영남의대학술지 제4권 제1호
The Yeungnam Univ. Med. J.
Vol. 4, No. 1, August 1987.

자기공명(M.R.)진단법의 특징 및 그 영상기전의 이해

영남대학교 의과대학 진단방사선과학교실
장 재 천 · 황 미 수 · 김 선 용

서 론

1896년 Roentgen에 의하여 X-선이 발견된 이후 그의 방사선학은 이용면이 넓은 초음파 검사와 컴퓨터에 의한 횡단면 영상인 CT Scan의 발달은 방사선 의학계에 있어 작은 혁명이었다고 말할 수 있었고 실제 초음파 검사와 CT Scan은 어떤 질병의 진단에 많이 기여를 했다고 생각한다. 아울러, 1972년 Lauterbur가 양자 밀도와 Spin-Lattis 이완시간을 이용하여 Phantom의 이차원적 자기공명 영상을 얻은 이래, 조직을 구성하는 원자핵의 원자에 의한 자장 하에서 원자핵에 의해 Electromagnetic energy의 흡수와 방출을 이용한 정보에 의하여 영상을 구성하게 되는 자기공명 영상은 기존 방사선을 이용한 *Roentgen* 이래 가장 큰 혁명이라 하지 않을 수 없다.

자기공명 진단술의 의학적 의미는 종래의 CT나 초음파 검사법이 장기나 조직의 형태학적 변화를 진단하는 방법에 비하여 자기공명 진단술은 그보다 한 단계 조기의 생화학적 병리학적 변화가 생기기 이전의 화학 또는 기능의 변화를 찾아내려는 것이다. 즉 CT나 초음파 검사는 방사선 흡수계수 혹은 음파의 저항 속도의 차이에 의한 이미 형태학적 변화를 진단하는 방법이라면 자기공명 진단술은 Spin density, T_1, T_2(이하 본문에서 기술)를 이용하여 CT나 초음파 검사보다 한 단계 더 조기의 분자 병리학적 변화를 알아내는 것이라 자기공명 진단술은 크게 자기공명을 이용한 자기공명 영상법(*Magnetic Resonance Image*: MRI) 분야와 자기공명을 이용하여 조직의 성분을 파악하는 자기공명 분광법(*Magnetic Resonance Spectroscopy*: MRS) 분야로 나눌 수 있으며 최근에는 이 두 과정을 이용한 1대의 기계로 이 두 분야에 관한 정보를 동시에 얻을 수 있게 되었다. 특히 자기공명 분광법의 이 방면으로 단순히 영상으로만 인체 내부를 관찰하는 것이 아니라 한 단계 더 발전하여 병변의 특성을 파악함으로써 자기공명 진단술을 더욱 꽃피울 수 있는 첨단의 진단방법이라 하겠다.

우리나라에서도 이미 1982년 한국과학기술원에서 개발한 0.15 Tesla 상전도 자석(Resistive type Magnet)을 이용한 자기공명 영상 진단 기기 1대가 보급되어 몇몇 종합병원에서 가동되고 임상진단에 많이 기여하고 있으며, 작년 1985년 한국과학기술원에서 2.0 Tesla 초전도 자석(Superconductive Magnet)을 이용한 자기공명 분광법이 가능한 MR 시스템의 개발에 성공함으로써 활발한 임상적 연구가 진행중에 있고 이미 몇 개의 보다 발전한 병원에 설치 중인바 곧 보다 폭넓게 임상에 적용될 것으로 생각된다.

최근 방사선과를 포함한 여러 임상과의 관계 의료 문헌에 자기공명 진단의 보고 예들이 나오고 있으나 그 영상 기전이 종래의 영상 진단과는 판이하고 의료계에 종사하는 사람들이 이해하기에는 다소 어려운 물리학적 수학적 기본 지식이 필요한 방사성 영상원리의 정확한 이해에 다소의 문제가 있어 왔다. 이에 저자 등은 물리학자나 의공학자의 입장이 아니라 임상의사의 입장에서 나름대로 자기공명 영상의 특징과 그 영상기전을 분석함으로써 머지 않아 보편화될 자기공명 진단술의 이해에 도움이 되었으면 한다.

