

# 1.0Tesla 자기공명 영상장치에서의 혈관조영기법에 관한 연구

이윤\*, 류택현\*, 오창현\*, 안창범\*\*, 이홍규\*\*\*, 김종효\*\*\*\*  
\*고려대학교, \*\*광운대학교, \*\*\*가톨릭대학교, \*\*\*\*서울대학교

## MR Angiography at 1.0Tesla MR Unit

Y.Yi\*, T.H.Ryu\*, C.H.Oh\*, C.B.Ahn\*\*, H.K.Lee\*\*\*, J.H.Kim\*\*\*\*  
\*Korea University, \*\*Kwang-Woon University, \*\*\*Catholic University, \*\*\*\*Seoul University

### ABSTRACT

X-Ray Angiography has been gold standard for imaging of blood flow. However, patients have to take many risks such as catheterization procedure, iodine contrast agent and ionizing X-rays. MR Angiography has been suggested as a substitute for its non-hazard to patient. But the resolution and contrast was inferior to that of X-ray Angiography. Recently the resolution and the contrast have been much improved due to the development of fast imaging technique.

최근 들어 자기공명 고속 영상법과 수반되는 hardware의 발전으로 해상도와 대조도 뿐 아니라 촬영시간도 대폭 단축되어서 실용화되기 시작하였다. 본 연구에서는 1.0 Tesla 자계강도의 자기공명 영상장치를 이용하여 혈관조영술을 개발하였다.

### 이론 및 방법

자기공명 신호는 RF pulse에 의하여 여기(excite)된 spin들이 또 다른 RF pulse 혹은 경사자계(gradient field)에 의하여 그 위상이 재정렬되면서 발생한다. 그런데 인체의 조직과 같이 고정되어 있는 스핀들과 혈류와 같이 동적으로 움직이는 스핀들은 그 위상이 재정렬되는 정도가 다르기 때문에 영상에 반영되어서 다르게 나타난다. 또한 혈류의 속도에 따라서도 다양한 형태로 영상에 반영된다.

일반적으로 혈류, 심장의 움직임, 소화기 또는 호흡기 등의 움직임과 같은 인체내의 움직임들은 정지되어 있는 주변조직의 영상을 얻을 때 ghost나 blurring 등의 중요한 잡음요소로 작용한다. 그러나 이러한 점을 이용하여 정지된 주변조직의 신호보다 움직임을 갖는 조직의 신호를 주 신호원으로 이용하여 영상을 할 수 있다. 자기공명 혈관조영기법은 이러한 점에 착안하여 혈관 주위의 정지된 조직으로부터 발

### 서론

혈관영상을 얻기 위해서는 전통적으로 X-선을 이용한 혈관조영술(X-ray Angiography)이 사용되어 왔다. 그리고 이 방법은 고해상도와 높은 대조도로 인하여, 그리고 여타 다른 방법이 없었던 이유로 혈관조영에 있어서 표준으로 확립되어 있으나, 조영해야 할 혈관위치까지 도관을 삽입해야 하는 수술과 조영제의 부작용, 세포를 이온화(ionize) 시키는 X-선 등의 많은 위해성을 가지고 있다. 혈류에 따라 자기공명 영상신호가 달라지는 점을 이용한 자기공명 혈관조영법이 인체에 대한 무해성으로 제시되었으나, 촬영시간의 제약, 해상도와 대조도면에서 X-선 혈관조영술에 비해 낮아서 그 신뢰도가 높지 않았다.

생되는 신호를 억제하면서 혈류의 스핀들을 주된 신호의 근원으로 이용하여 혈관의 영상을 얻는다.

혈관의 영상을 얻는 방법에는 (횡 방향)자화와 주변의 정지조직 사이의 위상차를 이용하는 Phase-Contrast(PC) 기법과 (횡 방향)자화와 주변의 정지조직 사이 신호의 크기차이를 이용하는 Time-Of-Flight(TOF)기법이 있다. 본 연구는 TOF 기법을 기본으로 하여 수행되었다.

**Time-Of-Flight**

TOF 기법은 RF pulse 를 선택단면에 연속적으로 가해주어 정지된 조직을 포화 시키고 선택단면에 새로 들어오는 포화 되지 않은 혈액을 여기 시켜서 신호를 얻어낸다.

