

# 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging)의 기본원리

조 봉 혜

부산대학교 치과대학 구강악안면방사선학 교실

## Basic Principles of Magnetic Resonance Imaging

Cho, Bong-Hae

*Department of Oral and Maxillofacial Radiology, College of Dentistry, Pusan National University*

Magnetic resonance imaging with its superior soft tissue contrast resolution and absence of beam hardening artifacts, combined with its ability to perform multiplanar imaging, is now effective tool in diagnostic imagings.

Magnetic resonance is primarily a phenomenon that involves atomic nuclei. It provides totally new clinical informations with no known hazards through the use of very weak interactions with endogenous stable magnetic atomic nuclei.

This article briefly summarizes the basic mechanism of generation and detection of the signals and general sorts of tissue properties which can influence the signals and thereby give rise to tissue contrast. It also describes how the machine-operating parameters can be used to manipulate the tissue contrast observed in the image. (*J Korean Oral Maxillofac Radiol 1999;29:7-20*)

**Key words** : Magnetic resonance imaging, MR pulse sequences

핵 자기 공명(nuclear magnetic resonance)을 이용한 영상화는 1972년 Lauterbur가 양자 밀도와 스핀-래티스(spin-lattice)이완시간에 의한 phantom의 이차원적 NMR 영상을 얻음으로써 이루어졌다. 그는 이러한 영상화 기법이 라디오주파수 자장과 공간적 위치를 결정하는 자장 기울기가 한데 어울려서 이루어진다는 의미에서 join의 그리스어인 zeugma를 인용하여 zeugmatography라 명명하였다. 그 이후 새로운 영상화 기법이 도입될 때 마다 Nuclear magnetic resonance imaging, Nuclear magnetic resonance computed tomography, Spin mapping, Hydrogen mapping, Zeugmatography, Magnetic resonance imaging 등으로 다양하게 불려지다 근래에 들어 magnetic resonance imaging으로 통일되었다.

자기 공명 영상의 개략적인 과정은 인체를 강한 자장내에 두어 양성자를 재배열시키고, 라디오파를 쬐어 공명을 일으킨 후 양성자가 원래상태로 돌아가면서 방출하는 에너지를 receiver coil로 검출하여 전자적 신호로 전환시켜 디지털 영상을 형성하는 것이다.

이 글에서는 자기 공명 신호가 어떻게 형성되고 검출되는지, 조직성분이 어떻게 신호에 영향을 미쳐 조직대비가 나타나는지, 그리고 어떤 기술적 조작으로 조직대비를 영상화하는지에 대해 간단하게 살펴보고자 한다.

### 1. 원자핵의 특성과 외부자장에 의한 변화

원자핵의 특성 ,

원자는 원자핵과 외각전자로 구성된다. 원자

핵에는 양전하를 띤 양성자가 축을 따라 일정하게 회전운동(spin)을 하는데, 이 전기적 흐름에 의하여 양성자는 고유자장을 나타낸다. 양성자들은 서로 쌍을 이루는 경향이 있는데, 쌍을 이루면 서로의 spin과 자기 모멘트(magnetic momentum)가 상쇄되기 때문에 쌍을 이루지 않는 양성자만이 전체 자기 스핀(net magnetic spin)과 전체 자기 모멘트(net magnetic momentum)를 나타내게 된다. 따라서 체내에 분포하는 원자 중 그 번호가 홀수인 수소(H-1), 탄소(C-13), 불소(F-19), 나트륨(N-23), 인(P-31) 등이 자기 핵(magnetic nuclei)에 해당된다. 이 중 수소가 가장 높은 자성을 보이고 체내에 풍부하기 때문에 대부분의 영상 진단은 수소 핵(hydrogen nuclei, proton)을 이용한다.

양성자가 외부자장에 놓일 때

양성자는 양전하(+ charge)를 띠고 회전하기 때문에 자성을 가지나 무작위로 배열되어 전체 자기 모멘트(net magnetic momentum)를 나타내지 않는다. 그러나 외부자장이 가해지면 양성자들이 자장의 방향에 대해 평행(상향) 혹은 반평행(하향)으로 정렬하며, 이때 평행하게 배열된 양성자의 수가 약간 더 많아서 전체적으로 볼 때 외부자장과 같은 방향, 즉 종축방향의 자장을 갖게 된다(그림 1).

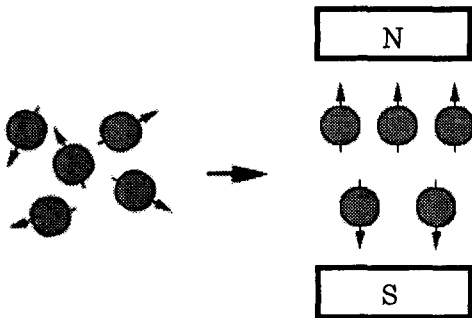


그림 1. 양성자들이 외부자장에 놓이면 자장의 방향에 대해 평행 혹은 반평행으로 배열한다.

양성자의 세차운동(precession)

양성자들은 자장내에서 일정한 회전축과 주기를 갖는 세차운동(precession)을 하는데, 이때의 세차주파수는 외부자장의 세기에 비례한다.

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad \omega_0 : \text{세차주파수}$$

$B_0$  : 외부자장의 세기 (Tesla)

$\gamma$  : 회전자기비

회전자기비는 각 물질마다 고유하며, 세차주파수는 자장의 세기가 증가함에 따라 증가한다. 수소 양성자 (proton)의 세차주파수는 42.5MHz/T이다.

## II. 라디오파(RF pulse)의 작용과 종축 및 횡축 이완

종축방향의 자기력은/외부자장의 방향과 같기 때문에 이를 외부에서 감지할 수 없으므로/이를 측정하기위해서/횡축방향으로/자기력을 변화시켜야한다. 여기에 사용되는 것이 라디오파(RadioFrequency Pulse)이다. /.

Proton과 같은 세차주파수(42.5MHz/T)를 가진 라디오파는 proton 세차운동에 공명현상(resonance)을 일으킨다. 그래서 proton은 라디오파로부터 에너지를 흡수하여 평행으로 배열한 양성자들이 반평행으로 배열하게되어 종축자기화가 감소되고, 아울러 모든 양성자가 동위상(in phase)에서 세차운동하여 횡축자기화가 생긴다(그림 2).

