

高分解能 Time-SLIP 法を用いた非造影での Adamkiewicz 動脈描出の試み

樵 勝幸¹, 清野 真也¹, 池田正光¹, 村上克彦¹,
八木 準¹, 高濟英彰¹, 佐藤孝則¹, 遊佐 烈¹,
鈴木憲二¹, 清水 誓子², 町田好男^{2,3}

¹公立大学法人福島県立医科大学附属病院放射線部 ²東芝メディカルシステムズ㈱
³現 東北大学大学院医学系研究科保健学専攻

はじめに

近年, 非造影 MR angiography (MRA) は, 装置と撮像技術の進歩による描出能の向上と適用範囲の拡大から様々な分野で関心が高まっている。また, ガドリニウム造影剤が, 腎疾患患者へ投与されると, 腎性全身性線維症 (nephrogenic systemic fibrosis, NSF) 発症の危険を有するとの米国食品医薬品局 (U.S. Food and Drug Administration, FDA) から警告されたことも, その理由の一つと言える。これまでの非造影 MRA の手法としては, 頭頸部を中心とした time-of-flight (TOF) 法や phase-contrast (PC) 法が一般的であったが, fresh blood imaging (FBI) 法^{1,2)}により適用部位が拡大し, さらに time-spatial labeling inversion pulse (Time-SLIP) 法も開発された^{3,4)}。これにより, 今まで非造影での描出が困難であった領域にも試みがなされ血行動態観察などにも応用が進んでいる^{4)~8)}。この手法は, 脈波や呼吸同期をトリガーとし, 任意に設定した領域のみを実収集の前に -Mz 方向へスピンを反転させ black blood にし (以下 Tag 領域), その領域に流れ込む領域外の bright blood (スピンは +Mz) を適当

な流入時間後に画像収集することで, 目的の血管や管腔のみを抽出するものである。この bright blood をとらえるタイミングは BBTI (TI of the black blood) により, 任意に設定可能である。併用シーケンスとしては, fast advanced spin echo (FASE) や true-steady state free precession (TrueSSFP) が用いられ, 目的部位に適したシーケンスの選択や Tag 位置の設定によって様々な血管の描出が期待できるものである。従来, 造影剤を用いた検査であれば CT^{9)~11)} や MRI^{11)~16)} によって数多くの報告がある Adamkiewicz 動脈に対しても, 上述の Time-SLIP 併用 TrueSSFP 法の高分解能化により描出が試みはじめられている¹⁷⁾。今回我々は, この手法による Adamkiewicz 動脈描出向上を目的に, ファントム実験を中心とした撮像条件の最適化を試みたので報告する。

方 法

装置は, 東芝社製 EXCELART Vantage 1.5T Ver8.0 システムを使用し, コイルは CTL spine array coil を用いた。パルスシーケンスは, 高分解能化した Time-SLIP 併用 TrueSSFP3D

キーワード non-contrast enhanced MR angiography, Time SLIP, TrueSSFP, Adamkiewicz artery

法を用い（従来シーケンスとの比較を Table に示す），トリガーは脈波同期（ファントム撮像時は心拍 60 のダミーパルス）を使用した。撮像条件は，TR/TE = 8.4/4.2 ms, FA = 120 deg, matrix size = 256 × 256, 脂肪抑制 = on, スライス数 = 30 を固定とし，FOV = 128 ~ 180 mm, スライス厚 = 1 ~ 3 mm, セグメント数 = 2 ~ 8 を検討項目により変更した。ここでセグメント数 n の収集とは，1 回の tag pulse 当たり，（エンコード数/ n ）個のデータを収集し， n 回の繰り返りで 1 スライスエンコード分のデータをそろえる方式を指す。分割数を増やすと総撮像時間は延長するものの，一回当たりの収集時間が短縮され，signal-to-noise ratio (SNR) の向上やコントラストの改善の効果がある。

使用ファントムは，水を封入した 100 ml シリンジと DSA ファントム（京都科学）を用い，流体実験用のインジェクターとして ANGIO-MAT6000 を使用した。

今回行ったボランティアによる撮像については，あらかじめ本研究の目的と内容を説明し，十分な理解と同意を得た上で行った。

1. 最適脊髄液抑制タイミングの検討

Adamkiewicz 動脈は脊髄液内を走行しており，脊髄液の信号抑制が両者間のコントラスト向上に非常に重要である。Time-SLIP 法は，BBTI により流入血管の描出長と背景信号の回復度が決定されるが，BBTI とインターバルの関係（Fig. 1）によっても背景信号の抑制度が異なる。そこで，最適な抑制タイミングを得るため，脊髄液の代わりに水を封入した 2 本の 100 ml シリンジを寝台に並べ，片方にのみ Tag 領域を設定して以下の実験を行った。

1) 流入時間として妥当と思われる 800, 1000, 1200, 1400, 1600 ms の BBTI 値それぞれに対して 3000 ~ 8000 ms と 1000 ms 間隔でインターバルを変化させ，Tag 内と Tag 外の水信