RF pulse 의 반복 시간인 TR 을 선택된 단면의 정지된 조직이 갖는  $T_1$ 에 비하여 짧게 해주면 정지된 조직은 혈류의 신호보다 상대적으로 작은 신호를 낸다. 한 단면을 여기 시키고 짧은 시간 후에 data 를 얻게 되면, 즉 TR 을 짧게 하면 위에서 말한 바와 같이 혈류는 주변의 정지조직보다 상대적으로 강한 신호를 낸다. 그 이유는 선택된 단면의 스핀들은 그 단면에 가해지는 모든 RF pulse 에 의해 포화상태로 되지만 이와는 달리 혈류는 RF pulse 가 가해질 때마다 그 단면에 새로 흘러 들어오기 때문에 가해지는 RF pulse 에 의해 여기 되고 또 정지된 조직에 비해 큰 신호를 낼 수 있기 때문이다. 영상화 하는 과정은 다음과 같다. 영상을 얻고자 하는 단면에 RF pulse 를 가해 여기 시킨다.(그림 1(a)) 't'만큼의 시간이 지나면 주변의 정지된 조직과는 달리 여기 된 혈액은 이동을 한다.(그림 1(b)) 두번째 RF pulse 가 가해지면 (TR 의 시간이 지난 후) 정지된 조직의 스핀들은 포화 된다.(그림 1(c)) 'TR + t'만큼의 시간이 지난 후 선택단면으로 새로 들어온 혈액으로부터 신호를 얻는다.(그림 1 (d)) 이 신호로부터 혈관의 구조적, 위치적인 정보를 알 수 있다.

이러한 과정을 거쳐서 여러 장의 영상을 얻은 후 그 영상들에 최대신호 투영기법(MIP algorithm)을 적용하여 측면영상을 얻을 수 있다.

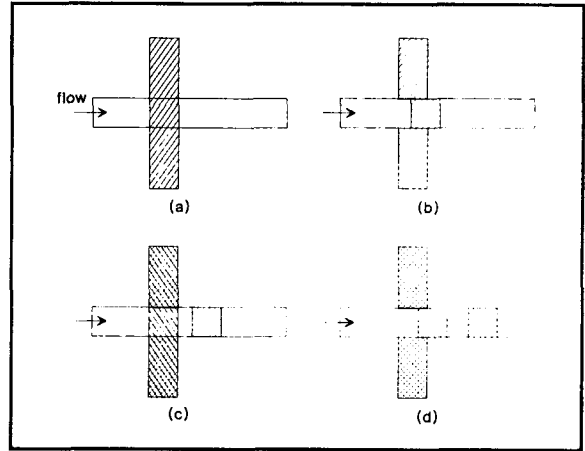


그림 1. TOF method

**Pulse sequence**

이 실험에서는 excitation pulse 앞에 saturation pulse 를 넣은 FLASH(Fast Low Angle SHot) sequence 를 사용했다. 그 이유는 앞의 내용에서처럼 TOF 기법을 이용할 때에는 짧은 TR, 즉 RF pulse 들 사이의 시간이 짧아야 하는데, FLASH sequence 는 큰 flip angle 을 사용하여 TR 을 단축시켜서 주변조직의 신호를 효과적으로 억제하고 혈류에 의한 신호를 정지된 조직의 신호보다 상대적으로 크게 하여 혈액의 신호를 주된 신호원으로 사용할 수 있기 때문이다.(그림 2)

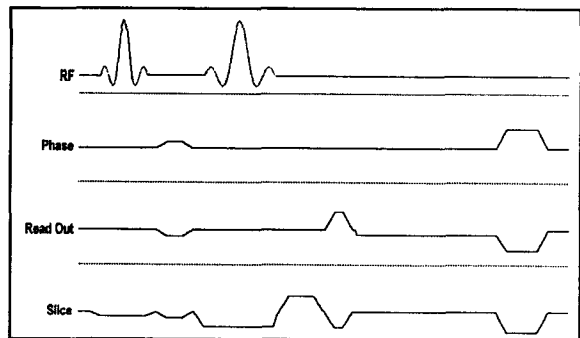


그림 2. FLASH sequence with saturation pulse

**Saturation**

앞에서 말한 바와 같이 saturation pulse 를 사용하였다. 그 이유는 머리 뒷부분에 큰 정맥이 있어, 이로부터 발생하는 신호가 동맥의 신호보다 크기 때문에 동맥의 관찰이 어려워짐을 방지하기 위해서 이다.

Saturation 영역은 imaging 영역에서 1cm 위에 자리 잡고 있으며, 4cm 의 두께를 가지고 있다. 그 영역은 그림 3 과 같다.

