

## 磁気共鳴血流画像法による 血管造影の試み

## Magnetic resonance an- giography using a mag- netic resonance flow tag- ging technique

松田 哲也  
桜井恒太郎\*  
清水 公治\*\*  
長野 豊  
岡田幾太郎  
三木 真司  
河合 忠一

Tetsuya MATSUDA  
Tsunetaro SAKURAI\*  
Kohji SHIMIZU\*\*  
Yutaka NAGANO  
Ikutaro OKADA  
Shinji MIKI  
Chuichi KAWAI

### Summary

A direct bolus imaging method, which was developed for flow quantitation, was applied to the cervical regions of four normal volunteers to perform magnetic resonance angiography. A transverse section of 10 mm thickness was selectively excited to tag blood flow in the supraclavicular region and a projected image of the tagged bolus viewed in terms of anteroposterior direction was obtained after the echo time ( $T_E$ ). Like cine magnetic resonance imaging, multiple images representing four to 16 cardiac phases were obtained with repeated excitations.

With a relatively long  $T_E$ , ranging from 50 to 200 msec, we advanced tagged blood farther downstream, so as to elongate the visualized bolus along the vessel. Within the visualized bolus, the outer layer close to the vessel wall, where the blood flow velocity was slow, stretched like long tails behind the central part of the bolus producing arrow-head shapes, and the tails were assumed to represent the vascular structure. Bilateral common carotid and vertebral arteries were visualized in each image size approximately 5 cm obtained at the systolic phase. Since prolonged  $T_E$  yielded less signal intensity, the bolus was not clearly visualized when  $T_E$  was longer than 100 msec.

The cine display of images with multiple cardiac phases produced good evaluations of dynamic changes of pulsatile flow, and this method is expected to be a useful diagnostic tool which combines the capability of flow quantitation with non-invasive angiography. The accuracy of this method in delineating a stenotic lesion was also evaluated using phantom with steady flow, since it is one of the most important capabilities of a clinically used angiographic method. In the upstream region toward the stenosis, a tapering bolus was visualized, presenting the shape of a tube. However, in the down-

京都大学医学部 第三内科  
京都市左京区聖護院川原町 54 (〒606)

\*京都大学医学部附属病院医療情報部

\*\*島津製作所医用技術部

Third Division, Department of Internal Medicine,  
Faculty of Medicine, Kyoto University, Shogoin  
Kawaracho 54, Sakyo-ku Kyoto 606

\*Department of Biomedical Informatics, Kyoto, Uni-  
versity Hospital

\*\*Medical Systems Division, Shimadzu Corporation

Received for publication July 1, 1989; accepted August 3, 1989 (Ref. No. 36-K19)

stream, visualized bolus did not maintain the diameter equal to the stenotic part and then the expanding form of a tube was not precisely delineated.

Though further refinement is required for the accurate demonstration of stenotic lesions, this method can be used in non-invasive angiography.

**Key words**

Magnetic resonance imaging      Magnetic resonance angiography      Common carotid artery      Ver-  
tebral artery      Vascular stenosis

はじめに

Macovski<sup>1)</sup>により可能性を示唆され、Wedeenら<sup>2)</sup>が実証した磁気共鳴映像法(magnetic resonance imaging: MRI)によるアンジオグラフィー(MR アンジオグラフィー)は、無侵襲な血管造影法として注目され、現在も様々な撮影法の開発が活発に続けられている<sup>3-5)</sup>。しかしいずれも差分や再構築などの画像処理に基づいて血管陰影を作成しており、X線血管造影像のように、血管内の血流を直接観察する方法は報告されていない。

