

# Saturation pulse 併用 segmented 2D True FISP を用いた 下肢深部静脈の描出

打越 将人<sup>1</sup>, 植田 隆史<sup>2</sup>, 今岡 いずみ<sup>1</sup>, 和田 昭彦<sup>3</sup>,  
錦 成郎<sup>1</sup>, 佐藤 紘市<sup>1</sup>, 松尾 導昌<sup>1</sup>

<sup>1</sup>天理よろづ相談所病院放射線部 <sup>2</sup>同臨床病理部

<sup>3</sup>島根大学医学部放射線部

## 緒 言

下肢深部静脈血栓症 (deep vein thrombosis : DVT) を始めとした静脈疾患の診断には、下肢静脈造影法がゴールドスタンダードとして広く普及している。しかし、下肢静脈造影は侵襲的な検査法であり、ヨードアレルギー等、検査施行に幾つかの制約があるのも現実である。近年では、下肢静脈疾患に対する画像診断法として、MR venography (MRV)、血管超音波検査、multidetector-row CT<sup>1)</sup> 等の有用性が報告されている。その中で、MRV は造影剤を用いる手法と用いない手法とがあるが、特に後者は非侵襲的で、超音波検査に比べて客観的な情報提供が可能である。MRV の代表的なシーケンスとしては流入効果を利用した、2D time of flight (TOF) 法が用いられている。しかし、2D TOF 法を用いた MRV は下腿末梢の深部静脈やひらめ筋静脈など血管径が細く、特に流速の遅い静脈の描出が不良である。そのため、エコーや下肢静脈造影に置き換わるまでには至っていない<sup>2),3)</sup>。

これら問題点を解決するために、True FISP (fast imaging with steady state free precession) シーケンスの下肢深部 MRV への応用が期待さ

れる<sup>4)</sup>。True FISP は、 $\sqrt{T_2^*/T_1}$  のコントラストを有しており、血液や水など長い  $T_2$  値をもつ組織が高信号に描出される特徴を有している<sup>4),5)</sup>。既に我々は、True FISP が比較的流速の遅い血流の描出に有用であることを報告した<sup>6)</sup>。しかし下肢領域では、動静脈が非常に近接して併走しており、MRV を目的とした場合、動脈信号の抑制が必須となる (Fig. 1)。そこで pre-saturation pulse を用いると、下肢深部静脈の描出能は改善すると予測される。さらに、True FISP シーケンスにおいて k-space を segment 化することが可能となり、流れを有する組織の描出能が向上するようになった。

本論文では、saturation pulse を併用した segmented 2D True FISP を用いて、(1)流体ファントムおよびボランティアでの基礎的検討、(2)ボランティアおよび臨床例において下肢深部静脈の描出能を 2D TOF 法と比較検討し、下肢静脈検査法としての有用性を評価したので報告する。

## 方法および対象

### 1. 方法

使用装置は SIEMENS 社製 MAGNETOM

キーワード True FISP, MRV, MRI, DVT, lower extremity

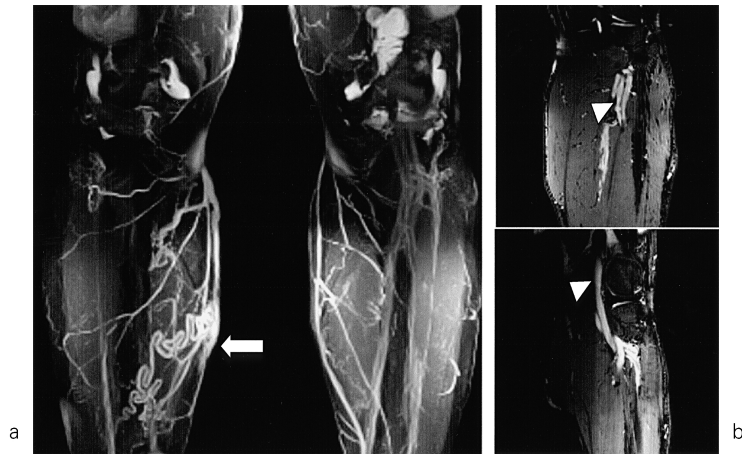


Fig. 1. Segmented 3D True FISP images in a 45-year-old man with right saphena varix  
 (a) Anterior full maximum intensity projection (MIP) image shows dilated and tortuous saphenous veins (arrow). (b) Oblique multiplanar reconstruction (MPR) images show the popliteal artery (arrowheads).

