

# 上腹部領域における 3T MRI

近藤浩史<sup>1</sup>, 渡邊春夫<sup>1</sup>, 梶田公博<sup>2</sup>, 五島 聡<sup>1</sup>,  
兼松雅之<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup>岐阜大学医学部附属病院放射線科 <sup>2</sup>同放射線部 <sup>3</sup>同高次画像診断センター

## はじめに

本邦では全身用 3 Tesla (3T) MRI 装置が 2005 年 4 月に薬事承認され, 体幹部での臨床使用が可能となった. 当院では 2007 年 3 月より Philips 社製の 3T 装置である Intera Achieva Quasar Dual を導入し, 上腹部領域に積極的に用いている. 腹部領域には 6ch の torso array coil を使用している. 当院の 1.5T 装置は同社の Intera Achieva Nova Dual と GE Healthcare 社製の SIGNA twinspeed を使用している. 3T 装置では SAR (specific absorption rate : 比吸収率) の増大, 磁場不均一性の増大, T<sub>1</sub> コントラストの低下, 磁化率効果の増大などの問題点もあるが, 近年のハードウェア性能の向上や, parallel imaging を始めとするソフトウェアの開発, 改善により, 高い信号ノイズ比 (SNR) を活かした高い時間, 空間, コントラスト分解能の画像を得ることが可能となりつつある. 本稿では, 3T MRI 装置の特徴および上腹部領域, 特に肝臓と膵臓における有用性, 問題点について, 自験例を提示しつつ概説する.

## 3T MRI の特徴

3T MRI 装置の特徴は, 信号ノイズ比 (SNR) の向上, SAR (specific absorption rate : 比吸収率) の増大, ラジオ波および静磁場の不均一性の増大, 磁化率効果の増強, 化学シフトの増

加, 組織コントラストの変化などが挙げられ, これらは状況によりメリットにもデメリットにもなり得る.

### 1. SNR の向上

3T 装置の最大のメリットは高い SNR にある. 理論上, SNR は静磁場磁束密度 (B<sub>0</sub>) に比例するため, 1.5T に比して 2 倍に上昇するが, 実際には 1.4~1.7 倍の上昇にとどまる<sup>1)</sup>. その理由としては, 2 倍に増える化学シフトを軽減するために広いバンド幅での撮像を要すること, SAR 低減のためにフリップ角を小さく制限する必要があることが挙げられる.

高い SNR により, 呼吸停止下でも高空間, 高時間分解能 3D 撮像が可能となり, 特にスライス方向の空間分解能の向上により, 以前よりも精彩な再構成画像を取得できる. また, T<sub>2</sub> 強調撮像においても, スライス厚 3.2 mm (オーバーラップ 1.6 mm) で高空間分解能 3D 撮像を得ることが可能である.

### 2. SAR の増大

SAR (specific absorption rate : 比吸収率) は静磁場強度 B<sub>0</sub> の 2 乗に比例するため, 理論上, 3T では 1.5T に対して 4 倍となる. また, フリップ角の 2 乗にも比例するため高速スピンエコーなどの 180 度パルスを用いるシーケンスなどでは flip angle sweep, refocusing control などを用いて, 収束パルスのフリップ角を小さくすることで SAR の低減を行っている<sup>2)</sup>. また, SAR は duty cycle に比例して

キーワード magnetic resonance imaging, 3 tesla, abdominal imaging

増加するため、パラレルイメージングを用いて撮像時間を短縮し、SAR 低減を行うことは、3T 装置では必須の技術である。

### 3. RF 磁場 ( $B_1$ ) の不均一性

励起パルスとして加えられるラジオ波 (RF) の浸透力 (RF penetration effect) は RF 周波数、撮像体の大きさ、比伝導率 (SAR) によって変化し、誘電効果<sup>注1)</sup>と総称される定在波効果と伝導率効果によって RF 磁場の不均一が生じる<sup>1),3),4)</sup>。

