

MRI (Magnetic Resonance Imaging)의 원리와 응용

오창현

고려대학교 전자 및 정보공학부
충남 연기군 조치원읍 서창동 208번지

(1996년 3월 25일 받음, 1996년 7월 17일 최종수정본 받음)

I. 서 론

1948년 Harvard 대학의 Purcell 교수와 Stanford 대학의 Bloch 교수가 핵자기 공명(Nuclear Magnetic Resonance : NMR) 현상을 발견한 이래로 NMR은 물질의 분자단위에서 화학적, 물리학적 성질을 밝혀내는 탁월한 방법으로 널리 이용되어 왔다 [1]. NMR 현상을 이용한 영상촬영법(Magnetic Resonance Imaging, MRI)은 1970년대초 Lauterber와 Damadian 교수가 처음 영상을 얻을 수 있다는 가능성을 제시한 [2, 3] 이후 급속한 발전을 하여 1980년대 초에는 Moore와 Holland에 의해 의학분야에 응용 가능할 정도의 영상이 얻어졌다 [4, 5]. 1980년대 중반부터 상용화 되었으며 최근 그 기법도 NMR 현상과 연관된 파라미터인 T_1 , T_2 는 물론 혈류의 속도, 자화율, 확산(Diffusion), Perfusion의 영상기법을 비롯해 혈관조영술(MR Angiography), 뇌기능영상(Functional Imaging) 등 과거에는 상상도 할 수 없었던 다양한 영상기법이 개발되었다. 여기서는 먼저 MRI의 원리를 설명한 후 MRI의 여러 촬영기법들과 그 응용에 관해 설명하겠다.

II. MRI의 기본원리와 시스템의 구성 [6, 7]

핵자기 공명현상(NMR, Nuclear Magnetic Resonance)은 자기장내에서 원자핵이 가진 자기쌍극자 모멘트(Magnetic Dipole Moment)와 각운동량(Angular Moment) 때문에 생기는 공명현상이다.

자기공명현상을 보이는 원자들로는 ^1H , ^{23}Na , ^{31}P , ^{13}C 등이 있는데 이 중 자기공명영상에서 주로 영상화하는 것은 수소원자이므로 이 글에서는 수소원자를 영상화하는 것을 전제로 설명하겠다. 수소원자핵은 스핀운동으로 인하여 자기쌍극자 모멘트(Magnetic Dipole Moment)를 가지게 되며 외부 자계가 없을 때 이 자기쌍극자 모멘트의 방향은 일정한 규칙이 없이 무작위성을 가진다. 이들 수소원자가 정자계(Static Magnetic Field)안에 놓이게 되면 원자핵들은 낮은 에너지 상태로 가기 위해 정자

계방향으로 정렬하려는 현상을 보이게 되는데 실제로는 열적인 평형상태를 유지하기 위해 낮은 에너지 상태에 있는 원자핵이 높은 에너지 상태에 있는 원자핵보다 극소량만 많게 된다(Fig. 1 참조). 이때 에너지 차이는 자기장

