

## 동물에서 자기 공명 영상 진단의 물리적 원리

김 종 규  
안산1대학 임상병리과

### Physical Principles of Magnetic Resonance Imaging in Animal

Jong-gyu Kim

Department of Clinical Pathology, Ansan College, Ansan, 425-701, Korea

**ABSTRACT :** Magnetic resonance imaging (MRI) is an imaging technique used to produce high quality images of the inside of the animal body. MRI is based on the principles of nuclear magnetic resonance (NMR) and started out as a tomographic imaging technique, that is it produced an image of the NMR signal in a thin slice through the animal body. The animal body is primarily fat and water. Fat and water have many hydrogen atoms. Hydrogen nuclei have an NMR signal. For these reasons magnetic resonance imaging primarily images the NMR signal from the hydrogen nuclei. Hydrogen protons, within the body align with the magnetic field. By applying short radio frequency (RF) pulses to a specific anatomical slice, the protons in the slice absorb energy at this resonant frequency causing them to spin perpendicular to the magnetic field. As the protons relax back into alignment with the magnetic field, a signal is received by an RF coil that acts as an antennae. This signal is processed by a computer to produce diagnostic images of the anatomical area of interest.

**Key words :** magnetic resonance imaging, physical principles, animal

## 서 론

자기공명 영상 진단(magnetic resonance imaging, MRI)은 핵자기 공명현상(nuclear magnetic resonance, NMR)을 이용한 computer 단층촬영으로 NMR-CT라고 한다.

NMR은 1946년에 Bloch<sup>2</sup>와 Purcell<sup>18</sup> 등에 의해 발견된 현상으로 주로 분자구조나 물리적 연구에 이용되었고 1967년 Jasper Jackson이 MR signal을 living animal에서 얻고, 1972년 Lauterbur가 최초로 2 dimensional proton MR image를 얻은 것이 자기 공명영상의 임상이용의 기초가 되었고 1980년에 비약적인 진보를 나타내는 영상 진단법이다.

MRI의 특징은 생체가 가지고 있는 고유의 정보인 양성자밀도, T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub>, 혈류 등의 조직축 parameter와 장치의 성능 및 촬영조건 등의 장치축 parameter에 따라서 다양한 생체진단 정보영상을 얻을수 있다. MRI에서는 조직이나 촬영의 여러 parameter가 영상에 영향을 미치므로 진단 능력을 키우기 위해서는 그 원리를 이해하여야 한다.

MRI가 사람에서는 광범위하게 이용되고 있으나 동물에서는 아직 초기단계로 앞으로 많은 활용가능성이 있으므로 본 논문에서는 MRI의 기본적인 원리에 대해서 설명하고자 한다.

### 원자핵의 자화

원자는 핵과 전자로 구성되어 있고 핵에는 아주 작은 입자인 양성자들이 있고 그것들은 양전하를 가진다. 양성자들은 지구처럼 일정하게 축을 따라 스핀운동을 하며 양성자의 양전하도 운동을 하게 된다<sup>19</sup>. 특히 홀수의 양성자와 중성자를 갖는 원자핵(H, <sup>23</sup>Na, <sup>31</sup>P 등)들이 자기공명영상에서 중요하고 물을 구성하는 수소원자핵은 자기 공명영상을 얻는데 가장 많이 이용되고 있다<sup>7,8,13,16,19</sup>.

원자핵은 스스로 회전하는 스핀운동과 자기 모멘트를 가지고 있어 각각 한 개의 미세자석과 같다. 이들 미세자석들은 자장이 없는 상태에서는 자전축이 제멋대로 배열되어 있으나 외부자장이 가해지면 자장방향에 대해 평행에 가깝게 배열하면서 자장축 주변을 회전하게 되는데 이러한 현상을 세차운동이

라 하며, 그 회전진동수는 원자핵의 종류에 따라 다르며 자장에 비례하게 된다(Fig 1).

즉, 동물을 외부 자장내에 놓으면 그 자장에 의해 동물 내부의 핵의 자기력을 유도시킬 수 있으며, 이것을 원자핵의 자화라고 한다.