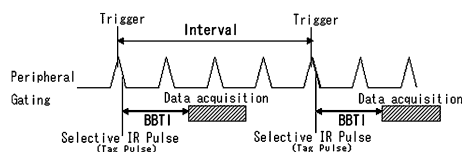


Fig. 1. Relation between the trigger delay time BBTI and the parameter Interval (Imaging timing chart with peripheral gating)

号値を求め，Tag 外の水信号値で正規化することで，その信号値の変化を求めた。また，BBTI 値 1400 ms に対してのみ，セグメント数 4 と 8 について同様の実験を行った。

2) ボランティアにより BBTI 値 1400 ms とセグメント数 2 を固定して同様のインターバルで撮像を行い，脊髄液の抑制度をファントム実験と比較した。

2. ラダー状ファントムを用いた分解能の検討

血管外径の 9 割が 0.7 ~ 1.3 mm¹⁸⁾ と微細で，流入部位に個人差がある Adamkiewicz 動脈の描出には，撮像シーケンスの分解能，撮像断面，撮像範囲が重要となる。そこで，内径 1.2 mm, 1.0 mm, 0.8 mm, 0.6 mm, 0.5 mm と，それぞれが 5 本ずつ内径と同間隔で並んだアクリル製のラダー状ファントム（DSA ファントム）を，各内腔が装置寝台と平行で X 軸方向に並ぶよう設置し，内腔を水で満たした状態で以下の検討を行った。

1) 高分解能シーケンスの最小ピクセルサイズとスライス厚でファントムを矢状断と横断面で撮像し，面内とスライス方向の分解能を従来のシーケンスと比較した。（Table）

2) Adamkiewicz 動脈の走行と平行な断面を想定した冠状断面でファントム撮像を行い，FOV の違いによる分解能を比較した。使用した FOV は，128 mm (pixel size 0.5 × 0.5 mm), 154 mm (0.6 × 0.6 mm), 178 mm (0.7 × 0.7 mm) とし，スライス厚は 1 mm で固定した。また，

Table. Comparison of Standard Sequence and High Resolution Sequence

	Standard	High resolution
Sequence Name	FFE3D2.6ssfp	FFE3D4.2ssfp
TR	5.2 ms	8.4 ms
TE	2.6 ms	4.2 ms
Slice Thickness	1.5 mm	1 mm
Pixel Size (256×256 matrix)	1.1 mm	0.5 mm

同様の FOV によりボランティアの撮像を行いその描出も確認した。ここで、一度に流入領域を補える理想的な撮像範囲を把握するため、Adamkiewicz 動脈の大部分が流入すると言われる TH9~L1¹⁸⁾ の長さを当院の MRI で撮像を行っていた男女 72 例から計測し、平均値と最大値も求め参考値とした。

3) Adamkiewicz 動脈に直交する断面である横断撮像において、スライス厚による描出能を確認するため、スライス厚を 1 mm, 1.5 mm, 2 mm, 2.5 mm, 3 mm と変更し FOV を 128 mm に固定して撮像を行い、maximum intensity projection (MIP) 処理した冠状断面で分解能の比較を行った。ファントム角度は、Adamkiewicz 動脈のヘアピンカーブが 1 椎体分で流入した場合に成す角度を想定し、20 度とした。

3. 流体ファントムによる描出能の検討

DSA ファントムは内腔が連続しており、水を注入することで隣り合った内腔が水が交互方向に流れる流体ファントムとなる。そこで、太い内径側から一定速で水を注入し、前実験と同様の配置で、前節 2. の結果を参考とした FOV 154 mm の冠状断により以下の検討を行った。

1) 位相エンコード方向を流れに対し同じ方向 (HF) と直交する方向 (RL) で撮像し、内径サイズによる信号変化を画像とプロファイルカーブにより比較した。また、各内径の信号値を 5 本のピーク信号値の平均と別に引いた 3 本のプロファイルカーブの同値との平均により

求め、内径 1.5 mm の信号値で正規化しグラフ化した。注入速度は 0.1 ml/s とし Tag 領域は設定せず、インターバルは 6000 ms とした。

さらに、両位相エンコード方向で、注入速度を 0, 0.05, 0.1, 0.15 ml/s とした場合の 0.8 mm 部分の信号変化も同様のプロファイルカーブより求め、0 ml/s の信号値で正規化しグラフ化した。追加として、実際の撮像での影響を確認するため、ボランティアにおいても両方向の撮像を行い血管描出の違いを画像で比較を行った。

2) 前実験により 5 本の内腔が分離できた内径の内、最小であった 0.8 mm の部分にのみ Tag 領域を設定し、注入速度を 0.05 ml/s, 0.1 ml/s, 0.15 ml/s と変化させ、Tag 領域内の流入状態を画像とプロファイルカーブにより確認した。BBTI 値とインターバルは、実験 1 の結果から 1400 ms と 6000 ms を用い、位相エンコード方向は HF とした。