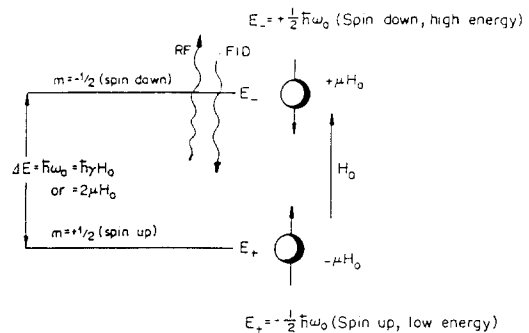


Fig. 1. 정자장 내에서의 수소원자핵의 에너지 상태

에 비례하며 그에 해당되는 주파수(Larmor Frequency)는 원자핵에 따라 고유의 비례상수(Gyromagnetic Ratio)를 가진다. 참고로 1.0 Tesla의 자장에서 수소원자핵의 Larmor Frequency는 42.58 MHz이다. Larmor Frequency에 해당하는 전자파를 가하면 낮은 에너지 상태의 원자핵이 높은 에너지 상태로 천이하게 되고 이 전자파의 인가를 중지하면 높은 에너지 상태의 원자핵이 낮은 에너지 상태로 천이하면서 외부로 전자파를 방사하게 된다. 이 전자파도 역시 외부 자기장에 비례하는 Larmor Frequency를 가진다. 이 전자파를 고주파 안테나로 감지한 신호를 FID(Free Induction Decay)신호라 하며 이를 사용하여 자기공명 영상을 만든다. 위에서 말한 정자계를 만드는 역할을 하는 자석으로는 영구자석, 상온전자석, 초전도전자석등이 있는데 주로 초전도전자석이 자계가 강하고 균일도가 좋아 많이 쓰이고 있다. <Table 1>에 자기공명 영상촬영용 자석의 특성을 비교하였다.

자기공명영상시스템에서는 위에서 말한 자석과 고주

Table I. MRI 용 자석의 비교

	영구 자석	상온전자석	초전도전자석
자장의 세기(T)	0.05~0.3T	0.15~0.3T	0.15~5.0T
자장의 방향	Y축방향	Z축방향	Z축방향
자장의 안정성	항온, 항습	정전류 제어	영구전류
자장의 균일성	10^{-5} (온도에 따라 변함)	10^{-4} 이하	$10^{-5} \sim 10^{-6}$
전력 소비	적다	크다(0.25~100kw)	적다
누설자장	적다	적다	크다(shield로 적게 만든다)
가동 유지비	아주 적다	중간정도(전력, 냉각수 사용)	많이 든다 (액체 He 또는 액체 N 사용, 최근에 많이 개선되었음)

파코일외에 공간정보를 얻기 위해 경사자계코일(Gradient Coil)이 쓰인다. 경사자계코일은 자계의 분포와 이에 따른 Larmor Frequency를 공간에 따라 선형적으로 변화시켜 주어 선택적으로 원자핵을 여기 시키거나 FID를 받는 동안 공간적인 위치에 따라 Larmor Frequency를 다르게 하는 목적으로 쓰인다. Fig. 2에 대표적인 Gradient 코일의 모양과 그 자계 패턴을 보였다. 이 코일들은 각각 x, y, z의 세 방향으로 선형적으로 변하는 경사자계를 만드는 역할을 한다.

일반적인 자기공명영상시스템의 구성도를 Fig. 3에 보였다. 앞에서 말한 세 가지 코일(정자장을 만드는 자석, 고주파 신호를 주고받는 Radio Frequency (RF)코일, 경사자계를 만드는 Gradient 코일)은 고주파 잡음을 줄이기 위해 RF Shield Room을 사용하여 차폐를 한다. 전체 시스템의 제어는 Main Processor로 하며 이곳에서 Array Processor 등의 고속 처리기를 이용한 영상의 재구성과 Display Monitor를 통한 영상의 표시, 또한 Scan Processor를 통한 시스템 Hardware의 제어가 이루어진다. Scan Processor는 RF 코일과 Gradient 코일에 보낼 신호를 DAC(Digital to Analog Converter)를 사용해서 만들며 또한 ADC(Analog to Digital Converter)를 통해 저주파로 복조된 FID 신호를 받아서 Main Processor로 보낸다. Scan Processor에서 만들어진 Gradient 파형은 고출력의 Gradient 증폭기를 통해 증폭되어 Gradient 코일에 보내진다. 보통 최대 2~300 Amp의 전류와 2~300

Volt의 전압으로 전류를 구동시키게 된다. RF 코일로 보낼 전자파의 파형은 보통 90° 차이를 갖는 두 RF신호로 변조되어 수~수십kw 출력의 고출력 RF Power 증폭기로 증폭되어 RF 코일로 보내진다. RF Coupler는 RF 전자파를 보내고 받는 방향을 바꾸기 위해 사용된다. RF 코일에서 받은 FID 신호는 RF Coupler를 통해 저잡음 RF 증폭기로 증폭된다. 수 μV 정도의 적은 고주파의 FID 신호를 증폭하기 위해 잡음이 매우 적고(Noise Figure $\leq 1\text{dB}$), 이득이 매우 큰(30~60dB) RF 증폭기가 사용된다. 증폭된 FID 신호는 저주파신호로 복조되어 데이터 수집기로 보내진다.

