

# 非造影 MRA：各種撮像法および最新トピック

青木 郁男<sup>1</sup>，宮崎美津恵<sup>2</sup>，杉浦 聡<sup>3</sup>，市之瀬伸保<sup>3</sup>，  
町田好男<sup>3</sup>，葛西由守<sup>3</sup>，金沢 仁<sup>3</sup>，油井正生<sup>3</sup>

<sup>1</sup>東芝メディカルシステムズ株式会社 MRI 事業部 <sup>3</sup>同 MR 開発部

<sup>2</sup>東芝アメリカメディカルシステムズ株式会社

## はじめに

MRI の各種原理を応用した TOF (time-of-flight) 法，PC (phase contrast, 又は，PS : phase shift) 法が非造影 MRA 手法として使用されてから久しく，頭部・頭頸部や四肢血管を中心に広く検査に用いられている。一方，特に体幹部や四肢においては，装置性能の向上にともなって，高速 gradient echo 法を用いた高画質で短時間撮像が可能な造影 MRA 撮像技術の進歩がめざましくその有用性が確立されている。他方，マルチスライス CT の登場で造影の MRA 検査への依頼そのものは減少傾向にある。

近年 FBI (fresh blood imaging) 法が特に四肢血管を中心に臨床応用が進み，TOF 法や PS 法とともに非造影 MRA 手法の一つとして期待が高まるまでに進歩を見せている。折しも国内における包括医療制度の導入や，昨年末 FDA (米国食品医薬品局) から Gd (ガドリニウム) 含有造影剤と腎性全身性繊維症 (NSF) /腎性線維化性皮膚症 (NFD) との関連性に注意勧告が出されたことなどの背景もあって，非造影 MRA に寄せられる関心が高まっている。

本稿では各種非造影 MRA 撮像法を大別し，特に FBI 法を中心に概説する。さらに，arterial spin labeling (ASL) 法を応用した新しい MRA 撮像法である Time-SLIP (time-spatial labeling inversion pulse) 法について概説する。

## 非造影 MR angiography

今日使用されている非造影 MRA 撮像法をその手法によって大別すると，血液流入 (inflow) 効果を利用する TOF 法，血流のスピン位相差を画像に反映させる PC 法，および心電同期を併用した 3D half-Fourier FSE 法により血液を高信号に描出する FBI 法などがその分類として挙げられる<sup>1)</sup>。

## TOF (time-of-flight) 法

TOF 法は撮像スライス面内に流入する血液が高信号を示す流入効果 (inflow effect) を応用した手法である<sup>2)</sup>。短い TR による励起用 RF (radio frequency) パルスが，撮像断面内の組織信号を飽和させるのに対して，スライス断面の外から流入してくる新鮮な血液信号は高信号を示す。一般的に頭部 MRA では 3D GRE (gradient echo) 法が用いられており，収集された元画像の各スライス断面の高信号は最大値投影法 (maximum intensity projection : MIP) 処理によって 3 次元の血管画像として再構成される (Fig. 1)。

画質向上の工夫としては，脂肪抑制法の併用や，背景信号となる脳実質の信号を下げる磁化移動 (magnetization transfer : MT) パルスを併用することが多い<sup>3)</sup>。また撮像範囲の血液の

キーワード non-contrast MRA, FBI, Time-SLIP

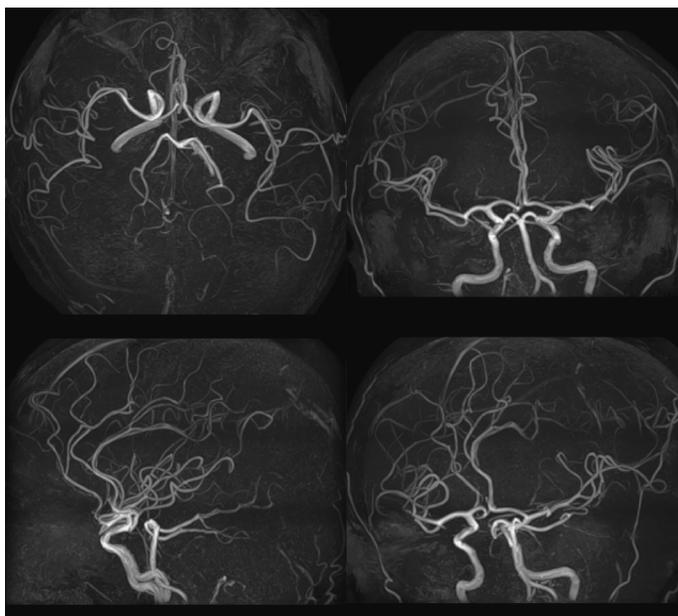


Fig. 1. Example of whole-head MR angiography MIP images with the time-of-flight technique. By employing the multislab technique, peripheral blood vessels can be clearly depicted with no reduction of inflow, even when imaging with a wide FOV.

