

# 자기공명 혈관조영술의 고찰 및 구현

이윤, 류택현, 주희연, 김시승, 김일영, 이만우, 오창현, 안창범\*, 이흥규\*\*  
고려대학교 전자 및 정보공학부, \*광운대학교 전기공학과, \*\*메디슨

## Review and Implementation of Magnetic Resonance Angiography

Y. Yi, T. H. Ryu, H. Y. Ju, S. S. Kim, I. Y. Kim, M. W. Lee, C. H. Oh,  
C. B. Ahn\*, H. K. Lee\*\*

Department of Electronics and Informatics, Korea University.

\*Department of Electronical Engineering, Kwang-Woon University, \*\*MEDISON Ltd.

### 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. Here we report some preliminary results of the MR Angiography we have implemented on 1 Tesla MRI unit.

촬영시간의 제약, 해상도와 대조도면에서 X-선 혈관조영술에 비해 낮아서 그 신뢰도가 높지 않았다. 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 개발하고자 하며, 현재까지 얻어진 기초적인 결과를 보고하고자 한다.

### 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,

### 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 혈류는 정지되어 있는 주변조직의 영상을 얻을 때 중요한 잡음요소로 작용한다. 이러한 점을 이용하여 정지된 주변조직의 신호를 억제하면서 혈류의 스핀들을 주된 신호의 근원으로 이용하여 혈관의 영상을 얻는다.

혈관을 나타내는 방법에 있어서 정지되어 있는 조직들로부터 나오는 신호를 억제하면서 혈류와 관계 있는 혈관 등의 신호를 최대화 시켜서 혈관을 밝게 표시하는 방법(white blood)과 이와는 반대로 정지된 조직의 신호를 크게, 혈관의 신호는 억제하여 혈관을 어둡게 표시하는(black blood) 방법이 있다. 혈관을 밝게 표시하는 방법으로는 신호의 위상(phase)을 이용하는 Phase Contrast (PC)기법과 신호의 크기(magnitude)를 이용하는 Time-Of-Flight (TOF)기법이 있으며, 혈관을 어둡게 표시하는 방법에는 사전포화(presaturation) pulse 를 사용하는 방법이 있다. 본 실험에서는 TOF 기법을 사용하며 혈관을 밝게 표시하는 방법을 사용했다.

**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. 본 실험에서는 시간적인 효율성을 고려하여 짧은 TR 의 FLASH 방법을 선택하였다.

RF pulse 의 반복 시간인 TR 을 선택된 단면의 정지된 조직이 갖는 T1 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 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 선택 단면으로 새로 들어온 혈액으로부터 신호를 얻는다.(그림 1 (d)) 이 신호로부터 혈관의 구조적, 위치적

인 정보를 알 수 있다.

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

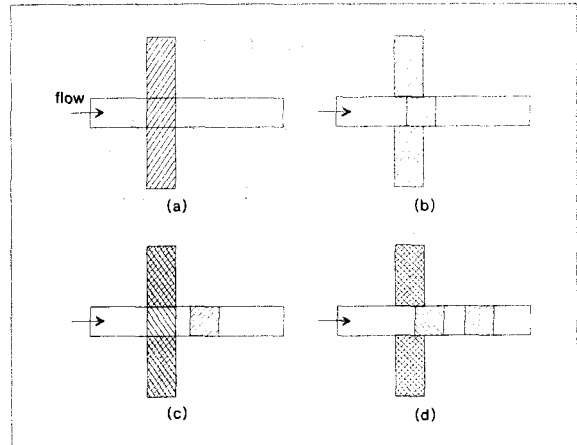


그림 1. TOF method

**Pulse sequence**

이 실험에서는 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)