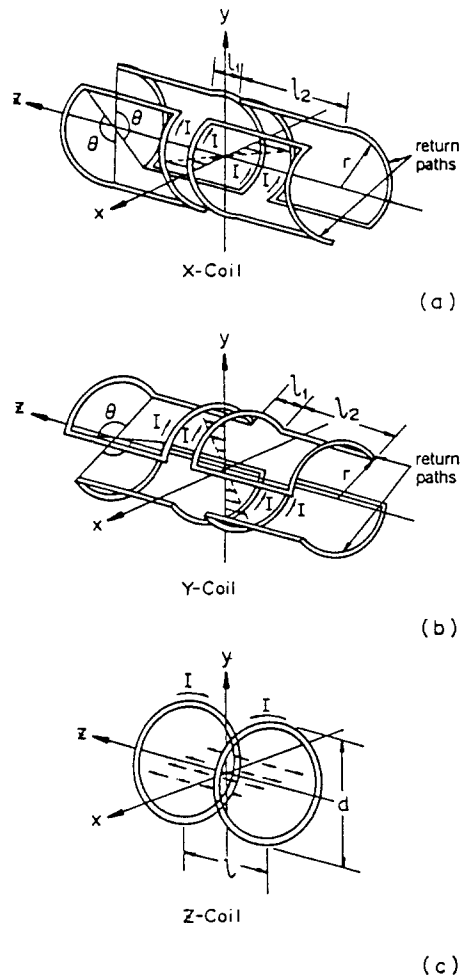


Fig. 2. 기본적인 Gradient 코일의 모양과 그 자계패턴

Block Diagram of a NMR System

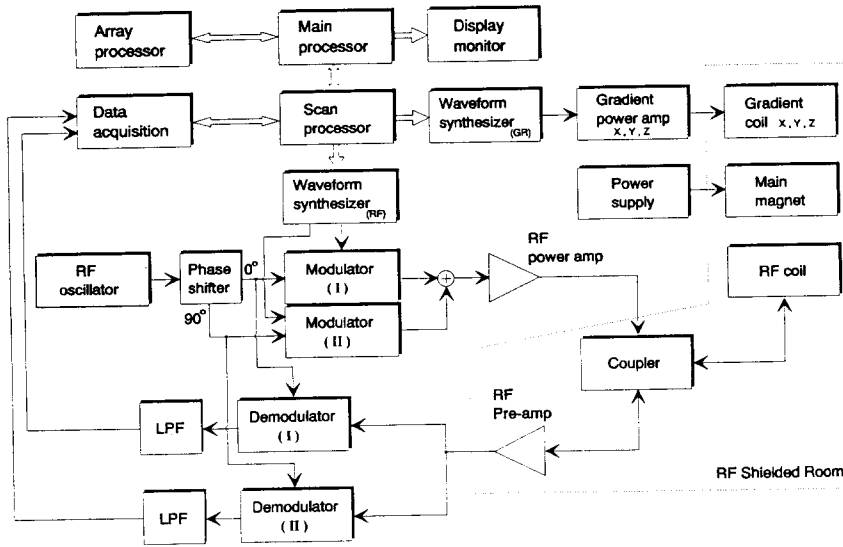


Fig. 3. 일반적인 자기공명영상시스템의 구성도

III. 기본적인 MR 영상촬영방법

가장 기본적이고 간단한 2차원적 영상촬영법의 RF, Gradient Pulse의 Timing Diagram을 Fig. 4에 보였다. 이것은 FLASH (Fast Low Angle Shot)라고 불리는 영상 방법의 펄스 Diagram으로서 고속촬영을 위해 개발된 방법이다. 한 평면내의 Spin을 선택적으로 여기 시키기 위해 Slice Selection Gradient를 가하면서 좁은 주파수 영역을 갖는 RF Pulse를 가한다. 이 RF Pulse는 정해진 주파수영역을 같은 정도로 선택적으로 여기 시키기 위해 보통 Sinc 펄스 모양을 가지고 있다.

선택된 평면 내에서 2차원적인 공간정보는 Read와 Phase Encoding Gradient를 사용하여 얻게된다. 이를 설명하면 다음과 같다. 먼저 Phase Encoding Gradient를 가하지 않은 상태에서 Read Gradient를 가하면 그 Gradient 방향대로 선형적으로 Larmor Frequency가 달라지게 된다. 이 Gradient를 가한 상태에서 FID를 받아 복조된 시그널을 Fourier Transform하여 절대값을 취하면 그 결과는 FID시그널의 Frequency Spectrum이 되어 결국 Read Gradient방향의 스핀의 분포가 된다.