Symphony 1.5T, 受信コイルとして, ファントムを用いた基礎的検討には均一性を重視した CP ヘッドコイルを用い, 臨床評価には CP ペリフェラルアンギオアレイコイルを用いた. 使用シーケンスは, ECG 同期併用 segmented 2D True FISP および ECG 同期併用 2D TOF 法である. スキャンパラメータは segmented 2D True FISP (TE : 2.0 ms, flip angle : 65, matrix size : 256 × 256, FOV : 30 cm), 2D TOF 法 (2D FLASH) (TE : 10 ms, segment : 19, flip angle : 70, matrix size : 256 × 256, FOV : 30 cm) である. また, 厚さ 150 mm の saturation pulse を流入側 (臨床では動脈側) に印加し, 撮像断面を横断像とした.

2. 対象

流体ファントムとして, 内径 9.5 mm の塩化ビニルチューブと人工心肺送血ポンプ(定常流)を用い (Fig. 2), 内容液として蒸留水を使用した. 臨床評価には健常ボランティア 3 名

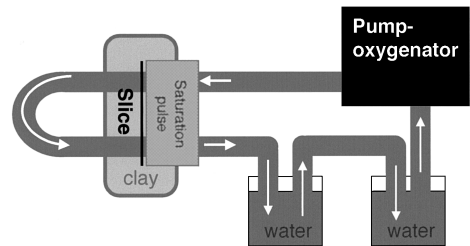


Fig. 2. A diagram of the phantom study with pump-oxygenator.

(25~45 歳, 平均 32 歳) および超音波検査又は下肢静脈造影法で DVT が疑われた患者 3 例 (45~55 歳, 平均 51 歳) である.

ボランティアおよび臨床例には, 検査事前に口頭で本研究の目的を十分説明し同意を得た.

3. 検討項目

1) ファントムによる基礎的検討

Segment 数および k-trajectory による信号変化

定常流流体ファントムの流速 (0, 10, 30, 50, 100 cm/s) を変化させた。それぞれの流速に対して segment 数 (3, 11, 21, 51, 99) および k-space trajectory (linear, centric ordering) を変化させて、各々の SNR を下記式より算出し比較した。

ROI の形状として、ファントムによる検討ではファントム中心に  $1 \text{ cm}^2$  の円形状に設定し、ボランティアでは、血管の最大径とした。また、ファントムによる実験系はあくまでも流入効果と True FISP の信号変化を物理的に検討する目的に設定してあるため、実際の血管径および血液による結果は、臨床検討による結果を参照されたい。

$$\text{SNR} = \text{SIa} / \text{SDb} \quad (\text{SIa} : \text{ROI 内の信号強度}, \\ \text{SDb} : \text{バックグラウンドの標準偏差})$$

## 2) ボランティアによる基礎的検討

### (1) ECG-trigger の delay time

ECG 同期併用時において、R 波からの delay time (100 ms ずつ 800 ms まで) を変化して、動脈信号が最も抑制されるタイミングについて検討した。

### (2) Saturation pulse 位置

Saturation pulse の印加位置の違いによる動脈信号の抑制効果を検証するうえで、saturation pulse の下端とスライスの上端の位置 (saturation pulse の下端を、①スライス下端、②スライス面内、③スライス上端、④スライス上端から 5 mm、⑤スライス上端から 10 mm) を変化させ抑制効果について比較した。

### (3) Segment 数と k-space trajectory

ファントムによる検討と同様に segment 数 (3, 9, 19, 29, 37, 47, 57, 63) と k-space trajectory (linear, centric ordering) を変化させ、大腿動静脈および大腿四頭筋の SNR を比較した。