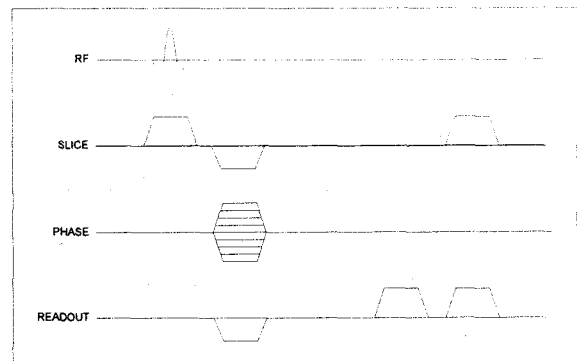


그림 2. FLASH sequence

**Parameters**

기본적으로 모든 parameter 들은 정지된 조직의 신호를 억제하면서 혈류에 의한 신호를 상대적으로 크게 만들도록 조정되어야 한다. 영상에 영향을 줄 수 있는 parameter 로는 TR, flip angle, 단면두께, 단면사

이의 간격 등이 있다.

TOF 기법을 이용할 수 있도록 TR 은 정지된 조직의 TI 보다 짧게 조정되어야 하며, flip angle 은 정지된 조직의 신호를 최대한 억제할 수 있도록 조정되어야 한다. 이 실험에서 TR 은 56.3msec 로 조정되었다.

단면두께는 혈류의 속도와 관계가 있는데, 단면두께가 얇을 때 혈류의 속도가 빠른 경우이면 여기된 혈액이 그 단면을 벗어나 신호를 얻을 수 없고, 반대로 단면두께가 두꺼우면 느린 혈류의 경우 혈액이 포화 될 가능성이 있으므로 영상을 얻고자 하는 부위의 혈류를 감안해서 적당한 두께로 조정해야 하며, 이 경우 넓은 영역이 같은 신호로 구성되기 때문에 잘못된 정보를 가질 수 있으므로 적당한 두께의 조정이 필요하다.

단면사이의 간격이 넓으면 실제의 혈관에서 단면 영상에서 누락되는 부분이 생기게 되어 투영된 영상에서 정상적인 정보를 얻을 수 없다. 또한 단면사이의 간격이 0 보다 작을 경우 두 단면이 겹치게 조정되어 혈관의 같은 부분이 연속된 두 단면영상에 나올 수 있으므로 정상적인 정보를 얻을 수 없다. 따라서 단면사이의 두께는 최대한 얇을 수록 좋으나 겹치지 않도록 주의하여야 한다. 본 실험에서는 단면의 두께는 4mm, 단면사이의 거리는 0mm 로 하였다.

### 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. 따라서 이들 단면 영상들을 Z 방향으로 쌓아놓고 X 축 또는 Y 축으로 투영을 하면 Z 방향을 따라서 올라가거나 내려오는 혈류로 표시되는 혈관의 연속된 영상을 얻을 수 있다.(그림 3)

본 실험에서는 42 장의 단면영상을 X-Y 방향으로 15°씩 회전하면서 투영하여 혈관의 영상을 얻었다. 각각의 단면영상들은 256x256 의 크기와 4mm 의 단면두께를 가지고 있다.

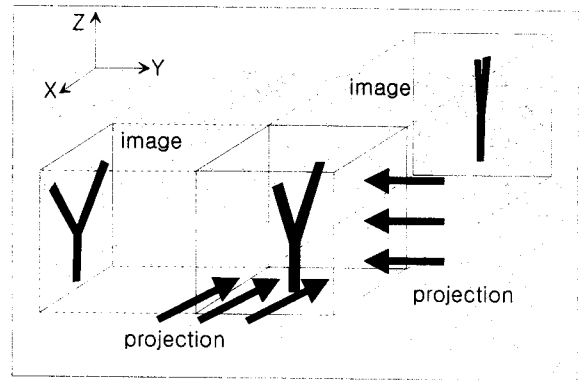


그림 3. Maximum Intensity Projection

### 결과 및 토의

Time-Of-Flight 방법을 이용하여 두께 4mm 인 42 장의 단면영상을 얻었다.(그림 4)