流入部でフリップアングル (FA) を小さく、流出部側では FA を大きくするといった RF パルスの制御によって末梢血管描出を高める技術や、広い撮像範囲自体を幾つかのスラブに分割することで、撮像における inflow effect 低下を抑え、各スラブの撮像後に全スラブのデータを一つの画像に再構成するマルチスラブ撮像法などがある。

躯幹部においては、撮像範囲がさらに広くなるため 3D では撮像時間が長くなることもあり、一般的に 2D TOF が用いられる。この際、撮像目的の血管に合わせて、例えば動脈撮像時には撮像断面の反対側から流入する静脈側に空間的に pre-saturation pulse 印加を併用して静脈信号を消失させる手法や、心電同期を併用することで拍動の影響による血管の動きによる画像劣化を低減する手法などがある。

#### PC (phase contrast) 法

PC 法は、血流速に応じた血液中のスピンの位相差を画像に反映する撮像法である。血流速に合わせて velocity encoding (VENC) と呼ぶ値を位相傾斜磁場の制御に反映する。バイポーラフローエンコーディンググラジエントと呼ぶ極性を反転させて複数回収集したデータを用いて、それらの差分データから画像を再構成する<sup>4)</sup>。TOF 法との違いは、VENC の設定に応じた血流速の血管のみが観察でき、血流の方向や流速値が定量的に得られることにある。ただし、複数回のデータ収集が必要なために撮像時間は長くなるという欠点をもつ。

**FBI (fresh blood imaging) 法と flow-spoiled FBI (FS-FBI) 法**

非造影 MRA 撮像法である FBI 法は、ECG-gating 併用の 3D half-Fourier FSE 法により、血液を“bright blood”（高信号）に描出する技術である<sup>5)</sup>。FSE シーケンスのエコー間隔 (echo train spacing : ETS) を短縮することにより、motion-freezing 効果と血液の T<sub>2</sub> Blur 低減効果<sup>6)</sup>が得られ、また、流れの速い血液も、流れの緩やかになる心時相でトリガすることで高信号に描出することができる。3D half-Fourier FSE データは、同じ遅延時間の 2D のシングルショットスキャンを、スライスエンコード量を低周波から順に変えながら繰り返すことで得ている。これにより、全スライスを同時相の画像として得ることができる。胸腹部などの流れの速い動脈血管は、収縮期のトリガでは、“black blood” 又はフローボイドに描出され、比較的血流速度が安定した拡張期のトリガでは、高信号“bright blood”に描出される。

下肢血管は動脈も静脈も流れが遅いため、FBI 法では拡張期と収縮期ともに、“bright blood”に描出され、動静脈を分離することが困難であった。そこで、読出し (RO) 傾斜磁場の前後に flow-spoil パルスを追加することで

flow-dephasing 効果を増強し、収縮期にわずかに増加するフローをボイドとして描出する。これにより動静脈を区別するのが flow-spoiled FBI (FS-FBI) である<sup>7)</sup>。Fig. 2 に flow-spoiled FBI 法のシーケンスダイアグラム概要を示す。図中の a は通常の実出し傾斜磁場で、b は flow-spoiler パルスを加えたものである。スライスエンコードと位相エンコードは、それぞれ通常の 3D データ収集と低周波成分からのサンプリングのため省略している。

Flow-spoiler パルスの印加で、RO 方向に走行する血管は若干のフローでもより dephase されフローボイドになりやすく、結果として収縮期の動脈の信号強度は低下する。一方、flow-spoiler パルスは、比較的動きの少ない、又は、静止した血管には影響しないため、収縮期の静脈、拡張期の動脈・静脈には影響が少ない。したがって、拡張期画像から収縮期画像を差分することで動脈画像を得ることができる。

**FBI 撮像**

FBI 法による血管撮像では、心周期の中で血流速度が比較的緩やかで遅い時相でのデータ収集が望ましいため、心電図波形に同期したデータ収集を行い、撮像対象に応じて同期波形から

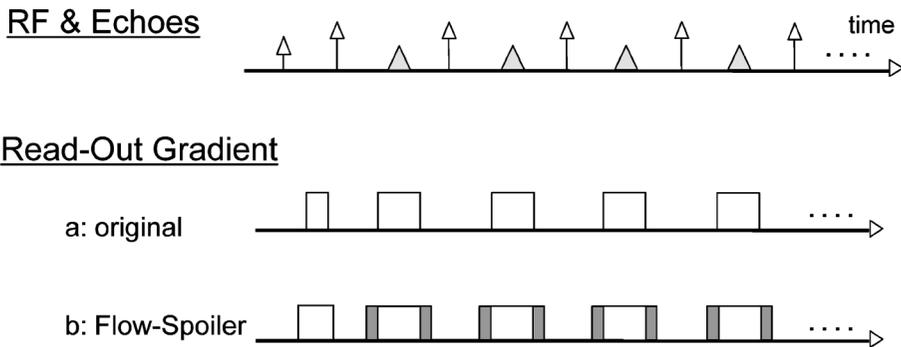


Fig. 2. Outline of the Flow-Spoiled FBI sequence  
 a: Read-out gradient magnetic field (original).  
 b: After the addition of a Flow-Spoiler pulse to “a”.