라디오파를 중단시키면 양성자는 평행상태로 재배열하게되어 종축자기화를 회복하게되고(종축 이완), 동위상을 벗어나 위상이탈하여 횡축자기화를 소실하게된다(횡축 이완).

종축 이완(spin-lattice 또는 T1 relaxation)과 T1 곡선

라디오파를 중단시키면 반평행으로 배열한 양성자들이 주위 격자에 열 에너지를 방출하고 저에너지 상태의 평행상태로 돌아가 원래의 종축

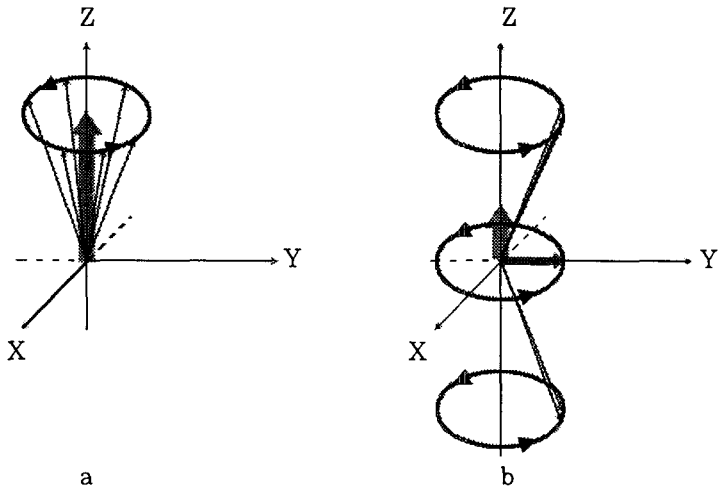


그림 2. 라디오파는 양성자에 대해 2가지 효과를 나타낸다.  
 첫째, 양성자를 반평행으로 재배열시켜 z-축 성분의 종축자기화가 감소한다.  
 둘째, 양성자가 동위상(in phase)에서 세차운동을 할 수 있게 하여 x-y면에 새로운 자기화(new magnetization), 즉 횡축자기화가 생긴다.

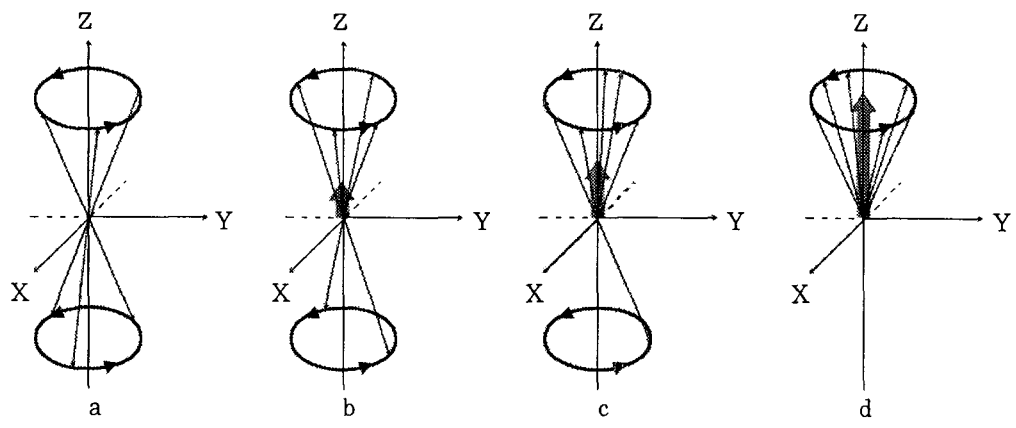


그림 3. 종축 이완. 라디오파를 중단하면 양성자가 종축자기화를 회복하기 시작한다.

자기화를 회복한다. 이러한 종축 이완은 격자의 자장이 Larmor 주파수와 비슷할 때 효과적으로 이루어진다(그림 3).

T1은 종축 이완의 정도를 나타내는 시간상수로 원래의 종축자기화의 63%에 도달할 때까지의 시간을 의미하며 시간과 종축자기화와의 관계를 나타낸 그래프를 T1 곡선이라한다(그림 4).

T1은 물질마다 다양하나 생체조직의 T1은

300 msec에서 2000 msec 사이이다. 순수한 물은 물분자들이 너무 빨리 움직여 주위로의 에너지 전달이 어렵기 때문에 서서히 종축자기화를 회복하여 긴 T1을 가진다. 반면 지방조직은 지방산에 결합되어있는 탄소가 Lamor 주파수와 유사한 주파수를 가지고 있어 효과적인 에너지 전달이 이루어져 짧은 T1을 가진다.

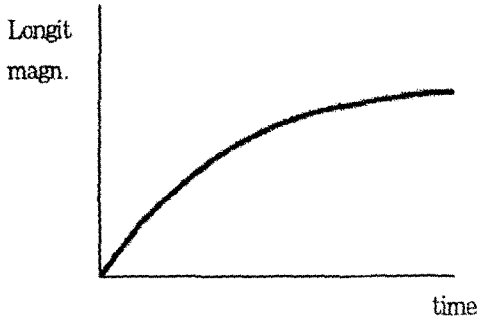


그림 4. T1 곡선

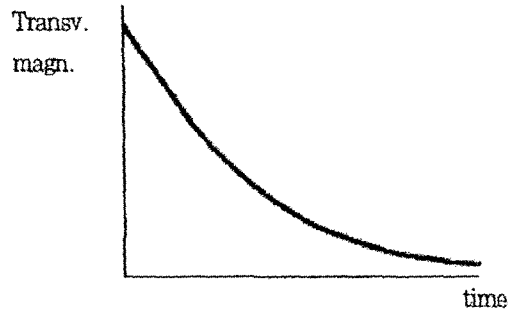


그림 6. T2 곡선

횡축 이완(spin-spin 또는 T2 relaxation)과 T2 곡선

외부자장은 완전히 균일하지 않으며, 각 조직들도 성분에 따라 약간씩 다른 세기의 자장을 가진다. 라디오파를 중단시키면 동위상에서 세차운동을 하던 양성자들은 외부자장의 불균일성과 주위 양성자에서 발생하는 자장변동으로 인하여 국소자장이 불균등해져 위상이탈(dephasing)하게 된다. 이러한 위상차이로 인하여 양성자의 자기모멘트가 상쇄되어 횡축자기화가 감소하는데 이를 횡축 이완이라 한다(그림 5).

