

# 방추형 동맥류 모형에서 자기공명 혈관조영술의 신호강도에 대한 연구

한기석<sup>1,2</sup>, 박재형<sup>1</sup>, 한문희<sup>1</sup>, 연경모<sup>1</sup>, 한만청<sup>1</sup>, 이동혁<sup>1</sup>, 민병구<sup>1</sup>, 박찬영<sup>1</sup>, 장준근<sup>1</sup>

**목 적 :** 저자는 생체의 방추형 동맥류를 단순화 시킨 비박동성 방추형 유체 모형을 이용하여 방추형 유체의 자기공명 혈관조영술의 신호강도를 분석하고 컴퓨터를 이용한 유체의 모의 실험과 비교하여 임상적으로 방추형 동맥류의 자기공명 혈관조영술의 신호강도의 해석에 도움이 되는 자료를 얻고자 하였다.

**대상 및 방법 :** 증류수를 유체로 이용한 비박동성 방추형 동맥류 유체 모형에서 3D TOF MRA를 촬영하여 영상을 얻고 각 영상에서 유체의 평균 신호강도를 측정하였으며, 컴퓨터에서 동일 형태의 방추형 유체를 모의 실험하여 유속의 분포, 방향을 얻어 비교 분석하였다.

**결 과 :** 자기공명 혈관조영술에서 방추형 유체의 유입부와 유출부의 신호강도는 균질한 신호 강도를 보였으나, 팽대부에서는 비균질한 신호강도를 보였으며, 유출부로의 이행부위에서는 중심부 저신호강도, 주변부 고신호강도의 과녁 모양으로 보였다. 방추형 유체의 평균 신호강도는 팽대부에서 서서히 감소하다가 유출부로의 이행 부위에서 급속히 감소하였다가 회복되어 유출부에서는 유입부와 같은 정도의 신호강도를 보였다. 컴퓨터를 이용한 모의 실험에서 유입부와 유출부에서는 층류의 소견이었으며, 유입부 이행부위 및 팽대부에서는 유속의 감소와 주변부로의 방향변화가 있었다. 유출부로의 이행부위에서는 유속이 급속히 회복되었고, 중심부분으로의 방향 변화가 현저하였다.

**결 론 :** 방추형 유체는 자기공명 혈관조영술에서 유출부로의 이행부위에서 신호소실과 과녁모양을 보이며, 이는 급격한 유속증가 및 방향 변화에 따른 위상 전위 때문이다.

## 서 론

자기공명 혈관조영술(magnetic resonance angiography, 이하 MRA)은 조영제의 투여, 전리 방사선의 조사, 삼판 등의 위험 없이 혈류의 영상화가 가능하므로 기존의 관행적 혈관조영술을 대체할 수 있는 유용한 영상 기법으로 기대되고 있으며 그 기법이 급속히 발전하고 있다(1-4). MRA의 두 가지 기본적인 기법으로 흐름시간(time-of-flight, 이하 TOF) 기법과 위상 대조(phase contrast, 이하 PC) 기법이 있다. 두 기법에는 여러 장단점이 있어 목적에 따라 선택하여야 하지만 혈류의 영상만을 얻을 목적이라면 적용하기 쉽고 촬영 시간이 짧은 TOF 기법이 좀더 널리 사용되고 있다(5-7). TOF기법의 기본적인 원리는 관심 영역 내의 움직이지 않는 조직과 움직이는 혈류간의

자기포화의 차이를 극대화하여 혈류를 영상화하는 것이다. 움직이지 않는 유체의 신호강도를 최소화하는 방법은 간단하여 그 물질의 T1 이완시간보다 짧은 반복시간으로 고주파에 자주 노출시켜 중축 자기화를 포화시키면 된다. 이에 반해 영상 단면 내로 유입되는 유체는 고주파에 노출되지 않으므로 움직이지 않는 물체에 비해 강한 신호강도를 내게 된다(8-10). 그러나 실제로는 TOF에서의 유체의 신호강도는 유체 경로의 기하학적 구조, 유속, 유체의 양자밀도, T1 이완시간, T2 이완시간, 반복시간, 에코시간, 수입각, 절편두께, 조영제 투여 등의 많은 변수에 영향을 받는다(8, 11-15). 특히 유체 고유의 변수 중 유체경로의 기하학적 구조는 유체가 관심영역을 지나면서 유속분포, 방향의 변화를 일으키며 이에 따라 포화와 위상변위가 일어나므로, 실제 나타나는 신호강도는 매우 복잡하다(16, 17, 18). 따라서 MRA의 신호강도를 이해하기 위해서는 신호강도와 유

### 대한자기공명의과학회지 2: 83-88(1998)

<sup>1</sup> 서울대학교 의과대학 진단방사선과학교실 및 의공학교실

<sup>2</sup> 충북대학교 의과대학 진단방사선과학교실

\* 이 논문은 1994년도 한국방사선연구재단의 MR 연구비 보조로 이루어진 것임.

