

3T 下基于 PSIF 的快速 T2 加权腹部成像方法

邹超 郭文莎 钟耀祖 刘新

(中国科学院深圳先进技术研究院劳特伯生物医学成像中心, 深圳市磁共振成像重点实验室 深圳 518055)

摘要 3T 下传统的屏气 T2 加权成像序列 HASTE 在腹部成像中受到射频特定吸收率和 B1 发射场均匀性的限制。本文研究显示时间反转稳态自由进动快速成像 (PSIF) 序列在腹部成像中能提供较好的 T2 对比, 并且在翻转角 $30^\circ \sim 40^\circ$ 之间取得最好的对比度。与 HASTE 对比发现, 该序列 SAR 值低, 且对 B1 发射场均匀性不敏感。实验中, 正常志愿者的肝脏信噪比在 17 左右, 肝脾对比度噪声比在 18 左右, 这对诊断用图像是足够的。此外, PSIF 序列使用很短的 TR 来缩短扫描时间, 采集速度为 1 秒/层, 使得该序列不需要屏气或者呼吸触发。

关键词 T2 加权成像; 腹部成像; 稳态自由进动

Fast T2-weighted Abdominal Imaging at 3T Based on PSIF Sequence

ZOU Chao GUO Wen-sha CHUNG Yiu-cho LIU Xin

(Shenzhen Key Laboratory for MRI, Paul C Lauterbur Biomedical Imaging Center, Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

Abstract At 3T, conventional breath-hold T2-weighted imaging in the abdomen by HASTE is limited by SAR constraint and B1 inhomogeneity. This work shows that PSIF offers good T2 contrast in abdomen under 3T with a flip angle around 30 to 40 degrees, drastically reducing SAR and is more robust than HASTE. For 2D PSIF in healthy volunteers, the SNR of liver is around 17 and spleen-liver CNR is around 18, which is sufficient for diagnostic purpose. The short TR in PSIF shortens the scan time to 1s per slice, and eliminates the need for breath holding or respiratory triggering.

Keywords T2-weighted imaging; abdominal imaging; steady-state free precession

1 引言

T2 加权 (T2 Weighted, T2W) 磁共振图像 (Magnetic Resonance Imaging, MRI) 对于检测腹部局部病变具有重要的意义^[1]。临床上常规 T2 加权图像通常由快速自旋回波序列 (Turbo Spin Echo, TSE) 完成。然而, T2-TSE 序列扫描时间较长, 且需要呼吸导航技术来抑制运动伪影, 进一步增加了扫描时间。在病人不能配合呼吸导航进行长时间扫描的情况下, 半傅里叶单次激发快速自旋回波 (Half Fourier

Single Shot Turbo Spin Echo, HASTE) 技术是一种很好的替代技术, 病人只需要进行 1~2 次屏气即可完成扫描。但在高场 ($\geq 3T$) 系统中使用该序列存在以下几个问题: (1) 由于射频场波长变短, 发射场 B1 不均匀性会在腹部成像过程中造成图像不均匀, 这种驻波伪影在肥胖病人中尤为突出^[2]; (2) HASTE 使用大量的回聚脉冲, 高场下人体射频能量选择性吸收值 (SAR) 限制了回聚脉冲的翻转角, 使得 HASTE 的对比度下降, 采集时间变长; (3) HASTE 回波链长, 易受 T2 衰减影响, 造成图像模糊; (4) 腹部血管复杂,

基金项目: 国家重点基础研究发展计划 (973 计划) (2011CB707903)。

作者简介: 邹超, 高级工程师, 研究方向为磁共振图像引导聚焦超声、磁共振物理及成像序列设计, E-mail: chao.zou@siat.ac.cn; 郭文莎, 研究助理, 研究方向为磁共振成像序列开发及应用; 钟耀祖, 博士, 研究员, 研究方向为磁共振成像序列开发; 刘新, 博士, 研究员, 研究方向为磁共振成像临床应用、磁共振图像引导治疗技术。