T2는 횡축 이완의 정도를 나타내는 시간상수로 원래 횡축자기화의 37%까지 감소하였을 때의 시간을 의미하며 시간과 횡축자기화와의 관계

를 나타낸 그래프를 T2 곡선이라 한다(그림 6).

생체조직의 경우 T2는 30-150msec정도이다. 물분자는 국소자장의 이동이 빠르므로 내부자장의 차이가 적어 T2가 상당히 길다. 반면 연조직등 고분자의 경우에는 국소자장의 차이를 빨리 상쇄시킬수 없으므로 양성자들의 세차주파수가 달라져 위상이탈이 빨리 일어나 T2가 짧다.

전체 자기 모멘트(합 벡터)

종축 자기 벡터와 횡축 자기 벡터를 합 벡터로 나타낼 수 있는데 이 합 벡터는 한 조직에서의 전체 자기 모멘트를 의미한다(그림 7).

합 벡터는 실질적으로 세차운동을 하기 때문에 조직이 횡축자기화를 잃고 종축자기화를 회복

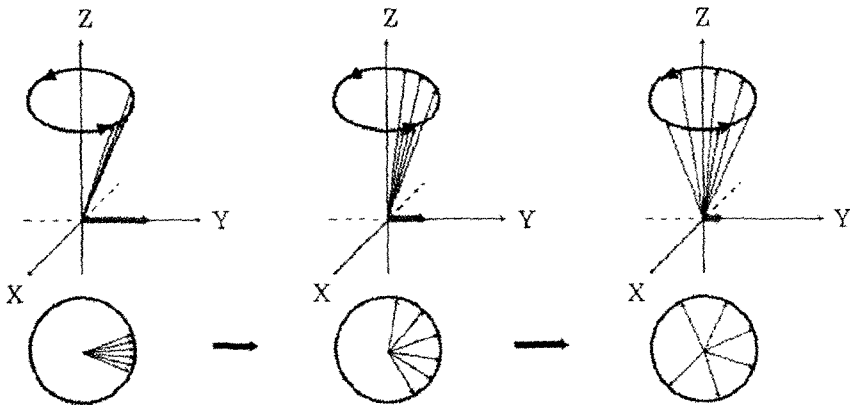


그림 5. 횡축 이완. 라디오파를 중단하면 양성자는 횡축자기화를 소실하기 시작한다.

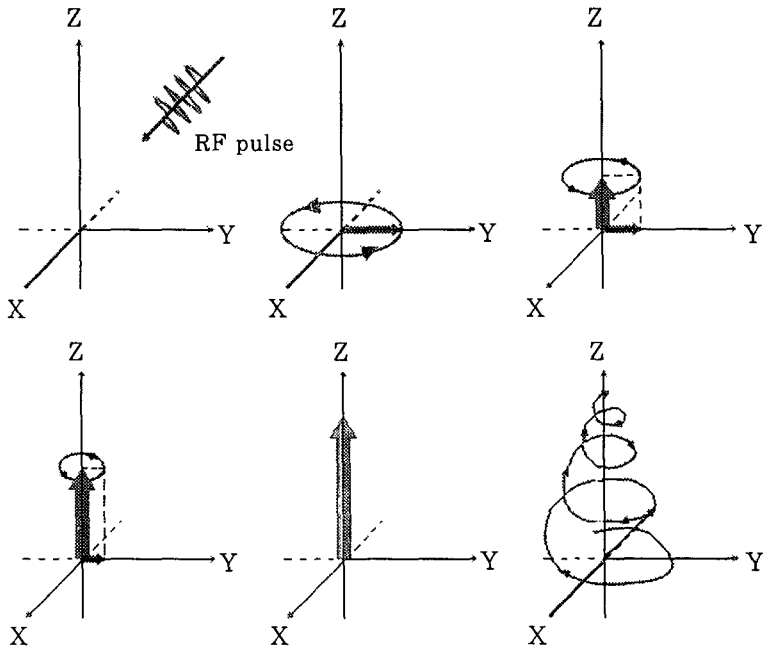


그림 7. 라디오파 적용 시와 그 직후의 전체 자기 모멘트(합 벡터) 변화

하는 동안 나선형의 운동을 하며 안테나에 전류를 유도하는데 이것이 MR 신호이다(그림 8).

MR 신호는 일정한 주파수를 가지며, 라디오

파가 중단된 직후 가장 크게 나타나 점차적으로 감소하는데 이를 자유유도감쇄(FID, free induction decay)라 한다(그림 9).

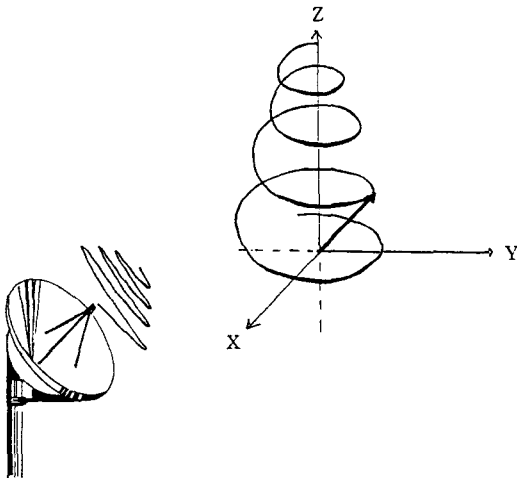


그림 8. 전체 자기 모멘트는 나선형 운동을 하며 MR 신호를 유도한다.

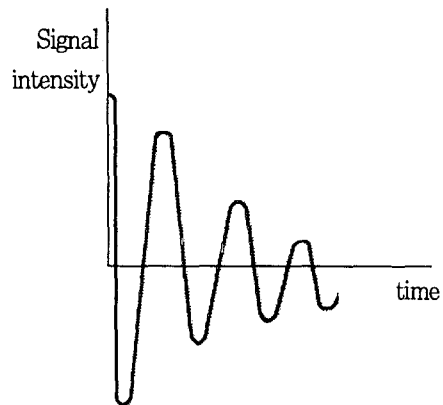


그림 9. 자유유도감쇄(Free Induction Decay)

### III. TR(Repetition time)과 TE(Echo time)

#### TR(Repetition time)

TR은 90도 펄스와 그 다음 90도 펄스 사이의 시간간격으로, 500 msec 이하를 short TR이라 하고, 1500 msec 이상을 long TR이라 한다. TR이 길면 모든 조직이 종축자기화를 완전히 회복하여 조직간의 T1의 차이를 알 수 없지만(그림 10), TR이 짧으면 조직들간의 T1차이에 따라 회복되는 종축자기화의 정도가 달라진다(그림 11).