4. ボランティアによる Adamkiewicz 動脈描出の試み

実験で得られた結果をもとに、5 名の健常ボランティアにより、Adamkiewicz 動脈の描出を試みた。Fig. 2 に Time-SLIP 法による簡単な描出原理図 (a) と冠状断撮像時の撮像領域と Tag 設定位置 (b) を示す。Tag 領域は脊髓腔に限局し、下行大動脈と接しない斜位矢状断で、撮像断面によらず一定とした。条件は、BBTI = 1400 ms, インターバル = 6000 ms (脈波同期), 位相方向 = HF, スライス厚 = 1 mm, セグメント数 = 2 とし、まず FOV = 180 mm の冠状断で検索を行った。次に、描出が良好であったボランティア 1 人を FOV = 128 mm, 位相方向 = AP, スライス厚 = 1.5 mm により横断撮像を行った。また、同ボランティアにより FOV = 154 mm, セグメント数 = 2, 4, 8 とした画質改善を目的とした冠状断の撮像も行った。なお、Adamkiewicz 動脈かどうかの判定は現状では困難であるため、今回はこれを念頭に、「ヘアピン状の血流描出」を判定基準とし結果の評価および追加検討を含めた考察を

行った。

結 果

1. 最適脊髄抑制タイミングの検討

1) Fig. 3a に結果のグラフを示す。それぞれの BBTI ごとに最も水が抑制されるインターバル

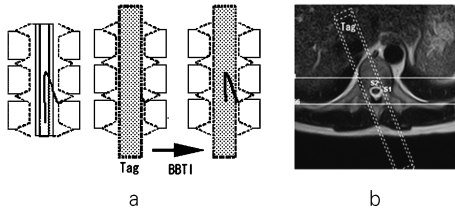


Fig. 2. (a) Schematic for Time-SLIP based Adamkiewicz arteriography by using a selective tagged pulse. (b) Scan planning for coronal imaging. The dotted line is tag area and the solid line is imaging area.

があり、BBTI が短いほど短いインターバルで水が抑制された。また、BBTI 値 1200 ms 以上で水の抑制が最大となり安定した。BBTI 値を固定したセグメント数による変化では (Fig. 3b), セグメント数が増すほど、水が抑制されるインターバルが短くなる傾向が見られた。

2) ボランティアによる実験結果を Fig. 3c に示す。水ファントム実験の抑制タイミングとはほぼ同様のインターバルで脊髄液が抑制された。

2. ラダー状ファントムを用いた分解能についての検討

1) 従来シーケンスとの比較画像を Fig. 4 に示す。面内分解能は 1.2 mm から 0.6 mm に向の上し (Fig. 4a), スライス方向では 1 mm の分解が可能となった (Fig. 4b)。

2) 各 FOV での画像を Fig. 5 に示す。ファントム画像 (Fig. 5a) では、0.6 mm の分解能を得るのに最小の FOV 128 mm が必要であったが、0.8 mm を許容範囲とすれば 178 mm の

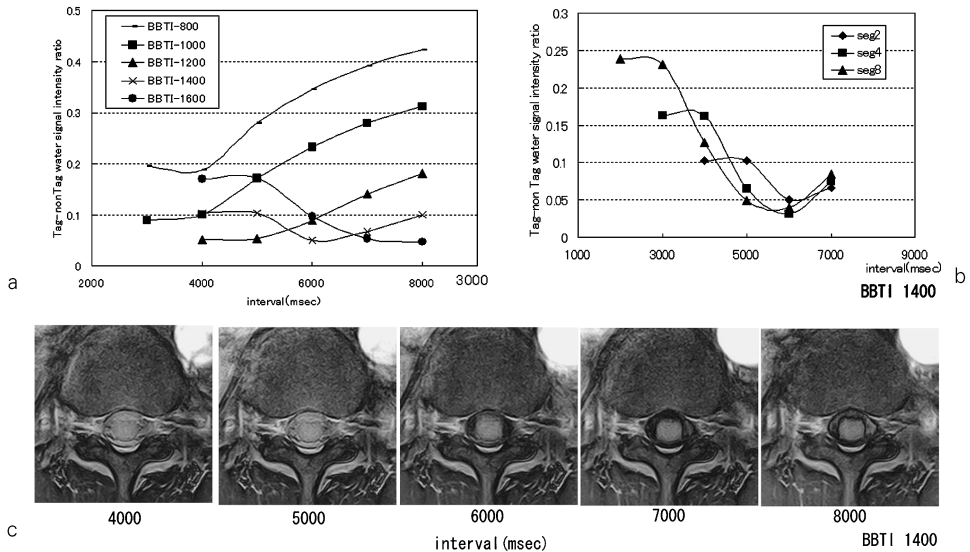


Fig. 3. Change of the water signal in the tagged region : dependence on several parameters

(a) Phantom experiments : dependence on BBTI and interval.

(b) Phantom experiments : dependence on interval and number of segments with the fixed BBTI of 1400 ms.

(c) Normal volunteer experiments : dependence on interval with the fixed BBTI of 1400 ms.