の遅延時間を最適に設定する必要がある。大動脈など、流速の速い血液の緩やかな時相を把握するためには、適切な ECG 遅延時間を測定する必要がある。そこで、同一スライスでマルチ時相のデータ収集が可能な ECG preparation (ECG-Prep) スキャンを用いることで、時相の異なるシングルショット画像を得ることができる。Fig. 3 に ECG-Prep スキャンのダイアグラム、Fig. 4 に腹部の ECG-Prep 画像を示す。下行大動脈に注目すると、流れの速い収縮期でフローボイド、拡張期では“bright blood”に描出される。このように流れの速い血流を ECG-Prep スキャンであらかじめ描出可能な時相を測定しておき、その ECG 遅延時間を 3D FBI 撮像時に使用して撮像する。

Fig. 5 は、ECG 遅延時間を拡張期に合わせて撮像した胸部 FBI 画像 (MIP 画像) である。位相方向を上下にすることで、上下方向に走行する血管の描出能が向上し、また肺動

脈などの流れの速い血管も、流速が安定した拡張期に撮像することで描出できる。データ収集の際、ショット数を増やして撮像することで、1 ショットデータ収集時間を短くして描出能を向上できる。しかしながら、ショット数を 2 倍にすると、全体の撮像時間も 2 倍に延長する。最近では、パラレルイメーシング (SPEEDER) を用いることで、撮像時間の延長なしに T<sub>2</sub> Blur を低減させ、画質の向上が認められる。

FBI 法の臨床評価では、ECG 同期の併用により、剥離内膜の描出が良好であることや、血栓閉鎖型の大動脈解離および大動脈瘤においては、偽腔内血栓や壁に血栓の性状について示唆に富む所見が得られたとの報告もある<sup>8)</sup>。

### FS-FBI (flow-spoiled FBI) 撮像

FS-FBI 撮像においても、目的血管 (動脈)

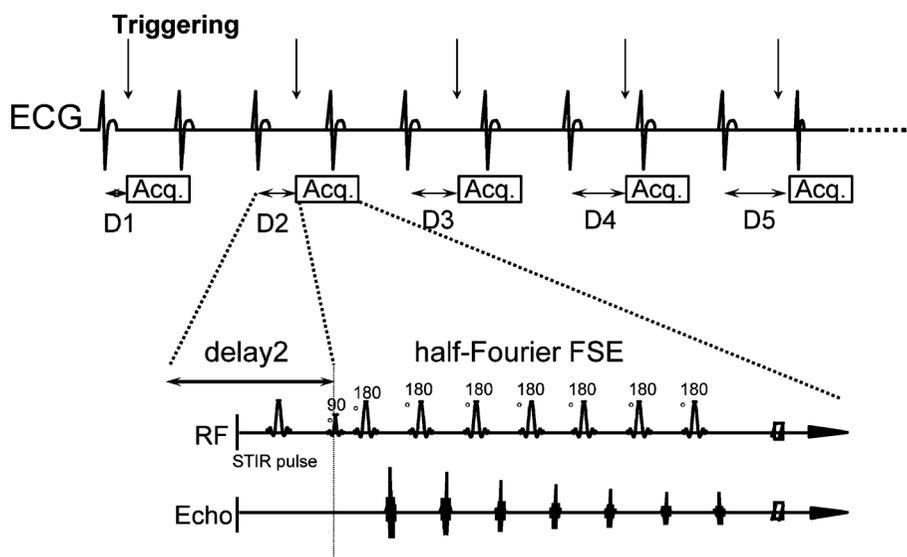


Fig. 3. Sequence diagram of ECG preparation (ECG-Prep) scan. Multiphase data can be acquired in the same slice, and single-shot images of different phases can be obtained. Measure the phases of fast-flowing blood and set the most suitable delay time from the corresponding waveform.