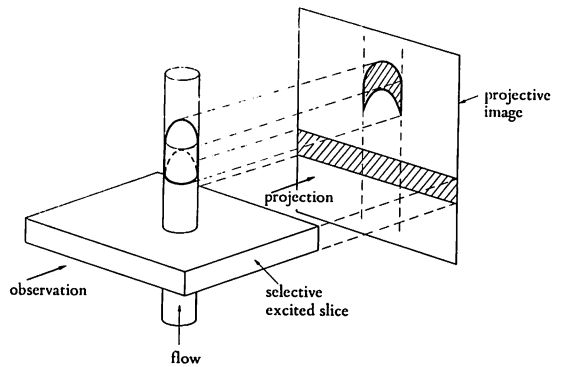
MRIによる血流速度定量法として開発されたdirect bolus imaging (DBI)法<sup>6,7)</sup>では、電磁氣的に血液ボラスを標識した後、血流により移動した位置に直接可視化させ、その移動距離を測定して流速を得る。一方、本報告における血液ボラスの標識とその移動した位置における可視化は、X線血管造影法における造影剤の注入とその撮影に原理的に類似している。我々はこの類似性に着目し、DBI法のMRアンジオグラフィーへの応用を目的として、健常ボランティアにおいて、頸部動脈の非侵襲的描出を試みた。

また血管造影法にとって、狭窄部の形態を正確に描出することは、臨床的に不可欠な条件の一つである。MRIにおいて、複雑な血流パターンはflow voidと呼ばれる信号減衰を引き起こすが、狭窄部では特にそれが起こりやすいため、血流の部分を高信号域として強調できる高速グラディエントエコー法を用いても無信号となる<sup>8)</sup>。これまでに報告されているMRアンジオグラフィー法にとっても、狭窄は最も描出し難い病変の一つ

であるため<sup>9)</sup>、本法についても定常流ファントムを用い、狭窄部の描出能に対する検討を行った。

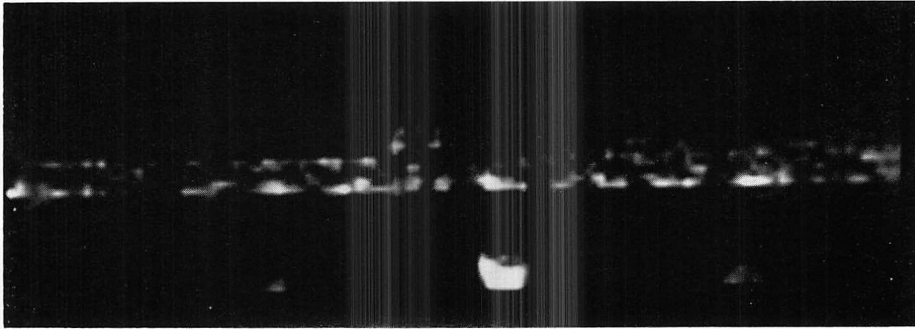
方 法

DBI法による血液ボラスの可視化の原理をFig. 1に示す。血管と交わる断面に対して90°パルスによる選択的励起を行うと、血管内を流れる血液のうち、励起面内に含まれる一部分のみが血液ボラスとして標識される。励起から信号収集までのエコー時間TEの間に、この血液ボラスは血流によって励起面から抜け出すので、通常のMRIとは異なる方向である面の側方から観察を行うと、血液ボラスは移動した位置に可視化される。一方、血管周囲の静止した組織はスライス面内にとどまるため、観察方向に投影されて、ス



**Fig. 1. Concept of direct bolus imaging.**

A plane perpendicular to flow is selectively excited to tag a bolus. The fluid flow advances the bolus during echo time, then a signal is sampled. The bolus is visualized at the advanced location on a projective image viewed from a side of the slice, perpendicular to the flow.



**Fig. 2. Example of a direct bolus image applied to the human abdomen.**

A 10 mm transverse slice is excited in the systolic phase and an anteroposterior projective image is obtained with an echo time of 50 msec. The horizontal band represents stationary spins within the slice. Two boluses moving upward and downward of the band indicate the blood flow in the inferior vena cava and the abdominal aorta, respectively.

ライス厚に相当する幅の帯となって描出される。

**Fig. 2** に心電図同期を併用し、人体腹部に適用した DBI 法の例を示す。厚さ 10 mm の横断面を R 波から 150 msec 後に励起し、信号収集までの時間 TE (エコー時間) を 50 msec とし、身体正面より観察した収縮期像であるが、中央にスライス面自身を示す幅 10 mm の水平の帯、その上方へ僅かに下大静脈の、また下方へ大きく大動脈の、それぞれ血液ボーラスが飛び出して描出されている。このような DBI 画像において、血液ボーラスが血管の走行に沿って十分に伸張して可視化されるように TE を延長させ、MR アンジオグラフィーを試みた。撮影には島津製作所製 SMT-50 (0.5T 超伝導)、または同 SMT-100 (1.0T 超伝導) を用いた。