접수: 1998년 4월 15일, 수정: 1998년 5월 7일, 채택: 1998년 6월 3일

통신저자: 한기석 충청북도 청주시 흥덕구 개신동 62번지 충북대학교병원 진단방사선과

Tel. 82-431-69-6474 Fax. 82-431-69-6479

## 한기석 외

체의 기하학적 구조의 관계에 대한 연구와 유체역학적 이해가 필요하다(19, 20). 하지만 방추형 동맥류의 MRA의 신호강도와 유체와의 관계를 다룬 실험적 연구는 많지 않다.

저자는 삼차원 TOF MRA에서 방추형 동맥류를 단순화시킨 비박동성 정속 방추형 유체 실험 모델을 이용하여 방추형 유체의 신호 강도를 얻고, 컴퓨터를 이용한 모의실험과 비교하고 분석하므로써 실제 임상에서 대동맥의 방추형 동맥류 등의 방추형 혈류의 MRA의 신호강도를 이해하는데 도움이 되고자 이 연구를 하였다.

## 대상 및 방법

실험용 유체 모형의 틀은 투명 아크릴 수지판을 이용하여 15×15×25 cm 크기의 박스형태로 제작하였고 내부에 길이 25 cm, 내경 10 mm 크기의 폴리우레탄 튜브의 중간 부위를 길이 20 mm, 폭 20 mm로 방추형으로 부풀려 연결하고 나머지 모형 내부를 아가로 채웠다. 아가는 수돗물 5 Liter에 86 cc의 한천 분말과 240 cc의 알코올을 혼합하여 제작하였다. 완성된 유체 모형에 일정한 유속의 유체를 유지하기 위한 출력 40W의 수중용 전기 펌프(협신 Water Design, 서울, 대한민국)와 유체의 속도를 측정하기 위한 부표형 유량계(후로메타 연구소, 동경, 일본 제작)를 연결하였다(Fig. 1). 이 실험에서 유체로 증류수를 이용하였다. 유량의 조절은 유량계와 펌프 사이에 수동밸브를 연결하여 유량계를 보면서 수동 조절하였으며 이 모델에서 유량과 유속의 관계는  $\text{유속} = \text{유량} / \text{도관의 면적}$ 의 식에 의해 계산할 수 있으며, 유량을 3 L/min 로 유지하여 유속을 63.7 cm/sec로 하였다.

자기공명 영상기기는 초전도형 1.0 Tesla(magnetom Impact, Siemens, Erlangen, Germany)를 이용하였고 영상 기법은 항정상태 세차운동을 이용한 삼차원 고속영상(3D-Fast Imaging with Steady-state Precession)을, 유체보상(flow compensation)은 slice selection과 read-out 방향으로 시행하였다. 촬영 조건은 반복시간 50msec, 에코시간 10 msec, 숙입각 20°, FOV=20 cm×20 cm, Matrix number=128×256, Average=1, Bandwidth=108 Hz/pixel, Slab thickness=32 mm, effective slice thickness 1mm, Slice number=32로 유입부와 유출부를 모두 포함하였으며, 코일은 신호의 송수신이 가능한 두경부 코일을 이용하였다.

MRA로 얻은 32개의 단면 중 유입부, 팽대부, 유출부까지의 26개의 횡단면 영상을 대상으로 하여 내강내의 신호강도를 분석하였고 평균 신호강도를 측정하였다. 평균 신호강도는 내강내의 신호강도를 최대한 반영할 수 있도록 관심영역을 내경 중심에 최대직경의 원으로 하여 측정하였으며, 관심영역의 직경은 최소 8mm에서 최대 16mm였다(Fig. 2).

컴퓨터에 의한 모의 실험은 워크스테이션(UltraSPARC 10, Sun Microsystems, Palo Alto, CA, USA)에서 유체 모의 프로그램(Fluent, Version 4.31, Fluent Incorporated, Lebanon, NH, USA)을 이용하였으며, 유체가 대칭이므로 절반에 대해서만 표시하였다. 유체로는 순수한 물로 하였고 유체모델

과 같은 기하학적 구조를 갖는 방추형 유체에서 63.7 cm/sec의 일정한 유속에서 유체모델내의 유속 및 방향의 분포자료를 얻어 영상 자료와 비교 분석하였다.