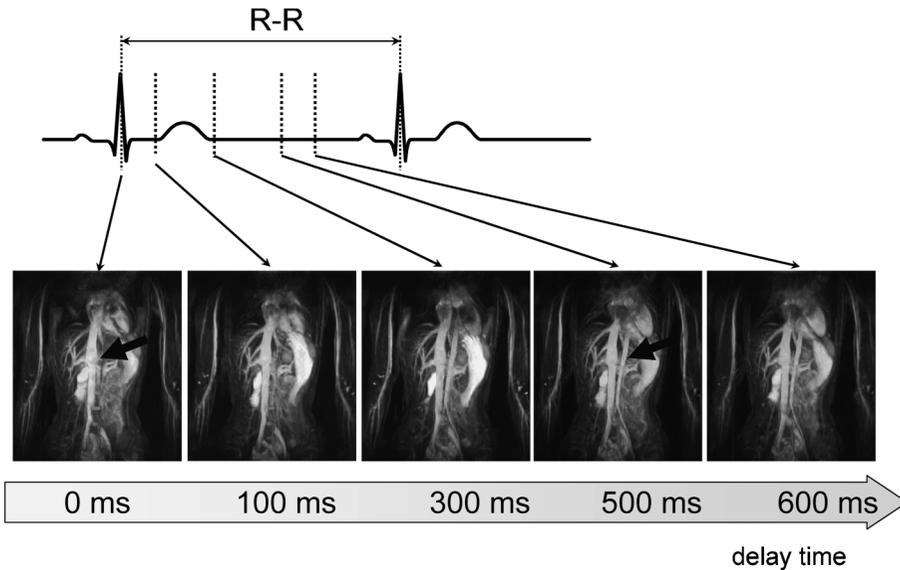


Fig. 4. Abdominal images of each phase depicted by ECG-Prep  
The aorta is seen as a flow void during fast-flowing systole and shows high signal during diastole.

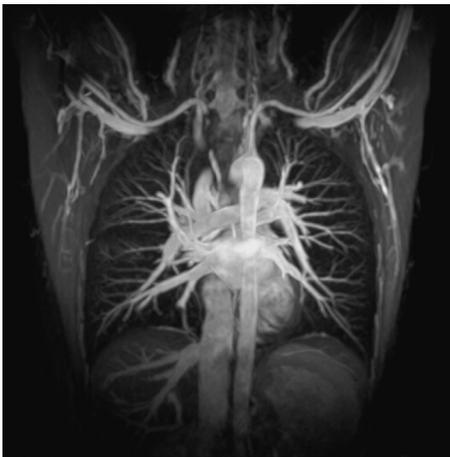


Fig. 5. MIP of chest FBI imaging with the ECG delay time set to match diastole. The depiction of blood vessels that run vertically is improved by moving the phase up and down. Even for blood vessels with fast flow, such as the pulmonary arteries, depiction is possible during diastole with a stable flow rate.

が最も“bright blood”に描出される拡張期と，“black blood”に描出される収縮期の ECG 遅延時間を，ECG-Prep スキャン撮像で測定する．次に収縮期の ECG 時相で，RO 方向の spoiler 傾斜磁場強度を変化させながらシングルショット画像収集を行う Flow-Prep スキャンにより，目的血管（動脈）が最もフローボイドに描出される適切な dephasing 傾斜磁場強度を測定する．本収集の 3D 撮像では，Flow-Prep で得た目的血管の流速に適切な flow-spoiler 傾斜磁場強度を ECG-Prep で得られた収縮期と拡張期の遅延時間の異なる二つの ECG トリガを連続撮像して，自動差分（拡張期-収縮期），MIP 処理までを自動で行うことができる．Fig. 6 に，下肢動静脈分離の一例を示す．拡張期トリガ収集は，動脈をフローボイドに，静脈を高信号に描出する．したがって，拡張期から収縮期を差分することで，動脈のみを描出することができる．また，得られた差分（原画）画像を収縮期画像から再差分することで，静脈のみを抽出することができる．