#### ボランティア実験

4名の健常ボランティアを対象として、頸部動脈の描出を試みた。撮影には頸部用コイルを用い、20×20 cm の視野に対して、画像収集マトリクス 128×128 または 256×256 とした。また本法ではコントラストの強い画像が得られるため、信号加算は行わず、2~4分程度で撮影している。鎖骨より数 cm 上部の横断面をスライス厚 10 mm で選択的に励起し、身体の前方向から観察した投影像が得られるように信号収集を行った。このよう

な位置で撮影を行うと、励起面より上方へ 4 つ、下方へ 2 つの血液ボーラスが描出される。この DBI 画像を通常の方法で撮影された冠状断層像に重ね合わせ、血液ボーラスと血管との位置を比較することによって、上方へ飛び出して描出されたものが左右の総頸動脈と椎骨動脈に対応し、また下方へ描出されたものが頸静脈血流に由来していることを確認した。

ボランティア実験では TE を 50~200 msec の範囲で変化させた。撮影には心電図同期を併用したが、シネ MRI のごとく、同時に多時相の画像が得られるよう、一心周期の間に数回繰り返して励起を行った<sup>7)</sup>。励起の繰り返しの間隔 TR (繰り返し時間) は、おのおのの撮影においてできるだけ多時相の画像が得られるよう、TE に応じて最短のものをを選び、ボランティアの心拍数によって、1回の撮影で 4~16 時相の画像を得た。これらの画像をシネ MRI のように、心時相の順に次々と動画として表示し、血液ボーラスの形態と動きを観察した。

#### ファントム実験

ファントム実験では直径 10 mm の管に直径 6 mm の狭窄部を作成し、断面積として 36% に減少させたモデルを用いた。この 64% 狭窄モデルに毎分 1 l の水を流して撮影を行った。太い部

分では流速が約 21 cm/秒, Reynolds 数が約 2,100 となり, 細い部分ではそれぞれ約 59 cm/秒および約 3,500 となる. 流量はメスシリンダーにて 1 分あたりの流出量を直接計測して確認するとともに, 流量計を用いて連続的なモニターも行った.

このようなファントムに対して流れに直交する断面を励起し, 狭窄部とその前後において描出されるボラスの形態と, 管の形状とを比較した. ファントム実験では励起されるボラスの体積を増加させ, より多くの信号が得られるようにスライス厚を 50 mm まで厚くしたが, おのおのの励起の間に, 上流から流入する未励起の流体でスライス面内の部分を十分に置換させるため, TR が短くなりすぎないように注意した. また撮影視野は 25×25 cm, 画像収集マトリクスは 256×256 とした.

まず, 狭窄部の中央にて細いボラスを励起し, 下流の管径が拡大した部分まで到達する場合の評価を試みた. 設定した流速を考慮して, ボラスが管の太くなる部分に到達すると考えられる TE=81 msec, および太い部分をさらに進む 150 msec として撮影を行った. 次いで TE を 150 msec に固定し, 励起面の位置を上流へ移動させ, ボラスが太い部分から狭窄部へ流入する場合の検討を行った.

## 結 果

### 1. ボランティア実験

Fig. 3 にボランティアにおいて得られた頸部 DBI 画像の例を示す. TE=78, TR=95 msec として, 心電図同期により得られた心周期を 8 分割する一連の画像のうち, 収縮期と拡張期の代表的なものを示す. それぞれトリガーとした R 波の 95 msec 後から 173 msec 後までの収縮期における 78 msec 間, および 665 msec 後から 743 msec 後までの拡張期における 78 msec 間のボラスの移動を表わしている. 励起面自身を表わす中央の水平の帯の上方には, 画像の外側より左右の総頸動脈と椎骨動脈の血流に対応する 4 つのボラス