뇌의 종축 이완시간은 뇌척수액보다 짧다. 그러므로 긴 TR에서보다 짧은 TR에서 뇌와 뇌척수액의 신호강도의 차이가 더 많다(그림 12).

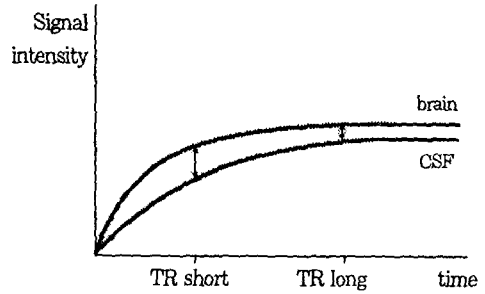


그림 12. 종축 이완시간에 따른 뇌와 뇌척수액의 대비

#### TE(Echo time)

RF 펄스가 중단된 후 양성자는 위상이탈하여 횡축자기화가 소실된다. 이때 180도 펄스를 주면 양성자들이 반대방향으로 세차운동하여 원래 위상(in phase)으로 돌아오게 된다(그림 13).

이 90도 펄스와 180도 펄스간의 시간을 TE

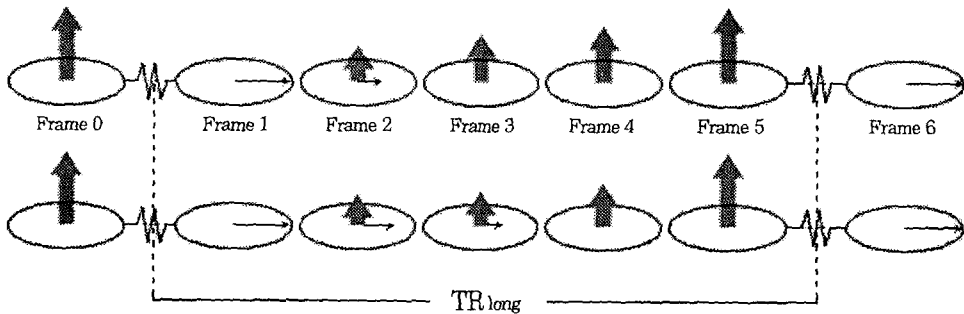


그림 10. TR이 길 경우는 조직간의 T1 차이가 나타나지 않는다.

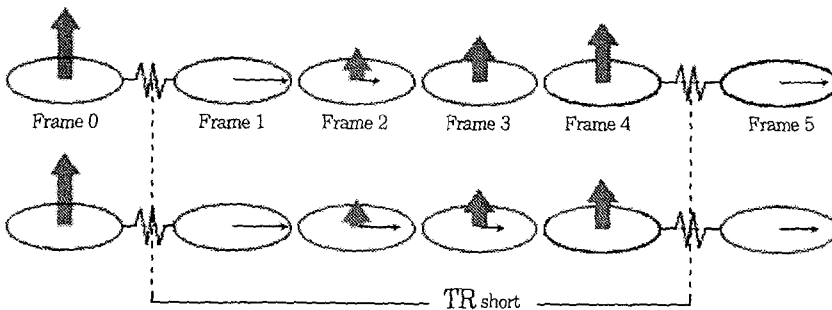


그림 11. TR이 짧을 경우 T1 차이에 의한 조직대비가 나타난다.

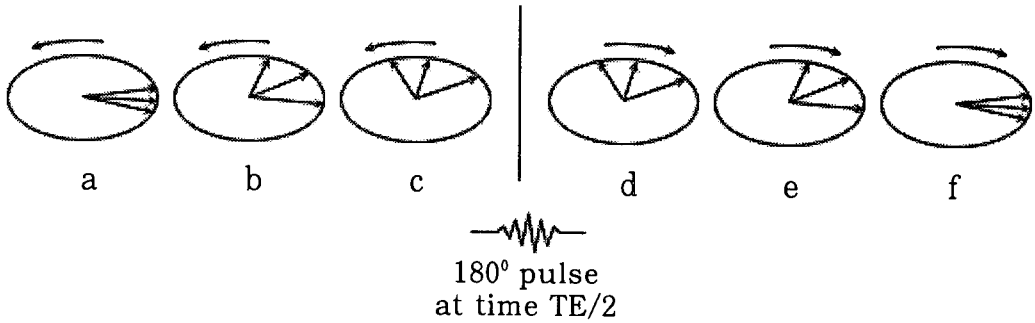


그림 13. 180도 펄스는 위상이탈하는 양성자를 반대방향으로 세차운동하게 하여 원래 위상으로 되돌린다.

라 하며 30 msec 이하를 짧은 TE, 80 msec 이상을 긴 TE라 한다. TE가 짧으면 신호는 강하나 조직간의 T2 차이가 나타나지 않는다. 서로 다른 횡축 이완시간을 가지고 있는 2개의 조직에 대한 T2 곡선에서 긴 TE 일때가 짧은 TE일때 보다 신호강도의 차이가 크다(그림 14).

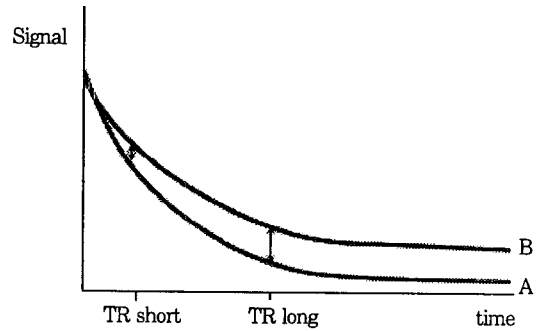


그림 14. 긴 TE 일 경우 신호강도는 작지만 A와 B의 조직대비가 더 분명하다.