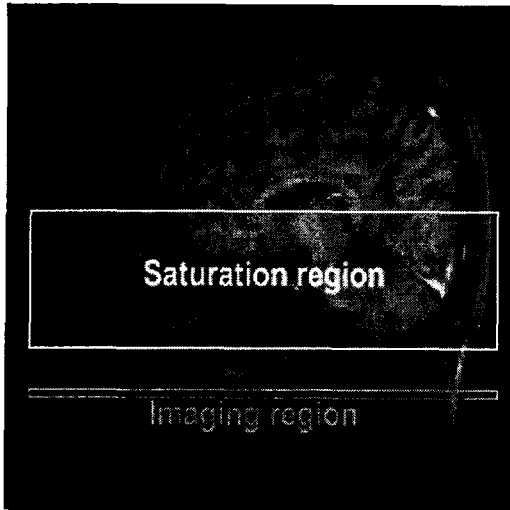


그림 3. Saturation region

**Parameters**

자기공명 혈관조영술에서의 모든 parameter 들은 정지된 조직의 신호를 최대한 억제하면서 혈류에 의한 신호를 상대적으로 크게 만들도록 조정되어야 한다. 영상에 영향을 줄 수 있는 parameter 로는 TR/TE, flip angle, 단면두께, 단면사이의 간격(gap), FOV(Field of View) 등이 있다.

TOF 기법을 이용할 수 있도록 TR 은 정지된 조직의  $T_1$  보다 짧게 조정되어야 하며, flip angle 은 정지된 조직의 신호를 최대한 억제할 수 있도록 조정되어야 한다. 이 실험에서 TR/TE 는 32/11msec 를 기본값으로 사용하였으며, flip angle 은 60°, 단면두께/단면사이의 간격은 2.0/-0.5(3.0/-1.0)mm, FOV 는 210x210mm 로 하였다. TR/TE 는 saturation pulse 때문에 처음에 예상했던 것보다 길어졌다. 단면두께는 post-processing 에 적합하도록 줄였으며, 단면사이의 간격은 각 단면 사이의 누락되는 신호를 보완하기 위해 0 보다 작게 하였다. 또한 FOV 는 혈관이 보다 크게 보일 수 있도록 조정되었다.

**Maximum Intensity Projection(MIP) 기법**

MIP 기법은 각각의 단면영상에서 가장 값이 큰 점들을 찾아서 취하고(이 점들은 밝은 색으로 표시), 나머지 점들의 값은 0 으로 대체하면서(이 점들은 어두운 색으로 표시) 일정한 방향으로 투영시켜 영상을 얻어내는 방법이다.

각각의 단면영상들은 z 방향으로 얻어졌다(axial image). 따라서 이들 단면 영상들을 z 방향으로 쌓아 놓고 x 축 또는 y 축으로 투영을 하면 z 방향을 따라서 올라가거나 내려오는 혈류로 표시되는 혈관의 연속된 영상을 얻을 수 있다.(그림 4)

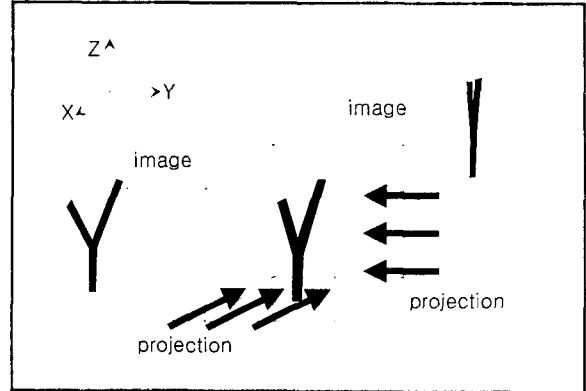


그림 4. Maximum Intensity Projection

본 실험에서는 40-60 장의 단면영상을 좌우 방향으로 15°씩, 상하 방향으로 30°씩 회전하면서 투영하여 혈관의 영상을 얻었다.

**결과 및 토의**

Time-Of-Flight 방법을 이용하여 두께 2mm 인 40 장, 3mm 인 60 장의 단면영상을 얻었다.(그림 5)



그림 5

최대신호 투영기법을 이용하여 측면영상과 좌우 방향으로 회전된 영상(그림 6, 7, 8, 9), 그리고 상하 방향으로 회전된 영상을 얻었다(그림 10, 11, 12, 13).