而 HASTE 图像中血管呈高信号, 对诊断局部小病变不利。

时间反转稳态进动快速成像 (Time Reversed Fast Imaging with Steady-state Precession, PSIF, 或者 CE-FAST) 也能提供较好的 T2 加权^[3]。这种序列使用很小的翻转角, 兼具 SAR 值低、对 B1 场均匀性要求低、扫描时间快、不需要多次屏气或者呼吸导航等优点。但其信噪比较低, 所以该序列的应用并不多见。而从文献报道来看, 在 1.5T 使用 3D 扫描弥补了该序列信噪比不足的缺陷^[4]。由于其扫描速度较快的特点, 该序列也被用于在低场开放系统中介入治疗引导与图像评估^[5]。本文旨在讨论 3T 下利用 PSIF 序列进行腹部成像的可能性。

2 材料和方法

本文对原始的 2D-PSIF 序列做如下修改: (1) 由于 PSIF 对运动比较敏感, 在读出方向使用了一个补偿梯度; (2) 由于使用较短的 TR, 在选层方向上加入一个额外的损毁梯度, 以去除自由衰减信号; (3) 使用水激发脉冲进行脂肪抑制, 在不增加扫描时间的前提下进一步降低 SAR。序列时序图如图 1 所示。

PSIF 信号公式^[6]如下:

$$S(\text{echo}) = M_0 \tan \frac{\alpha}{2} [1 - (1 - E_1 \cos \alpha)r]$$

其中:

$$r = \sqrt{\frac{1 - E_2^2}{(1 - E_1^2 \cos \alpha)^2 - E_2^2 (E_1 - \cos \alpha)^2}}$$

$$E_1 = \exp\left(-\frac{\text{TR}}{T_1}\right), E_2 = \exp\left(-\frac{\text{TR}}{T_2}\right)$$

本文首先通过仿真实验导出产生最优肝脾对比

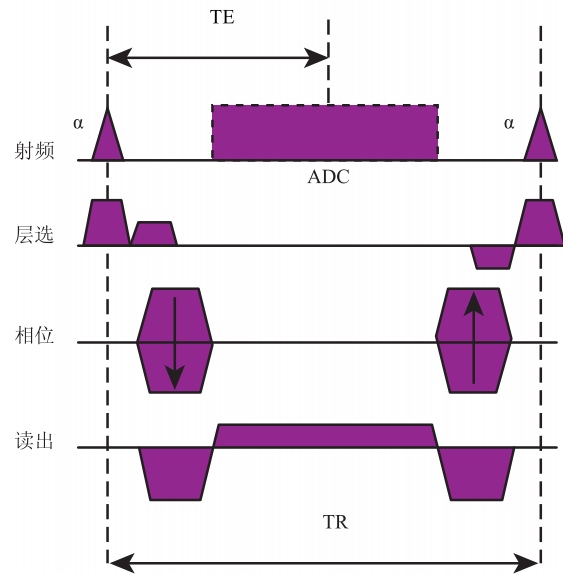


图 1 PSIF 序列时序图

度所需要的翻转角, 仿真使用参数如下: TR/TE = 5.0/3.2 ms, 肝脏 $T_1/T_2 = 1000/40$ ms, 脾脏 $T_1/T_2 = 1500/65$ ms。仿真结果将在志愿者实验中进行验证。志愿者实验中征集了 6 名志愿者, 在其知情且同意的前提下, 利用西门子 TIM Trio 3T 系统 (TIM Trio, Siemens, Erlangen, Germany) 分别对志愿者进行二维呼吸导航 T2-TSE、屏气 HASTE 和屏气 PSIF 序列扫描, 基本扫描参数为: 成像范围 384 cm, 分辨率 $2.0 \times 1.5 \times 5.0$ mm³, 矩阵大小 192×256 , 各序列参数设置如表 1 所示。

