

脂肪抑制併用 segmented True FISP による門脈，肝静脈，胆管描出の試み

植田隆史¹，打越将人²，今岡いずみ²，岩谷一雄¹，
和田昭彦³，松尾導昌²

¹天理よろづ相談所病院臨床病理部 ²同放射線部 ³島根大学医学部放射線科

はじめに

True FISP は，steady state free precession (SSFP) 現象を応用した撮像法で 3 軸に re-winder 傾斜磁場が印加されているため，1TR 内での傾斜磁場強度の時間積分が 0 となり，磁化が完全な定常状態になる^{1),2)}。そのため，超高速撮像法でありながら高い S/N 比が得られる。また True FISP のコントラストは組織の $\sqrt{T_2^*/T_1}$ に依存しており，通常組織において T_2 値は T_1 値に比して短く，血液や水など T_1 , T_2 値が共に長い組織は高信号に描出される。これらの特徴を利用して心・大血管領域での臨床応用が盛んに行われている^{3)~6)}。しかし，True FISP の re-winder 傾斜磁場による flow compensation は RF パルス印加時点で作用するため，磁化の振る舞いは定常状態となるが，実際の信号収集時点で flow compensation が働くような傾斜磁場とはなっておらず，流れに対しては信号低下が起こるため，比較的遅い流れの描出に優れており⁷⁾，門脈，肝静脈，胆管描出に適していると予測される。また，True FISP を腹部に応用するためには，脂肪抑制の併用が必要と考えられる。そこで我々は，脂肪抑制を併用した segmented True FISP による門脈，肝静脈，胆管描出のための至適条件につ

いて，ファントムおよび健常ボランティアを対象として基礎的な検討を行い，次いで臨床応用を試みたので報告する。

方 法

使用装置は 1.5T 超伝導 MR 装置 (Siemens 社製 MAGNETOM Symphony) で，受信用コイルとして，ファントムの撮像には CP ヘッドアレイコイルを，ボランティアを対象とした撮像には，CP ボディアレイコイルを使用した。Segmented True FISP (TR/TE: 2.8/1.4 ms, matrix: 256 × 256, スライス厚: 5 mm, 加算回数: 1 回) の撮像条件を Table に示す。信号強度の測定は一名の臨床検査技師が行い，ROI 形状はファントムによる検討では直径 2.5 cm の円形，ボランティアを対象とした場合は個体に応じてできる限り大きく設定した。

1. ファントムによる検討

測定用ファントムは，寒天と Gd 造影剤濃度を変化させて，肝臓の T_1 , T_2 値 (T_1 : 547 ± 80 ms, T_2 : 51 ± 11 ms)⁸⁾ に近似させた肝臓ファントム (agar 3%, Gd 0.05%, T_1 : 513 ms, T_2 : 71 ms)，生理食塩水，オリーブオイル (直径 3 cm の円柱形スピッツ) を使用した。ファントムの T_1 値は，IR 法で異なる TI の画像の信号

Table. Imaging Parameters

	phantom	volunteer & clinical case
FOV (mm)	200	375
Matrix	256×256	256×256
TR (ms)	2.8	2.8
TE (ms)	1.4	1.4
slice thickness (mm)	5	5
Number of acquisition	1	1
Flip angle	5-65	65
Segmentation	3-99	75
sampling frequency (Hz/pixel)	850	850
k-space order	Linear order	Linear order
Scan time (s)	8.4-1.2	24
Number of slice	1	19