FOV でも可能であった。ボランティア画像 (Fig. 5b) では、FOV (pixel size) が小さくなるに従い鮮鋭性が向上したが、FOV 128 mm では画像の中央まで、アーチファクトの折り返しが現れた。理想的な撮像範囲の参考として求

めた5椎体の計測結果は、女性の平均が134.1 mm、男性の平均が149.5 mmであり、それぞれの最大値は145.6 mmと169.5 mmであった。

3) スライス厚による分解能の変化を Fig. 6 に示す。0.6 mm の分解能を維持するにはスライス厚 1.5 mm 以下が必要であり、0.8 mm を許

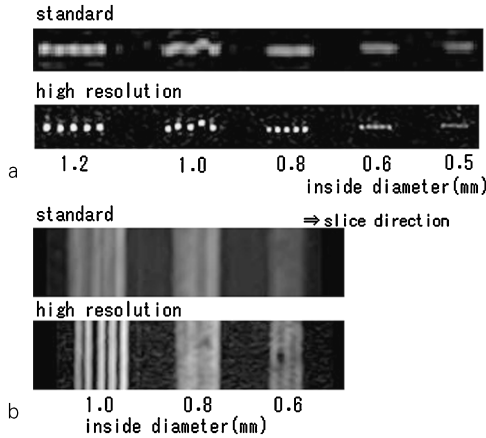


Fig. 4. Comparison of standard and high-resolution TrueSSFP sequence using a ladder phantom: standard sequence (pixel size 1.1×1.1 mm, slice thickness 1.5 mm) and high-resolution sequence (pixel size 0.5×0.5 mm, slice thickness 1.0 mm).

(a) In-plane spatial resolution, (b) spatial resolution in the slice direction (coronal MIP image from axial source images is used).

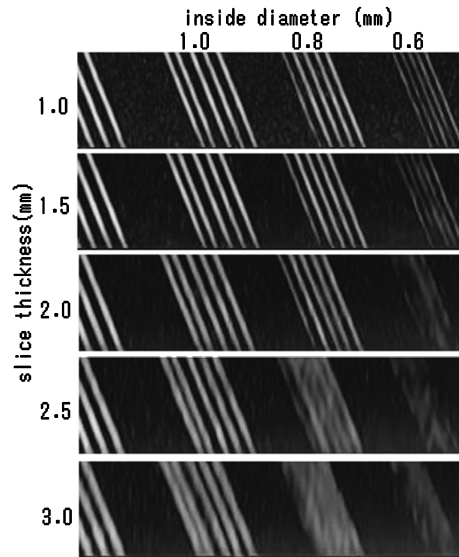


Fig. 6. Comparison of spatial resolution: dependence on slice-thickness (coronal MIP image from axial source images is used).

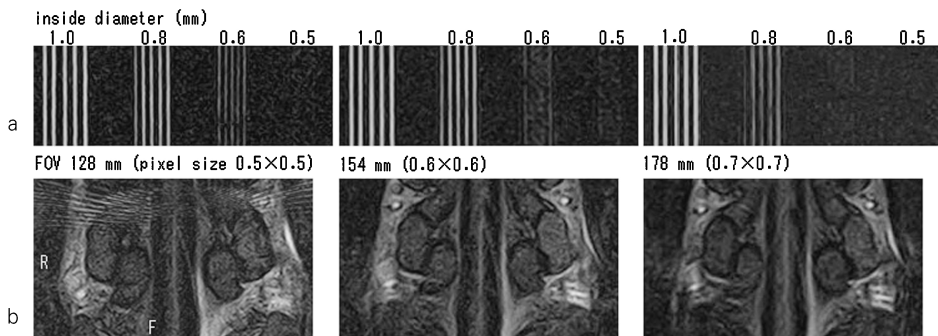


Fig. 5. Comparison of spatial resolution: dependence on FOV

(a) Phantom experiments (coronal MIP image is used).

(b) Normal volunteer experiments (coronal sectional image is used).

容範囲とすればスライス厚 2 mm までが限度であった。

3. ラダーファントムを用いた流体の描出能

1) 位相エンコード方向が異なる画像とその中央部のプロファイルカーブを Fig. 7 に示す。

流れに直交 (Fig. 7c) とした場合, 分解能やコントラストが低下し, Fig. 8a のグラフに示すように内径サイズが小さくなるに従って信号の低下が大きかった。また, 流速についても速い流速での信号低下が大きく (Fig. 8b), ボランティア画像でも血管と直交方向での描出が不良であった (Fig. 9)。

2) 0.8 mm (Tag あり) 部分と 0.6 mm (Tag なし) 部分の流速毎の画像とプロファイルカーブを Fig. 10 に示す。領域内では, 流速にほぼ比例して描出長が延長し, Tag 領域後の内径 0.6 mm の部分では, 分解が不完全であるが, Tag 領域から流れ出した無信号化した水の流出範囲の拡大が確認できた。