其中, 对于 PSIF 序列, 为了研究翻转角对肝脾对比度的影响, 在 $10^\circ \sim 70^\circ$ 范围内每隔 10° 均进行扫描, TR/TE 选择为当前带宽下的最小值。

3 结果

志愿者实验中, PSIF 序列产生的图像肝脾信噪比在 17 左右, 肝脾对比度噪声比在 18 左右。仿真实

表 1 志愿者实验中各序列参数设置

序列	T2-TSE	HASTE	PSIF
呼吸抑制方式	呼吸触发	屏气	屏气
重复时间(ms)	3748 (avg)	5.0*	5.0
回波时间(ms)	81	79	3.2
翻转角	150°	150°	$10^\circ \sim 70^\circ$
准备脉冲	脂肪饱和	-	水激发
采集时间 (s)	97	11	14
采集带宽(Hz/Pixel)	260	456	456

注: *HASTE 的重复时间定义为回波间隔

验中肝脾归一化信号及对比度随翻转角变化曲线如图 2 中实线所示, 从仿真数据中可以看出, 当翻转角小于 15° 时, 信号对于翻转角大小十分敏感; 肝脾对比在 35° 左右达到最优。以上结论均在志愿者实验中得到证实, 其结果如图 2 所示, 其中, 点图中误差条表示志愿者之间的差异。

图 3 显示了某志愿者腹部图像中不同翻转角 PSIF 图像与 T2-TSE、HASTE 图像的对比。从图中可以看出: (1)PSIF 具备类似于 T2-TSE 与 HASTE 的 T2 加权效果, 且在 3T 下具有较好的信噪比; (2)PSIF 图像中肝脏血管呈现低信号, 而 T2-TSE 及 HASTE 则呈高信号, 这表明 PSIF 在发现局部小病变上具有优势; (3)与 PSIF 及 T2-TSE 图像相比, HASTE 图像较模糊, 且边界轮廓不清晰。

从图 4 可以看出, 在显示血管瘤病灶时, 水激发 PSIF 序列扫描图像具有与 T2-TSE 相似的效果,

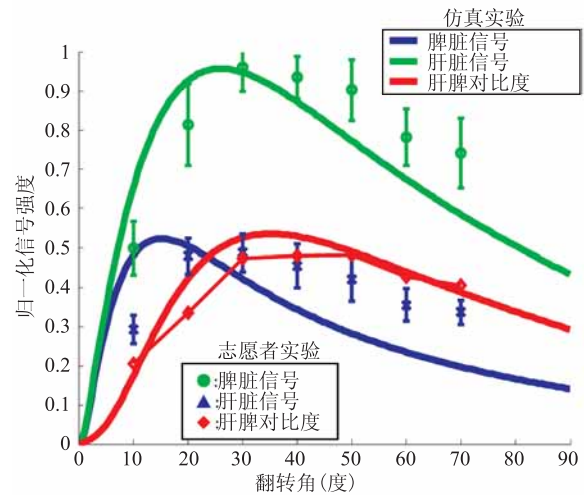


图 2 仿真实验与志愿者实验归一化肝、脾及肝脾信号对比度与翻转角 (Flip Angle) 的关系 (实线表示仿真结果, 点图表示志愿者实验结果, 蓝色代表肝脏信号, 绿色代表脾脏信号, 红色代表肝脾对比度。)