2차원 영상을 얻기 위해서는 이에 추가로 Phase Encoding Gradient를 다른 크기로 변화시키며 2차원 데이터를 받아 2차원 Fourier Transform을 수행한다.

대부분의 MRI 기법들은 2차원 또는 3차원 Fourier Transform을 이용한 방법으로서 보통은 Spin Echo라는 형식으로 10~20 장의 2차원 영상을 한꺼번에 얻게 된다.

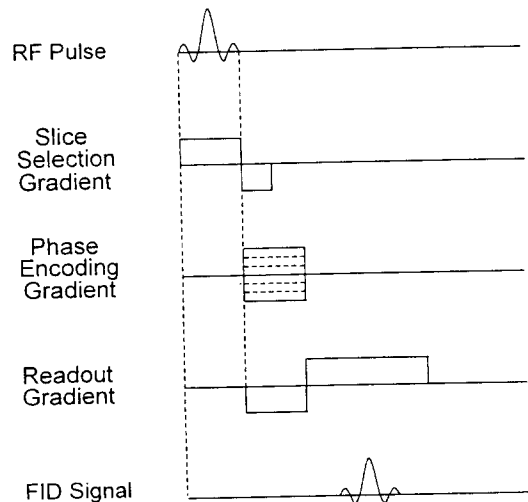


Fig. 4. FLASH MRI 영상기법의 RF, Gradient Pulse Diagram

MRI 개발 초기에는 신호 대 잡음비가 매우 낮아 10~20분의 영상 촬영시간동안 촬영해야 영상을 얻을 수 있었으나 최근에는 FSE(Fast Spin Echo), Turbo FLASH, EPI (Echo Planar Imaging) 등의 다양한 고속 촬영기법이 개발되어 수십 msec~수 초내에 2차원 영상을 얻는 것도 가능하게 되었다.

IV. MRI의 응용

T₁과 T₂, Spin Density 등 NMR 현상과 연관된 파라미터들을 볼 수 있는 영상법은 물론 다른 여러 가지의 영상법이 개발되었다. 그 중에서 혈류 속도영상과 각종 고속 촬영법 이외에도 특히 분광 영상법, 뇌기능 영상법등이 최근 많이 발전되었다. 각각에 대해 설명하면 다음과 같다 [8~12].

1. T₁, T₂, Spin Density 영상법

MR 영상은 Spin Density의 분포를 보는 것이며 이 영상들은 추가로 NMR 현상과 연관된 T₁, T₂ 이완 시간의 영향을 받게 된다. 병의 종류에 따라 보통 T₁, T₂ 값이 영향을 받게 되는 경우가 있으며 이를 잘 구별하기 위해 T₁ 또는 T₂ 값에 따른 공간적 변화를 잘 볼 수 있게 시퀀스를 조절하여 사용한다. Fig. 5에 3차원으로 얻은 T₁ 영상을 보였다.