強度を、 T_2 値はSE法で異なるTE画像の信号強度を測定し、カーブフィッティングを行い、その係数より計算した⁹⁾。

a) True FISP の flip angle と信号強度

True FISP で flip angle を 5~65°まで10°ずつ変化させて、各種ファントムの中心部の横断面を撮像し、各々の信号強度を測定した。各ファントムのSNR (signal to noise ratio) および生理食塩水と肝臓ファントムのコントラスト比を以下の式で算出した。

$$\text{SNR} = \frac{\text{信号強度}}{\text{バックグラウンドノイズの標準偏差}}$$

$$\text{コントラスト比} = \frac{(\text{信号強度 A} - \text{信号強度 B})}{((\text{信号強度 A} + \text{信号強度 B})/2)^{10),11)}$$

b) True FISP の segment 数 と信号強度

脂肪抑制併用 segmented True FISP で segment 数を 3, 15, 25, 51, 75, 99 に変化させて、各種ファントムの中心部の横断面を撮像し、各々の信号強度を測定した。各ファントムの

SNR および生理食塩水と肝臓ファントムのコントラスト比を求めた。

2. 健常ボランティアを対象とした検討

対象は、本研究の内容について説明を受け十分な理解と同意が得られた健常ボランティア5名(男性)で、年齢は24~33歳(平均28.5歳)であった。

対象を人体としたときの至適条件を知るために、ファントムによる検討と同様に flip angle (5~65°) および segment 数 (3~99: scan time 8.4~1.2 s) をそれぞれ変化させて、肝実質、門脈、肝静脈および総胆管が描出される1断面を呼吸停止下に撮像し、各構造の信号強度を測定した。肝臓実質、門脈、肝静脈および総胆管のSNRを求めた。

得られた至適条件 (TR/TE: 2.8/1.4 ms, matrix: 256×256, flip angle: 65°, セグメント数: 75, スライス厚: 5 mm, 加算回数: 1回, スライス数: 19, 撮像時間: 24 s) で、ボランティア5例を呼吸停止下に撮像した。得られた画像およびパーシャルMIP像で各構造の描出を確認した。

結 果

1. ファントムによる検討

a) True FISP の flip angle と SNR

True FISP の flip angle を変化させて得られた各ファントムのSNRおよび生理食塩水と肝臓ファントムのコントラスト比をFig. 1に示す。肝臓ファントムのSNRはflip angle 50°付近で最大値となり、それ以上のflip angleでも信号強度の変化はほとんどなかった。それに対し、生理食塩水はflip angleを大きくするほど高信号となり、その結果コントラスト比もhigh flip angleほど高値を示した。

b) True FISP の segment 数 と SNR

True FISP の segment 数を変化させて得ら

2004年10月1日受理 2004年12月3日改訂

別刷請求先 〒632-8552 奈良県天理市三島200 天理よろづ相談所病院臨床病理部 植田隆史

Segmented True FISP による門脈, 肝静脈, 胆管描出

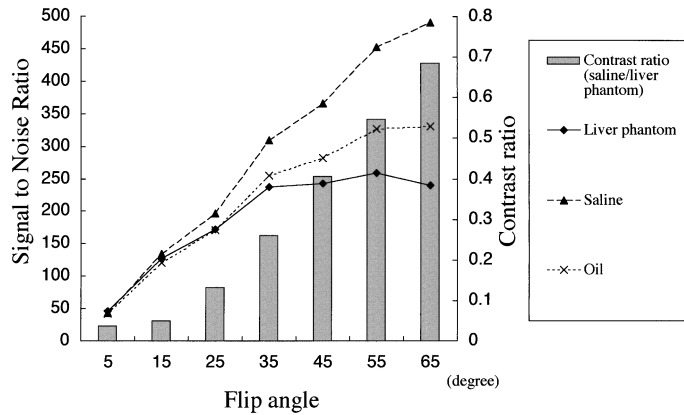


Fig. 1. Contrast ratio and signal to noise ratio related with the flip angle in the phantom study