그림 4. 단면영상

최대신호 투영기법을 이용하여 측면영상을 얻었으며(그림 5), 15°와 30° 회전시켜서 얻은 측면영상을 그림 6 와 7 에 보였다. Flow compensation, 90° RF pulse shape, TR, TE 등의 parameter 들을 충분히 최적화 하지 않았기 때문에 원래의 영상이 4mm 보다 비교적 두껍고 단면사이의 간격도 일정하지 않았으며, 신호대 잡음비가 낮아서 혈관의 형태는 보이지만, 진단 가능한 해상도에 이르지 않았다. 단면의 두께를 더욱 줄일 수 있는 3D FLASH 를 사용하고, 90° RF pulse 를 최적화 하고, TR, TE 등의 변수를 더욱 줄임으로써 더 나은 영상을 얻을 수 있을 것이며, MIP 기법 또한 최적화 하여 처리시간을 줄이는 것이 추후 연구방향

이다.

참고문헌

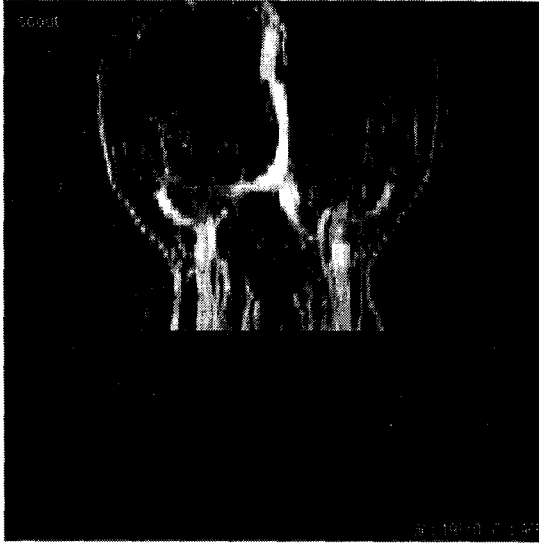


그림 5.

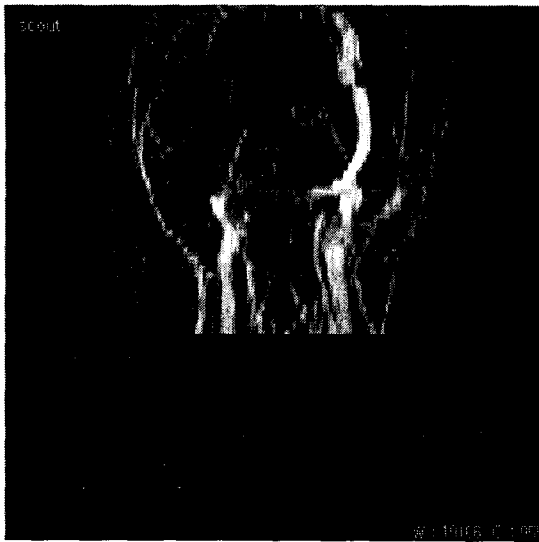


그림 6.

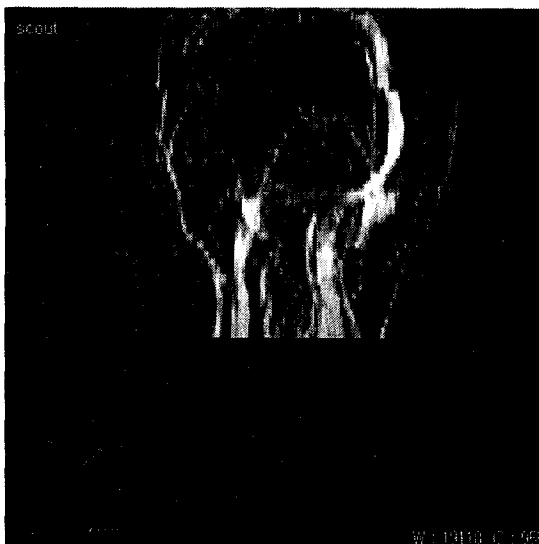


그림 7.

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