180도 펄스가 위상이탈하는 양성자들을 TE 시간후에 동위상으로 모으게되면 강한 신호가 발생하지만 그 후 다시 양성자는 위상이탈을 시작하게 된다. 이때 또 다른 180도 펄스를 주면 다시 양성자를 동위상으로 돌릴 수 있다. 즉 180도

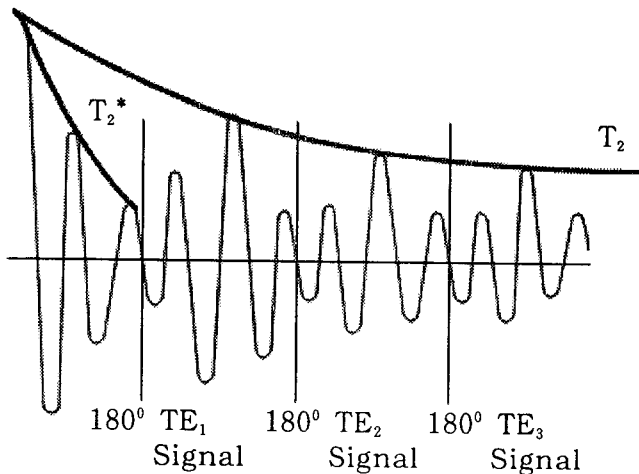


그림 15. T<sub>2</sub> 곡선과 T<sub>2</sub>\* (T<sub>2</sub>star) 곡선

T<sub>2</sub>-곡선 : 연속적인 180도 펄스를 주었을때 신호강도가 점진적으로 감소한다.

T<sub>2</sub>\*-곡선 : 연속적인 180도 펄스를 사용하지 않으면 신호강도가 훨씬 빨리 감소한다.

펄스를 연속적으로 주면 한 개 이상의 스핀에코를 얻을 수 있는데, 이러한 여러 개의 스핀에코의 강도를 연결한 선을  $T_2$  곡선이라 한다. 연속적인 180도 펄스를 사용하지 않을 경우에는 신호강도가 급격히 감소하는데, 이때의 횡축자기화 소실 곡선을  $T_2^*$ ( $T_2$  star) 곡선이라 하며 급속영상을 얻을 때 이용된다(그림 15)

#### 강조 영상(weighted Image)

T1 강조 영상 : 짧은 TR을 사용하여 조직간의 T1의 차이에 의한 신호강도의 차이는 나타나지만 짧은 TE를 사용하여 조직간의 T2차이는 나타나지 않는다. T1이 짧은 지방조직이 밝게 나타나 fat image라고도 한다(그림 16).

T2 강조 영상 : 긴 TR을 사용하여 조직간의 T1 차이는 나타나지 않고 긴 TE를 사용하여 조

직간의 T2 차이에 의한 조직대비가 나타난다. T2가 긴 물이 밝게 나타나 water image라고 한다(그림 17).

양성자 밀도 강조 영상 : 긴 TR과 짧은 TE를 사용하여 조직간의 T1, T2 차이를 나타내지 않으므로 양성자 밀도 차이에 따라 조직대비가 나타난다(그림 18).

#### IV. Pulse sequence

##### 스핀에코(spin echo) sequence

90도 펄스를 주고 TE/2 만큼 기다린 후 180도 펄스를 주고 다시 TE/2만큼 기다린 후 신호를 기록하는데 이를 반복적으로 시행한다(그림 19).