## 결 과

얻어진 영상자료로 재구성한 최대강도투사(maximum intensity projection) 영상과 유체 중앙의 다단면 재구성(multiplanar reconstruction) 영상에서, 유입부 직경 10 mm, 팽대부 직경 20 mm, 길이 20 mm의 방추형 유체가 적절히 형성되었음을 확인할 수 있었다. 다단면 재구성 영상에서 유입부와 유출부에서는 균

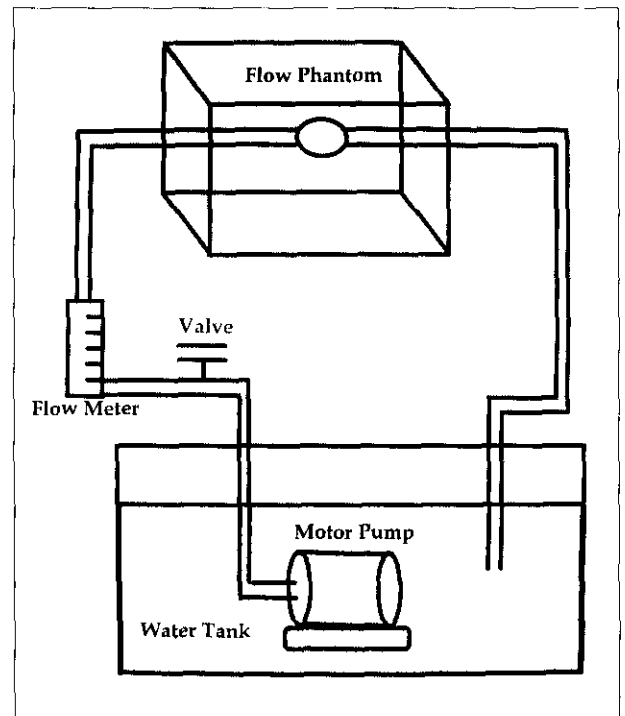


Fig. 1. Diagram of Steady Flow Circuit System.

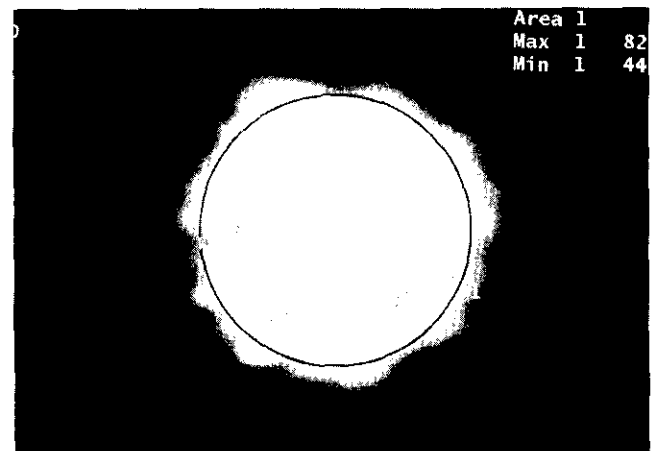


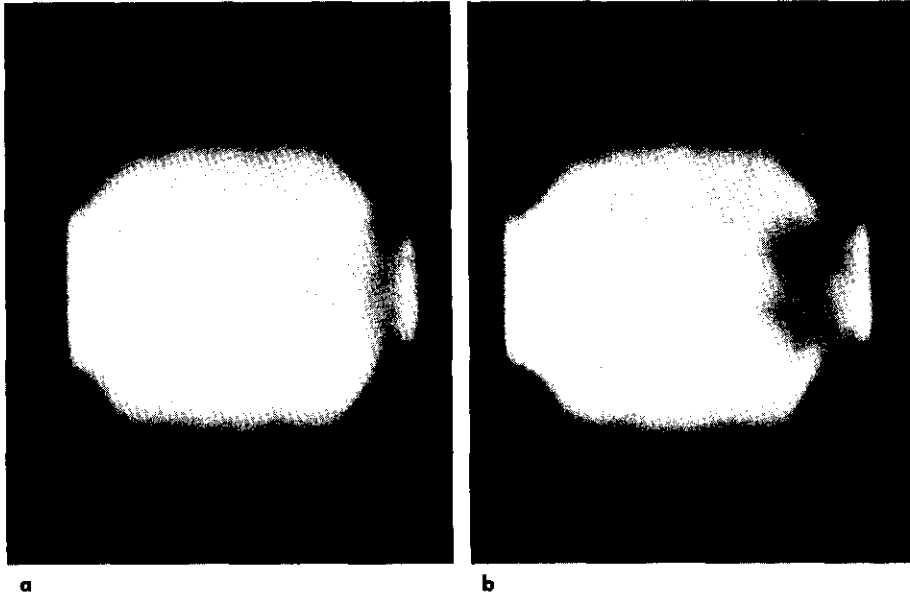
Fig. 2. The mean signal intensity of fusiform flow was measured in region of interest (diameter 6–18 mm circle) within the center of the lumen.