4. ボランティアによる Adamkiewicz 動脈描出の試み

ボランティア撮像の結果を Fig. 11 に示す。

5 名中 3 名で a~c のようなヘアピン形状の描出を認め, a が Th9~Th10, b が Th12~L1, c が Th10~Th11 に流入位置を確認した。ボランティア c による横断撮像 (Fig. 11d) では,

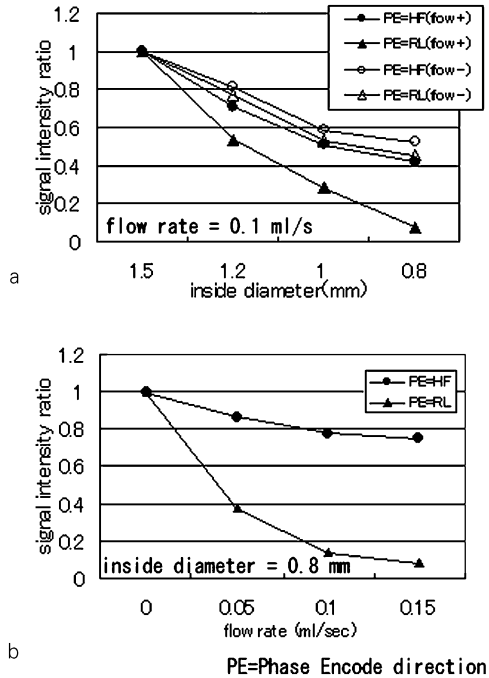


Fig. 8.

(a) Signal intensity (SI) dependence on inside diameter of flow phantom. (flow rate=0.1 ml/s.) Phase-encoding direction and flow ON/OFF were also changed.

(b) Signal intensity (SI) dependence on flow rate and phase-encode direction. (inside diameter=8 mm.)

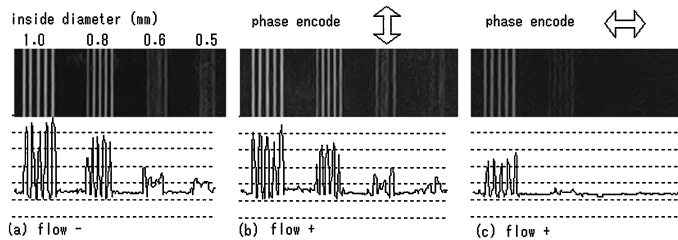


Fig. 7. Comparison of flow depiction using a flow phantom : dependence on the phase encoding direction.

(a) No flow (Reference image).

(b) With flow : phase encoding direction is parallel to the flow direction. Flow depiction is almost same as no-flow case.

(c) With flow : phase encoding direction is perpendicular to the flow direction. Flow depiction is degraded compared with no-flow case.

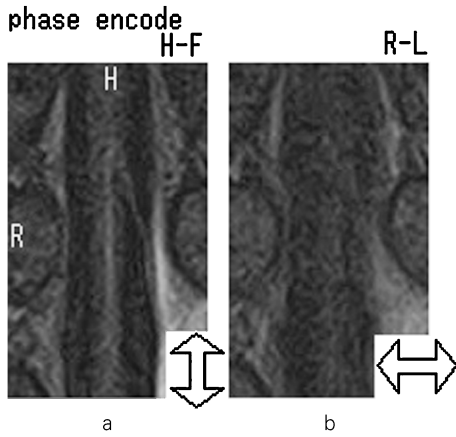


Fig. 9. “Hairpin-turn” vessel images of a normal volunteer obtained with different phase encoding (PE) directions: (a) Head-Foot (HF) which is parallel to the blood flow direction, (b) Right-Left (RL) perpendicular to the flow direction, depictability of a vessel in (a) is much higher than that of (b).

MPR によりヘアピン形状が確認できたが、元画像に矢印のような血管のプレやゴースト血管が見られ、MPR 画像には矢頭で示したような脊髄液抑制の不均一も見られた。セグメント数による画像変化を Fig. 12 の a~c に示す。セグメント数に比例した撮影時間の延長を伴うが、1 セグメントの収集時間短縮により blurring が減り、ヘアピンカーブの血管形状の鮮鋭性が向上した。また、流入部ではコントラストの上昇も見られ、セグメント 8 については、肋間動脈までの連続性が確認できるまでに描出能が向上した。Fig. 12(d) に、3 次元処理により確認した例を示す。