3T における共鳴周波数は 128 MHz であり、波長が 1.5T の半分となる (水中で 26 cm)。その結果、RF 波の干渉が起こり、信号の不均一を来す<sup>5)</sup>。波長よりサイズが大きくなること多い腹部領域でこの現象はより顕著に

なることが多い (Fig. 1)。伝導率効果は体内で発生する誘導電流がラジオ波を減弱させる現象で、多量の腹水では誘導電流が強くなり、ラジオ波の貫通性を低下させる (Fig. 2)。このような場合には、撮影部位に誘電体パッドを置いて信号の不均一性を改善することができる<sup>1)</sup>。一方、高周波数の RF 波は体幹深部まで到達しにくいいため、体幹中心部の信号低下を引き起こすが、腹部領域専用の多チャンネルコイル感度補正技術を用い、 $B_1$  不均一の影響を軽減している。

近年、RF 磁場の不均一性をさらに改善する技術が開発されつつある。その一つである MultiTransmit (Fig. 3) は、複数送信源を用いて、患者毎に自由に位相や振幅を最適化する

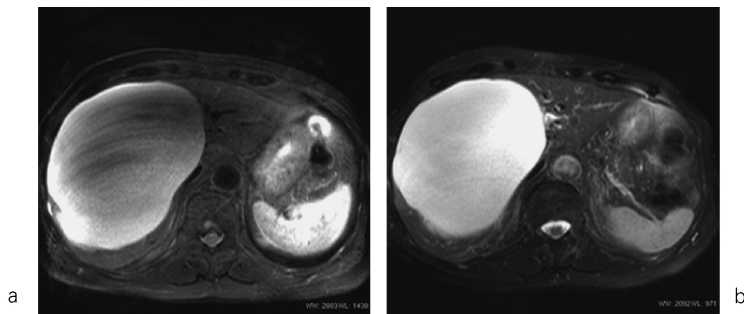


Fig. 1. Marked signal loss and inhomogeneity (arrow) due to standing wave and conductivity artifact is seen in a large hepatic cyst on the fat-suppressed respiratory-triggered two-dimensional T<sub>2</sub>-weighted turbo spin-echo axial image obtained with a 3T imager (a). At 3T shows the large hepatic cyst presumably induced the conductivity artifact and the large body size induced the standing wave artifact. Fat-suppressed respiratory-triggered two-dimensional T<sub>2</sub>-weighted turbo spin-echo axial image at 1.5T shows homogeneous high signal intensity in the cyst and apparently no artifacts (b).

注1) 誘電効果には、定在波効果と伝導率効果がある。

定在波効果：誘電率の異なる境界面でラジオ波が反射するために生じる現象で、3T 下の腹部領域撮像では、ラジオ波波長が 26 cm 程度と撮像体のサイズに近いので、この効果が顕著になる現象。

伝導率効果：体内で発生する誘導電流がラジオ波を減弱させる現象で、多量の腹水や大きな嚢胞性腫瘍では誘導電流が強くなり、ラジオ波の貫通性を低下させる現象。

2010 年 8 月 2 日受理

別刷請求先 〒501-1194 岐阜県岐阜市柳戸 1-1 岐阜大学医学部附属病院放射線科 近藤浩史

ことが可能な技術で、従来の誘電効果対策であった多チャンネルの感度補正技術のように、見かけ上の画像の均一性を高める技術とは異なり、誘電効果を低減させることにより画質の最適化を図るものである。画像信号の均一性、

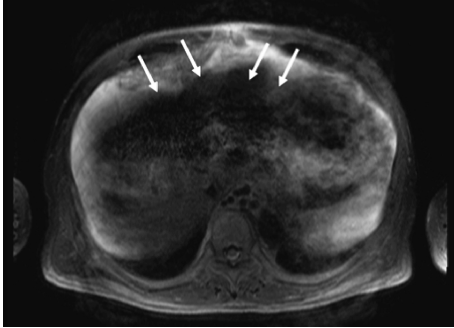


Fig. 2. Marked signal loss (arrows) due to severe standing wave and conductivity artifact is seen on fat-suppressed respiratory-triggered two-dimensional T<sub>2</sub>-weighted turbo spin-echo axial image at 3T in a patient with cirrhosis and ascites.