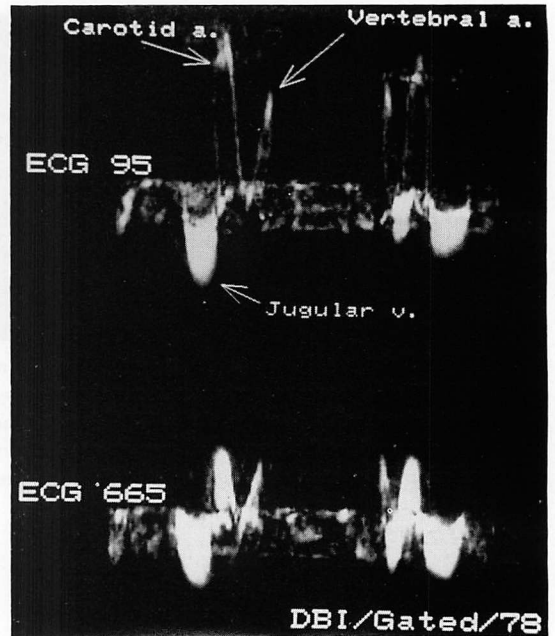
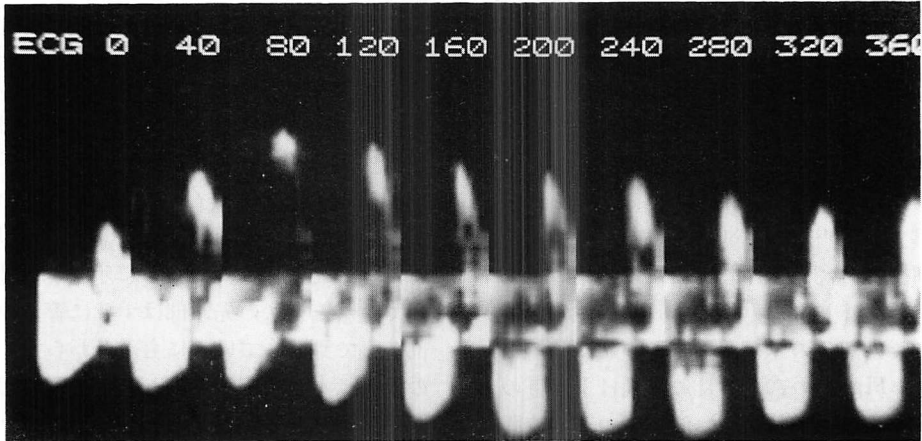


Fig. 3. Examples of direct bolus images of the neck obtained with long echo times.

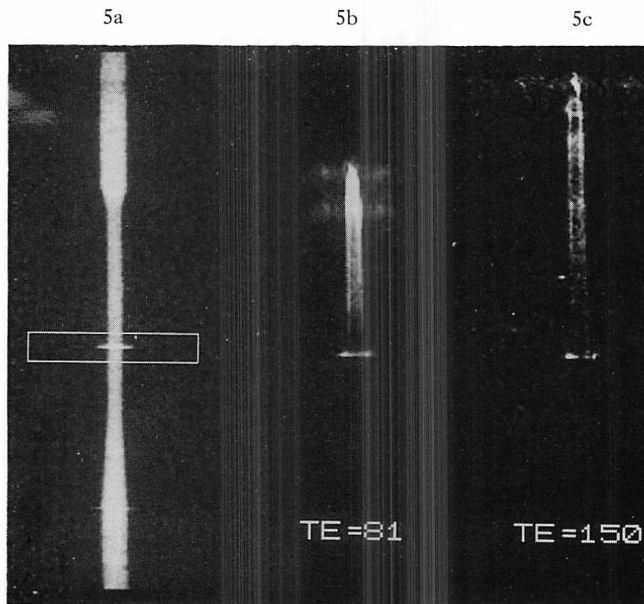
Four boluses of the common carotids and vertebral arteries upward and two downward boluses of both jugular veins are visualized. The boluses corresponding to arteries advance farther up from the horizontal band in the systolic image (top) than in the diastolic image (bottom).

が可視化され, また下方には両側の頸静脈を表わす 2 つのボラスが描出された. 収縮期の画像では動脈のボラスは速い流速を反映し, 約 5 cm の長さにわたって描出されている. しかし, 塊状のボラス先端部の後方には, 流速の遅い, 血管壁に近接する部分のみが尾状に伸張して描出されており, 通常の血管造影像のように, 血管内腔全体が充填された形の血管陰影は得られなかった.