## 3) ボランティアおよび臨床例による下肢深部静脈の描出

基礎的検討で得られた至適撮像条件を用いて、ボランティアおよび DVT 疑いの患者につ

いて、ECG 同期併用 segmented 2D True FISP と ECG 同期併用 2D TOF 法による下肢深部静脈の描出能について比較した。

原画像、full maximum intensity projection (MIP)、partial MIP を用いて評価した。

## 結 果

### 1. ファントムによる基礎的検討

流速の変化に対する各パラメータ (segment 数、k-space trajectory) の信号変化を示す (Fig. 3)。Linear ordering では、segment 数 21 までは centric order と同様に、流速の上昇とともに saturation 効果による信号低下を示したが、segment 数 21 を超えると、流速 20 cm/s 付近から信号上昇が見られ、流速 50 cm/s 付近に信号のピークが形成された。さらに流速の上昇に伴って再び信号低下が起こった。一方 centric ordering では、segment 数の変化に関係なく流速の上昇に伴い信号低下を認めた。

### 2. ボランティアによる基礎的検討

#### 1) ECG-trigger の delay time

R 波からの delay time の違いにおける大腿動静脈の信号変化を示す (Fig. 4a)。200 ms の delay time を設けることで、saturation pulse による動脈信号の抑制効果が最も顕著であった。また、心周期の各時相間における大腿動脈の流速は 200 ms で最大流速を示した (Fig. 4b)。

#### 2) Saturation pulse 位置

Saturation pulse 位置の変化に対する動静脈の信号変化を示す (Fig. 5)。動脈信号は、saturation pulse 位置をスライス下端からスライス上端位置に印加したときに最も抑制された。しかし、動静脈間のコントラストはスライス上端において最も高値を示した。また、saturation pulse がスライス面から離れるに従い抑制効果が低下した。

#### 3) Segment 数と k-space trajectory

Segment 数の変化と k-space trajectory の違

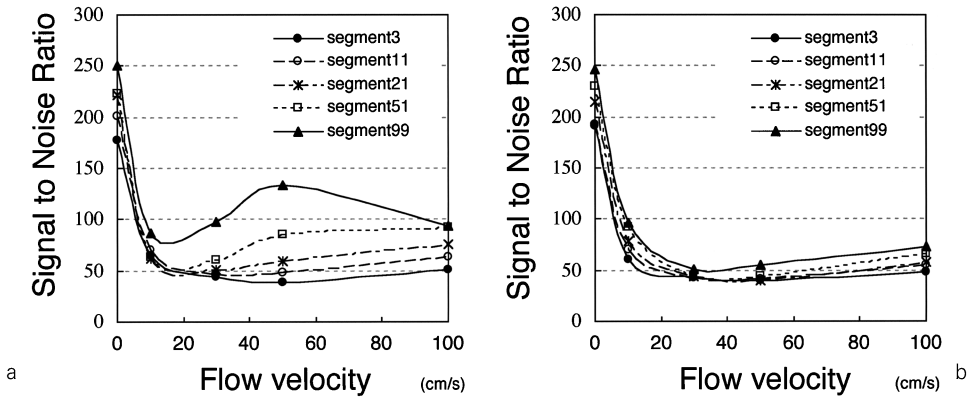


Fig. 3. The signal to noise ratio (SNR) of the phantom in variable flow velocity and segments for (a) linear ordering and (b) centric ordering.

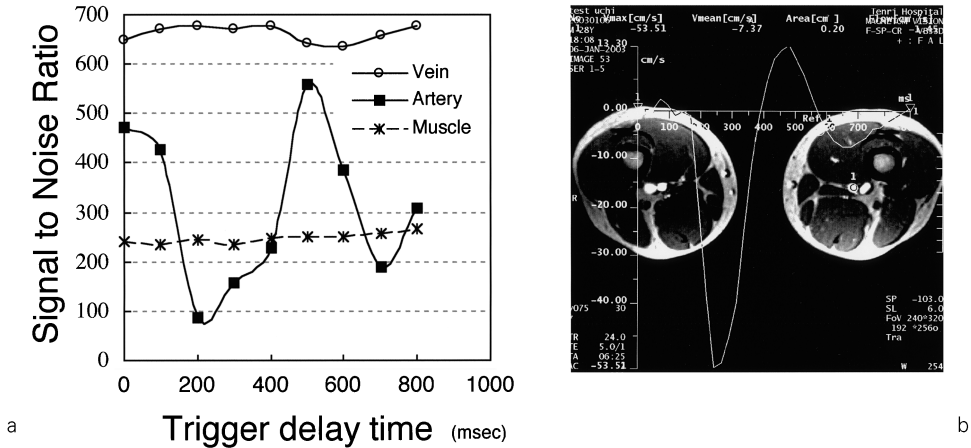


Fig. 4. (a) The signal to noise ratio in variable trigger delay time from R-wave of ECG gate. (b) The flow velocity of femoral artery by phase contrast sequence. The fastest velocity of the femoral artery is obtained at 200 ms of cardiac phase.