본 론

1. 기본 물리

1) 원자핵의 자기적 특성

(1) 원자핵의 자화

홀수의 원자번호 혹은 질량수를 갖는 원자핵($^{1}_{1}H$, $^{7}_{3}Li$, $^{19}_{9}F$, $^{23}_{11}Na$, $^{31}_{15}P$, $^{127}_{53}I$ 등)은 스스로 회전하는 고유의 (Inherent) Spin을 가지고 있고 이 Spin을 가진 원자핵은 북극과 남극을 가지고 그들은 고유의 회전축

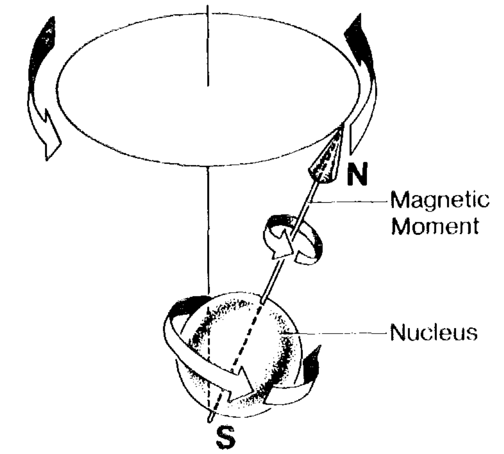

Fig. 1. Nuclear magnetic Moments, Spinning and Precession.

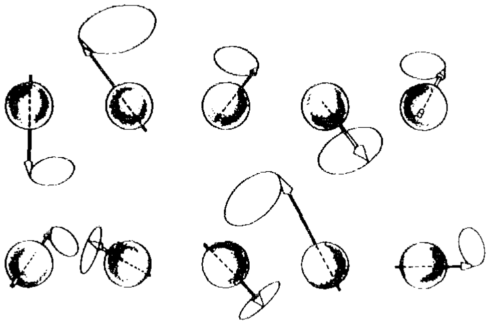

Fig. 2. Abscence of an external magnetic fields.

방향으로 자기(Magnet)가 형성되는데 이것을 Magnetic moment라고 한다. (Fig. 1)

인체내에서 자기역량(Magnetic property)을 가지고 있는 원자핵들중 ^1H이 생체내에서 가장 풍부하고 강한 자기공명 감수성(MR sensitivity)을 가지고 있으므로 현재 자기공명 진단술에 가장 많이 사용된다. 이들 원자핵은 외부 자장이 없는 상태에서는 자전축(Spin Axis)이 제멋대로 배열되어 있어 Magnetic Moment의 총계(Sum)는 영(Zero)이 되고 이것을 평균자화(Netmagnetization)가 영(Zero)라고 이야기 한다. (Fig. 2) 그러나 이 상태에 있던 외부 자장이 가해지면 원자핵들은 외부자장의 방향과 거의 평행으로 정열하면서 핵자체의 자전운동인 Spin운동과 아울러 자장축을 축으로 자장축 주위를 회전하는 세차운동(Precession)을 하게 된다. 이 운동은 마치 돌고있던 팽이가 쓰러지기 직전에 기울어져서 돌고있는 모양과 유사하다고 할 수 있다. (Fig. 1) 이 세차운동의 회전속도(Processional Frequency)를 ω로 표시하고 공명 혹은 라아모어 주파수(Resonance or Larmor frequency)라고 하는데 이 회전속도는 원자핵의 종류에 따라 각각 다르며 같은 종류의 원자핵은 같은 회전속도를 가지나 외부자장의 강도에 비례하여 변화하고 그 공식은 아래와 같다.

$$\omega = \gamma B_0$$

B_0 : Strength of Applied Magnetic Field.

γ : Gyromagnetic Constant (Unique for Each Nucleus)

예를들어 수소원자핵(양자)의 공명 주파수는 0.15 Tesla의 자장하에서는 약 6.4 MHZ이며 2.0Tesla 하에서는 약 85.2 MHZ이다.

아울러 외부자장하에서 핵들은 서로 대립되는 두가지 방향으로 정열하게 되는데 낮은 에너지 상태의 원자핵들은 외부자장에 평행(Parallel)하게 배열되고 높은 에너지 상태의 원자핵들은 외부자장에 대하여 반평행(Antiparallel)하게 배열된다. 이때 외부

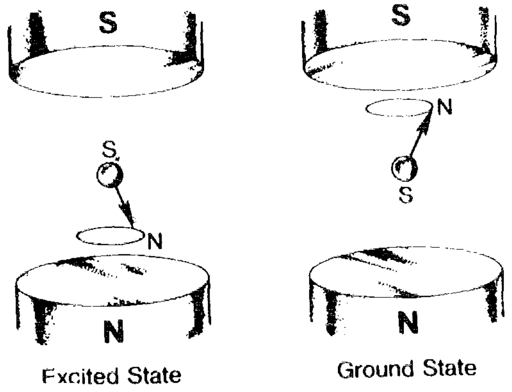

Fig. 3. In a magnetic fields.