考 察

TrueSSFP の Time-SLIP 法を用い非造影で Adamkiewicz 動脈の描出を行うためには、背

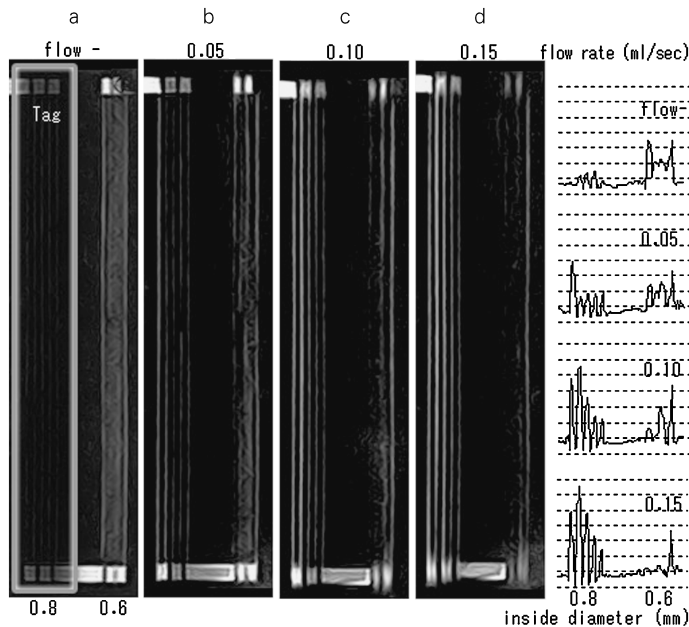


Fig. 10. Signal intensity (SI) change around the tagged region : dependence of in-flow and out-flow effect on flow rates
 (a) No flow. (b)~(d) Injection rate is 0.05, 0.10, 0.50 ml/s, and average flow velocity is about 10, 20, 30 cm/s, respectively.

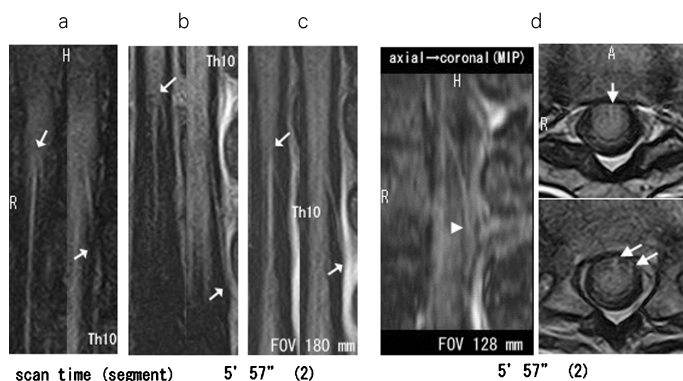


Fig. 11. Experiments to depict the Adamkiewicz arteries (“hairpin-turn”) of normal volunteers. (a)~(c) Large FOV coronal images of three volunteers are obtained to search the “hairpin turn” and the level where the vessel originates. (d) Axial images were obtained for the volunteer (c), and the coronal MPR image was also generated. Incomplete suppression of the spinal fluid in the MPR image (arrow head) and blurring of the vein on the axial section images (arrows) were observed.

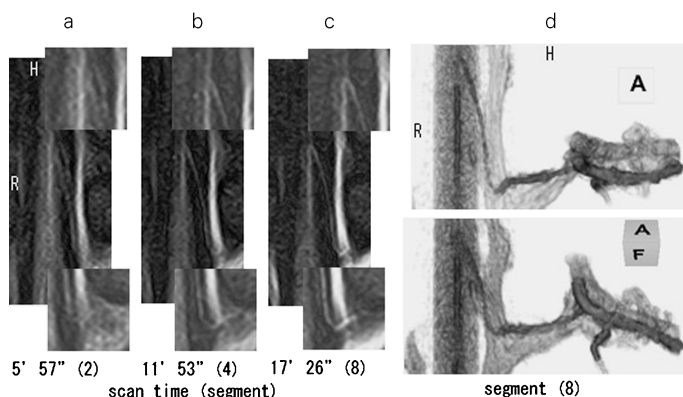


Fig. 12. Depictability dependence of “hairpin turn” vessel on the number of segments for a volunteer (Fig. 11c). (a) Number of segment = 2. (b) Number of segment = 4. (c) Number of segment = 8. (d) The three-dimensional (3D) images which was created from the image of segment (8).

景信号である脊髄液の抑制，分解能，流体の描出能が重要な項目として挙げられる．今回，これらの項目についてファントム実験を中心に検討を行い条件の最適化を試みた．まず，脊髄液抑制を目的とした水抑制実験では，設定した BBTI 値によって最適な抑制インターバルの存

在を確認し，実際の撮像において良好な脊髄液の抑制を行うことができた．最適な BBTI 値については，Adamkiewicz 動脈の流速が不明なことや個人差があることから，脊髄液の抑制が良好で，動脈血の流入が十分見込める 1 心拍以上の 1200~1400 ms 程度を今回の有効設

定とした。しかし、実験結果のグラフから、短いBBTI値ほど最適インターバルの短縮が可能なることも分かっており、多少抑制度が低下しても流入時間に問題がなければ、撮像時間の短時間化を目的により短いBBTI値の検討も今後の進めていく必要があると考える。