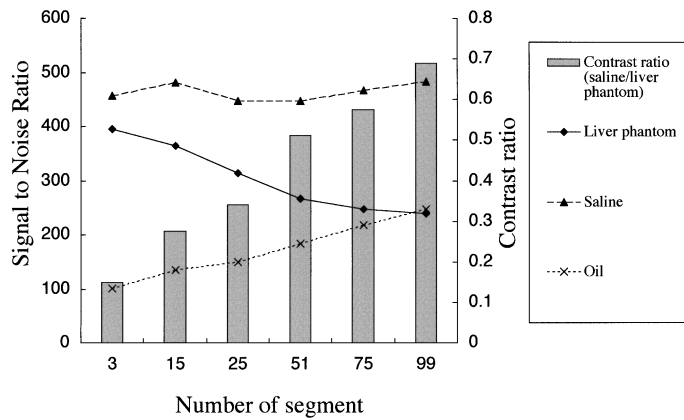


Fig. 2. Contrast ratio and signal to noise ratio related with the segmentations in the phantom study

れた各ファントムの SNR および生理食塩水と肝臓ファントムのコントラスト比を Fig. 2 に示す。肝臓ファントムは segment 数が大きくなるに従って SNR の低下を認めた。しかし、生理食塩水は segment 数を変化させても SNR の変化はほとんどなく、その結果コントラスト比も segment 数を増加させるほど高値を示した。オリーブオイルの SNR は segment 数を増加させるほど上昇し、segment 数 99 では肝臓

ファントムより高信号を呈した。

2. 健常ボランティアを対象とした検討

健常ボランティアを対象として flip angle (5 ~ 65°) を変化させて撮像した画像と肝実質、門脈、肝静脈および総胆管の SNR の変化を Figs. 3, 4 に、segment 数 (3~99) を変化させて撮像した画像と肝実質、門脈、肝静脈および総胆管の SNR の変化を Figs. 5, 6 に示す。ファントム実験同様、肝実質の信号は、flip

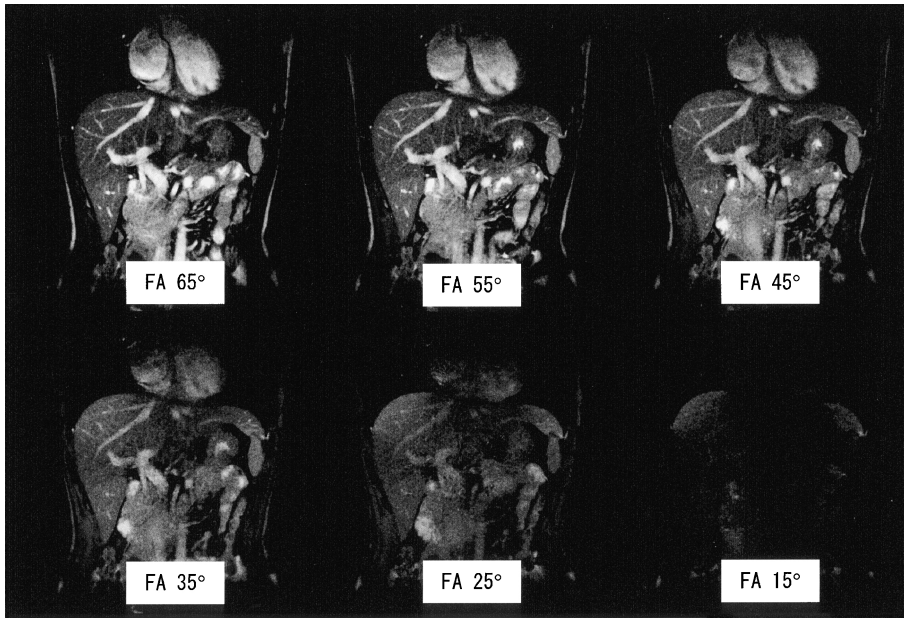


Fig. 3. The images obtained with various flip angle in the volunteers study. The contrast ratio between the other structures and liver parenchyma was improved with larger flip angle.