他の 3 例のボランティアにおいても同様に, TE を 60~100 msec として撮影した収縮期の画像にて, これらの動脈が 4~6 cm の長さで可視化された. TE を延長するにつれて描出されるボラスの長さも伸張したが, 信号強度は低下した. 特に, 細い線状に描出されていたボラスの尾状の部分



**Fig. 4. A series of image strips including the bolus in the right common carotid artery.**  
The interval of the cardiac phase between images is 40 msec, and the pulsatile change of blood flow velocity is clearly demonstrated. The echo time is 60 msec and approximately 4 min are required to obtain all these images with two separate scans.



**Fig. 5. Comparison of conventional spin echo and direct bolus images.**  
a: conventional spin echo image of a stenotic model filled with stationary water.  
b, c: comparison of direct bolus images obtained with echo times of 81 (b) and 150 msec (c), respectively.

The location of the excited plane is indicated in Fig. 5a and the water flows upward. The diameter of the visualized bolus does not increase, despite its reaching the expanding portion of the tube.

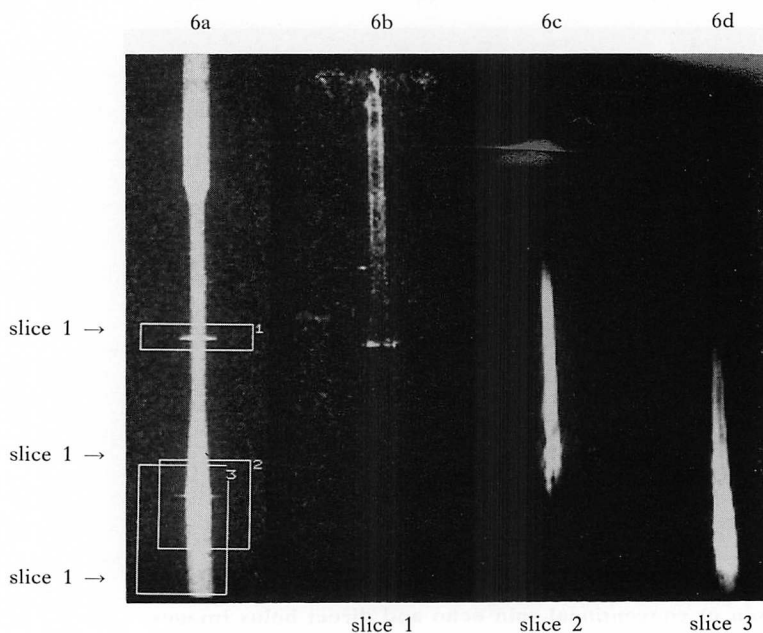
は,  $T_E$  が 100 msec を越えると判別が困難となり, 血管形態も判明しない場合が多かった.

一方, さまざまな心時相で撮影した画像を順に動画として表示すると, 各血管内の流れが拍動性に変化している様子を明瞭に観察することができた.

**Fig. 4** は  $T_E=60$ ,  $T_R=80$  msec として 2 回の心電図同期撮影 (合計 4 分間) で得た多時相の頸部 DBI 画像のうち, 右総頸動脈のポーラスが含まれる縦に細長い部分のみを, 心時相の順に並べたものである. **Fig. 4** の奇数番目の画像は 1 回目の撮影で, 偶数番目の画像は R 波からの遅延時間を 40 msec ずつ遅らせた 2 回目の撮影で得られたものである. この図からも流速の拍動性変化は明らかであるが, これを動的に表示すると, 流速変化とともに血管の走行もより鮮明に現わされた.