**원자핵의 공명**

환축이 외부자장속에 놓이게 되면 원자핵들이 자장에 맞추어 정렬하게 되는 원자핵의 자화상태(종축 자기화)가 되고<sup>8,12,13,15,16,19,23</sup>, 여기에 외부자장에 수직인 일정한 주파수의 고주파(radiofrequency wave)를 가해주면 일부 낮은 에너지 상태의 원자핵이 고주파 에너지를 흡수하여 높은 에너지 상태로 여기되는데 이것을 공명현상이라고 한다<sup>15</sup>. 이때에 사용되는 고주파의 주파수는 공명시키고자 하는 원자핵의 세차운동의 회전주파수에 일치하는 주파수로서 이를 공명주파수라고 한다. 원자핵마다 고유의 공명주파수를 가지며 이는 외부자장의 강도에 따라 변화하게 된다.

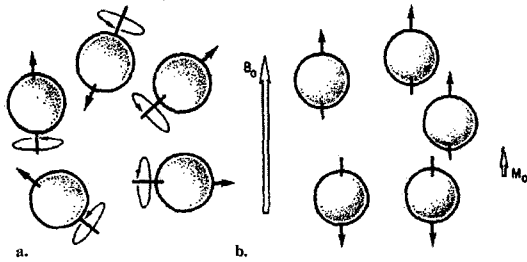


Fig 1. Parallel and antiparallel magnetization of proton. (a) absence of external magnetic field, (b) strong magnetic field.

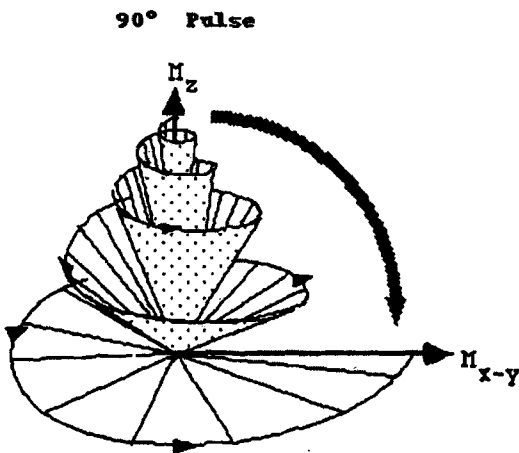


Fig 2. Transverse magnetization. Effect of 90 degree pulse on net magnetization.

**원자핵의 이완**

강력한 자장하에서 자화상태에 있는 원자핵에 90°의 고주파를 발사하면 낮은 에너지 상태의 원자핵이 높은 에너지 상태로 바뀌면서 평균자화가 자장 방향에 대해 90° X-Y평면상의 수평방향으로 펼쳐지게 되며 (횡축자기화)(Fig 2). 이 때 고주파 펄스를 중단시키게 되면 높은 에너지의 원자핵들은 흡수했던 고주파 에너지를 방출하면서 원래의 상태로 돌아가는데 이러한 현상을 이완이라고 한다<sup>7,12,13,22</sup>.

**T<sub>2</sub> 이완**

90° 고주파 펄스를 발사한 직후에는 평균자화가 X-Y평면상에서 360° 회전하게 되는데 이때 원자핵들은 회전속도와 회전의 위상이 모두 같으며, 이것을 In-phase system 또는 Coherent상태라고 한다. 또한 이와같은 때의 방출되는 에너지신호가 가장 크다. 그러나 시간이 경과함에 따라 Coherent상태의 원자핵들은 제각기 다른 속도로 회전하게 되면서 Coherent를 잃고 분산(dephase)되면서 신호의 강도가 줄어들기 시작한다. 이러한 과정을 T<sub>2</sub> 이완시간, 스핀-스핀 이완시간, 횡축이완시간이라 한다<sup>13,17</sup>. T<sub>2</sub> 이완시간은 X-Y평면의 평균자화가 dephasing에 의해 처음의 37%까지 신호가 감소하는데 걸리는 시간으로 정의한다<sup>23</sup>(Fig 3). 대부분의 경우 T<sub>2</sub>가 강조된 영상에서 T<sub>2</sub> 이완시간이 긴 조직은 밝은 영상으로, 짧은 조직은 어두운 영상으로 표현된다.