分解能については、高分解能シーケンスの最小スライス厚とピクセルサイズを用いることで、0.6 mmまで分解能が向上し、同内径程度のAdamkiewicz動脈であれば描出可能になったと言える。しかし、現段階では最小のピクセルサイズを用いるには最小のFOVが必要となり、折り返しという欠点とアーチファクトという問題が生じた。これは、FOVを広げることで対応が可能であったが、分解能が犠牲になるため今後の改善が望まれる。また、撮像領域の広範囲化は、Adamkiewicz動脈の描出目的である流入位置の検索にも必要不可欠であり、有効範囲の目安としては、流入位置の大部分を占めるTH9～L1の範囲にヘアピンカーブの立ち上がり1～2椎体分を考慮した170～180 mm程度と考える。このことから広範囲での高分解能維持が望まれるが、マトリックス数の増加は撮像時間延長も伴うため、位相方向でのマトリックス数の低減や前述したインターバルの短縮など、撮像の短時間化技術と合わせた検討も必要になると考える。

流体の実験からは、流れの方向と位相エンコードの設定方向の重要性が確認でき、Adamkiewicz動脈のヘアピン形状を冠状断撮像で描出するには、頭尾方向に位相エンコード方向を設定することが有効であることが分かった。一方で、位相方向と直交する脊髄流入部分の血管描出の低下が生じ、肋間動脈や腰動脈からの連続性の確認においては不利となるが、Time-SLIP法を用いた場合、Tag領域を設定した流体の描出実験からも分かるように、Tag内にはBBTI時間内に流入した流体しか描出されない。もし、脊髄腔内にTagを設定し、ヘアピン形状の血管が描出されれば流入血管(動脈)

である可能性が極めて高い。また、Tag外からの流入のない領域内の血管は無信号となるため静脈も描出されないとすると、Adamkiewicz動脈であることの判定に極めて有用であると考えられた。このことは、Tag領域を広げたボランティア撮像画像 (Fig. 13) から推測できると思われた。

5名の健常ボランティアについては、3名にヘアピン形状の描出を認め、今後の非造影での取り組みに期待がもてる結果であった。しかし、動脈と断定できたのは肋間動脈からの連続性を確認した1人のみであり、今後は、造影検査や他検査との比較可能な症例数を増やし、動脈である証明を中心に検討を進めていきたい。撮像断面については、体軸方向に撮像範囲が広く、MPRの処理を行わずヘアピン形状を確認できる冠状断面が有効であり、アーチファクトや撮像領域に問題のある横断像の使用は、現段階では難しいと考える。セグメント数を増やした検討では、画質の向上が顕著であったが、撮像時間が現実的ではなく短時間化が大きな課題と考える。他にも、呼吸、脈動、他臓器

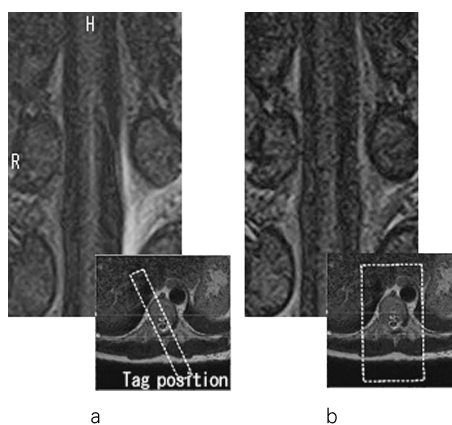


Fig. 13 Depictability dependence of “hairpin turn” vessel on the tag position. (a) Oblique tag narrowed down to the spinal cord cavity area avoiding the aorta, and (b) Relatively wide tag including the aorta. Aortic blood is saturated in the case of (b).

からのアーチファクト, さらには, 同一患者でのシミング, 撮像位置, Tag の設定によっての描出の違いが見られ, 描出の安定性も課題であると考えられる. これには, 呼吸同期の併用, 局所シミングの使用といったアーチファクト抑制のための検討を進めるとともに, TR と TE の短縮といった今後の装置側の技術向上にも期待したい.

結 語

今回は, Time-SLIP 法に併用可能な TrueSSFP の高分解能化を利用し, Adamkiewicz 動脈の非造影による描出を目的に, ファントム実験を中心とした条件の最適化を試みた. 結果, 背景信号である脊髄液を抑制する最適な BBTI とインターバルの設定, 血流方向に合わせた位相エンコード方向の設定などにより, 健常ボランティア数名で描出を確認することができた. しかし, 分解能や撮像時間, アーチファクト, 動脈の鑑別についてはまだ十分とは言えず, 今後の検討課題とするとともに, 撮像技術の向上にも期待したい.