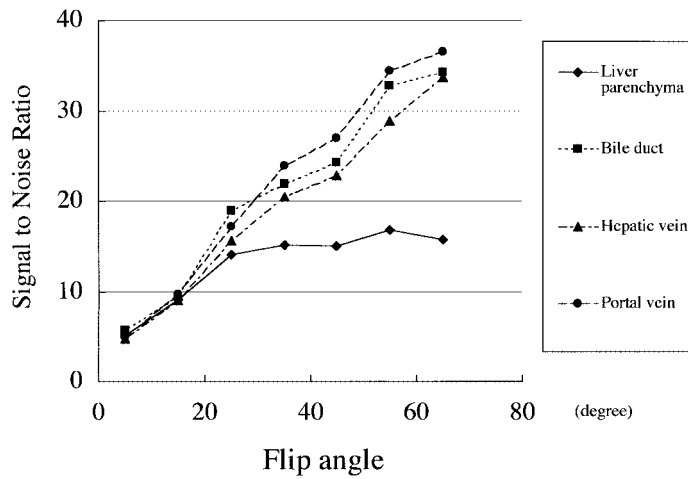


Fig. 4. Signal to noise ratio related with the flip angle in the volunteers study

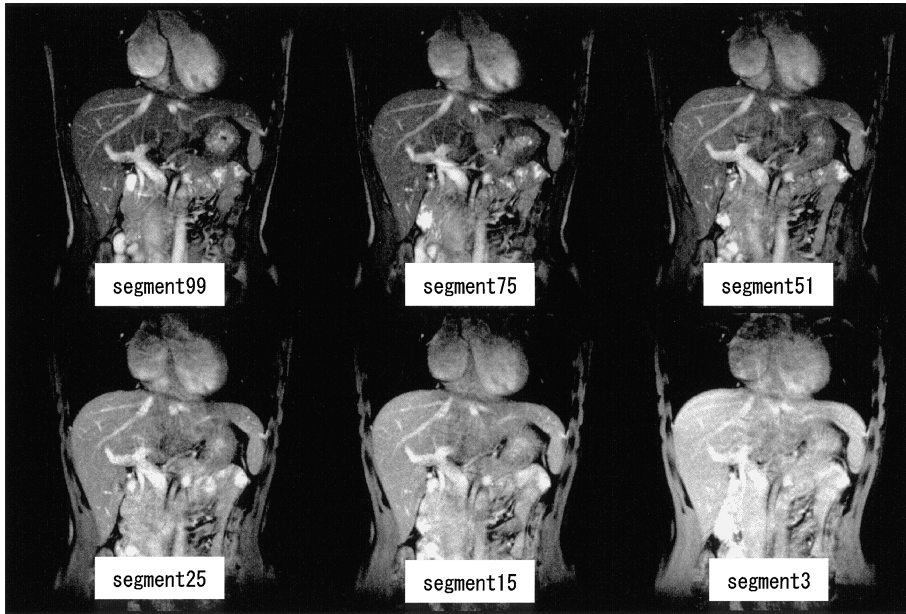


Fig. 5. The images obtained with various segmentations in the volunteers study. The contrast ratio between the other structures and liver parenchyma was improved with larger segmentations.

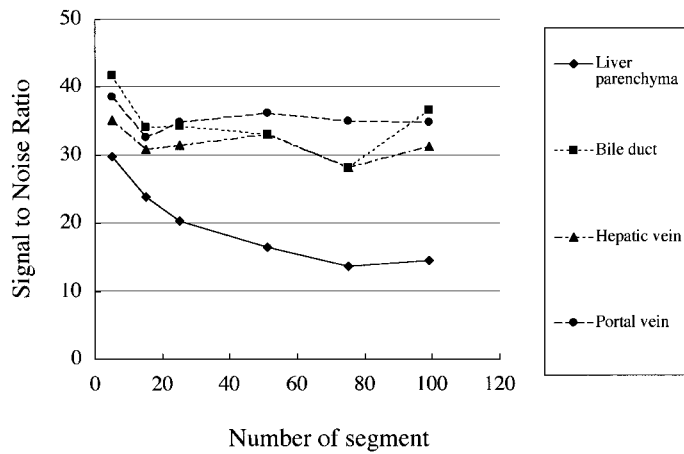


Fig. 6. Signal to noise ratio related with the segmentations in the volunteers study