SNRが向上するほか、局所の比吸収率 (SAR) が低減することにより、撮像時間が短縮する上に、より深いフリップ角の選択も可能になり、コントラストも向上する。

#### 4. 磁化率効果

3T装置では磁化率効果は2倍に増加する。磁化率効果の増加により、T<sub>2</sub>\*緩和時間短縮による信号低下が顕著となり、体幹部の様な磁化率の異なる臓器が集合した領域ではB<sub>0</sub>の不均在が助長され画像のゆがみが増加する。1.5T装置と比較して、腸管周囲、横隔膜下周囲、金属周囲では信号低下が目立つ。一方、肝硬変症に伴う鉄沈着結節や出血によるヘモジドリン沈着の検出には有利となる可能性もある。(Fig. 4)

#### 5. 化学シフト

水と脂肪の共鳴周波数の差は1.5Tでは220 Hzであるが、3Tでは440 Hzとなる。

水と脂肪の共鳴周波数の違いが大きくなるため、良好な周波数選択脂肪抑制画像が得られることや、周波数分解能が向上するためにMR

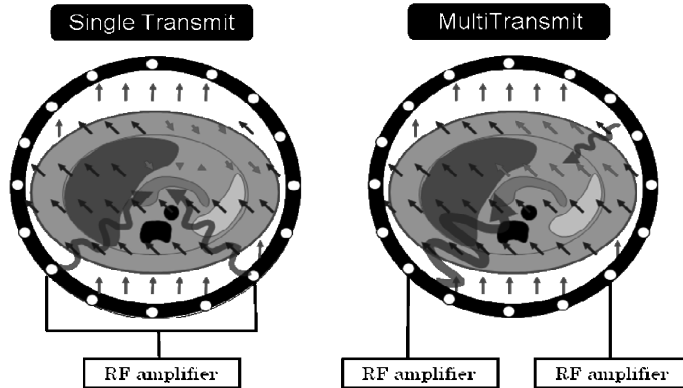


Fig. 3. The MultiTransmit technology uses multiple RF transmission signals that automatically adjust to each patient's unique size and shape. Doing so directly addresses the challenges presented by dielectric shading. Just as two lamps, one on either side of an object, reduce the shadow cast by the object, each RF source is individually adapted to the patient's anatomy and optimized to cancel out the dielectric shading of the other source. The use of parallel RF transmission also allows the system to reduce local SAR levels, which enables faster scanning.

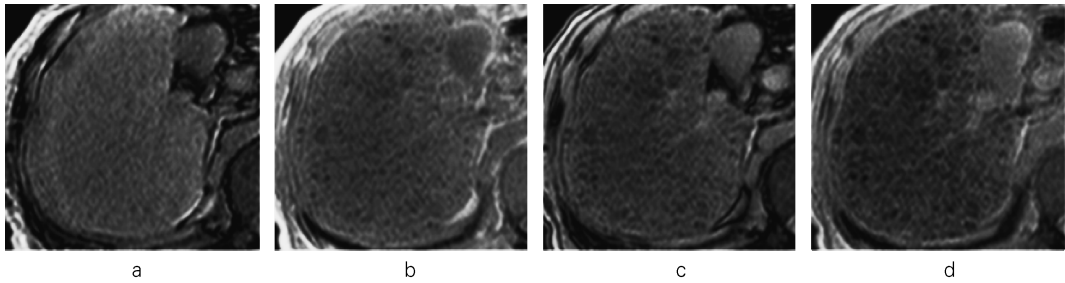


Fig. 4. Cirrhosis with iron-deposited regenerative nodules in a 75-year-old man  
Multi-echo gradient-recalled-echo axial images (TR/TE=292/1.1 [a], 2.3 [b], 3.5 [c], 4.7 [d]) clearly show multiple low-intensity nodules in the liver, which are consistent with siderotic regenerative nodules. As the TE was prolonged, the siderotic regenerative nodules increase in size due to the blooming effect and are clearly demarcated.