**T<sub>1</sub> 이완**

T<sub>2</sub> 이완을 거친 후의 원자핵들은 원래의 상태인 자장방향으로 다시 재배열하게 되는데 이때 원자핵들은 주위 물질에 에너지를 주어 열평형상태에 도달하게 되는데 이렇게 흥분된 상태에서 평형상태로 돌아가는 과정을 T<sub>1</sub> 이완시간, 회전격자이완시간, 종축 이완시간이라 한다<sup>13,17</sup>. 시간이 경과함에 따라 Z방향으로 재자화되면서 평균 재자화는 점차 커지게 되며

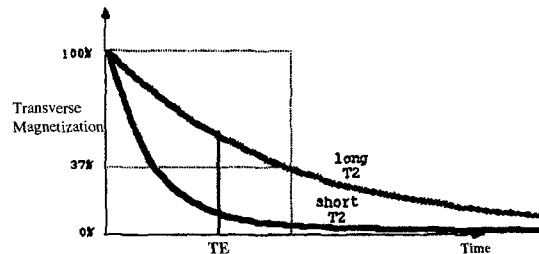


Fig 3. Transverse magnetization.

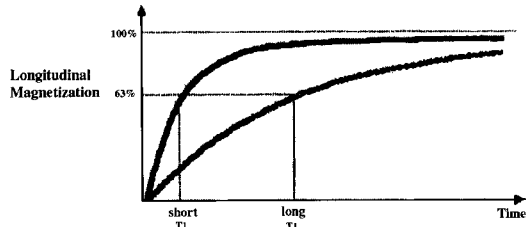


Fig 4. Longitudinal magnetization.

처음상태의 63%의 평균자화가 Z방향으로 형성될 때까지의 시간을  $T_1$  이완시간으로 정의하고, 외부 자장의 강도가 크면  $T_1$ 도 길어진다<sup>23</sup>(Fig 4).  $T_1$ 은  $T_2$ 에 비해 길며, MR조영제는 조직의  $T_1$ 과  $T_2$ 를 짧게 한다.

**MR영상과 pulse 계열**

MR영상의 신호강도에 영향을 미치는 parameter는 조직자체의 것과 촬영조건으로 나누어진다. 조직 자체의 parameter로서는 양자 밀도,  $T_1$ ,  $T_2$ , 혈류의 속도가 신호강도를 결정한다. 양자밀도가 클수록,  $T_2$ 가 길수록 신호는 강하게 되고,  $T_1$ 이 길어질수록 신호는 약하게 된다. 혈류는 일정속도 이상이 되면 신호를 내지 않기 때문에 검게 보인다. 촬영에 사용되는 pulse종류와 시간 간격을 pulse계열이라 하고, 이 pulse 계열의 작용에 의해서  $T_1$ ,  $T_2$ , 양자밀도 등의 영상에 미치는 영향이 다르게 나타난다.

주요한 촬영법으로서 스핀 에코법(spin echo technique, SE법), 반전회복법(inversion recovery technique, IR법) 등이 있다(Fig. 5).

**스핀에코법**

자기 공명 영상을 얻기 위한 기본적인 pulse 계열로서  $90^\circ$  RF pulse후 TE/2시간후에  $180^\circ$  RF pulse를 주게되면 TE/2 시간후에 echo신호가 생성되는데 이 echo 신호를 포착하는 방법이다. 이러한 SE 방법은 TR과 TE를 여러 가지로 변형하므로써

$T_1$  강조영상,  $T_2$  강조영상 등을 얻을 수 있어서 임상에 널리 이용되고 있다. TR과 TE를 짧게 설정하면  $T_1$ 이 강조된 영상이 얻어지고, TR과 TE를 길게 설정하면  $T_2$ 가 강조된 영상이 얻어지고, TR을 길게, TE를 짧게 하면 양자밀도 강조영상을 얻을 수 있다<sup>9,10,23</sup>. 이때 TR(repetition time)은 임의의 RF펄스를 가한 뒤 다음 RF 펄스를 가할때 까지의 시간, TE(echo time)은 RF 펄스를 가한 뒤 처음 echo를 받을 때 까지의 시간을 말한다<sup>17</sup>.