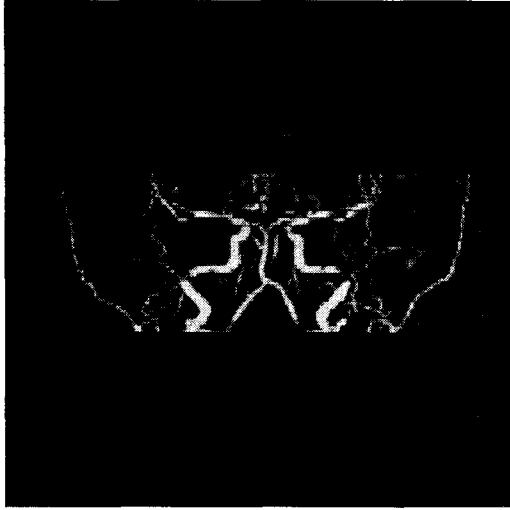


그림 6. 좌우 정면 영상



그림 9. 좌우 90° 회전 영상

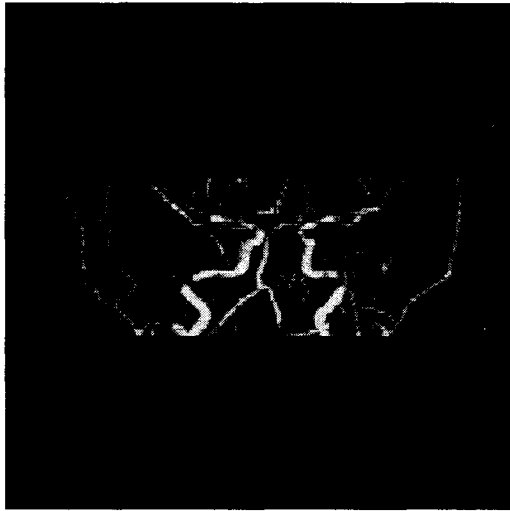


그림 7. 좌우 15° 회전 영상

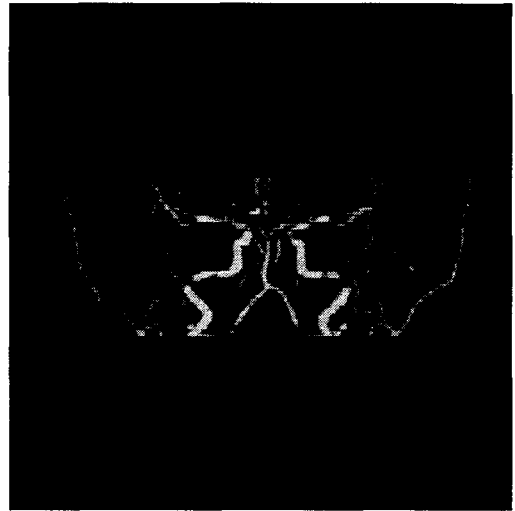


그림 10. 상하 -90° 회전 영상

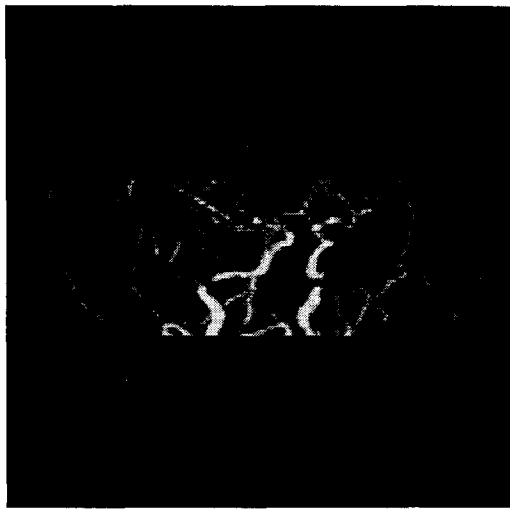


그림 8. 좌우 45° 회전 영상

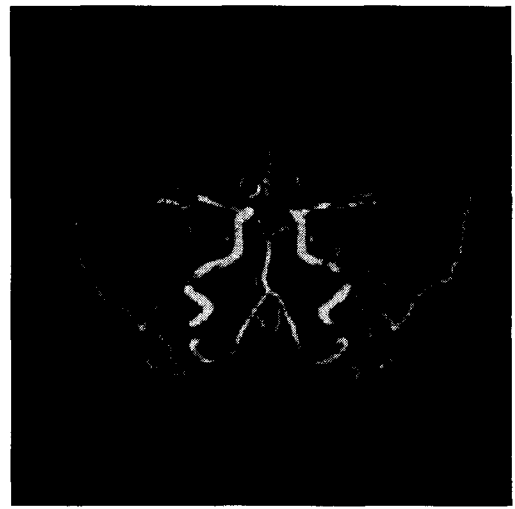


그림 11. 상하 -60° 회전 영상

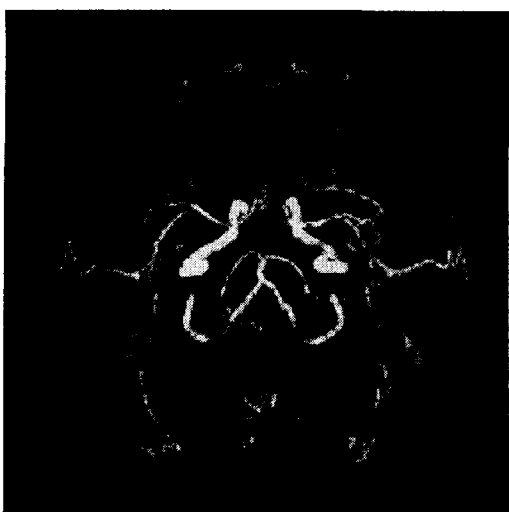


그림 12. 상하 정면 영상

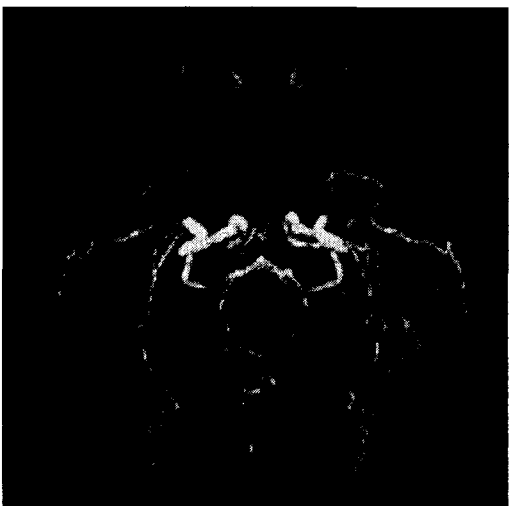


그림 13. 상하 30° 회전 영상

Flow 에 의해 발생하는 ghost artifact 를 상당부분 제거했으나, 어느 정도는 여전히 남아 있었다. 이는 flow compensation 을 최적화 시킴으로써 향상된 결과를 얻을 수 있을 것으로 생각된다.

본 실험은 단면두께가 2mm 와 3mm 의 두 가지 경우에 대하여 실행되었는데, post-processing 에 있어서 한 단면이 차지하는 image 상의 면적이 좁아져서 interpolation 을 하여 회전 및 투영한 영상을 얻었다. 이로 인하여 측면 영상의 경우 가로방향으로 선이 보이는 현상이 나타나게 되었다. 이는 두 가지 측면에서 줄일 수 있을 것으로 판단되는데, 첫째는 투영하는 과정에서 interpolation algorithm 을 보완하여 인위적으로 선을 없애는 것이다. 이는 좀 더 많은 시간

을 가지고 연구를 해 보아야 할 것으로 생각된다. 둘째는 magnet 에서 base image 를 얻을 때 단면두께를 1mm 주변으로 줄여서 얻는 방법이다. 이 경우 gradient power 와 scan time 사이의 절충이 요구되므로 전체적인 수정이 불가피 할 것으로 예상된다. 단면두께를 줄이는 또 다른 방법으로는 3D imaging 도 고려해 보아야 할 것이다.