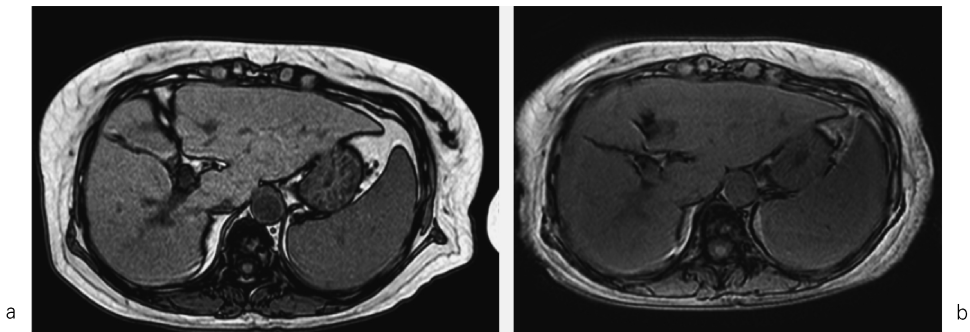


Fig. 5. Comparison of two-dimensional fast field-echo images at 1.5T (TR/TE 222/2.3) (a) and 3T (TR/TE 292/1.1) (b). T<sub>1</sub> contrast with 3T system is less favorable.

spectroscopy で良質のスペクトルが取得可能となるといったメリットがあるが、水と脂肪の境界面に発生する化学シフトアーチファクトも 2 倍となるデメリットもある。化学シフトアーチファクトを減らすためには受信バンド幅を広げて対処するが、同時に SNR も低下する。

#### 6. 組織コントラスト

組織の緩和時間は静磁場強度 (B<sub>0</sub>) によって変化する。肝臓の T<sub>1</sub> 値は 1.5T における 586 ms に対し、3T では 809 ms と 38% 延長し、T<sub>2</sub> 値は 46 ms から 34 ms へ 26% 短縮する<sup>6)</sup>。T<sub>1</sub> 値の延長は T<sub>1</sub> 強調像でのコントラスト低下を招くが (Fig. 5)<sup>7)</sup>、ガドリニウム造影検査で

は造影効果が増強される可能性がある<sup>8)</sup>。

T<sub>2</sub> 値の短縮による T<sub>2</sub> 強調像でのコントラスト低下を防ぐためには、TE をやや短めに設定することで良好なコントラストが得られるとされる。

一方、脾実質の T<sub>1</sub> 値は 1.5T の 584 ms に対し、3T では 725 ms と 24% 程度の延長にとどまり<sup>6)</sup>、1.5T と対比すると相対的に肝脾コントラストは維持される。

#### 7. 当院での 3T における肝・脾 MRI 撮像プロトコール T<sub>1</sub> 強調像

肝臓疾患と対象とする場合、2D dual-echo GRE 法により、in-phase 像と opposed-phase

像を同時に撮像し、脂肪性分や鉄沈着の有無を評価することが重要である。3T 装置で opposed-phase となる最短 TE は 1.1 ms, in-phase では 2.2 ms であり、1.15 ms 周期で in-phase と opposed-phase が交互に現れる。1.5T 装置では in-phase の TE が opposed-phase の TE よりも長く、opposed-phase で信号が低下すれば脂肪含有と判断し、in-phase で信号が低下すれば金属沈着と判断していた。しかし、当初、3T 装置では、1.1 ms での opposed-phase 撮像ができない機種があり、opposed-phase の TE の方が長くなり、opposed-phase で信号が低下しても脂肪沈着なのか金属沈着なのかの判断が困難であったが、現在では、TE 1.1 ms での opposed-phase 撮像は多くの機種で可能となった。当院では、異なる 4 種の TE (1.1, 2.3, 3.5, 4.7 ms) で phase-shift 撮像を行っている。