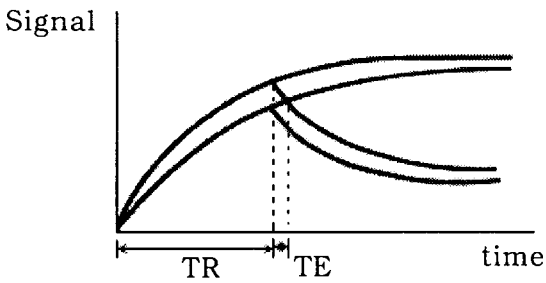


그림 16. T1 강조영상

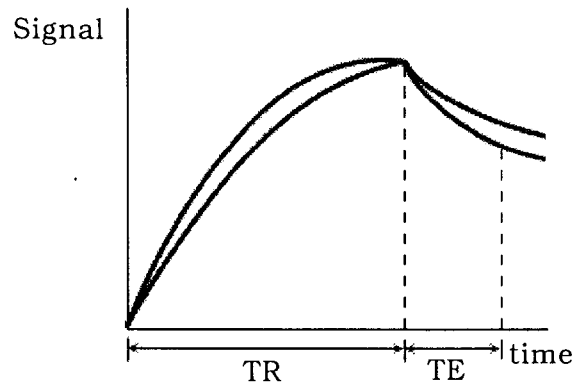


그림 17. T2 강조영상

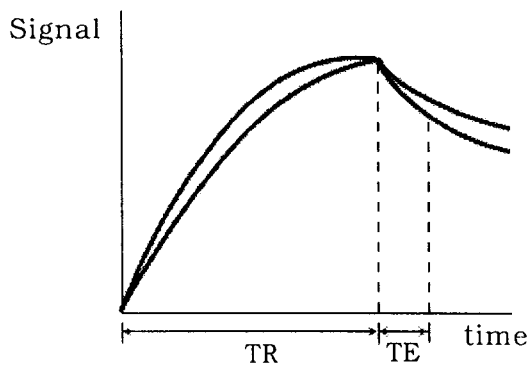


그림 18. 양성자 밀도 강조영상



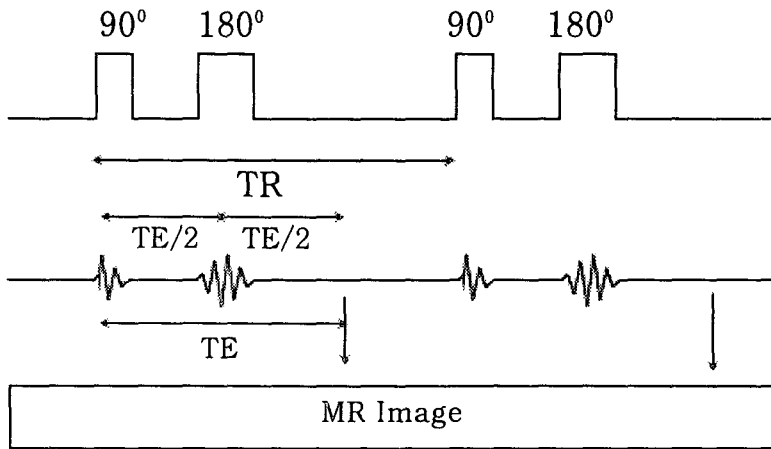


그림 19. 스핀 에코 sequence

부분포화(partial saturation)/포화회복 (saturation recovery) sequence

90도 펄스만을 사용한다. '포화(saturation)'란 90도 펄스를 준 직후 종축자기화가 소실되고 횡축자기화만 있는 상태를 말한다. 짧은 간격으로 90도 펄스를 줄 경우 즉 부분포화 sequence는 짧은 T1 회복 시간을 가지므로 T1 차이에 의한 조직대비가 나타나고, 긴 간격으로 90도 펄스를 줄 경우 즉 포화회복 sequence는 영상대조가 주로 양성자 밀도에 의해 결정된다 (그림 20).

반전회복(Inversion recovery) sequence

180도 펄스후 90도 펄스를 사용한다(그림 21). 180도 펄스는 90도 펄스의 2배의 강도 혹은 2배의 지속시간을 필요로 하며 종축자기화를 반대방향으로 전환시킨다. 그 후 90도 펄스를 부여하면 종축이완 정도에 따라 횡축자기화가 생기게 된다. 즉 반전회복영상에서 신호강도는 TI에 좌우된다(그림 22). 대표적인 반전회복 sequence인 STIR(short TI Inversion recovery)는 short TI를 주는 것으로 주로 fat supression에 이용된다. 180도 펄스후 fat의 T1-곡선이 영(zero)인 시점에서 90도 펄스를 주면 fat signal

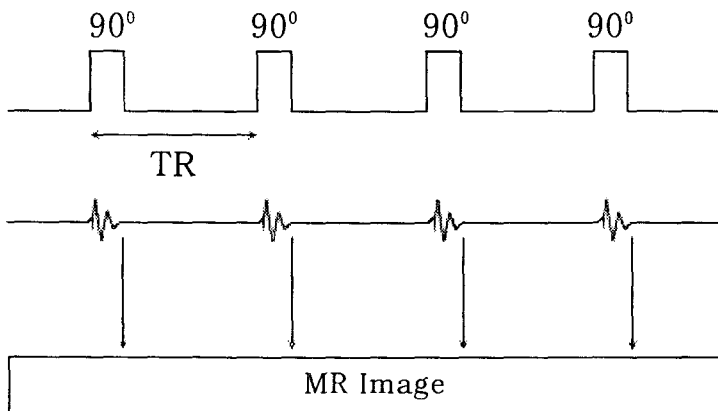


그림 20. 부분포화/포화회복 sequence

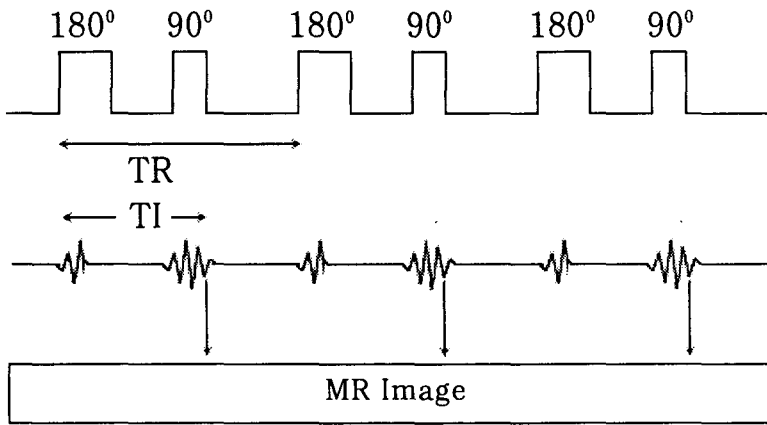


그림 21. 반전회복 sequence

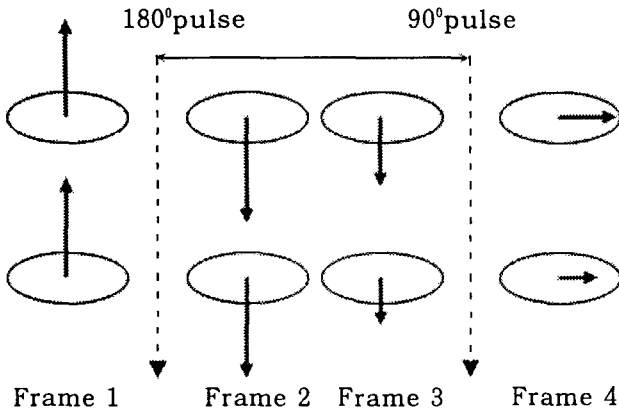


그림 22. 반전회복 sequence에서는 긴 T1을 가진 조직이 더 강한 신호를, 짧은 T1을 가진 조직이 더 약한 신호를 나타낸다.

은 제거되고 fat 보다 긴 T1를 가진 조직이 밝게 나타난다. 즉 반전된 T1 강조영상(inverted T1 image)이 형성된다(그림 23).

### V. 급속영상(Fast Imaging)

영상시간에 가장 많이 관여하는 변수가 TR이므로 영상시간의 단축을 위해서는 TR을 짧게 하여야한다. 그러나 TR을 짧게 하였을 경우 2가지 문제가 생기는데, 하나는 90도 펄스 후 180도 펄스를 사용할 시간이 없다는 것이고, 또 하나는 종

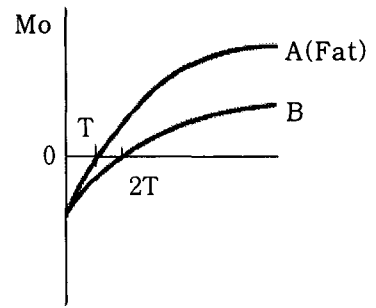


그림 23. 180도 펄스후의 종축 회복. A(fat) 조직의 종축자기화가 0인 T시점에 90도 펄스를 부여하면 B 조직의 신호만이 검출된다.

축자기화가 펄스를 반복함에 따라 점점 더 작게 회복되어 다음 펄스에 의해서 기울어지는 종축자기화의 양이 매우 적어 신호를 감지할 수 없게 된다는 것이다.