일한 신호강도를, 팽대부에서는 비균일 신호강도를 보였으며, 팽대부에서 유출부로의 이행부에서는 중심부위에 저 신호강도대가 형성되었다(Fig. 3).

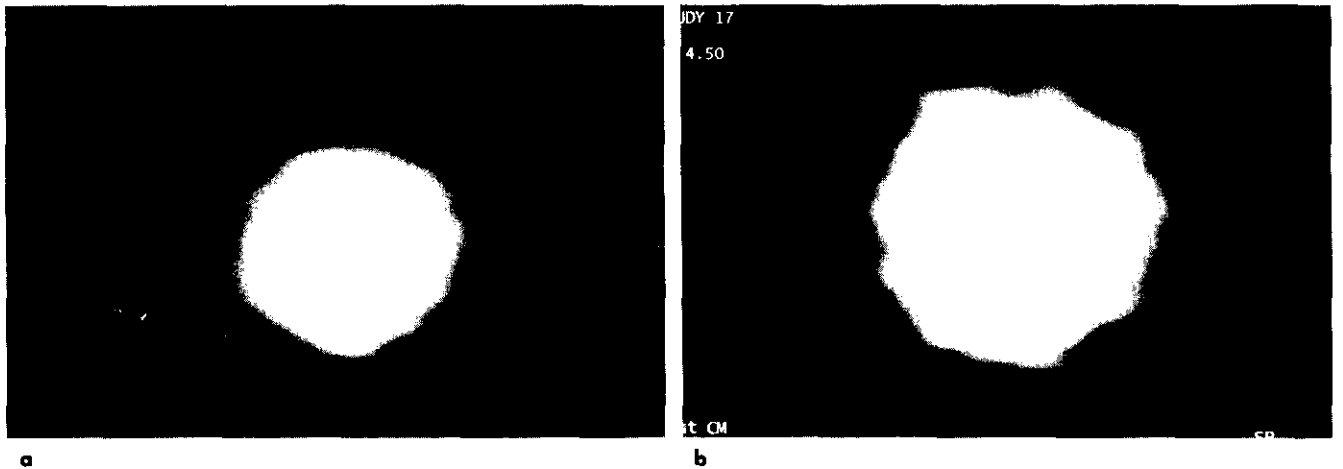
횡단면 영상에서 유입부와 유출부는 균일한 신호강도를 보인

반면, 팽대부는 비균질한 신호강도를, 팽대부에서 유출부로의 이행부위에서는 중심부 저신호강도, 주변부 고신호강도의 과녁 모양의 신호강도를 보였다(Fig. 4).

각 영상에서 측정된 평균 신호 강도 값을 선 그래프로 표시하



**Fig. 3.** The maximum intensity projection image (a) shows width 20 mm, length 20 mm sized properly established fusiform flow and the multiplanar reconstructed image shows low signal intensity in transitional zone to outlet.



**Fig. 4.** Whereas the signal intensity in fusiform area (b) was inhomogeneous, the signal intensity in inlet area (a) was homogenous. The signal intensity in fusiform area was depicted as target appearance, central low and peripheral high.



## 한기석 외

였다(Fig. 5). 유입부에서 평균 신호강도가 가장 높았으며, 유입부에서 팽대부로의 이행 부위와 팽대부를 지나면서 서서히 감소하였고 유출부로의 이행부에서 급격히 감소하였다가 다시 증가하여 유출부에서는 다시 높은 신호강도가 회복되었다.

컴퓨터를 이용한 모의실험에서 유입부와 유출부는 유체의 중심부가 유속이 높고 좌우 대칭인 층류의 소전을 보였으며 유입부 이행부위 및 팽대부에서 서서히 유속이 감소하며 벽을 따라 약한 역방향의 유체가 형성되었다. 유출부로의 이행부위에서는 가장 낮은 유속이 분포하였다가 유체 방향이 급속히 중심으로 모이면서 유속이 급속히 증가하여 유출부에서는 유입부와 같은 유속과 방향을 같은 층류로 회복되었다(Fig. 6).