膵臓疾患を対象とする場合、正常な膵実質は、膵液中の高蛋白成分により、肝よりも高い高信号を示し、膵外分泌能低下、膵実質内浮腫や膵腫瘤などの病態が低信号として描出されるため、脂肪抑制 T<sub>1</sub> 強調像は最も基本となる

シーケンスとなる。

#### T<sub>2</sub> 強調像

我々は上腹部のルーチン撮像において、脂肪抑制呼吸トリガー高速スピネコー (SE) T<sub>2</sub> 強調像と脂肪抑制呼吸停止下 half-Fourier single-shot 高速 SE heavily T<sub>2</sub> 強調像を得ている。また、必要に応じて空間分解能が高く、画像再構成も可能な呼吸トリガー 3 次元 T<sub>2</sub> 強調像 (VISTA) を、スライス厚 3.2 mm (オーバーラップ 1.6 mm) にて得ている (Fig. 6)。

高速 SE 法は 1.5T と比較して嚢胞や血管腫のコントラストが若干低下して充実性腫瘍との鑑別が困難になることがある。そのため、half-Fourier single-shot 高速 SE heavily T<sub>2</sub> 強調像を併用している。これは 1 画像に必要なエコー信号を、収束パルスの連続照射により一気に収集する方法であり、交差緩和 (MTC) 効果が強いいため、結合水を多く含む実質臓器の信号は低下し、相対的に自由水の信号が上昇する。長めの実効 TE (150 ms 程度) を用いることで、中等度の TE (80 ms 程度) による T<sub>2</sub> 強調像と比較して、嚢胞、血管腫、肝転移、肝細胞癌の順に短くなる T<sub>2</sub> 緩和時間を明るさに

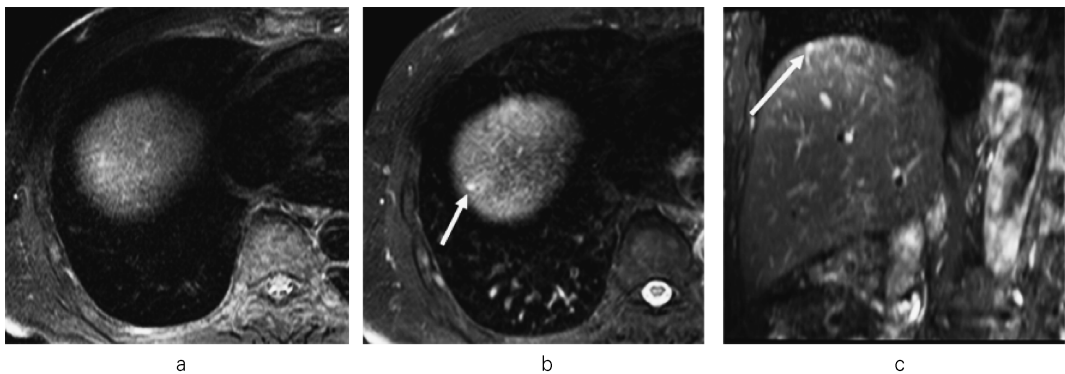


Fig. 6. A 70-year-old man with a 4-mm liver cyst in segment VIII of the liver. Fat-suppressed respiratory-triggered two-dimensional T<sub>2</sub>-weighted turbo spin-echo axial image (a), fat-suppressed respiratory-triggered three-dimensional T<sub>2</sub>-weighted turbo spin-echo axial image (b), and coronal multiplanar reformatted images reconstructed with the three-dimensional images (c). Note that the tiny cyst (arrow) located beneath the hepatic capsulosis not depicted on a, but clearly depicted on b and c.