첫 번째 문제는 180도 펄스 대신 자장경사를 이용하여 해결한다. 이것은 원래의 자장에 비균일 자장, 즉 경사자계를 더하는 것으로 자장경사를 짧은 시간동안 주면 검사단면에 훨씬 큰 자장의 비균일성이 생기고 양성자의 위상이탈이 빨라진다. 그 다음에 반대방향의 경사자계를 주면 양성자들이 반대방향으로 움직여 동위상으로 되돌

아오게 된다(rephasing). 이 자장경사는 180도 펄스를 적용한 것과 비슷한 결과를 나타내어 이를 gradient echo라 한다.

두 번째 문제는 90도 펄스대신 더 작은 flip angle(대부분 10-35도)을 사용하여 해결한다. 이 경우에는 언제나 약간의 종축자기화가 남아있게 되므로 다음 펄스에 의하여 기울어질 수 있다. 따라서 매우 짧은 TR 후에 다음 펄스를 주어도 적당한 신호를 얻을 수 있다.

영상에서의 급속영상은 위에 기술한 Gradient echo sequence와 연속적인 echo(echo train)를 이용한 Turbo sequence를 주로 이용한다.

## VI. Flow가 signal에 미치는 영향

혈액과 같이 움직이는 분자는 MR 신호에 영향을 미쳐 다양한 신호의 변화를 초래한다 (그림 24).

Flow void phenomenon : 동맥이나 대부분의 정맥등 빨리 흐르는 혈액에서 일어나는 현상으로 라디오파를 받은 혈액이 신호를 얻을때는 이미 이동하여 그 단면에서 신호가 나오지 않는다.

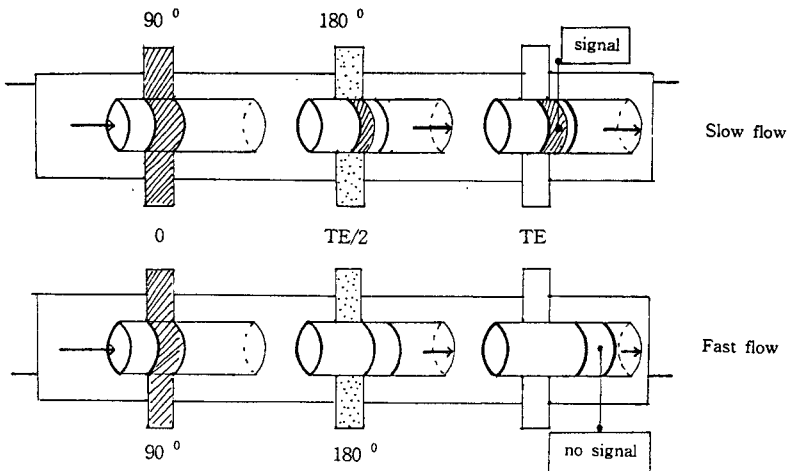


그림 24. 혈류에 따라 혈액에서 나오는 신호가 증강되거나 감약된다.

Washout effect : 자기화된 혈액의 일부만이 단면내 위치하여 약한 신호만을 낸다.

Flow-related enhancement (Inflow effect) : 단면 밖의 자기화된 혈액이 유입하여 생기거나 다단면 영상 기법(multislice imaging technique)에서 혈류방향에 따라 신호의 증강이 생길 수 있다.

## VII. MR 조영제

Hemoglobin 분해산물인 deoxyhemoglobin이나 methemoglobin, 분자산소등은 그 자체가 국소자장을 가지고 있어 주위 양성자의 이완시간을 짧게하여 T1, T2에 영향을 미치는데 이를 상자성 물질(Paramagnetic substance)이라한다.

MR 조영제로 주로 사용하는 Gadolinium도 강력한 상자성 물질로 T1과 T2를 짧게하여 결과적으로 T1 강조 영상에 이용된다. Gadolinium 자체는 독성을 가지고 있으므로 DTPA(die-thylene-triamine-pentaacetic acid)와 결합하여 사용한다.

## VIII. 단면선택

특정한 단면을 검사하기 위해서는 외부자장에 2차 자장을 중첩시키는데 이를 단면선택경사자계라고하며 이로 인하여 신체의 단면은 위치에 따라 다른 강도의 자장을 가지게 된다. 따라서 특정 라디오파 주파수를 선택함으로써 우리가 검사할 단면의 위치를 결정할 수 있다(그림 25).

### 단면두께(Slice Thickness) 선택

특정 단면의 두께는 라디오파 주파수의 범위와 단면선택경사자계의 기울기에 의하여 결정된다. 라디오파 주파수의 범위가 넓을수록 단면이 두꺼워지며, 단면선택경사자계의 기울기가 클수록 단면두께는 작아진다(그림 26).

## IX. 신호의 위치결정

MR 신호의 위치는 주파수 부호화 경사자계(frequency encoding gradient)와 위상 부호화 경사자계(phase encoding gradient)에 의하여 파악된다.

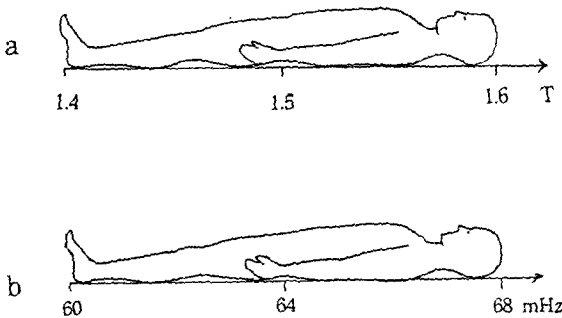


그림 25. 경사자계를 걸어주면 신체의 단면들이 서로 다른 자장에 놓이게 되어 특정 주파수를 적용함으로써 원하는 단면을 선택할 수 있다.

### 주파수 부호화 경사자계(frequency encoding gradient)

단면선택 경사자계를 적용하면 양성자들은 특정단면에서 같은 주파수로 세차운동하게 되는데 이때 y-축을 따라 경사자계를 중첩하면 양성자들은 y-축을 따라 각각 다른 주파수로 세차운동을 하게된다. 이를 주파수 부호화 경사자계(frequency encoding gradient)라 한다(그림 27).