angle 50°付近で最大値となり、それ以上の flip angle でも信号強度の変化はほとんどなかった。Segment 数についても segment 数を増加させることにより、肝実質の信号は低下した。門脈、肝静脈および総胆管の信号についてもファントム実験の生理食塩水と同様の傾向で、segment 数にはほとんど依存せず、flip angle を大きくするほど高値を示した。そのため、肝臓実質と門脈、肝静脈および総胆管とのコントラストは、segment 数を増加し、high flip angle での撮像が最も良好であった。この結果より、至適条件は Table に示すように flip angle 65°, segment 75 とした。この条件下で健常ボランティアの全例で門脈、肝静脈および総胆管の良好な画像を得ることが可能であった (Fig. 7)。パーシャル MIP 像を作成し、連続的にシネ表示することにより各構造の認識が更に容易となった。門脈本幹、脾静脈、上腸管膜静脈合流部の描出は全例で明瞭であった。Fig. 8 は急性

膵炎例であるが門脈系の狭窄を来している像が明らかであり、本法の臨床的有用性を示唆するところと考えられる。また、流速が速く、拍動に伴う流速の変化が大きく、k-space segmentation を用いない通常の True FISP では不均一な信号となる大動脈も均一な高信号に描出された (Figs. 7, 8)。

考 察

MRI による上腹部領域の血管系の描出には、造影剤を用いての撮像が行われているが^{12),13)}、門脈や肝静脈を描出するには、撮像のタイミングや造影剤量の制限などの問題がある。今回用いた True FISP は造影剤を使用することなく、血液や水など T₁, T₂ 値が共に長い組織を高信号に描出可能な手法である。また、True FISP は磁化の定常状態を利用した撮像法であるが、信号収集時点では流れの補正はさ

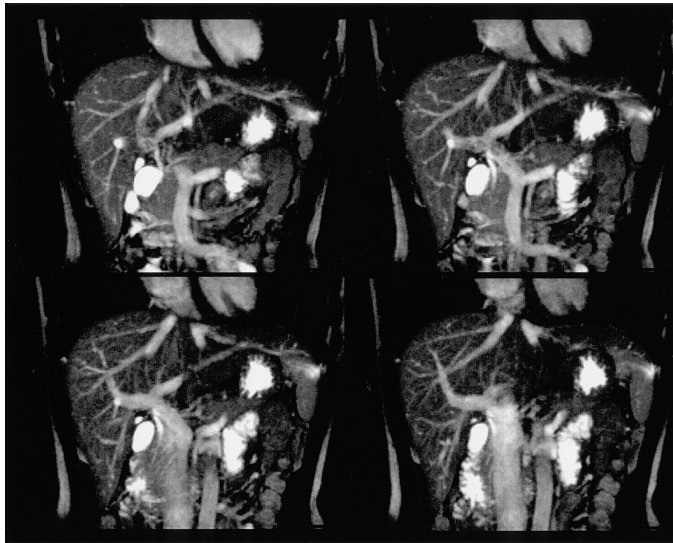


Fig. 7. The images of portal vein, hepatic vein, and common bile duct obtained with optimized FS segmented True FISP sequence. Healthy volunteer (24-year-old man). Optimized FS segmented True FISP images showed the excellent anatomical delineation of the portal vein, hepatic vein, and common bile duct.