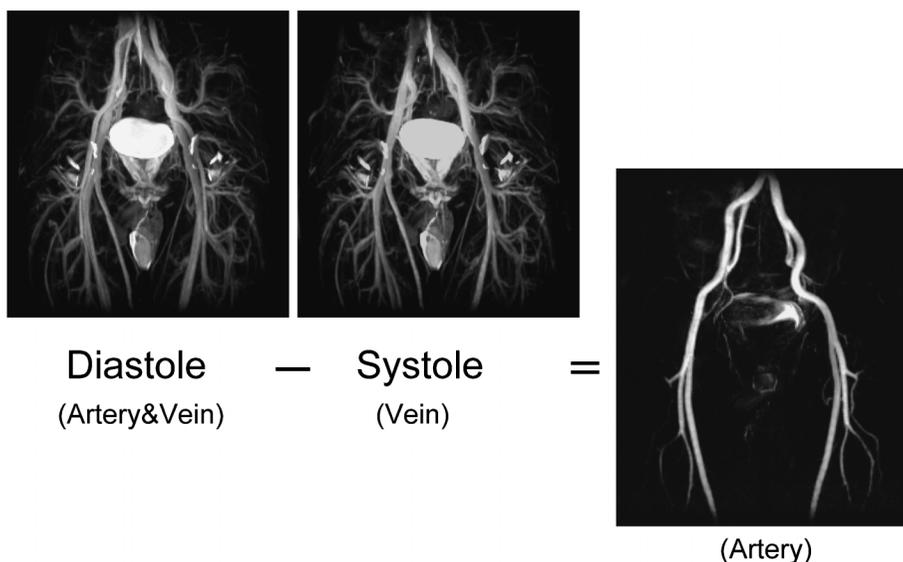


Fig. 6. Example of arteriovenous disjunction with the FS-FBI technique. During diastole, both the arteries and veins show high signal. During systole, the arteries are seen as flow voids while the veins show high signal. By subtracting the systolic image from the diastolic image, an image showing only the arteries can be obtained.

Fig. 7 に動脈・静脈 MIP 像を示す。一度の撮像で動脈と静脈画像を得ることができるため、動脈疾患だけでなく静脈疾患の臨床検査にも FS-FBI は利用できる。このケースの場合、動脈描出はノーマルであるが、静脈画像に静脈瘤が顕著に描出されている。Fig. 8 に FS-FBI 画像と 16 例マルチスライス CTA 画像を示す。この内容は、2006 年 ISMRM 学会、Cardiovascular 部門で First Prize となった共愛会戸畑共立病院、中村先生の研究である（詳細は、<http://www.ismrm.org/06/posterawards.htm> を参照）。

#### Time-SLIP (time-spatial labeling inversion pulse) 法の原理

Arterial spin labeling (ASL) 法を用いた研究は、1980 年代後半より 2D フィールドエコー (FE) 又は segmented FE シーケンスを

使った頭頸部血管から始まり、2D half-Fourier FSE を用いた FAIR 法や FAIRER 法など、肺野への応用が進められた。しかしながらこれらの開発は研究段階レベルのもので、その後実用度が高く、ある領域をある時間をおいてラベリングでき、背景信号の回復時間を考慮することなく制御できる呼吸同期・心電同期併用の (Time-SLIP) パルス付き 2D/3D half-Fourier FSE (FBI)<sup>9)</sup>、さらには Time-SLIP 付き 2D/3D trueSSFP<sup>10)</sup> と進展し、臨床応用として門脈の描出などの報告もある<sup>11)</sup>。Time-SLIP 法の特長は、空間的に非選択な IR パルスと空間的に選択された tag パルスを組み合わせることで、tag パルスで励起した領域の血液を “bright blood”, “black blood” いずれにも適合することができ、それらの組み合わせで動静脈分離も可能となる。また、ある程度の流速をもつ血管をマークし、その平均流速を求めることもできる。さらに、tag パルスから 90 度励

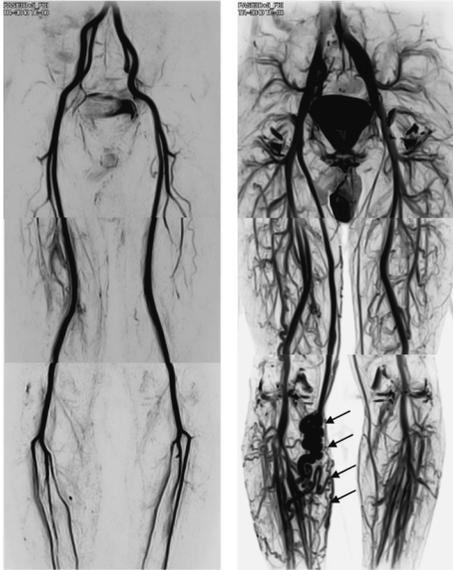


Fig. 7. Example of lower limb angiography with the FS-FBI technique. Because images of the arteries and veins can be acquired in the same scan, this method is useful for evaluating not only arterial disease but also venous disease. Varices are clearly depicted in the vein image.

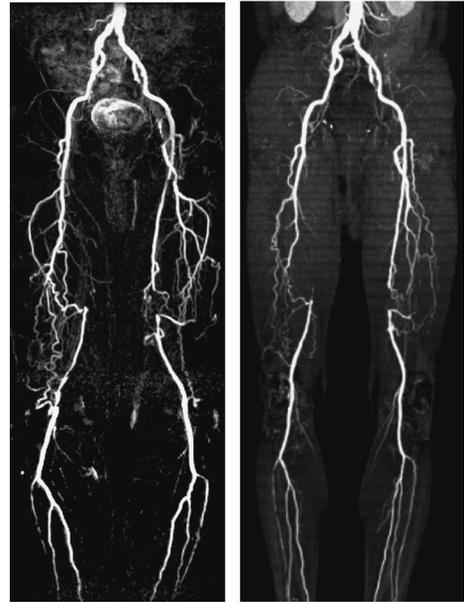


Fig. 8. Example of comparison study of FS-FBI and CTA. This study won the First Prize in the Cardiovascular Division at ISMRM 2006. Courtesy of Dr. Katsumi Nakamura of Tobata Kyouritsu Hospital.