いに対する動静脈の信号変化を示す (Fig. 6). Linear ordering は, segment 数の増加に伴い動脈の信号上昇が顕著であった. しかし, centric ordering では segment 数 30 程度までは saturation pulse による十分な抑制効果が認められ, segment 数 50 で筋肉の信号とはほぼ同等程度の信号強度となった. また静脈信号は, ど

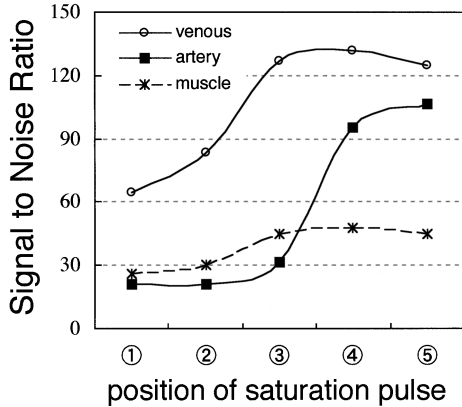
の条件下においても信号変化は認められなかった.

### 3. ボランティアおよび臨床例による下肢深部静脈の描出

ボランティアにおける下肢深部静脈画像を示す (Fig. 7). 2D TOF 法 (a) は大腿静脈, 膝窩静脈など比較的血管径が太く, ある程度の流速



が維持されている領域は描出されたが、腓腹筋静脈や下腿三分岐以遠の静脈の描出はやや不良である。一方、saturation pulse 併用 segmented 2D True FISP (b)は、saturation 効果によって問題となる動脈信号が完全に抑制され、血管信号も高く、また血管径も太く、静脈の本幹から分枝レベルに至るまで描出された。しか



- ① A bottom of slice, ② A slice plane, ③ The top of slice, ④ A upper of 5mm from the top of slice, ⑤ A upper of 10mm from the top of slice

Fig. 5. The relationship between the position of slice and saturation pulse

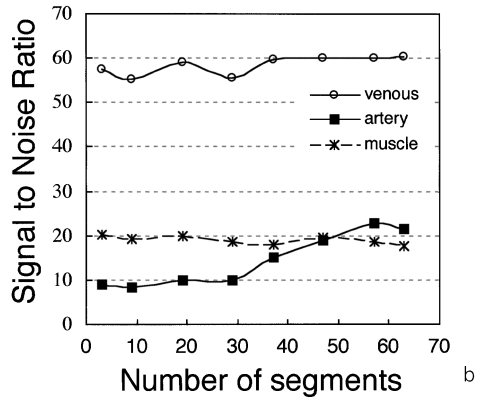
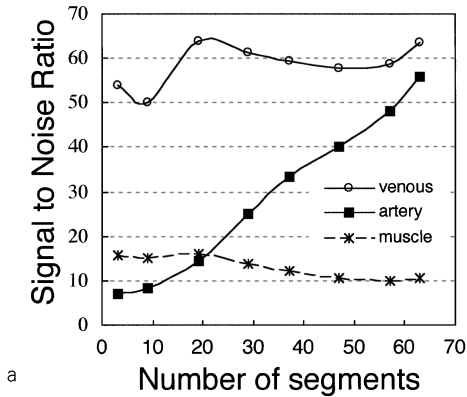


Fig. 6. The signal to noise ratio of the artery, muscle, and vein in variable segments for (a) linear ordering and (b) centric ordering.