### 위상 부호화 경사자계(phase encoding gradient)

같은 주파수로 세차운동하는 양성자에 x-축을 따라 경사자계를 적용하면 각 양성자는 서로 다른 주파수로 운동한다. 이때 경사자계를 중단하면 양성자들은 같은 주파수로 세차운동하게 되나 이때 서로의 위상은 달라진다. 이를 위상 부호화 경사자계라고 한다(그림 28).

### 일반적인 부호화 방향(Encoding direction)

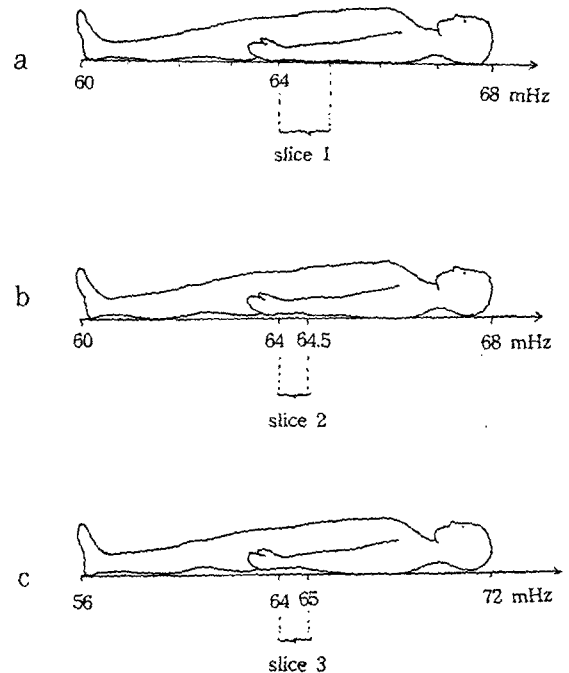


그림 26. 라디오파 주파수의 범위와 단면선택경사자계의 기울기에 따른 단면의 두께.

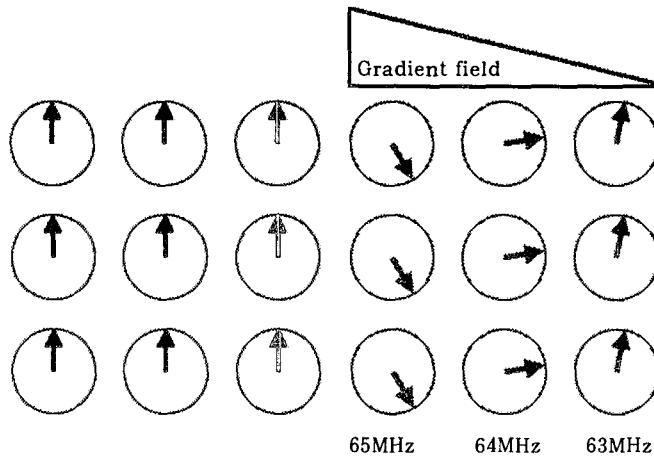


그림 27. 주파수 부호화 경사자계를 적용하면 양성자들은 각 열을 따라 서로 다른 주파수로 세차운동을 한다.

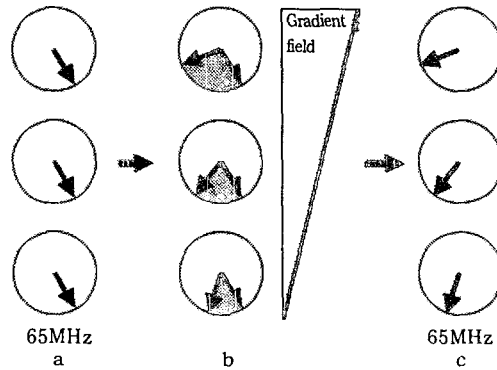


그림 28. 위상 부호화 경사자계를 적용하면 양성자들은 서로 다른 위상에서 같은 주파수로 세차운동을 한다.

은 횡단면(Transverse View)의 경우 x축 주파수 부호화(Frequency-encoding), y축-위상부호화(Phase-encoding), z축-단면선택(Slice selection), 시상면(Sagittal View)의 경우 x축-단면선택(Slice selection), y축-위상부호화(Phase-encoding), z축-주파수 부호화(Frequency-encoding), 관상면(Coronal View)의 경우 x축-위상부호화(Phase-encoding), y축-단면선택(Slice selection), z축-주파수 부호화(Frequency-encoding)인데 이 방향을 바꾸는 것을 Swap이라 한다.

## X. 요약

자기공명영상은 대부분의 안정된 자기 핵과의 상호작용을 통하여 반복주사 없이 횡단면, 시상면, 관상면 등 원하는 단면의 영상을 얻을 수 있는 촬영법이다. 현재까지 알려진 특별한 위해 작용은 없으며 생리학적으로 정상과 비정상조직을 구별해 낼 수 있으므로 연조직 분석에 특히 유용하다. 그러나 물리화학적 변화에 민감하여 적절한 pulse sequence의 선택과 적용방법이 까다롭다. 자기공명은 화학분석이 가능하여 의학적 사용 외에 물리, 화학, 생화학 분야에도 많이 이용되고 있으며 향후 많은 발전이 있을 것으로 예상된다.

## 참고문헌

1. Schild HH : MRI made easy. pp.6-99, Berlex Laboratories, Wayne, 1992
2. 박수성, 김건상, 이관세 외 : 진단방사성원리. pp.600-664, 대학서림, 서울, 1985
3. Magnatum Vision MRI manual: Characteristics and criteris for image quality in MR
4. Kramer DM : Basic principles of Magnetic resonance imaging. RCNA 22:765-778, 1984
5. Stark,DD, Bradley WG : Magnetic resonance imaging. C.V. Mosby Co., 1988
6. Crawford SC, Harnnsberger HR, Lufkin RB, Hanafee WN : The role of Gadolinium-DTPA in the evaluation of extracranial head and neck mass lesions. RCNA 27:219-242, 1989

Address : Prof. Bonghae Jo, Dept. of Oral and Maxillofacial Radiology, College of Dentistry, Pusan National University, 1-10 Ami-dong, Seo-ku, Pusan, Korea

Tel : (051) 240-7472 Fax : (051) 245-8388

E-mail : bhjo@hyowon.cc.pusan.ac.kr