起パルスまでの inversion 時間 (TI) を変化させることで、非造影 perfusion 画像を得ることもできる。

Fig. 9 に Time-SLIP 法のシーケンスチャート概略を示す。A の空間的非選択 IR パルスで、すべてのスピンを  $-M_z$  方向に励起し、続いて空間的選択 tag パルス B で、その領域のスピンのみが  $+M_z$  方向に戻される。したがって、空間選択的 tag パルス B を印加した領域の血液は、“bright blood” に描出され、それ以外のスピンは、インバージョン時間 (TI) 待つことで信号が null ポイントに達し、“black blood” に描出される。その後のデータ収集は、それぞれ 3D half-Fourier FSE (FBI) 又は、3D trueSSFP である。

3D Time-SLIP では呼吸同期と心電同期を併用し、空間的選択 tag パルス B を交互に on/

off させながらデータ収集することができる。Tag-on データと tag-off データは、それぞれ別々に収集、再構成した後、同一スライスの画像間で差分処理を行う。差分画像を MIP 処理することで、目的血管が移動した部分が“bright blood”として描出される。この方法の利点は、tag 領域以外の信号を tag-on/off 差分することで抹消できるので、TI 時間を自由に設定できることにある。しかしながら、tag-on/off の 2 回のデータ収集が必要であるため、撮像時間は延長する。

#### Time-SLIP 法の撮像

Tag パルスと空間的選択 IR パルスを用いた Time-SLIP FBI 法を使った肺野領域での応用を Fig. 10 に示す。FBI 法だけの場合には肺

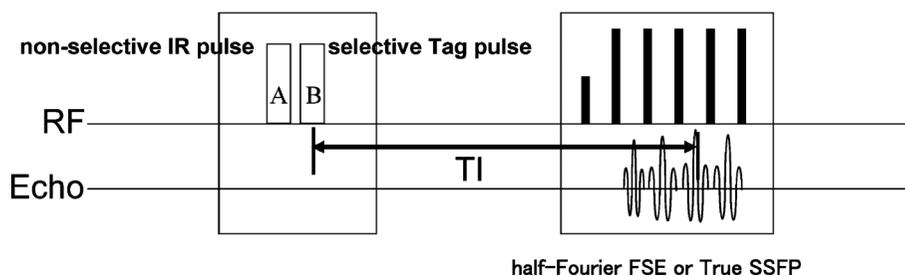


Fig. 9. Outline of the Time-SLIP sequence  
 By combining a non-selective IR pulse (A) and a space-selective tag pulse (B), both “bright blood” and “black blood” can be set for the blood in the area excited by the tag pulse.  
 After the inversion time (TI) has elapsed, start data acquisition with 3D half-Fourier FSE (FBI) or 3D TrueSSFP.

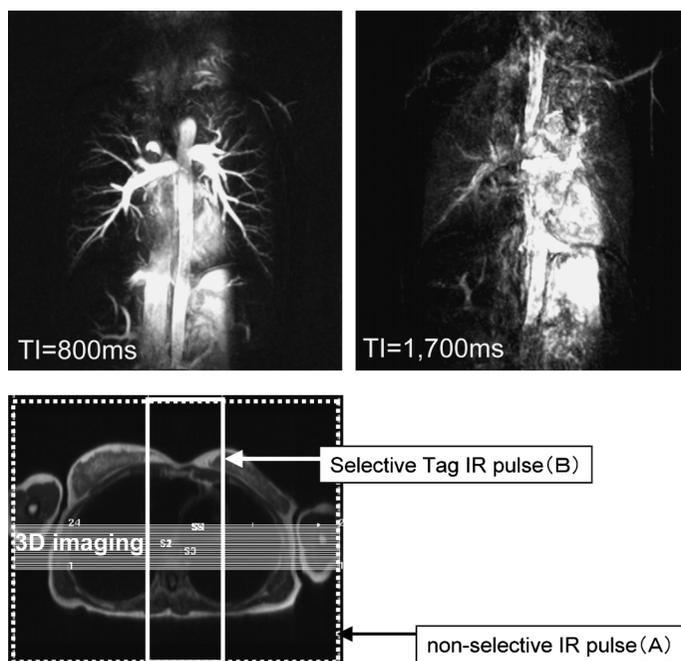


Fig. 10. Example of pulmonary artery images with the Time-SLIP technique, a technique employing both a non-selective IR pulse (A) and space-selective IR pulse (B)  
 When TI = 800 ms, an ejected blood signal is seen up to the bifurcation of the pulmonary artery. When TI = 1700 ms, peripheral blood vessels in the lungs can be visualized for perfusion imaging.