## 2. ファントム実験

狭窄部中央を励起し  $T_E$  を変化させた実験結果を **Fig. 5** に示す. **Fig. 5a** はファントム内の流れを停止させ, 通常のスピンエコー法を用いて撮影した狭窄部である. この画像の中央に示した長方形の部分を実励起スライス面 (厚さ 10 mm) として,  $T_E=81$  および 150 msec にて撮影した DBI 画像を, それぞれ **Figs. 5b, c** に示す. **Fig. 5b** において, ポーラスの先頭部はすでに管径の広がった部分まで到達しているにもかかわらず, その部分の太さはまだ狭窄部内にとどまる尾状部と同程度で, 管の形状と一致しなかった.  $T_E$  を延長しポーラスがさらに進行した **Fig. 5c** においても, ポーラスの太さは狭窄部と同じ細い径のまま一様であり, 狭窄部下流の管径が拡張する部分においては, 描出されたポーラスの形態は管の形状を正し



**Fig. 6. Comparison of spin echo and direct bolus images in a stenotic model.**

a: spin echo image of a stenotic model indicates the locations of the excitation plane for Fig. 6b~d. 6b~d: comparison of direct bolus images with various locations of excitations. The echo time is fixed at 150 msec and water flows upward. In contrast to the expanding part of the tube, the visualized bolus is tapered at the upstream portion, representing the shape of the tube correctly.

く表わしていないことが明らかとなった。

$T_E$  を 150 msec に固定し Fig. 6a に示したスライス 1, 2, 3 のごとく、励起面の位置を変えて撮影した DBI 画像を、それぞれ Figs. 6b~d に示す。Fig. 6b は Fig. 5c と同一のものであるが、狭窄部内において励起が行われた例として示した。Figs. 6c, d では励起面の位置をそれぞれ管径が減少していく狭窄部上流の部分および径が減少し始める直前とし、励起スライス厚を 30 mm, 50 mm に増加した場合を示した。描出されたポーラスの形態は、両者とも管の形状をよく表わしていた。Fig. 6d のように、管径が次第に減少する部分でも、ポーラスの輪郭は管の形状に正しく従っていた。しかしポーラスの先頭部はすでに狭窄部の一様な径の部分まで到達しているにもかかわらず、先端が細くなっており、管の形状とは異っている。これはポーラスの先頭部の形態が、管の形状よりもむしろ管内の流速分布を強く反映するためと考えられ、狭窄のない管における実験でもパラボラ状に描出されているように<sup>6)</sup>、この部分の形態については MR アンジオグラフィーとして用いる場合、特に注意が必要である。また血管内腔の形状を明確に描出するためには、Figs. 6c, d のごとく、励起スライス厚を増加することも有効な方法と考えられた。

## 考 察

本研究において MR アンジオグラフィーへの応用を試みた DBI 法は、流速定量法として開発されたものであるが、血管内の血液の一部を電磁的に標識し、投影画像として撮影するものであり、造影剤を標識として利用する X 線血管造影法に類似している。選択的励起により標識を行ったあと、信号収集までの時間  $T_E$  を 100 msec 前後まで延長させることによって、標識された血液が血管長軸方向に長く伸張して描出されるように試みたところ、X 線血管造影のような血管腔全体が充填された血管陰影は得られなかったが、頸部動脈の輪郭を約 5 cm にわたって得ることができ、

本法は MR アンジオグラフィーとして応用できると考えられた。

本法では通常の MRI の撮影法における観察方向を変えることによって、標識した血液ポーラスの移動を直接可視化させているため、他の MR アンジオグラフィー法のように、背景となる静止組織からの信号を消去させるための差分<sup>3,4)</sup>や、投影画像とするための再構築<sup>5)</sup>の必要がない。被差分画像などの撮影に余分な時間を必要とするこれらの方法に比べ、本法では撮影時間が通常 2~4 分程度と短いうえ、後処理も不要で、撮影後ただちに観察することが可能であり、またシネ MRI と同様の心電図同期法を組み合わせ、動画として撮影することも容易である。X 線シネアンジオグラフィーやシネ MRI と同様に、この DBI 画像も動的に観察することにより、静止画像として観察した場合に比べ、血管形態を捉えやすくなった。動画として表示すると、本法の特長の一つである流速定量性も強調されるうえに、血流の拍動性変化が明瞭に表わされ、流速定量性を備えた新しい非侵襲的血管造影法として、臨床応用を期待することができると思われた。