영상의 신호강도의 분포와 비교해 보면, 유출부와 유입부의 균일하고 높은 신호강도는 층류에 의한 것으로 보이며, 팽대부

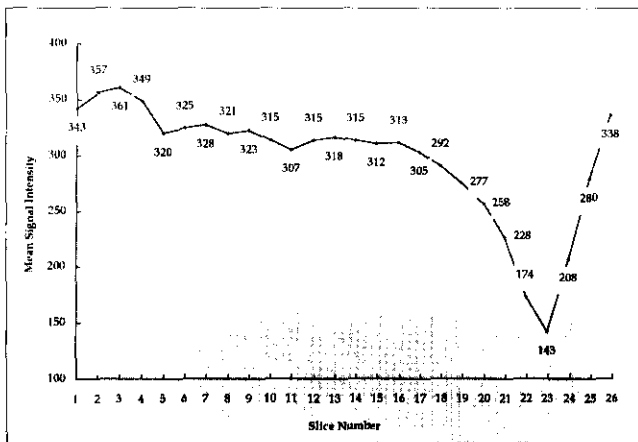


Fig. 5. Mean flow signal intensity.

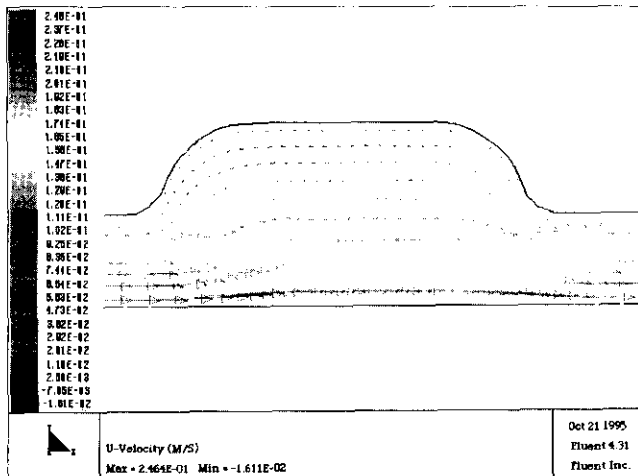


Fig. 6. Upper half of fusiform flow vectors simulated by computer was displayed. In inlet and outlet area there was laminar flow pattern(central high, peripheral low velocity). Whereas there were flow velocity decrease and flow direction change to peripheral in entrance to fusiform area, there were rapid flow velocity resuming and flow direction change to central in transition area to outlet.

에서의 비균일 신호강도는 팽대부의 장애류 및 유속의 감소에 의한 것으로 생각된다. 유출부로의 이행부위에서 보였던 특징적인 과너모양 및 신호감소는 낮은 유속에서 높은 유속으로의 유속변화 및 중심으로의 방향의 변화에 의한 것임을 알 수 있었다.