**반전회복법**

반전회복법은 pulse계열에 최초로  $180^\circ$  pulse를 가해서 자화를 -Z방향에 반전하고, Z 방향으로의 회복을 어느시간 동안 기다린 후에,  $90^\circ$  pulse를 걸어 spin echo에서 신호를 얻는 방법이며, 이 때 회복을 기다리는 시간을 반전시간(inversion time, TI)이라 한다<sup>7,8,9,10,11,13,15,17</sup>. 반전회복법은  $T_1$ 을 강조한 영상을 얻는 촬영법이다.

pulse 계열의 표시 방법으로서 spin echo법의 촬영 조건은 SE TR milli초/TE milli초로, 반전회복법의 촬영조건은 IR TR milli초/ TI milli초/ TE milli초로 표시한다. spin echo법에서 TR 500 milli초, TE 35 milli초로 얻어진 영상인 경우에는 SE 500/35, 반전회복법에서 TR 2000 milli초, TI 500 milli초, TE 35 milli초로 얻어진 영상인 경우에는 IR 2000/500/35로 표시한다.

국내에서는 동물에 대해서 아직 MRI에 관한 자료가 없기에  $T_1$  강조영상과  $T_2$  강조영상을 사람에서의 자료를 인용하여 설명하고자 한다.

**$T_1$  강조 영상**

조직의  $T_1$ 치 차이를 영상의 contrast로써 주로 나타내는 것이다. IR법과 TR, TE를 짧게한 SE법에 의해서 얻어진다. 일반적으로 해부구조를 나타내는데에 좋다. 뇌의 백질은 희고, 회백질은 회색, 뇌척

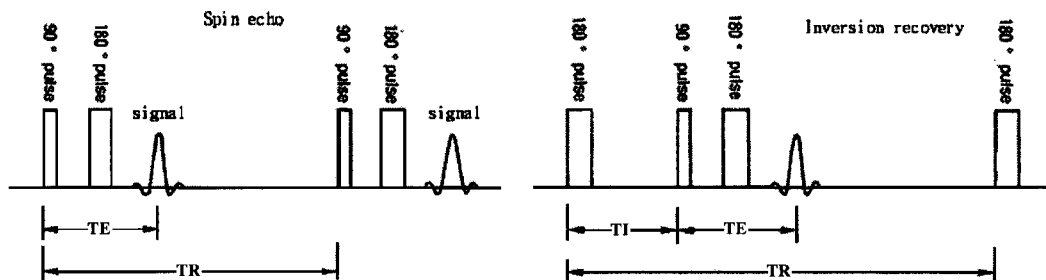


Fig 5. MRI pulse sequence

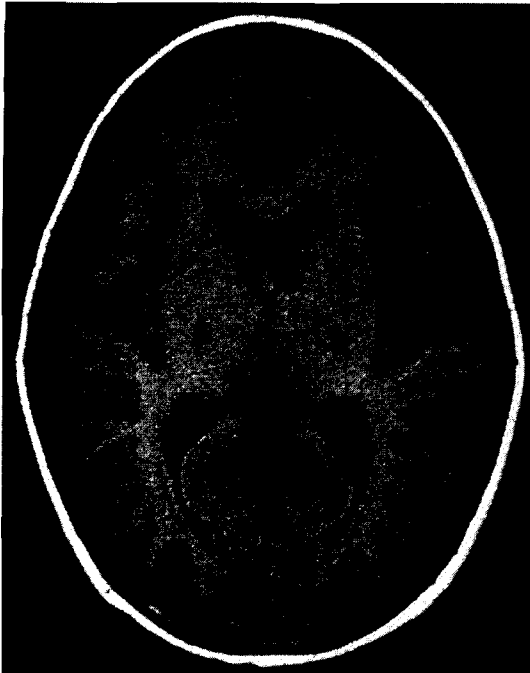


Fig 6. T<sub>1</sub>-weight MR image from an 10-year old man TR/TE=500/20.

수액은 검게 보이며 흡사 해부 표본을 보는 것 같다(Fig. 6). 병변의 대부분은 T<sub>1</sub> 연장을 나타내기 때문에 검게 나타난다.