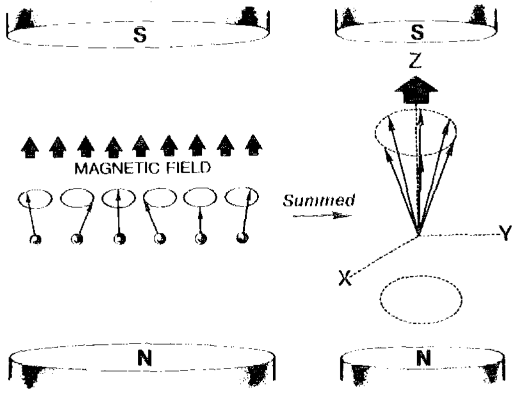

Fig. 4. Ground state.

자장에 평행으로 배열되는 것들은 기저상태(Ground state)라고 하고 반평행으로 배열되는 것들을 여기상태(Excited state)라고 한다.(Fig. 3) 일반적인 체온에서는 두 부류의 원자핵중 낮은 에너지의 핵들이 높은 에너지의 핵들보다 조금 많아 외부자장 하에서의 평균자화(Net Magnetization)는 수직방향(자장방향 : Z축)으로 형성되게 된다.(Fig. 4)

(2) 원자핵의 여기—MR signal—이완

① 여　기

외부자장 하에서 자화상태에 있는 원자핵에 특정한 주파수(Frequency)의 고주파(Radiofrequency)를 발사하면 낮은 에너지 상태의 원자핵(상온에서는 높은 에너지보다 과잉)의 일부가 고주파 에너지를 흡수하여 높은 에너지 상태로 여기(Excite) 되는데 이것을 공명(Resonance) 현상이라고 한다. 이때 사용되는 고주파의 주파수는 공명시키고자 하는 원자핵의 세차운동의 회전속도에 일치하는 주파수로써 전술한 라모어 주파수를 사용한다.

고주파로 여기시키면 최초에 자장 방향으로 배열되었던 평균 자화가 일부 낮은 에너지 상태의 원자핵이 높은 에너지 상태로 전환됨에 따라 Y축 방향으로 그 방향을 바꾸게 된다.(Fig. 5)

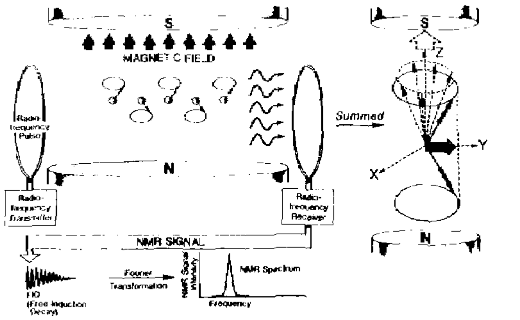

Fig. 5. Excitation and NMR signals.

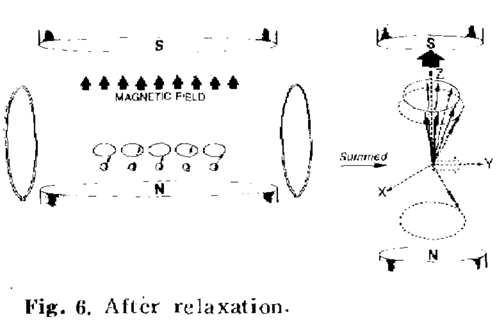

Fig. 6. After relaxation.

이때 고주파를 가하는 시간(Duration)에 따라 Z축에 대하여 90° 방향(Y축) 혹은 180° 방향(－Z축) 등으로 평균자화의 방향을 변화시킬 수 있는데 자기공명 진단에서는 90° 방향을 흔히 이용하고 있다.

② MR Signal—이완

Y축 방향으로 평균자화가 이동하면 Fig. 5에서 보듯이 고주파의 Signal이 Receiving coil에 나타나게 되는데 이때 갑자기 고주파를 차단하면 높은 에너지의 원자핵들은 흡수했던 고주파 에너지를 다시 방출하면서 원래의 낮은 에너지 상태로 돌아가는 과정을 취하게 되고 Y축 방향으로 형성되었던 평균자화는 다시 Z축 방향으로 향하게 된다.(Fig. 6)이라고 하고 따라서 Y축에서 검출되는 signal의 강도는 시간이 경과함에 따라 점점 줄어들게 되는데 이것을 자유 유도 감쇠(Free Induction Decay : F. I. D.)라고 한다. 이 F. I. D.는 시간의 변화에 따른 signal의 강도의 감소 변화를 Fourier Transformation이라는 수학적 과정을 통하여 주파수(Frequency)에 대한 신호강도(Signal intensity)로 바꾸어 자기공명 신호(MR signal)로 이용하게

