sou H, et al. Liver parenchymal enhancement of hepatocyte-phase images in Gd-EOB-DTPA-enhanced MR imaging: which biological markers of the liver

- function affect the enhancement? J Magn Reson Imaging 2009; 30(5): 1042-1046.
- 8) Cornfeld DM, Israel G, McCarthy SM, et al. Pelvic imaging using a T1W fat-suppressed three-dimensional dual echo Dixon technique at 3T. J Magn Reson Imaging 2008; 28(1): 121-127.
  - 9) Hori M, Kim T, Onishi H, et al. Single-breath-hold thin-slice gadoxetic acid-enhanced hepatobiliary MR imaging using a newly developed three-dimensional fast spoiled gradient-echo sequence. Magn Reson Imaging 2016; 34(4): 545-551.
  - 10) Brau AC, Beatty PJ, Skare S, et al. Comparison of reconstruction accuracy and efficiency among autocalibrating data-driven parallel imaging methods. Magn Reson Med 2008; 59(2): 382-395.
  - 11) Low RN, Bayram E, Panchal NJ, et al. High-resolution double arterial phase hepatic MRI using adaptive 2D centric view ordering: initial clinical experience. AJR Am J Roentgenol 2010; 194(4): 947-956.
  - 12) Li XH, Zhu J, Zhang XM, et al. Abdominal MRI at 3.0 T: LAVA-Flex compared with conventional fat suppression T1-weighted images. J Magn Reson Imaging 2014; 40(1): 58-66.
  - 13) Pietryga JA, Burke LM, Marin D, et al. Respiratory motion artifact affecting hepatic arterial phase imaging with gadoxetate disodium: examination recovery with a multiple arterial phase acquisition. Radiology 2014; 271(2): 426-434.
  - 14) Bashir MR, Castelli P, Davenport MS, et al. Respiratory motion artifact affecting hepatic arterial phase MR imaging with gadoxetate disodium is more common in patients with a prior episode of arterial phase motion associated with gadoxetate disodium. Radiology 2015; 274(1): 141-148.
  - 15) Davenport MS, Caoili EM, Kaza RK, et al. Matched within-patient cohort study of transient arterial phase respiratory motion-related artifact in MR imaging of the liver: gadoxetate disodium versus gadobenate dimeglumine. Radiology 2014; 272(1): 123-131.
  - 16) Chandarana H, Feng L, Block TK, et al. Free-breathing contrast-enhanced multiphase MRI of the liver using a combination of compressed sensing, parallel imaging, and golden-angle radial sampling. Invest Radiol 2013; 48(1): 10-16.
  - 17) Chandarana H, Feng L, Ream J, et al. Respiratory Motion-Resolved Compressed Sensing Reconstruction of Free-Breathing Radial Acquisition for Dynamic Liver Magnetic Resonance Imaging. Invest Radiol 2015; 50(11): 749-756.
  - 18) Kim SY, Park SH, Wu EH, et al. Transient respiratory motion artifact during arterial phase MRI with gadoxetate disodium: risk factor analyses. AJR Am J Roentgenol 2015; 204(6): 1220-1227.
  - 19) Rofsky NM, Lee VS, Laub G, et al. Abdominal MR imaging with a volumetric interpolated breath-hold examination. Radiology 1999; 212(3): 876-884.
  - 20) Lee VS, Lavelle MT, Rofsky NM, et al. Hepatic MR imaging with a dynamic contrast-enhanced isotropic volumetric interpolated breath-hold examination: feasibility, reproducibility, and technical quality. Radiology 2000; 215(2): 365-372.
  - 21) Akpinar E, Turkbey B, Karcaaltincaba M, et al. Initial experience on utility of gadobenate dimeglumine (Gd-BOPTA) enhanced T1-weighted MR cholangiography in diagnosis of acute cholecystitis. J Magn Reson Imaging 2009; 30(3): 578-585.
  - 22) Fischbach F, Thormann M, Seidensticker M, et al. Assessment of fast dynamic imaging and the use of Gd-EOB-DTPA for MR-guided liver interventions. J Magn Reson Imaging 2011; 34(4): 874-879.
  - 23) Saito S, Tanaka K, Hashido T. Liver acquisition with volume acceleration flex on 70-cm wide-bore and 60-cm conventional-bore 3.0-T MRI. Radiol Phys Technol 2016; 9(2): 154-160.
  - 24) Shetty AN, Bis KG, Vrachliotis TG, et al. Contrast-enhanced 3D MRA with centric ordering in k space: a preliminary clinical experience in imaging the abdominal aorta and renal and peripheral arterial vasculature. J Magn Reson Imaging 1998; 8(3): 603-615.
  - 25) 大久保真樹, 大越幸和, 井上智子, 他. 造影三次元 MR angiography における撮像タイミングに関するシミュレーション. 日放技学誌 2002; 58(5): 705-710.
  - 26) 八木下裕子, 大越幸和, 大久保真樹, 他. Elliptical Centric 法を用いた造影三次元 MR Angiography における造影効果持続時間および撮像タイミングに関する検討. 日放技学誌 2003; 59(12): 1555-1560.
  - 27) 深谷貴広, 内藤健一, 齋藤宏明, 他. Gd-EOB-DTPA を用いた肝ダイナミック MRI の動脈優位相における画像アーチファクトに関するシミュレーション. 日放技学誌 2010; 66(9): 1197-1203.
  - 28) 奥秋知幸, 齊木秀太郎, 荻野徹男, 他. Linear filling order を用いた脂肪抑制 3D-T1 weighted 画像の開発. 日放技学誌 2009; 65(5): 585-593.
  - 29) Chandarana H, Block TK, Rosenkrantz AB, et al. Free-breathing radial 3D fat-suppressed T1-weighted gradient echo sequence: a viable alternative for contrast-enhanced liver imaging in patients unable to suspend respiration. Invest Radiol 2011; 46(10): 648-653.
  - 30) Chandarana H, Block KT, Winfeld MJ, et al. Free-breathing contrast-enhanced T1-weighted gradient-echo imaging with radial k-space sampling for paediatric abdominopelvic MRI. Eur Radiol 2014; 24(2): 320-326.

問合せ先

〒565-0871 吹田市山田丘 1-7

大阪大学大学院医学系研究科保健学専攻医用物理工学講座 齋藤茂芳