今回の DBI 法による MR アンジオグラフィーの試みでは、 $T_E$  を延長させることにより、描出されるポーラスの血管長軸方向への伸張をはかった。DBI 法と同様のグラディエントエコーを用いた通常の MRI では、 $T_E$  は 10~30 msec 程度であり、これ以上になると信号が急速に減少するため、今回のように 100 msec を越えるような長い  $T_E$  はほとんど用いられない。しかし撮影の対象である血液は、生体内の組織としてはかなり長い 200 msec 以上の横緩和時間  $T_2$  を持つため<sup>10)</sup>、 $T_E$  を延長させても信号は比較的よく保たれる。今回のボランティア実験においても、 $T_E$  が 100 msec 程度までであれば、信号強度は十分に強く、全例において細い線状のポーラス尾部まで明瞭に可視化された。信号が塊状に描出されるポーラスの先頭部では、 $T_E$  を 200 msec としても信号を捉えることができた例があり、血液の持

つ長い  $T_2$  を効果的に利用することができると考えられた。しかし本法の流速定量性を用いる場合、得られる流速は  $TE$  の間の平均流速であるため、 $TE$  の延長は流速の時間分解能を悪化させるので注意が必要である。また  $TE$  の延長は  $TR$  の延長にも連がり、一連の撮影で得られる心時相の数が減少するので、動画として観察する場合の時間分解能も低下する。したがって、血管造影法として描出されるボラスの十分な伸張を期待する場合と、流速定量性や動画としての時間分解能を重視する場合は、 $TE$  を使いわける必要がある。

このほか、励起スライス厚を変化させることも、本法において描出されるボラスの形態に影響を与えると考えられる。スライス厚をある程度増加させると、励起される部分の体積が増加し、可視化されるボラスの量も増加するので、血管腔全体がいくらか充填した形に描出される効果が期待でき、本法を血管造影法として利用する場合には有効であろう。スライス厚の増加に伴い、描出されるボラスの長さも、血管に沿ってある程度伸張すると考えられる。しかし、励起されたボラスが厚いスライスから十分に抜け出るよう、 $TE$  はやはり長くする必要があり、またスライス内の流体が、繰り返す励起の間に、流入して来る未励起の流体によって十分に置換されるよう、 $TR$  も長くする必要があり、 $TE$  の延長のように直接的な効果は期待できないと考えられる。したがって、対象とする流れの速度に応じてスライス厚は注意深く決定する必要がある。

最後に、ファントムを用いて検討した狭窄部の描出能について、狭窄部上流ではボラスの形態が管の形状とよく一致していたにもかかわらず、下流では異なっていた。狭窄部下流の管が次第に拡張する部分では、流れの剝離が起これ、管の内壁近くに渦が生じて、励起された流体が十分に到達できず、管の中心部のみが描出されたと考えられる。しかし  $X$  線血管造影では持続的に注入された造影剤が狭窄部下流においても管腔全体に充填していくので、本法でもスライスの厚さや位置、

$TE$  などのパラメーターを変化させ、撮影までの過程をできるだけ  $X$  線血管造影に近似させることによって、描出能が改善する可能性がある。

狭窄部上流では管の形状が正確に表わされたうえ、ボラスの信号強度も下流に比べると明らかに強かった。これは拡張部と異なり剝離が起これにくく、また管径の変化も緩徐で、流れが乱れにくかったことも一因と考えられるが、径の太い部分を励起したため、信号源となるボラス自身の体積が大きかったことも、その要因となっているであろう。このように流れの性質や管の形状が複雑になるにつれて、さまざまな要素が影響を及ぼすようになる。したがって狭窄部をはじめとして複雑な流れの予想される病的血管の正確な描出には、ファントムによる詳細な検討に基づき、さらに改良を加える必要がある。

## 結 論

1. 4名の健常ボランティアを対象として、direct bolus imaging 法による頸部動脈の MR アンジオグラフィーを試み、全例において血管内の血流が約 5 cm にわたって描出された。

2. 心時相の異なる画像を順に動画として表示することにより、拍動性の流速変化が明瞭に捉えられた。

3. 定常流ファントムを用い、狭窄部の描出能について検討を加えたところ、管径が拡大する狭窄部下流部分は正しく描出されなかったが、上流の管径が次第に減少する部分では、管の形状が正しく表わされた。

4. 本法は流速定量性を備えた新しい非侵襲的血管造影法として期待できるが、狭窄部など、病的血管の描出にはさらに改良が必要である。

## 要 約

MRI による血流速度定量法として開発された DBI (direct bolus imaging) 法を応用し、無侵襲的な血管造影法として注目されている MR アンジオグラフィーを試みた。