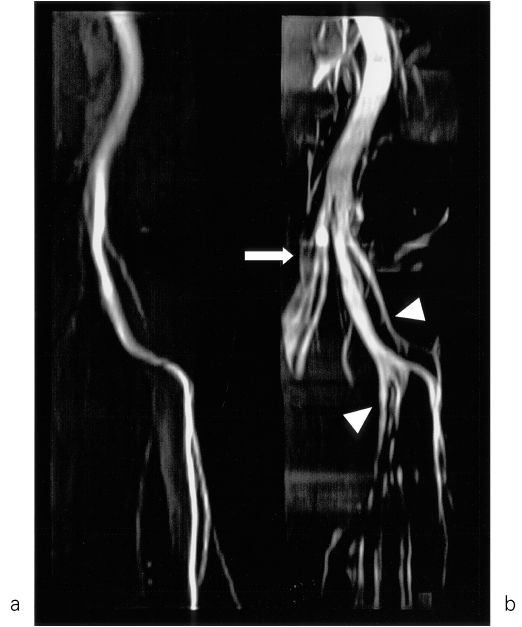


Fig. 7. MIP images of lower extremity deep vein in a volunteer

(a) 2D TOF images and (b) segmented 2D True FISP images with saturation pulse show gastrosoleus muscle veins (arrow) and trisection branch (arrowheads). Larger diameter of popliteal veins and the trisection branches are obtained by segmented True FISP MR venography than by 2D TOF.

し血管以外に、嚢胞性疾患や関節腔内の滑液の高信号化が顕著であった (Fig. 8).

下腿レベル以下の DVT 症例において、2D TOF 法では膝窩静脈以遠の血管の欠損像を呈する (Fig. 9a). Segmented 2D True FISP では下腿三分岐近位部まで描出されており、血液信号を的確に描出できる点で、2D TOF 法よりも DVT の診断能が向上した (Fig. 9b, d, e). また、Fig. 10 には、Klippel-Trenaunay-Weber syndrome 症例を示す。Segmented 2D True FISP では、膝窩静脈から下腿三分岐以遠の深部静脈の他に、筋層内の異常血管を描出し、病態診断にも有用であることがわかる。

### 考 察

True FISP は、流速 15 cm/s レベルの血管の描出に優れる<sup>6)</sup>。また、k-space segmentation を利用すれば、流れの影響を低減できる<sup>7)</sup>。しかし、静脈に併走する動脈の存在が診断の妨げになっていた。そこで今回、動脈信号を抑制する目的で、流れの影響が顕著に現れる

横断像で撮像することで、動脈の流れによる位相分散の影響、saturation pulse による信号飽和による動脈抑制の強調、流入効果による静脈信号の上昇を期待して、segmented 2D True FISP における至適撮像条件の検討を行った。

True FISP は TR が短いこと、また k-space を segmentation することにより低周波成分の信号を収集するまでの時間が短縮される。そのため、saturation pulse により飽和したプロトンがスライス面内に流入した状態で撮像するには、saturation pulse 幅を大きくするか、スライス面に近接して印加する必要が生じる。また、心電同期を行う際、saturation 効果が顕著に現れるように、大腿動脈レベルにおいて、最も速い流速が得られる心時相を trigger delay time に設定する必要がある。本検討において、200 ms で動脈信号の抑制効果が高く、静脈とのコントラストが最大となった。

ファントムによる segment 数と k-trajectory の違いによる saturation 効果については (Fig. 3a), linear ordering では segment 数の増加により低周波成分の信号を収集するまでの時間が

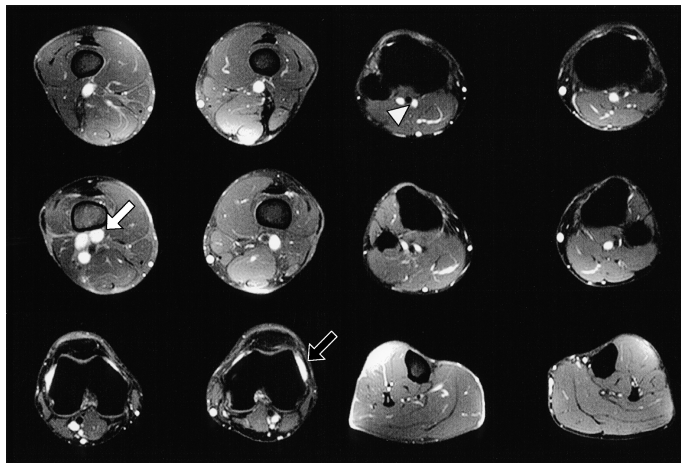


Fig. 8. Segmented 2D True FISP images of a trisection branch and femoral vein in a healthy volunteer. The signal of popliteal artery is completely suppressed by saturation pulse (white arrowhead). Baker's cyst (white arrow). Synovial fluid (black arrow).