反映する画像になるため、これらの鑑別が容易となる。

#### 肝造影 MRI (Gd-EOB-DTPA)

近年、臨床導入された肝特異性造影剤である Gd-EOB-DTPA (EOB・プリモビスト) (以下、EOB) は、従来と同様のダイナミック撮像による腫瘍血流評価に加え、投与後 10~20 分以降には、病変と肝実質の肝細胞機能の違いによる EOB の取込度合いの差を反映したコントラストにより、病変を検出することができる。通常、悪性腫瘍は、肝細胞機能を失っているため、肝細胞相で増強された肝実質内で低信号域として描出される。また、EOB は胆汁とともに胆管に排泄されるため、胆管系の描出も可能である。従来の非特異性ガドリニウムキレート製剤に比して、ガドリニウムの投与量は 1/4 になる一方、 $T_1$  緩和時間短縮効果 ( $R_1$ ) が 2 倍近いため、増強効果は半減するのではないかと危惧されてきたが、ダイナミック撮像を最適化して良質な肝動脈優位相を得ることで、多血性肝細胞癌の診断は充分可能と思われる。当院では、脂肪抑制三次元グラジエントエコー (GRE) 法を用いて、多相ダイナミック撮像している。1.5T 装置よりもより薄いスライスで

の 3D-GRE 撮像が可能であり、全肝を 4.0~4.4 mm 厚、2.0~2.2 mm オーバーラップ (slice ZIP 2) で撮像している (Fig. 7)。撮像タイミングは MR fluorography を用い最適化し、前相、肝動脈優位相、門脈相、2 分相、3 分相、肝細胞相 (15 分以降) の 6 相を撮像し、一相で全肝 82~90 スライス、全相で 492~540 スライスを得る。

#### 造影 MRI

胆膵疾患診断目的の場合には、非特異性ガドリニウム造影剤を毎秒 3 mL で急速静注後、MR fluorography によりタイミングを計り、三次元グラジエントエコー法を用いて、膵実質相、門脈相、平衡相をダイナミック撮像している。3T 装置では薄いスライスでの 3D 撮像が可能となり、再構成画像を任意の断面で作成する上で有利であり、膵癌の周囲組織や血管への浸潤範囲や程度を評価する場合に役立っている。また、3T 下では、膵組織の  $T_1$  緩和時間が延長するため、1.5T 下よりもガドリニウムによる増強効果が向上し<sup>9)</sup>、脂肪浸潤、慢性膵炎、腫瘍随伴性膵炎により、膵実質の濃染が弱い場合には、膵癌と膵実質とのコントラストがより明瞭になることが期待される。

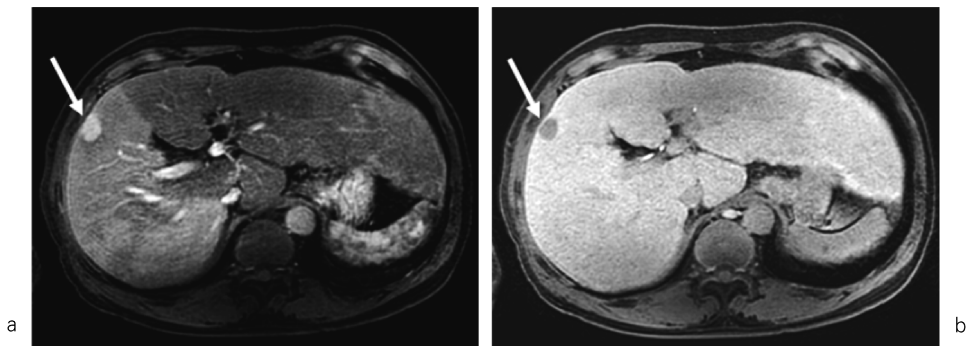


Fig. 7. A 66-year-old man with hepatocellular carcinoma in hepatic segment V of the liver Gadoxetate disodium-enhanced fat-suppressed three-dimensional spoiled turbo field-echo  $T_1$ -weighted axial image (TR/TE, 4.0/2.1) obtained during the hepatic arterial-dominant phase shows homogeneous arterial enhancement of the tumor (arrow) (a). Hepatobiliary-phase image shows homogeneous hypointensity corresponding the tumor (arrow) (b).