### T<sub>2</sub> 강조 영상

조직의 T<sub>2</sub>치 차이를 영상의 contrast로써 주로 나타내는 것이다. TR, TE를 연장한 SE법에 의해서 얻어진다. 병변의 조직특성의 진단에 적합하며 병변과 정상부위간의 contrast가 좋다. 뇌에서는 T<sub>1</sub> 강조 영상과는 반대로 회백질은 회고, 백질은 회색으로 뇌실도 백질과 거의 같은 신호강도이다(Fig. 7). 병변의 대부분은 T<sub>2</sub> 연장을 나타내기 때문에 희게 보이며 주위의 정상조직과 식별이 잘 된다.

### MRI 조영제

MRI는 높은 조직 contrast 해상능력을 가지고 있으므로 대부분의 경우 조영제를 필요로 하지 않는다. 그러나 임상경험의 축적과 함께 종양자체가 어느 것에서도 T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub> 연장을 나타내어 감별이 곤란한 것이나 조영 X선 CT로 진단이 용이한 수막종이 MRI에서는 정상조직과 구별되지 않는 경우가 있다.

여러 가지 조영제가 연구되고 있지만 현재 그 안



Fig 7. T<sub>2</sub>-weighted MR images from an 10-year old man TR/TE=2500/20.

전성과 임상적 유용성이 평가되고 있는 것은 Cd<sup>3+</sup> (gadolinium)의 chelate제인 Gd-DTPA 이다<sup>24</sup>. 정맥주사후 혈류에서 세포외액으로 분포되고, 중추신경계에서는 혈액 뇌관문이 파괴되어 있는 병소로 집적되며 T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub> 단축에 의해 조영효과를 나타낸다<sup>1,3,5,6,14,20,21</sup>.

### MRI의 장점과 단점

MRI의 장점은 연부조직 및 체액 등의 contrast 해상력이 높으며, 뼈에 의한 artifact가 없고 시상면, 관상면등 각 방향의 단면상 촬영이 가능하고, 조영제 없이도 심혈관계 촬영이 가능하다. 그리고 각종 질환에 따른 조직특성진단이 가능하고, 전리방사선을 이용하지 않는다는 것이다.

MRI단점은 X선 CT에 비해 아직도 고가이며 유지비가 높고, X선 CT에 비해 공간 해상력이 약간 뒤떨어지며 촬영시간이 길기 때문에 호흡운동이나 장연동 등에 의한 화질 저하를 일으키기 쉽다. 그리고 pacemaker를 장착한 환축 등의 검사가 되지 않는다는 것이다<sup>4,13,22</sup>.

### 결 론

자기 공명영상은 동물체 내부의 높은 영상의 질을

나타내기 위해서 사용되는 영상기법이다. MRI는 핵 자기 공명현상의 원리에 기초하고 동물체를 통해서 얇은 절편으로 NMR신호의 영상을 생산하는 단층 영상기법으로 시작하였다. 동물체는 주로 지방과 물로 구성되고 많은 수소원자핵을 가진다. 수소원자핵은 NMR신호를 가지며 MRI는 주로 수소원자핵으로부터 NMR신호를 영상으로 한다. 환축이 외부자장속에 놓이게 되면 원자핵들이 자장에 맞추어 정렬하게 되는 원자핵의 자화상태가 되고, 여기에 외부자장에 수직인 일정한 주파수의 고주파(radiofrequency wave)를 가해주면 일부 낮은 에너지 상태의 원자핵이 고주파 에너지를 흡수하여 높은 에너지 상태로 여기되는데 이것을 공명현상이라고 하며, 공명상태에서 고주파를 끊으면 원자핵들이 흡수하였던 고주파 에너지를 다시 방출하면서 원래의 안정상태로 돌아가는데 이를 이완이라 하고, 이 때 방출되는 고주파 에너지가 MR신호가 된다. 즉 NMR신호는 공명되어 세차운동을 하는 자화가 이완하면서 발산하는 고주파이다. 자기 공명영상은 이 NMR신호를 컴퓨터를 통하여 재구성하여 영상화 한것이다.