## 고찰

MRA는 최근에 보급되었으나 이에 대한 많은 연구가 이루어지고 있고 그 기법이 발전되고 있다(1-4). 하지만 아직까지도 MRA 기법은 모든 범위의 유체를 성공적으로 영상화 하지는 못하고 있으며 대상 혈류의 종류에 따라 MRA 기법과 조건을 선택하여 사용하여야 한다. MRA의 두 가지 기본적인 기법에는 TOF 기법과 PC 기법이 있다. TOF 기법의 기본 원리는 관심 영역 내의 움직이지 않는 조직과 움직이는 혈류간의 포화의 차이를 극대화하여 혈류를 영상화 하는 것이며, PC 기법은 rephase-dephase sequence에서 스핀의 위상 전위를 부호화하여 감산하는 기법이다(8-10, 21, 22). 두 기법에는 여러 장단점이 있어 목적에 따라 선택하여야 하지만(23), 혈류의 영상만을 얻을 목적이라면 적용하기 쉽고 촬영 시간이 짧은 TOF 기법이 좀더 널리 사용되고 있다(5-7). TOF 기법에서의 혈류의 신호강도는 유체 경로의 기하학적 구조, 유속, 유체의 양자밀도, T1 이완시간, T2 이완시간, 반복시간, 에코시간, 숙임각, 절편두께, 조영제 투여 등의 많은 변수에 의해 영향을 받으며(8, 11-15), 유체가 관심영역을 지나면서 포화와 위상 전위에 의해 신호강도가 감소된다. 이들 변수 중 유체의 기하학적인 구조는 대상혈관의 고유의 변수이고 이러한 기하학적 구조의 차이에 의해 유속의 분포의 변화, 유체방향의 변화가 생기며 이에 따른 화적소(voxel) 내외에서의 위상분산의 효과가 생긴다(14, 16, 17, 18). TOF MRA에서 중요한 신호강도 감소의 원인인 위상분산은 경사에코기법에서  $\Delta\phi = 1/4\gamma G \Delta V T E^2$  ( $\Delta\phi$ =phase shift,  $\gamma$ =Gyromagnetic ratio,  $G$ =read gradient field strength,  $\Delta V$ =variable velocity)로 표시되므로 속도와 경사 자체에 비례하고 에코시간값의 제곱에 비례하여 커진다. 실제로 유체의 포화와 위상 변위에 의한 신호 감소를 억제하기 위해 많은 방법이 연구되고 있으며 MOTSA(Multiple Overlapping Thin Slab) 3D-TOF기법과 유체보상(flow compensation)기법이 대표적이다. MOTSA 3D-TOF는 여러 개의 얇은 절편을 겹쳐 놓으므로 유효절편두께를 줄이는 방법으로 유체의 포화를 감소시켜 특히 저속 혈관의 신호강도를 증가시키는 기법이며(1, 5, 24-28), 유체보상기법은 유속에 의한 위상 분산 보상을 위한 경사 자장을 거는 방법으로 경사 자장의 세기와 지속 시간이 큰 Read-out 방향과 slice selection방향으로 한다(29). 하지만 위의 수식은 유체의 기하학적 구조의 차이에 따른 위상분산의 효과를 설명하지는 못한다.

TOF 기법에서 유속에 따른 신호강도의 변화는  $V = d/TR$  ( $V$ =유속,  $d$ =절편두께,  $TR$ =반복시간)로 결정되는 임계 유속이하에서는 유속에 비례한다. 임계유속은 관심영역내에서 유체의 양자가 한번의 고주파를 받는 경계가 되며 이 이하에서는

속도가 낮을 수록 여러 번의 고주파를 받기 때문에 포화에 의한 신호 감소가 생기기 때문이다. 본 실험에서 임계 속도를 계산하면, 64 cm/sec가 되고 본 실험에서의 유속은 유입부 및 유출부에서 63.7 cm/sec 이므로 모의 실험에서 짐작할 수 있듯이 방추형 유체 내에서의 유속은 유입부보다 낮으리라 생각되므로 신호소실의 일부는 유속의 감소로 설명할 수 있다. 하지만 이 연구에서 유속감소와 신호강도의 관계에 대한 정량적 분석은 할 수 없었다.

혈류의 기하학적인 구조차이에 따른 유속의 분포의 변화, 유체방향의 변화에 따른 화적소 내외에서의 위상분산 등의 변화는 위의 수식들이나 방법으로 완벽하게 설명할 수 없다. 이러한 이유로 MRA의 시행과 해석에는 MRA의 기법 및 변수에 대한 이해 뿐만이 아니라 혈류의 기하학적 구조와 MRA 신호강도의 관계에 대한 비교연구, 더 나아가 유체역학에 대한 이해가 필요하다(19, 20).

방추형 유체의 영상에서 유입부와 유출부는 균질한 신호강도를 보이며, 팽대부에서는 비균질한 신호를 보이고, 유출부로의 이행부위에서는 특징적인 과녁모양을 보였다. 평균신호강도는 유입부에서 가장 높았고 팽대부에서 서서히 감소하다가 유출부로의 이행 부위에서는 급격하였다가 회복되었다. 모의 실험과 비교하여 보면, 유출부로의 이행부위에서 급격한 유속의 증가와 유체 방향의 변화에 따른 위상변위가 신호강도의 감소 및 과녁모양으로 보인 원인으로 생각된다. 이러한 신호강도 변화의 양상은 모의 실험과 잘 부합된다. 하지만 모의실험에서 보인 유체주변부의 역방향 유체가 MRA의 신호강도에 반영되지 않는 이유와, 또한 유출부로의 이행부위 뿐만 아니라, 유입부에서 팽대부로의 이행부위에서도 속도감소와 방향변화가 생기나 이것이 저신호강도나 과녁모양으로 보이지 않은 이유는 설명할 수 없었다. 결국 이 연구에서 방추형 유체에 있어 유출부로의 이행부에서 유속 및 방향의 변화가 심하고 이에 따라 이 부위에 저신호강도가 나타나고, 과녁모양이 나타난다는 기초적인 결론은 얻었으나, 향후 MRA에서의 신호강도의 분포와 유속의 분포변화, 방향변화에 따른 위상변위와의 관계에 대해서는 좀 더 정량적 연구가 필요하리라 사료된다.