文 献

- Miyazaki M, Sugiura S, Tateishi F, Wada H, Kassai Y, Abe H: Non-contrast-enhanced MR angiography using 3D ECG synchronized half-Fourier fast spin echo. *J Magn Reson Imaging* 2000; 12: 776-783
- Miyazaki M, Takai H, Sugiura S, Wada H, Kuwahara R, Urata J: Peripheral MR angiography: separation of arteries from veins with flow-spoiled gradient pulses in electrocardiography-triggered three-dimensional half-Fourier fast spin-echo imaging. *Radiology* 2003; 227: 890-896
- Kanazawa H, Miyazaki M. 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. In: Proceedings of the 10th International Society for magnetic Resonance in Medicine, 2002: 140
- Miyazaki M, Lee VS: Nonenhanced MR angiography. *Radiology* 2008; 248: 20-43
- 青木郁男, 宮崎美津恵, 杉浦 聡, 市之瀬信保, 町田好男, 葛西由守, 金沢 仁, 油井正生: 非造影 MRA: 各種撮像法および最新トピック. *日磁医誌* 2007; 27: 253-262
- 高橋順士: 非造影 MRA の新たな展開: Time-SLIP 法を使った腎動脈描出. *映像情報 MEDICAL* 2007; 14: 72-76
- 黒瀬哲也, 三宮千佳, 伊丹圭介, 浅川 徹, 北村直也, 城千早紀: Time-SLIP の臨床応用. *映像情報 MEDICAL* 2007; 14: 78-82
- 山本貴雄: EXCELART™ Vantage F2-Edition pro シリーズの技術革新: Time-SLIP 法について. *映像情報 MEDICAL* 2007; 14: 107-110
- Takase K, Sawamura Y, Igarashi K, Chiba Y, Haga K, Saito H, Takahashi S: Demonstration of the artery of Adamkiewicz at multidetector row helical CT. *Radiology* 2002; 223: 39-45
- 魚谷健祐, 山田直明, 河野 淳, 他: Adamkiewicz 動脈の術前評価における経動脈造影 CTA (IACTA) の有用性. *J Jpn coll Angiol* 2007; 47: 511-517
- Yoshioka K, Niinuma H, Ohira A, Nasu K, Kawakami T, Sasaki M, Kawazoe K: MR angiography and CT angiography of the artery of Adamkiewicz: noninvasive preoperative assessment of thoracoabdominal aortic aneurysm. *Radiographics* 2003; 23: 1215-1225
- 吉岡邦浩, 新沼廣幸, 荻野義信, 高橋 保, 江原 茂: 大動脈疾患の MRI: MRA を中心に. *J Jpn coll Angiol* 2004; 44: 685-691
- Backes WH, Nijenhuis RJ: Advances in spinal cord MR angiography. *AJNR Am J Neuroradiol* 2008; 29: 619-631
- Yamada N, Takamiya M, Kuribayashi S, Okita Y, Minatoya K, Tanaka R: MRA of the Adamkiewicz artery: a preoperative study for thoracic aortic aneurysm. *JCAT* 2000; 24: 362-368
- Hyodoh H, Kawaharada N, Akiba H, Tamakawa M, Hyodoh K, Fukada J, Morishita K, Hareyama M: Usefulness of preoperative detection of artery of Adamkiewicz with dynamic contrast-enhanced MR angiography. *Radiology* 2005; 236:

- 1004-1009
- 16) Jaspers K, Nijenhuis RJ, Backes WH : Differentiation of spinal cord arteries and veins by time-resolved MR angiography. *JMRI* 2007 ; 26 : 31-41
- 17) Yamashita Y, Yamamoto T, Takemoto S, Ninomiya A, Aoki I, Yui M. Adamkiewicz artery using non-contrast time-SLIP with 3D balanced SSFP. In : Proceedings of the 16th International Society for magnetic Resonance in Medicine, 2008 : 917
- 18) 後藤 昇, 白石尚基 : 脊髓血管の解剖. *日獨医報* 1995 ; 40 : 60-68

Depicting the Adamkiewicz Artery using Non-contrast-enhanced MR Angiography with High Resolution Time-SLIP Method

Katsuyuki KIKORI¹, Shinya SEINO¹, Masamitsu IKEDA¹,
Katsuhiko MURAKAMI¹, Hitoshi YAGI¹, Hideaki TAKASUMI¹,
Takanori SATOU¹, Takeshi YUSA¹, Kenji SUZUKI¹,
Seiko SHIMIZU², Yoshio MACHIDA^{2,3}

¹*Department of Radiology, Fukushima Medical University Hospital
1 Hikarigaoka, Fukushima, Fukushima 960-1295*

²*Toshiba Medical Systems Corporation*

³*Tohoku University Graduate School of Medicine*

Recently, technical advances and concerns about the safety of gadolinium-based contrast agents have rekindled serious interest in non-contrast-enhanced magnetic resonance angiography (MRA). The time-spatial labeling inversion pulse (Time-SLIP) method, which employs free-hand inversion tags to depict vessels of interest, is expected to spread angiographic applications.

We performed a basic optimization study and employed the Time-SLIP method with high-resolution, 3-dimensional true steady-state free precession (TrueSSFP) sequence to depict the very thin Adamkiewicz artery. To suppress spinal fluid and depict the artery simultaneously, we optimized several parameters, including inversion time, spatial resolution, imaging volume, and phase encoding direction, with phantoms. We then applied the optimized parameters to healthy volunteers and successfully depicted the Adamkiewicz arteries in several volunteers. Although further clinical evaluation is required, our results suggest that non-contrast-enhanced MRA is useful in depicting the Adamkiewicz artery.