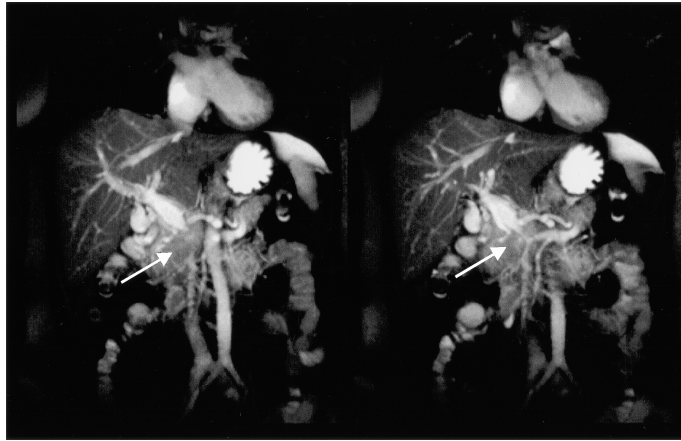


Fig. 8. A 52-year-old woman with acute pancreatitis. Stenosis of portal vein, splenic vein and SMV is assumed visualization with optimized FS segmented True FISP sequence.

れておらず、特に流速が速くかつ変化するような場合には定常状態が破綻し信号低下が起こるため、比較的低速の血管等の描出に適している⁷⁾。そこで、今回我々は、脂肪抑制を併用した segmented True FISP による門脈、肝静脈、胆管描出のための至適条件について基礎的な検討を行った。

通常 True FISP では、定常状態を形成するために high flip angle での撮像が必要とされている。しかし、コントラストを決定する組織の $\sqrt{T_2^*/T_1}$ の違いによって、至適 flip angle が異なることが報告されている¹⁴⁾。今回のファントムによる検討においても、肝臓ファントムは $\sqrt{T_2^*/T_1}$ の値が小さいため、50°程度の flip angle での信号強度が最大となった。True FISP では、縦磁化成分の回復 (T_1 緩和) と残留横磁化 (T_2 緩和) のバランスによって信号が決まり、今回用いた肝臓ファントムでは T_2 値に比較して T_1 値が長いので、縦磁化成分の回復の影響が強く、50°程度での信号が最大値を示したと考えられる。しかし、肝臓ファントムを 50°以上の flip angle で撮像しても信号強度の低下はほとんどなく、生理食塩水が high

flip angle ほど高信号を呈することから、肝臓ファントムと生理食塩水のコントラスト比は high flip angle にするほど良好であった。ボランティアを対象とした場合においても、肝実質の信号は flip angle 50°程度で最大値となり、それ以上の flip angle でも信号強度はほとんど変化しなかった。門脈、肝静脈および総胆管の信号についてもファントム実験の生理食塩水と同様の傾向であり、門脈、肝静脈および総胆管を対象とした場合においても、high flip angle での撮像が適当と考えられた。

今回の検討では通常の k-space オーダーである linear オーダーを使用した。通常 True FISP では定常状態となった磁化を連続して収集するため、脂肪抑制パルスが一回印加された後に、すべてのデータが収集される。そのため通常の k-space オーダーである linear オーダーでは低周波成分を収集するまで脂肪抑制効果が持続しない。そのため True FISP に脂肪抑制を併用する場合には、低周波成分から収集する centric オーダーを用いる必要がある。しかし、centric オーダーの画像は移行期画像¹⁵⁾となり、実質成分の信号が上昇し、血液や水などの