## MRCP

1.5T から 3T への磁場増強では、 $T_2$  緩和時間の短縮による影響はあまり問題とならず、従来どおり、許容時間内に高い SNR と空間分解能を両立した三次元 MRCP 画像を得ることができる。呼吸トリガー法と parallel imaging の併用による三次元撮像により、1.6~2.0 mm 厚、0.8~1.0 mm オーバーラップの疑似 isotropic voxel 画像を 3 分程で、90~112 スライス元画像を取得することができる。1.5T に比して 3T ではコントラストノイズ比 (CNR) が向上し<sup>10),11)</sup>、撮像時間を延長すれば、より薄い元画像を得ることが可能であり、胆管・膵管浸潤の範囲や程度、膵胆管合流異常や膵癒合不全などでの膵管や胆管の位置関係、膵嚢胞性病変における大きさや壁に結節の評価などでは有用とする向きもある (Fig. 8)。

### 拡散強調画像

SNR の向上により、拡散強調画像画質の改善が期待できる。1.5T 装置での画像よりも臓器境界が明瞭になり、解剖学的な情報も向上した。より高い b 値を設定できる可能性もある。ただし、腸管ガスによる磁化率アーチファクトは増加するので注意が必要である。ほとん

どの悪性腫瘍は拡散強調像において、正常組織よりも高信号を呈すると考えられ、細胞密度の増加や線維化による細胞間隙での拡散制限などにより、肝細胞癌、転移性肝癌、膵癌などは拡散強調画像で高信号を呈すると考えられている。

## ま と め

上腹部領域における 3T MRI 装置の特徴と可能性、問題点等について概説した。3T 装置では高い SNR が 1.5T 装置に対して優れた点ではあるが、SAR の問題から、種々の制限があることや、磁場の不均一に起因する画像の劣化も解決しなくてはならない点である。近年のハードウェア自体の性能の向上や、parallel imaging などのソフトウェアの開発・改善などにより、画質は向上してきているが、MultiTransmit 技術を始めとする、さらなるハード、ソフト両面での改良や、撮像条件の最適化が必要と思われる。

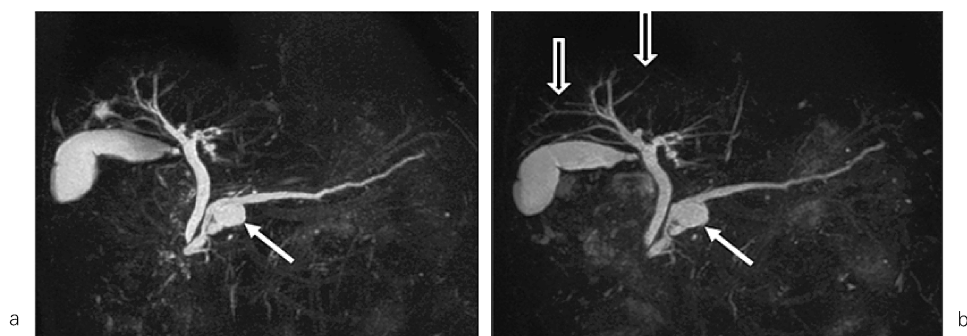


Fig. 8. A 58-year-old man with branch-type intraductal papillary mucinous neoplasm of the pancreas (solid arrows in a and b). Maximum-intensity-projection MRCP images generated with respiratory-triggered three-dimensional turbo spin-echo sequences with parallel imaging at 1.5T (a) and 3T (b). The depiction of peripheral branches of intrahepatic bile ducts is somewhat better seen with 3T than with 1.5T.