### 참 고 문 헌

1. Beall PT, Antey SR, Kasturi SR. NMR. Data Handbook for Biomedical Applications. New York: Pergamon Press, 1984.
2. Bloch F, Hansen WW, Packard M. The nuclear induction experiment. *Phys Rev* 1946; 70: 474-485
3. Bradley WG, Schmidt PG. Effect of methemoglobin formation on the MR appearance of subarachnoid hemorrhage. *Radiology* 1985; 156: 99-103.
4. Budinger TF, Cullander C. Health hazards in nuclear magnetic resonance in vivo studies. *RadioGraphics(Special Edition)* 1984; 4: 74.
5. Felix R, Schorner W, Laniado M, et al. Brain tumors: MR imaging with gadolinium-DTPA. *Radiology* 1985; 156: 681-688.
6. Fike JR, Cann CE, Turowski K, et al. Differentiation of neoplastic from non-neoplastic lesions in dog brain using quantitative CT. *Vet Radiol* 1986; 27: 121-128.
7. Foster MA. *Magnetic Resonance in Medicine and Biology*. Oxford: Pergamon Press, 1984; 1-27
8. Harms SE, Morgan TJ, Yamanashi WS, et al. Principles of nuclear magnetic resonance imaging. *RadioGraphics(Special Edition)* 1984; 4: 26-43.
9. Hendrick RE. Image contrast and noise. In: Stark DD, Bradley WG(eds). *Magnetic Resonance Imaging*. St Louis: CV Mosby Company, 1988; 66-83.
10. Jacobson HG. Fundamentals of magnetic imaging. *J Am Med Assoc* 1987; 258: 3417-3423.
11. Jacobson HG. Magnetic resonance imaging of the central nervous system. *J Am Med Assoc* 1988; 259: 1211-1222.
12. James AE, Pickens DR, Rollo FD, et al. The clinical potential of NMR: An overview. In: Partain CL, James AE, Rollo FD, Price RR(eds). *Nuclear Magnetic Resonance (NMR) Imaging*. Philadelphia: WB Saunders, 1983; 297-311.
13. Kean D, Smith M. *Magnetic Resonance Imaging: Principles and Applications*, Baltimore: Williams & Wilkins, 1986.
14. Niendorf HP, Laniado M, Semmier, et al. Dose administration of gadolinium-DTPA. *AJNR* 1987; 9: 803-815.
15. Partain CL, Price RR, Patton JA, et al. The physical basis for NMR imaging. In: Partain CL, Runge VM, Price RR, (eds). *Nuclear Magnetic Resonance(NMR) Imaging*. Philadelphia: WB Saunders Co., 1983; 73-93.
16. Partain CL, Runge VM, Price RR, et al. Nuclear magnetic resonance imaging. *RadioGraphics(Special Edition)* 1984; 4: 5-25.
17. Pavlicek W, Modic M, Weinstein M. Pulse sequence and significance. *RadioGraphics(Special Edition)* 1984; 4: 49-65.
18. Purcell EM, Torrey HC, Pound RV. Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid. *Phys Rev* 1946; 69: 37-38
19. Pykett IL, Newhouse JH, Buonanno FS, et al. Principles of nuclear magnetic resonance imaging. *Radiology* 1982; 143: 157-168
20. Schorner W, Laniado M, Niendorf HP, et al. Time-dependent changes in image contrast in brain tumors after gadolinium-DTPA. *AJNR* 1986; 7: 1013-1020.
21. Stewart PA, Hayakawa K, Farrell CL, et al. Quantitative study of microvessel ultrastructure in human peritumoral brain tissue. Evidence for a blood-brain barrier defect. *J Neurosurg* 1987; 67: 697-705.
22. Valk J, MacLean C, Algra PR. *Basic Principles of Nuclear Magnetic Resonance Imaging*. Amsterdam: Elsevier, 1985; 11-52.
23. Villafana T. Fundamental physics of magnetic resonance imaging. *Rad Clin North Am* 1988; 26: 701-715
24. Wolf GL, Baum S. Nuclear magnetic resonance contrast agents for proton imaging. *RadioGraphics (Special Edition)* 1984; 4: 66-73.