본 연구는 생체 시스템을 단순화시킨 실험이므로 생체에 직접적으로 응용하기에 부적절한 점들이 있다. 첫째 본 연구에서는 증류수를 유체로 사용하였으므로 양자밀도가 낮고 T1, T2 이완시간이 물보다는 짧은 혈액에서는 신호강도가 전혀 다를 수 있다. 또한 점도가 낮은 증류수에서는 유체 내의 속도 변화가 혈액보다 심하여 위상분산이 강조되었을 가능성이 있다. 둘째 정속의 유체를 이용하였으나 실제로 혈관에 흐르는 혈류는 박동성 혈류라는 점이다. 셋째 본 실험에서는 일정한 직경에 일정한 속도를 갖는 모형이므로 다양한 직경, 구조, 유속 등을 갖는 여러 혈관에 일반적으로 적용하는 데는 한계가 있다. 이러한 이유로 본 실험의 결과는 생체애로의 직접적인 적용에는 한계가 있으나, 방추형 혈류를 이해하는데 도움이 되는 기초 자료로 활용될 수 있으리라 사료된다.

## 참 고 문 헌

- Marianacci EB, Hartnell GG, Buff BL, Moore JR, Finn JP. Steps in the Evolution of Extracranial Time-of-flight MR Angiography. *RadioGraphics* 1994;14:1377-1387
- Edelman RR. MR Angiography: Present and Future. *AJR* 1993;161:1-11
- Sheppard S. Basic Concepts in Magnetic Resonance Angiography. *Radiol-Clin-North-Am.* 1995 Jan;33(1):91-113
- Stock KW, Radue EW, Jacob AL, Bao XS, Steinbrick W. Intracranial Arteries: Prospective Blinded Comparative Study of MR Angiography and DSA in 50 Patients *Radiology* 1995;195:451-456
- Ruggieri PM, Masaryk TJ, Ross JS, Modic MT. Intracranial Magnetic Resonance Angiography. *Cardiovasc Intervent Radiol* 1992;15:71-81
- Runge VM, Kirsch JE, Lee Charles. Contrast-enhanced MR Angiography. *JMRI* 1993;3:233-239
- Benjamin MS, Gillams AR, Carter AP. Carotid MRA-What Advantages Do the Turbo filed-echo and 3D Phase-contrast sequences offer?. *Neuroradiology* 1997;39:469-473
- Chien D, Edelman RR. Basic Principle and Clinical Application of Magnetic Resonance Angiography. *Seminars in Roentgenology* 1992;27:53-62
- Edelman RR. Basic Principle of Magnetic Resonance Angiography. *Cardiovasc Intervent Radiol* 1992;15:3-13
- Saloner D. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. An Introduction to MR Angiography. *Radiographics*. 1995 Mar;15(2):453-65
- 최충근, 한문희, 박재형, 장기현. 유속모델을 이용한 3차원 자기공명 혈관조영술에서 유체 신호강도의 특성. *대한방사선의학회지* 1997;36:729-736
- 박경주, 박재형, 이학중, 원형진, 이동혁, 민병구, 장기현. 박동성 유체를 이용한 협착 및 동맥류 모델의 자기공명혈관조영술: 촬영기법과 조영제 농도에 의한 변화. *대한방사선의학회지* 1997;37:801-811
- Prince MR. Gadolinium-enhanced MR Aortography. *Radiology* 1994;191:155-164
- Furst GF, Hofer M, Sitzer M, Kahn T, Muller E, Modder U. Factors Influencing Flow-Induced Signal Loss in MR Angiography: An In Vitro Study. *JCAT* 1995;19:692-699
- Bosmans H, Marchal G, Lukito G, Yicheng N, Wilms G, Laub G, Baert A. Time-of-Flight MR Angiography of the Brain: Comparison of Acquisition Techniques in Healthy Volunteers. *AJR* 1995;164:161-167
- Sun Y, Hearshen DO, Rankin GW, Hagggar AM. Comparison of velocity-encoded MR Imaging and Fluid Dynamic Modeling of Steady and Disturbed Flow. *JMRI* 1992;2:443-452
- Frank LR, Buxton RB. Distortions from Curved Flow in Magnetic Resonance Imaging. *Magn Reson Med* 1993;29:84-93
- Lim TH, Tavares NJ, Hylton NM, Higgins CB. Velocity Windows for Detection of Flow with MR Phase Imaging. *JKRS* 1996;34:729-736
- Kerber CW, Liepsch D. Flow Dynamics for Radiologists I.