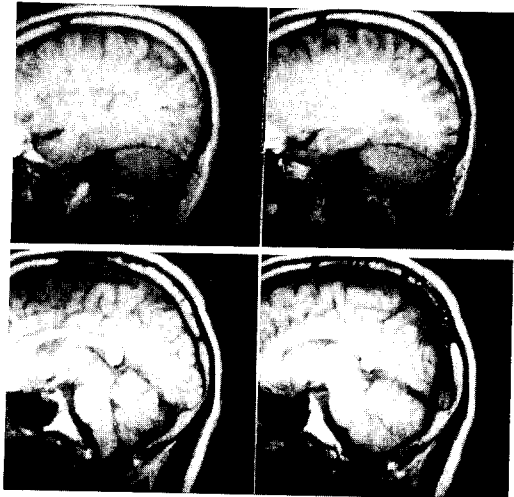


Fig. 5. T₁-Weighted 3-D 영상 (16 Slices 중 4 Slices)

2. 혈류속도영상

경사자계를 이용하여 공간위치에 따라 주파수(또는 위상)를 변하게 하여 공간적인 위치를 볼 수 있었던 것처럼 Spin이 움직이는 속도를 측정하는 것도 가능하다. 실제로 인체의 혈관내의 혈류속도도 영상의 형태로 얻을 수 있다.

3. 자기공명 혈관조영술

보편화된 X-선을 사용한 혈관조영술은 인체에 유해한 X-선을 다량 조사해야 하기 때문에 그 사용이 제한되어 왔으나 MRI 혈관조영술이 개발되어 임상에 적용되어 비침해성 혈관조영술로 많이 사용되고 있다.

4. 분광영상법

MRI는 NMR Spectroscopy에서 비롯된 방법이지만 각 Volume Element (voxel)내의 분광특성을 무시하며 영상의 형태로 보는 것이다. MR Spectroscopic Imaging에서는 각 voxel 내의 분광 스펙트럼의 변화를 2차원 또는 3차원적으로 보는 것이며 해부학적인 이상을 동반하지 않는 질병의 진단과 비침습적 체내 구성물질변화의 측정을 가능하게 한다. 보통 3차원적인 공간선택법을 사용하여 인체내의 원하는 부분을 선택한 후 그 부분으로부터의 NMR 분광스펙트럼을 얻거나 제한된 Volume 내에서 분광 스펙트럼의 공간적 분포를 보게 된다. Fig. 6에 인체 두부의 proton 분광스펙트럼(3cm×3cm×3cm)을 예로서 보였다.