液体成分とのコントラストが低下する。今回使用した segmented True FISP は、通常心大血管領域を対象として心時相のそろったデータを収集するために用いられるが、k-space を分割することにより、linear オーダーにおいても脂肪抑制効果が改善する。しかし、segment 数を変化させることにより、移行期から定常状態に至るまでの各段階における信号となるため、脂肪抑制効果や実質成分と液体成分のコントラストが変化する¹⁶⁾。今回の実験においても、segment 数が少ないほど脂肪抑制効果は高いが、segment 数が少ないと linear オーダーにおいても移行期画像となり、肝臓ファントムが高信号となり、コントラストが低下していた。生理食塩水は T_1 , T_2 値が共に長く、segment 数を変化させても信号強度はほとんど変化しないため、segment 数を増加させたほうがコントラストは良好となる。ボランティアにおいても同様の結果であり、門脈、肝静脈および総胆管を対象とした場合においては、segment 数を増加させての撮像がよいと考えられるが、segment 数の増加に伴い脂肪信号の上昇が認められるため、脂肪信号が肝臓ファントムの信号を越えない segment 75 以下での撮像が適当であると考えられた。実際に flip angle 65° 、segment 75 の条件で、健常ボランティアおよび臨床例の全例で、造影剤を使用することなく門脈、肝静脈および総胆管の良好な画像を得ることが可能であり、臨床応用の範囲も広いと考えられた。また、大動脈などの信号低下が軽減されていた理由としては、k-space を分割することにより拍動に伴う流速の変化による位相分散の蓄積を抑制することが可能となるためと考えられた。

本法の問題点としては、撮像時間と撮像範囲の制限によりスライス厚が 5 mm と比較的厚めであり、細かい構造、特に門脈と併走する肝内胆管の描出能が低いことである。パラレルイメージング^{17)~19)}との併用により、スライス方向の分解能の向上が期待されるが、S/N の低

下もあり今後の検討課題である。

結 語

Segmented True FISP による門脈、肝静脈、胆管描出のための至適条件について、基礎的な検討を行った。肝臓と門脈、肝静脈、胆管とのコントラストは、high flip angle で segment 数を増加させての撮像で良好であった。しかし、脂肪抑制効果を加味すると segment 75 程度での使用が適当であった。健常ボランティア全例で造影剤を使用することなく門脈、肝静脈および総胆管の良好な画像を得ることが可能であり、幅広い臨床応用を期待できると思われた。

本論文の要旨は、第 31 回日本磁気共鳴医学大会 (2003 年 9 月, 山梨), 第 12 回 ISMRM (2004 年 5 月, 京都) で発表した。

文 献

- 1) Haacke EM, Brown RW, Thompson MR, Venkatesan R: Magnetic resonance imaging physical principle and sequence design. New York, USA: A JOHN WILEY & SONS, INC., 1999; 451-512
- 2) Haacke EM, Wielopolski PA, Tkach JA, Modic MT: Steady-state free precession imaging in the presence of motion: application for improved visualization of the cerebrospinal fluid. Radiology 1990; 175: 545-552
- 3) 似鳥俊明: True FISP の臨床応用—心臓領域 MRI への応用—. 日磁医誌 2002; 22: 151-156
- 4) Schreiber WG, Schmitt M, Kalden P, et al: Dynamic contrast-enhanced myocardial perfusion imaging using saturation-prepared TrueFISP. JMRI 2002; 16: 641-652
- 5) Larson AC, Simonetti OP, Li D, et al: Coronary MRA with 3D undersample projection reconstruction TrueFISP. Magn Reson Med 2002; 48: 594-601