- Practical Considerations in the Live Human. AJNR 1994;15 :1065-1075
20. Kerber CW, Liepsch D. Flow Dynamics for Radiologists II. Practical Considerations in the Live Human. AJNR 1994;15 :1076-1086
21. Atlas SW. MR Angiography in Neurologic Disease. Radiology 1994;193:1-16
22. 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. AJR 1987;149:1097-1109
23. Huston J, Ehman RL. Comparison of Time-of Flight and Phase-Contrast MR Neuroangiographic Techniques. RadioGraphics 1993;13:5-19
24. Lewin JS, Laub G. Intracranial MR Angiography: A Direct Comparison of Three Time-of-Flight Technique. AJR 1992; 158:381-387
25. Davis WL, Warnock SH, Harnsberger HR, Parker DL, Chen CX. Intracranial MRA: Single Volume vs. Multiple Thin Slab 3D Time-of Flight Acquisition. JCAT 1993;17(1) :15-21
26. Blatter DD, Parker DL, Ahn Sungkee, Bahr AL, Robison Ronald, Schwartz RB, Jolesz FA, Boyer RS. Cerebral MR Angiography with Multiple Overlapping Thin Slab Acquisition. Radiology 1992;183:379-389
27. Parker DL, Yuan C, Blatter DD. MR Angiography by Multiple Thin Slab 3D Acquisition. Magn Reson Med 1991;17: 434-451
28. Goodrich KC, Blatter DD, Parker DL, Du YP, Meyer KJ, Bernstein MA. A Quantitative Study of Ramped Radio Frequency, Magnetization Transfer, and Slab Thickness in Three-Dimensional Time-of-Flight magnetic Resonance Angiography in a Patient Population. Investigative Radiology 1996;31:323-332
29. Lenz GW, Haacke EM, Masaryk TJ, Laub G. In Plane Vascular Imaging Pulse Sequence Design and Strategy. Radiology 1988;166:875-882

J. Korean Soc. Magn. Reson. Med. 2: 83-88(1998)

## A Study of Signal Intensity of MRA in Flow Phantom of Fusiform Aneurysm

Gi Seok Han<sup>1,2</sup>, Jae Hyung Park<sup>1</sup>, Moon Hee Han<sup>1</sup>  
Kyung Mo Yeon<sup>1</sup>, Man Chung Han<sup>1</sup>, Chan Young Park<sup>1</sup>, Jun Keun Chang<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Department of Biomedical Engineering, Seoul National University College of Medicine

<sup>2</sup>Department of Radiology, Chungbuk National University College of Medicine

**Purpose:** Authors correlated the three-dimensional time-of-flight MRA signal intensity characteristics and flow profile simulated by computer in an experimental flow phantom model.

**Materials and Methods:** The three-dimensional time-of-flight MRA was performed in a fusiform flow phantom and analyzed the flow signal. Computer assisted flow simulation was performed in same flow geometry. The MRA signal intensity and flow velocity distribution and direction was compared.

**Results:** The flow was depicted as homogeneous signal intensity in inlet and outlet area and inhomogeneous signal intensity in fusiform area. Typically, the flow was depicted as target appearance in transition area to outlet. Whereas mean signal intensity decreased slowly in fusiform area, it rapidly dropped and resumed in transition area to outlet. In computer assisted flow simulation, Whereas there were flow velocity decrease and flow direction change to peripheral in entrance to fusiform area, there were rapid flow velocity resuming and flow direction change to central in transition area to outlet.

**Conclusion:** The signal loss and target appearance in transition area to outlet is characteristic of fusiform flow. These signal changes correlate with abrupt flow velocity and direction change well.

**Index words:** Magnetic Resonance Angiography ;  
Fusiform Aneurysm ; Experimental Studies

Address reprint requests to: Gi Seok Han, M.D., Department of Diagnostic Radiology, College of Medicine, Chungbuk National University, # 62 Kaesin-dong, Cheongju-shi, Chungbuk, 360-240, Korea.  
Tel. 82-431-69-6474 Fax. 82-431-69-6479