True FISP を用いた下肢静脈の描出

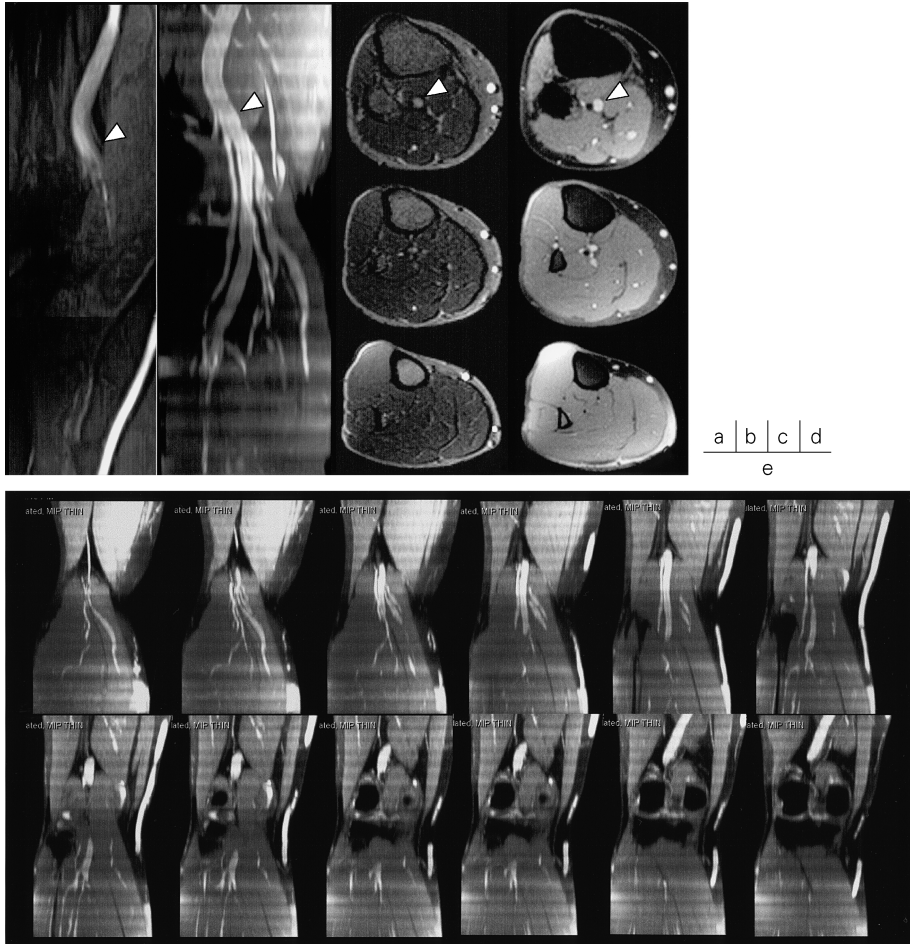


Fig. 9. Deep vein thrombosis (DVT) of distal part of lower leg in a 54-year-old woman  
 (a) 2D TOF MIP and (c) axial original images venous thrombosis in the distal part from the popliteal vein (arrowheads). However, (b) segmented 2D True FISP MIP and (d) axial original images and (e) coronal MPR show the popliteal vein and trisection branches.

延長するため、流速の増加に伴って saturation pulse を受けていないプロトンが流入し信号上昇を来したと考えられる。また、50 cm/s 以上の流速における信号変化は saturation pulse に関係なく、True FISP 本来の流速に対する信号変化を示していると考えられる<sup>6)</sup>。ボランティアにおいても同様に、linear ordering では segment 数の増加に伴い動脈信号の上昇が見られた (Fig. 6a)。一方、centric ordering は

ファントムによる検討では、segment 数の増加に伴う信号変化は認められなかったが (Fig. 3b)、ボランティアにおいては segment 数の増加によって、動脈信号の上昇が認められた (Fig. 6b)。その原因としては、心時相により流速が変化するため、若干ではあるが saturation 効果が弱まり動脈信号の上昇につながったと考えられる。