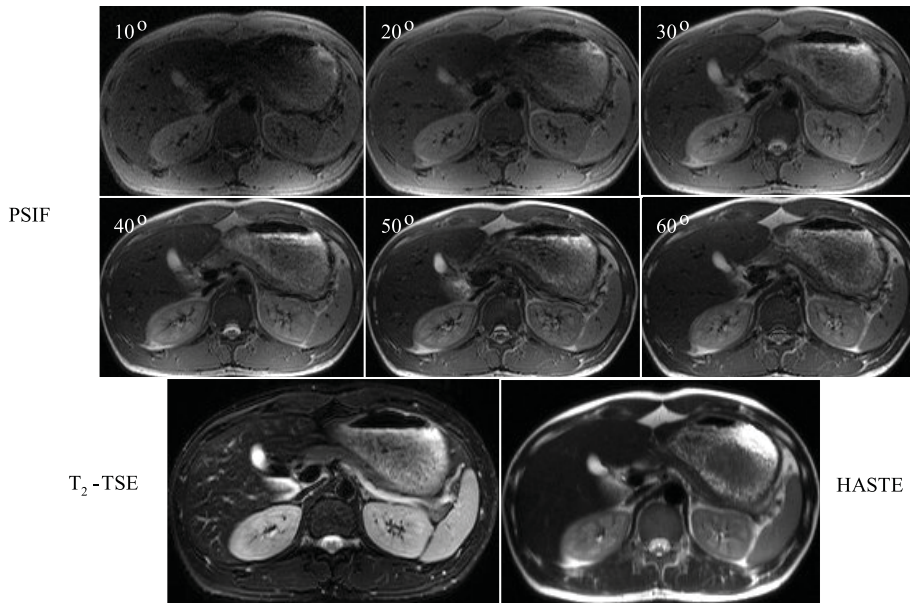


图 3 不同翻转角下 PSIF 与传统 T2-TSE 和 HASTE 图像对比

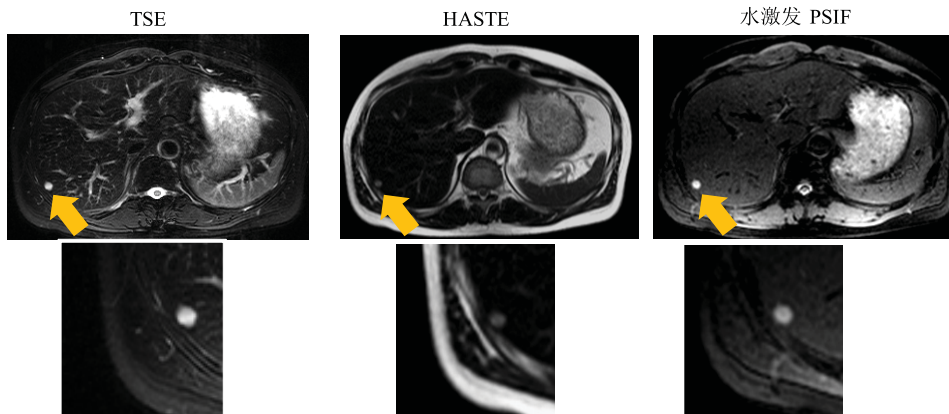


图 4 传统 T2-TSE、HASTE 与水激发 PSIF 序列在血管瘤病例扫描图像对比

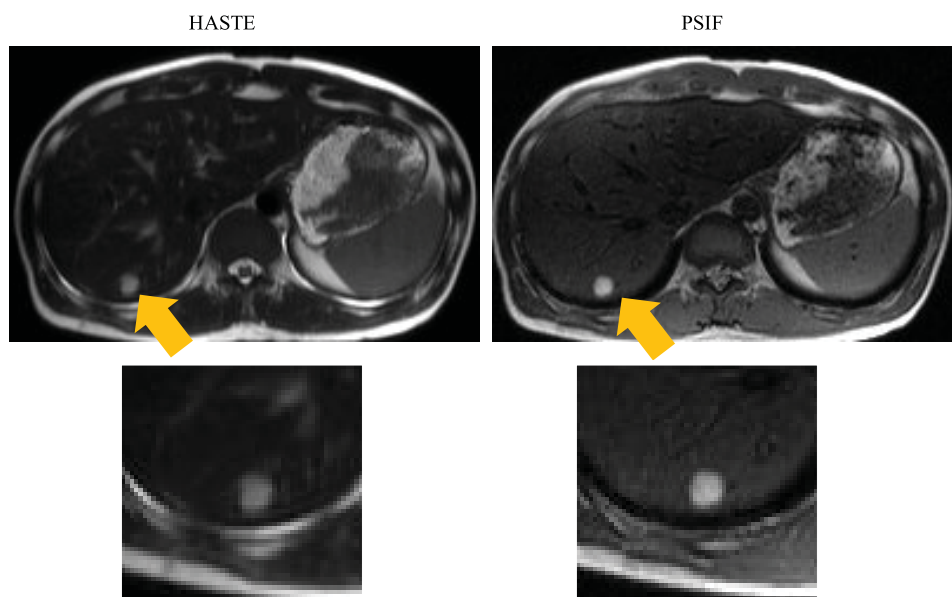


图 5 HASTE 与 PSIF 图像对比

而 HASTE 序列图像则比较模糊。对比该组图像也可以发现，在 T2-TSE 和 HASTE 中肝脏血液呈现高信号，不利于病灶的识别，而 PSIF 仅病灶部分呈现较高的信号。

图 5 单独对比了没有脂肪抑制时 PSIF 与 HASTE 在肝脏囊肿上的成像情况。结果显示，尽管 HASTE 具有更高的信噪比，但其图像较模糊、边界不清晰。

4 结论与讨论

本文通过仿真与志愿者实验探讨了二维 PSIF 序列在 3T 下进行 T2 加权腹部成像的可能性，结果显示 3T 下 PSIF 序列具备足够的信噪比和肝脾对比度，并在翻转角 35° 时取得最好的肝脾信噪比和对比度性能。

与传统 T2-TSE 和 HASTE 相比，PSIF 因其运动敏感特性，使肝脏内血管呈现低信号，更有利于疾病诊断。另外，由于该 T2 加权技术不需要使用大翻转角，这一点在高磁场强度系统上十分重要，主要体现在：(1) 序列 SAR 值低，可进一步提高图像采集速度；(2) 对发射场不均匀性不敏感：发射场不均匀性在高场系统上尤为突出，通常的解决方法是使用并行发射技术，但该技术在临床上尚未普及，而 PSIF 序列使用低翻转角，本质上对发射场不均匀性不敏感；(3) 不受 T2 衰减影响引起图像模糊，因此图像清晰度远远好于 HASTE。基于以上分析，可

以看出在高场系统腹部成像中 PSIF 是一种能取代 HASTE 的技术。在对采集时间要求较高或者运动伪影较大的腹部成像中，PSIF 也是对 T2-TSE 序列很好的替代或补充。

参考文献

- [1] Klessen C, Asbach P, Kroencke T J, et al. Magnetic resonance imaging of the upper abdomen using a free-breathing T2-weighted turbo spin echo sequence with navigator triggered prospective acquisition correction [J]. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2005, 21(5): 576-582.
- [2] Merkle E M, Dale B M. Abdominal MRI at 3.0T: the basics revisited [J]. *American Journal of Radiology*, 2006, 186: 1524-1532.
- [3] Gyngell M L. The application of steady-state free precession in rapid 2DFT NMR imaging: FAST and CE-FAST sequences [J]. *Magnetic Resonance Imaging*, 1987, 4: 9-23.
- [4] Taupitz M, Speidel A, Hamm B, et al. T2-weighted breath-hold MR imaging of the liver at 1.5T: results with a three-dimensional steady-state free precession sequence in 87 patients [J]. *Radiology*, 1995, 194(2): 439-446.
- [5] Chung Y C, Merkle E M, Lewin J S, et al. Fast T2-weighted imaging by PSIF at 0.2T for interventional MRI [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1999, 42(2): 335-344.
- [6] Hänicke W, Vogel H U. An analytical solution for the SSFP signal in MRI [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2003, 49(4): 771-775.