## 文 献

4名の健常ボランティアを対象とし、頸部動脈を描出させるため鎖骨上部の横断面をスライス厚10 mmで選択的に励起し、エコー時間TE後に、身体の前より投影像として観察した。撮影には心電図同期を併用し、1心拍に4~16回の励起を繰り返すことにより、1回のスキャンで多時相の画像を得た。信号収集までの時間TEを50~200 msecの範囲で延長させることにより、励起された血液ポーラスがスライス面から大きく抜け出し、陰影が血管に沿って長く描出されるようにした。TEの延長に伴い血管壁近くの流速の遅い部分が血液ポーラスの先端部より後方へ尾状に長く伸びて描出され、血管の走行を表わしていると考えられた。全例においてR波から約150 msec後の収縮期像で、両側の総頸動脈および椎骨動脈が約5 cmの長さにはわたって描出された。しかしTEを長くするにつれて信号強度が低下し、100 msecを越えるとポーラスが不鮮明となった。また得られた多時相の画像を順に動画として表示すると、血流速度の拍動性変化を動的に観察でき、定量性をも備えた新しい血管造影法として期待できると考えられた。

血管造影法として臨床的に最も重要な狭窄部に対する描出能を、定常流を流したファントムにおいて検討した。狭窄部上流の管の直径が減少する部分ではポーラスも次第に細くなり、管の形状をほぼ正確に表わすと考えられた。しかし狭窄部の下流では、管の直径が拡大していくにもかかわらず、描出されたポーラスは狭窄部の細い径のまま、管の形状とは異って描出された。本法は血管造影法として応用可能であるが、他のMRアンジオグラフィー法と同様に、狭窄部の描出にはさらに改良が必要である。

- 1) Macovski A: Selective projection imaging: Applications to radiography and nmr. *IEEE Trans Med Imaging* **MI-1**: 42-47, 1982
- 2) Wedeen VJ, Meuli RA, Edelman RR, Celler SC, Frank LR, Brady TJ, Rosen BR: Projective imaging of pulsatile flow with magnetic resonance. *Science* **230**: 946-948, 1985
- 3) Dumoulin CL, Hart HR: Magnetic resonance angiography. *Radiology* **161**: 717-720, 1986
- 4) Nishimura DG, Macovski A, Pauly JM, Connolly SM: MR angiography by selective inversion recovery. *Magn Reson Med* **4**: 193-202, 1987
- 5) Gullberg GT, Wehrli FW, Shimakawa A, Simons MA: MR vascular imaging with a fast gradient refocusing pulse sequence and reformed images from transaxial sections. *Radiology* **165**: 241-246, 1987
- 6) Shimizu K, Matsuda T, Sakurai T, Fujita A, Ohara H, Okamura S, Hashimoto S, Mano H, Kawai C, Kiri M: Visualization of moving fluid: Quantitative analysis of blood flow velocity using MR imaging. *Radiology* **159**: 195-199, 1986
- 7) Matsuda T, Shimizu K, Sakurai T, Fujita A, Ohara H, Okamura S, Hashimoto S, Tamaki S, Kawai C: Measurement of aortic blood flow with MR imaging: Comparative study with Doppler US. *Radiology* **162**: 857-861, 1987
- 8) Evans AJ, Blinder RA, Herfkens RJ, Spritzer CE, Kuethe DO, Fram EK, Hedlund LW: Effects of turbulence on signal intensity in gradient echo images. *Invest Radiol* **23**: 512-518, 1988
- 9) Alfidi RJ, Masaryk TJ, Haacke EM, Lenz GW, Ross JS, Modic MT, Nelson AD, LiPuma JP, Cohen AM: MR angiography of peripheral, carotid, and coronary arteries. *Am J Roentgenol* **149**: 1097-1109, 1987
- 10) Bottomley PA, Foster TH, Argersinger RE, Pfeiffer LM: A review of normal tissue hydrogen NMR relaxation times and relaxation mechanisms from 1-100 MHz: Dependence on tissue type, NMR frequency, temperature, species, excision, and age. *Med Phys* **11**: 425-448, 1984