(1)以上より、saturation 効果を有効に利用す

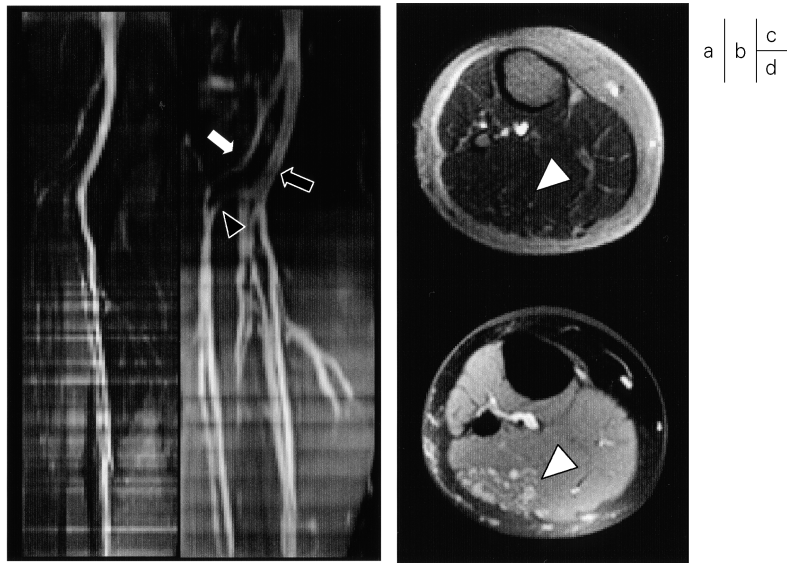


Fig. 10. Klippel-Trenaunay-Weber syndrome in a 34-year-old woman (a) 2D TOF frontal MIP image fails to detect the fibular vein. (b) Segmented 2D True FISP MIP image shows the anterior tibial vein (black arrowhead), the posterior tibial vein (black arrow) and the fibular vein (white arrow). (d) Axial segmented 2D True FISP image shows multiple vascular malformation in the gastrocnemius more clearly than (c) axial 2D TOF images (white arrowhead).

るには、centric ordering での信号収集が望ましい。(2)さらに、k-space の segmentation 数は少ない方が動脈信号の抑制効果が高いが、segment 数の減少は撮像時間の延長につながるため、動脈の信号が筋肉の信号を超えない segment 数：50 が適当と考えられる。

2D TOF 法は流入効果のみを画像化しているため、下腿静脈レベルにおいては、腓腹静脈や三分岐等の遅い流速に対して描出能が低下する。一方、saturation pulse 併用 segmented 2D True FISP は、流入効果と血液自体の高信号化により、低流速あるいは細静脈等、今まで描出が困難であった血管に対応可能であることが示唆された。また層流、乱流の影響を受けやすい 2D TOF 法とは異なり、流速が遅い血管壁近くの血液を描出できるため、血管径はより太く描出される (Figs. 7, 10)。また Fig. 10 に示

すように、2D TOF 法では検出できない筋層内の異常血管と周囲の静脈を同時に評価できる特徴を兼ね備えていると考えられる。

一般的に、centric ordering での撮像は、定常状態移行期の信号を収集するため、筋肉信号など実質臓器の信号上昇が顕著となる (Fig. 6)<sup>8)</sup>。そのため、今後、ひらめ筋静脈などの描出能の向上には、これら実質臓器の信号を抑制する手法との組み合わせが必要であると考えられる。

## 結 語

Saturation pulse 併用 segmented 2D True FISP を用いた下肢深部静脈描出の有用性について検討した。Saturation pulse はスライス上端に印加し、ECG 同期の trigger は 200 ms、k-

space trajectory を centric ordering とし、撮像時間と動脈抑制効果を考慮した segment 数：50 を用いることにより、2D TOF 法に比べて下腿深部静脈の描出に有用であり、臨床診断への貢献が期待できる。

## 謝 辞

本稿を終えるに当たり、ご協力いただきました天理よろづ相談所病院臨床病理部吉田秀人主任技師に厚く御礼申し上げます。なお、本論文の要旨は第 59 回日本放射線技術学会総会（2003 年、横浜）および第 31 回日本磁気共鳴医学学会（2003 年、山梨）において報告した。