또한 MIP algorithm 을 보완하여 전체 processing time 을 줄이는 것 또한 앞으로의 진행 방향이다.

그리고 영상의 대조도와 신호대 잡음비를 높이기 위해 Magnetization Transfer(MT) pulse 도 고려해 보아야 할 것이다.

#### 감사의 글

본 논문은 한국과학재단(과제번호 94-0100-09-01-3)과 보건복지부의 기술선도사업의 지원으로 수행되었습니다.

#### 참고문헌

1. Jean A. Tkach, Paul M. Ruggieri, Jeffrey S. Ross, Michael T. Modic, John J. Dillinger, Thomas J. Masaryk, "Pulse Sequence Strategies for Vascular Contrast in Time-of-Flight Carotid MR Angiography", *JMRI*, Vol.3, pp.811-820, 1993
2. Steven Schreiner, Robert L. Galloway, "A Fast Maximum-Intensity Projection Algorithm for Generating Magnetic Resonance Angiograms", *IEEE Trans.on Medical Imaging*, Vol.12, No.1, pp.50-57, 1993
3. Dwight G. Nishimura, Albert Macovski, John M. Pauly, "Magnetic Resonance Angiography", *IEEE Trans. On Medical Imaging*, Vol.MI-5, No.3, pp.140-151, 1986
4. Mark A. Brown, Richard C. Semelka, "MRI : Basic Principles and Application", Wiley-Liss, 1995
5. M. T. Vlaardingerbroek, J. A. den Voer, "Magnetic Resonance Imaging", pp.282-301, Springer, 1996