文 献

- 1) Merkle EM, Dale BM, Paulson EK : Abdominal MR imaging at 3T. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2006 ; 14 : 17-26
- 2) Hennig J, Weigel M, Scheffler K : Multiecho sequences with variable refocusing flip angles : optimization of signal behavior using smooth transitions between pseudo steady states (TRAPS). *Magn Reson Med* 2003 ; 49 : 527-535
- 3) Lee VS, Hecht EM, Taouli B, Chen Q, Prince K, Oesingmann N : Body and cardiovascular MR imaging at 3.0 T. *Radiology* 2007 ; 244 : 692-705
- 4) Akisik FM, Sandrasegaran K, Aisen AM, Lin C, Lall C : Abdominal MR imaging at 3.0 T. *Radiographics* 2007 ; 27 : 1433-1444 ; discussion 1462-1434
- 5) Caserta J, Beck BL, Fitzsimmons JR : Reduction of wave phenomena in high-field MRI experiments using absorbing layers. *J Magn Reson* 2004 ; 169 : 187-195
- 6) de Bazelaire CM, Duhamel GD, Rofsky NM, Alsop DC : MR imaging relaxation times of abdominal and pelvic tissues measured *in vivo* at 3.0 T : preliminary results. *Radiology* 2004 ; 230 : 652-659
- 7) Merkle EM, Dale BM : Abdominal MRI at 3.0 T : the basics revisited. *AJR Am J Roentgenol* 2006 ; 186 : 1524-1532
- 8) Nobauer-Huhmann IM, Ba-Ssalamah A, Mlynarik V, et al. : Magnetic resonance imaging contrast enhancement of brain tumors at 3 tesla versus 1.5 tesla. *Invest Radiol* 2002 ; 37 : 114-119
- 9) Edelman RR, Salanitri G, Brand R, et al. : Magnetic resonance imaging of the pancreas at 3.0 tesla : qualitative and quantitative comparison with 1.5 tesla. *Invest Radiol* 2006 ; 41 : 175-180
- 10) Isoda H, Kataoka M, Maetani Y, et al. : MRCP imaging at 3.0 T vs. 1.5 T : preliminary experience in healthy volunteers. *J Magn Reson Imaging* 2007 ; 25 : 1000-1006
- 11) Merkle EM, Haugan PA, Thomas J, Jaffe TA, Gullotto C : 3.0-Versus 1.5-T MR cholangiography : a pilot study. *AJR Am J Roentgenol* 2006 ; 186 : 516-521

**Abdominal Magnetic Resonance Imaging at 3 Tesla**

Hiroshi KONDO<sup>1</sup>, Haruo WATANABE<sup>1</sup>, Kimihiro KAJITA<sup>2</sup>,  
Satoshi GOSHIMA<sup>1</sup>, Masayuki KANEMATSU<sup>3</sup>

<sup>1</sup>*Department of Radiology, <sup>2</sup>Radiology Services, and <sup>3</sup>High-Level Imaging Diagnosis Center, Gifu University Hospital  
1-1 Yanagido, Gifu 501-1194*

The primary advantage of 3-tesla magnetic resonance (MR) imaging is its higher signal-to-noise ratio (SNR) that allows either acquisition of images with higher spatial resolution or application of faster imaging sequences. However, challenges in applying high field MR imaging, especially in the abdomen, include alterations of radiofrequency (RF) field and relaxation times and increased susceptibility effects, chemical-shift effects, and motion artifacts. Resolution of these issues requires development or refinement of MR hardware and software, such as parallel imaging, variable flip-angle sequences, and multiple RF transmission. We give an overview of 3-T MR imaging of the abdomen and describe its advantages, disadvantages, problems, and solutions.