## 文 献

- 1) 木村誠志, 南口宏之, 佐原伸也, 他 : Multi-detector helical CT を用いた下肢深部静脈血栓症の診断. 日医放会誌 2002 ; 62 : 734-738
- 2) 東田満治, 山崎 勝, 佐原朋広, 他 : 脂肪抑制, MTC 併用 2D-TOF による下肢 MR venography の有用性と各種加温方法の検討. 日放技学誌 2001 ; 57 : 344-349
- 3) 永吉健介, 岡田宗正, 門前芳夫, 他 : 非造影 2D-TOF MR venography による下肢深部静脈描出の向上に関する試み—駆血および加温の有用性. 日医放会誌 1997 ; 57 : 647-652
- 4) Spuentrup E, Buecker A, Stuber M, et al. : MR-venography using high resolution True-FISP. Fortschr Rontgenstr 2001 ; 173 : 686-690
- 5) Haacke EM, Wielopolski PA, Tkach JA, et al. : Steady-state free precession imaging in the presence of motion : application for improved visualization of the cerebrospinal fluid. Radiology 1990 ; 175 : 545-552
- 6) Larson AC, Simonetti OP, Li D, et al. : Coronary MRA with 3D undersample projection reconstruction TrueFISP. Magn Reson Med 2002 ; 48 : 594-601
- 7) 打越将人, 植田隆史, 錦 成郎, 他 : 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) 打越将人, 植田隆史, 岩谷一雄, 他 : True FISP を用いた下肢静脈の描出～基礎的検討を中心に～. 日磁医誌 2002 ; 22(S) : 142
- 9) Juergen Hennig, Oliver Speck, Klaus Scheffler, et al. : Optimization of signal behavior in the transition to driven equilibrium in steady-state free precession sequences. Magn Reson Med 2002 ; 48 : 801-809
- 10) Ueda T, Uchikoshi M, Imaoka I, et al. : Segmented-True FISP for abdominal MR imaging : assessment of the portal vein, the hepatic vein and the bile duct. Proc. Soc. Magn Reson Med 2004 ; 11 : 898

## Imaging of the Lower Extremity Veins Using Segmented 2D True FISP with Saturation Pulse

Masato UCHIKOSHI<sup>1</sup>, Takashi UEDA<sup>2</sup>, Izumi IMAOKA<sup>1</sup>,  
Akihiko WADA<sup>3</sup>, Shigeo NISHIKI<sup>1</sup>, Kouichi SATOU<sup>1</sup>,  
Michimasa MATSUO<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*Department of Radiology, <sup>2</sup>Department of Clinical laboratory, MR Division, Tenri Hospital  
200 Mishima, Tenri-shi, Nara 632-8552*

<sup>3</sup>*Department of Radiology, Shimane University School of Medicine*

The purpose of our study was to evaluate the potential of segmented True FISP (fast imaging with steady-state precession) MR venography for lower extremities. With True FISP images both vein and artery usually show high signal. Therefore, a presaturation pulse is useful in reducing “arterial contamination” in MR venography. Initially, a tube phantom and three healthy volunteers were examined with a 1.5T unit. Signal to noise ratio (S/N) was calculated according to the k-space ordering (centric or linear) and numbers of segmentation. The optimized duration time between the presaturation pulse and R wave during ECG gating was also evaluated. This showed that arterial suppression was more effective when centric ordering was applied to segmented True FISP MR venography. With centric ordering 50 segments are recommended to reduce arterial signal and shorten examination time. This is because arterial signal was higher than that of muscle when the number of segments was more than 50. The presaturation pulse was most effective when it was applied 200 ms after R wave.

Subsequently, images of clinical MR venography were obtained by segmented True FISP MR with optimized parameters and 2D time of flight technique (FLASH) in 3 patients and 3 volunteers. Segmented True FISP MR venography showed some advantages over 2D time of flight. Larger diameter of popliteal veins and the trisection branches were obtained by segmented True FISP MR venography than by 2D time of flight. Segmented True FISP MR venography also demonstrated small peripheral veins and venous anomaly.

In conclusion, segmented True FISP MR venography was optimized by centric ordering with 50 segments, and a presaturation pulse 200 ms after R wave was effective in suppressing arterial signal. Segmented True FISP MR venography was clinically acceptable and the quality appears to be superior to 2D time of flight. Further clinical trial is necessary.