野の動脈・静脈が描出される (Fig. 5 参照) のに対し、Time-SLIP FBI 法では肺野の撮像領域に tag を印加後、TI 時間を変化させて複数

回収することができる。Fig. 10 に示した空間的 IR パルス A と、空間的選択 tag パルス B の両方を使った tag-on・tag-off 撮像のメリッ

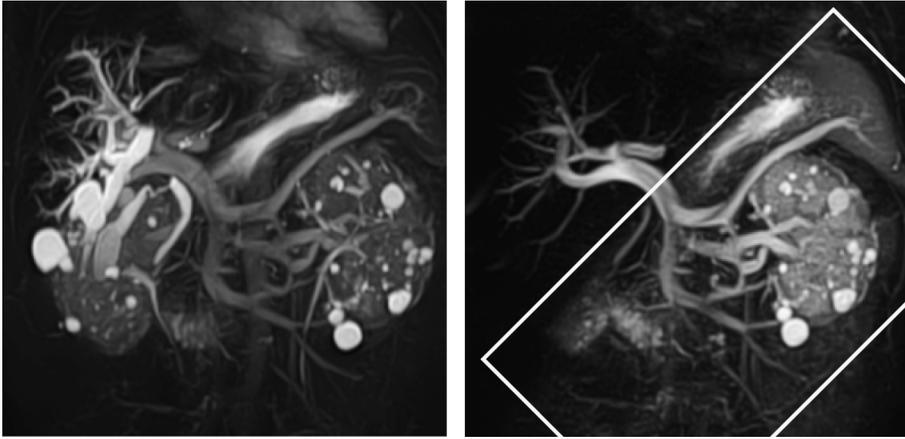


Fig. 11. Example of comparison of FBI and Time-SLIP images  
Components with long  $T_2$  values such as the bile are depicted by FBI.  
Only blood within the area labeled by a tag pulse is depicted after the inversion time in Time-SLIP FBI.

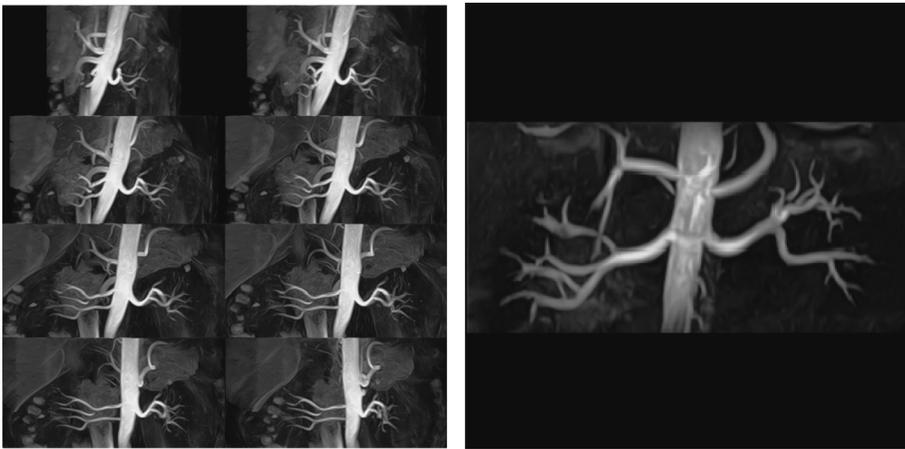


Fig. 12. Example of renal artery images with Time-SLIP. In renal artery imaging, blood flow in many directions must be observed. TrueSSFP is more suitable than FBI because TrueSSFP imaging is not dependent on the direction of blood flow.

トは、いずれの場合でも同じ回復をするため、差分することで背景信号は抹消され、tag パルスでマークされた血液のみが TI 時間まで移動する。この場合、3D の撮像断面は冠状断で、心臓から拍出された血液信号は、TI = 800 ms では、肺動脈の分岐まで移動し、TI = 1700 ms

では、肺野の末梢血管まで移動した perfusion 画像が得られている。

次に、FBI 画像と Time-SLIP FBI 法を門脈描出に応用したもの Fig. 11 に示す。FBI 画像では胆汁などの長い  $T_2$  の成分が描出されているが、Time-SLIP FBI 法では、tag パルスで