- 6) 佐久間利治, 山田直明, 本岡眞琴, 榎本直之, 前島 偉, 松田一秀, 浦山慎一, 池尾三樹: 心機能低下症例における True FISP cine MRI の有用性. 日磁医誌 2002; 22: 11-18
- 7) 打越将人, 植田隆史, 錦 成朗, 佐藤鉦市, 松尾導昌: True FISP における流速と信号強度に関する基礎的検討. 日放技学誌 2003; 59: 1529-1534
- 8) Goldberg MA, Hahn PF, Saini S, Cohen MS, Reimer P, Brady TJ, Mueller PR: Value of T₁ and T₂ relaxation times from echoplanar MR imaging in the characterization of focal hepatic lesions. AJR 1993; 160: 1011-1017
- 9) 日本放射線技術学会編. 臨床放射線技術実験ハンドブック(上). 第1版第1刷. 東京: 通商産業研究所, 1996; 482-476
- 10) 日本放射線技術学会編. 放射線画像情報工学(1). 第1版第1刷. 東京: 通商産業研究所, 1980; 147-152
- 11) 打越将人, 植田隆史, 錦 成朗, 佐藤鉦市, 和田昭彦, 今岡いずみ, 松尾導昌: 乳腺 Dynamic MRI における 3D-VIBE 法の有用性. 日放技学誌 2003; 59: 759-764
- 12) 山下康行, 満崎克彦, 高橋睦正: ガドリニウム造影 3 次元駆幹部 MR angiography. 日磁医誌 1998; 18: 121-138
- 13) Yamashita Y, Mitsuzaki K, Miyazaki T, et al.: Gadolinium-enhanced breath-hold 3D MR angiography of the portal vein: the value of MP-RAGE sequence. Radiology 1996; 201: 283-288
- 14) 植田隆史, 打越将人, 岩谷一雄, 和田昭彦, 今岡いずみ, 松尾導昌: True FISP を用いた子宮 kinematic MRI—至適撮像法の実験的検討—. 日磁医誌 2003; 23: 99-106
- 15) 小原 真, マルク・ヴァン・カウテレン, 渡邊祐司, 田渕 隆, 森本規義: Balanced シーケンスにおける新しい脂肪抑制法. INNERVISION 2002; 17: 35-37
- 16) 打越将人, 植田隆史, 和田昭彦, 他: True FISP を用いた下肢 MR venography—動静脈分離の試み—. 日磁医誌 2003; 23(S): 242
- 17) Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, et al.: SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. Magn Reson Med 1999; 42: 952-962
- 18) Sodickson DK, Manning WJ: Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays. Magn Reson Med 1997; 38: 591-603
- 19) Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, et al.: Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). Magn Reson Med 2002; 47: 1202-1210

Evaluation of the Portal Veins, Hepatic Veins and Bile Ducts Using Fat-suppressed Segmented True FISP

Takashi UEDA¹, Masato UCHIKOSHI², Izumi IMAOKA²,
Kazuo IWAYA¹, Akihiko WADA³, Michimasa MATSUO²

¹*Department of Clinical Pathology, ²Department of Radiology, Tenri Hospital
200 Mishima, Tenri-shi, Nara 632-8552*

³*Department of Radiology, Shimane University School of Medicine*

True FISP (fast imaging with steady-state free precession) is a fast imaging technique that provides high SNR (signal to noise ratio) and excellent delineation of parenchymal organs. The contrast of True FISP depends on the mixture of T_2/T_1 . Vessels with slow flow are usually displayed as high signal intensity on True FISP images. The purpose of this study was to optimize fat-suppressed (FS) segmented True FISP imaging for portal veins, hepatic veins, and bile ducts. FS segmented True FISP images were applied to the phantoms of liver parenchyma, saline, and oil with various flip angles (every 10 degrees from 5–65 degrees) and k-space segmentations (3, 15, 25, 51, 75, 99). Five healthy volunteers were also examined to get optimized flip angle and k-space segmentation. The largest flip angle, 65 degrees, showed the best contrast between the liver parenchyma phantom, saline, and oil. The largest segmentations, 99, provided the best contrast between a liver parenchyma phantom and saline. However, the signal of the oil phantom exceeded that of the liver parenchyma phantom with 99 segmentations. As a result, the flip angle of 65 degrees and 75 segments is recommended to get the best contrast between the liver parenchyma phantom and saline, while suppressing the signal of oil. The volunteer studies also support the phantom studies and showed excellent anatomical delineation of portal veins, hepatic veins, and bile ducts when using these parameters. We conclude that True FISP is potentially suitable for the imaging of portal veins, hepatic veins, and bile ducts. The flip angle of 65 degrees with 75 segments is recommended to optimize FS segmented True FISP images.