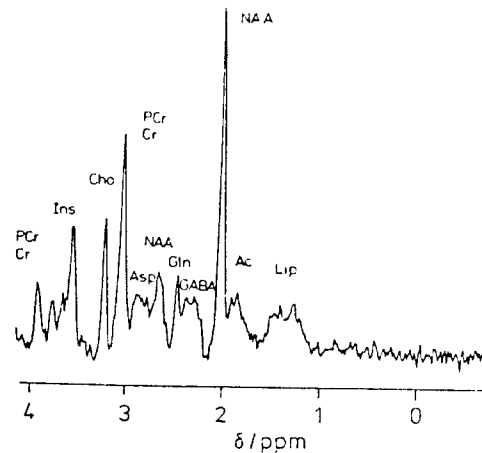


Fig. 6. 뇌에서의 Proton의 NMR Spectrum

5. 뇌기능영상법

MRI로 뇌기능 영상을 얻기 전까지는 PET(Positron

Emission Tomography)가 뇌의 기능을 영상의 형태로 볼 수 있는 유일한 방법이었으나 이는 그 장치도 매우 고가이며 인체에 해로운 방사성 동위원소를 주입해야 하는 단점이 있었다. MR 뇌기능 영상법은 이와는 달리 비침습적으로 뇌의 기능을 볼 수 있는 방법이다. 뇌의 어느 부분에 산소가 많은 혈액이 공급될 때 자화율의 분포가 다르게 변하여 이 부분을 구별해 볼 수 있다. 이를 이용하여 혈액이 공급되는 위치를 영상으로 구별하여 볼 수 있는 것이다. 보통 Gradient Echo 영상법을 사용하여 인체에 시각적인 자극을 주며 Visual Cortex를 구분할 수 있었으며 손가락을 움직이면서 영상을 얻으면 뇌의 Motor Cortex부분의 시그널이 변하는 것도 영상으로 관찰되었다. Fig. 7에 뇌기능 영상의 한 예를 보였다. 아래쪽에 Visual Cortex부분이 구별되는 것을 T₁ 영상에 겹쳐서 겹쳐서 보였다.

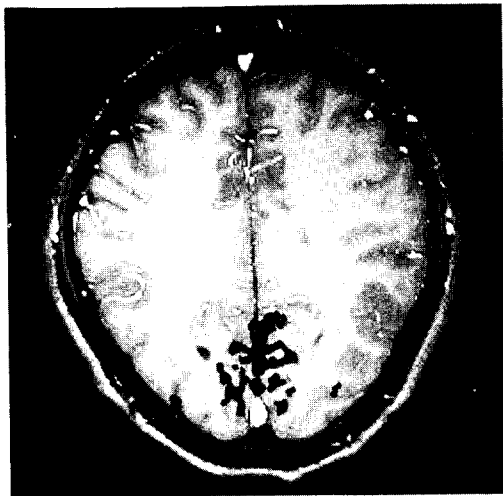


Fig. 7. Visual Cortex의 뇌기능 영상. 시각적인 자극을 주며 뇌기능 영상을 얻어 Visual Cortex를 구분할 수 있었다. T₁ 영상과 겹쳐서 아래쪽에 겹쳐 보이는 부분이 Visual Cortex 부분이다.

V. 결 론

MRI의 원리와 주요 영상기법에 관해 소개하였다. 자기공명영상기법은 그 다양성과 안전성, 의학적 유용성에 비추어 보아 앞으로도 더욱 발전할 여지가 많다. 또한 영상진단 분야에서 독보적인 자리를 차지함은 물론 국민의 건강에 크게 이바지하게 될 전망이다.

참 고 문 헌

- [1] F. Bloch, Phys. Rev. 70 : 460 (1946).
- [2] P. C. Lauterber, Nature 242 : 190 (1973).
- [3] R. Damadian, Science 171 : 1151 (1971).
- [4] W. Moore, G. Holland, and L. kreel, CT 4 : 1 (1980).
- [5] G. Holland, R. Hawkes, and W. Moore, J. Comput. Assist. Tomogr. 4 : 429 (1980).
- [6] D. Shaw, "Fourier Transform NMR Spectroscopy", New York : Elsevier Scientific, 1971.
- [7] Z. H. Cho, H. S. Kim, H. B. Song, and J. Cumming, IEEE Proc. 70 : 1152 (1982).
- [8] Z. H. Cho, C. H. Oh, C. W. Mun, and Y. S. Kim, Magn. Reson. Med, 3 : 857 (1986).
- [9] Z. H. Cho, J. P. Jones, and Manbir Singh, "Foundations of Medical Imaging", Willy, pp. 256-267 (1993).
- [10] F. Mansfield, B. L. W. Chapman, J. Magn. Reson. 66 : 573 (1986).
- [11] J. W. Belliveau, B.-R. Rosen, H. L. Kantor, et al. Magn. Reson. Med, 538-546 (1990).
- [12] K. K. Kwong, J. W. Belliveau, D. A. Chesler, et al. Proc. Natl. Acad. Sci. (USA) 89, 5675-5679 (1992).