マークされた血液のみが tag 領域から TI 時間移動し画像化されているため、背景信号は抹消される。

最後に Time-SLIP 3D TrueSSFP の腎動脈への応用を Fig. 12 に示す。腎動脈撮像の場合、大動脈、腎動脈など他方向に血管の走行があるため、FBI 法より TrueSSFP 撮像の方が、血管の走行方向に依存しないため適した撮像であると言える。Tag パルスで大動脈・腎動脈部分をマークし、プレサットパルスで大静脈の描出を低減することで、大動脈と腎動脈の血管が明瞭に描出されている。

### ま と め

非造影 MRA 技術について FBI 法を中心に各撮像法を概説した。早くから確立された TOF 法、PC 法に加え、今後 FBI 法、Time-SLIP 法など新しい撮像法の有用性がさらに確立されていくことによって、造影 MRA 撮像と併せて診断に必要な情報を得るために最適な検査の選択肢が増すことが期待される。

### 謝 辞

多大なる御指導、および画像提供をいただきました熊本セントラル病院 立石文明技師長、済生会熊本病院 浦田譲治先生、和田博文技師長、沖川隆志技師、共愛会共立戸畑病院 中村克己先生、山本晃義技師、虎の門病院 高橋順士技師に深謝いたします。

### 文 献

1) 廣橋伸治：全身の MR angiography. 日磁医誌 2003 ; 23 : 191-199

2) Bradly WG, Waluch V : Blood flow : magnetic resonance imaging. Radiology 1985 ; 154 : 443-450

3) 荒木 力. MR 血管撮影 ; MRI 「再」 入門—臨床からみた基本原理—. 南江堂, 1995 ; 238-256

4) Wedeen VJ, Meuli RA, Edelman RR, Geller SC, Frank LR, Brady TJ, Rosen BR : Projective imaging of pulsatile flow with magnetic resonance. Science 1985 ; 230 : 946-948

5) Miyazaki M, Sugiura S, Tateishi F, et al. : Non-contrast-enhanced MR angiography using 3D ECG synchronized half-Fourier fast spin echo. J Magn Reson Imaging 2000 ; 12 : 776-783

6) Miyazaki M, Ichinose N, Sugiura S, et al. : A novel MR angiography technique : SPEED acquisition using half-Fourier RARE. J Magn Reson Imaging 1998 ; 8 : 505-507

7) Miyazaki M, Takai H, Sugiura S, et al. : Peripheral MR angiography : separation of arteries from veins with flow-spoiled gradient pulse in electrocardiography-triggered three-dimensional half-Fourier fast spin-echo imaging. Radiology 2003 ; 227 : 890-896

8) Urata J, Miyazaki M, Wada H, et al. : Clinical evaluation of aortic diseases using non-enhanced MRA with ECG-triggered 3D half-Fourier FSE. J Magn Reson Imaging 2001 ; 14 : 113-119

9) Kanazawa H, et al. : Time-spatial labeling inversion tag (t-SLIT) using a selective IR-tag on/off pulse in 2D and 3D half-Fourier FSE as arterial spin labeling. ISMRM 2002 ; 140

10) Yui M, et al. : Aortic arch to intracranial 3D MRA with t-SLIT 3D-SSFP using a neurovascular-attached QD head SPEEDER coil. ISMRM 2004 ; 2121

11) Ito K, Koike S, Jo C, et al. : Intraportal venous flow distribution : evaluation with single breath-hold ECG-triggered three-dimensional half-Fourier fast spin-echo MR imaging and a selective inversion-recovery tagging pulse. AJR Am J Roentgenol 2002 ; 178 : 343-348

## Non-contrast MR Angiography : Imaging Methods and Current Topics

Ikuo AOKI<sup>1</sup>, Mitsue MIYAZAKI<sup>2</sup>, Satoru SUGIURA<sup>3</sup>,  
Nobuyasu ICHINOSE<sup>3</sup>, Yoshio MACHIDA<sup>3</sup>, Yoshimori KASSAI<sup>3</sup>,  
Hitoshi KANAZAWA<sup>3</sup>, Masao YUI<sup>3</sup>

<sup>1</sup>*MRI Systems Division, Toshiba Medical Systems Corporation  
26-5, Hongo 3-Chome, Bunkyo-ku, Tokyo 113-8456*

<sup>2</sup>*Toshiba America Medical Systems*

<sup>3</sup>*MRI Development and Research Division, Toshiba Medical Systems Corporation*

The time-of-flight (TOF) and phase-contrast (PC) methods are typically known techniques for non-contrast magnetic resonance angiographic (MRA) imaging. Recently, the fresh blood imaging (FBI) method has become available, allowing separation of arteries from veins by applying flow-spoiled pulses.

We outline non-contrast MR angiography imaging techniques, especially the principle underlying the FBI method, and clinical applications. In addition, we present current advances of the Time Spatial Labeling Inversion Pulse (Time-SLIP) technique in non-contrast MRA.