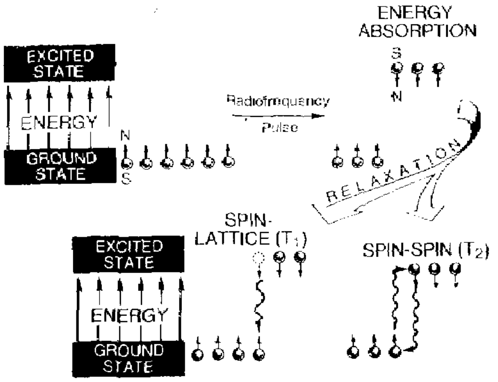

Fig. 7. Molecular basis of relaxation.

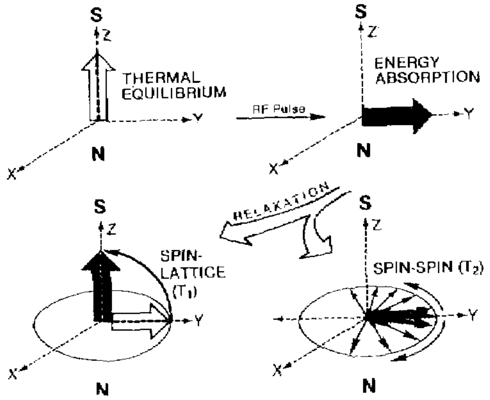

Fig. 8. Longitudinal (T1) and Transeverse (T2) relaxation.

되는 것이다. 다시 말해 설명하면 고주파에 의하여 여기된 원자핵들은 고주파를 차단함으로써 에너지를 잃게 되고 에너지를 잃으면서 MR signal을 발생시키고 원래 여기 되기전의 방향으로까지 평균 자화가 이동하게 되면 MR signal도 사라진다. 이와 같은 과정을 이완(Relaxation)이라고 하고 이 이완은 Spin-Lattis Relaxation과 Spin-Spin Relaxation의 두가지 과정(Process)을 거치게 되는데 Spin-Lattis Relaxation이란 90° 고주파 펄스를 끊은 직후 Lattis라 칭하는 주위 구조에 90° 고주파 펄스에 의해 생긴 에너지를 방출하고 원래의 저에너지 상태로 되돌아 감으로써 원래 자장방향으로 복귀하는 것으로 이것을 T_1 Relaxation이라고도 하고 Spin-Spin Relaxation이라고도 하는데 다음의 MR parameter에서 더 상세히 설명하기로 하겠다.(Fig. 7, Fig. 8)

2) M.R. Parameter

자기공명 신호들은 90° 고주파 펄스를 끊은후 Y축의 Receving Coil에서 포착되는 Signal의 변화를 영상처리한 것이므로 이 Signal의 크기나 변화에 영향을 미치는 것들이 MR Parameter가 되는데 그것은 각각 공명하는 핵의 양과 이완의 형태에 관계되므로 Spin density, T_1 Relaxation, T_2 Rexalation에 따라 Y축에서 검출되는 Signal의 의 크기와 형태가 변하게 되고 이것이 MR parameter가 되는 것이다. 그리고 최근에는 이와 약간 다른 Chemical shift를 이용한 자기공명 영상도 아울러 발전하고 있다. 이중 CT의 영상 지표인 X-선 흡수계수에 영향을 미치는 것은 Spin density(electron density) 뿐인데 비하여 자기공명 영상은 상기한 4가지 물리 생물학적 특성을 이용하여 영상화 할 수 있으므로 자기공명 영상은 CT보다 더 많은 조직 되하의 특성에 대한 정보를 얻을 수 있는 검사법이 될 수 있다 하겠다.(Table 1)

(1) Spin density

Electron density라고도 이야기하며 F.I.D.의 진폭은 Spin 핵의 밀도에 비례한다. 여기서 밀도라는 뜻은 동일상황에 있는 단위 용적당 동종(예컨데 상 핵 중 예를 들어 [H])의 핵의 양 또는 단위 용적당 동일 라모어 주파수를 가진 핵의 양을 의미하는데 많은 핵종이 자화에 관여하는 까닭에 간단히 핵의 수가 증가하면 자화도 증가한다고 간주할 수 있다.

(2) T_2 이완(T_2 Relaxation)

90° 고주파 펄스를 발사하면 평균 자화가 Y축을 향하여 90° 회전하게 되는데 이때의 원자핵들은 회전속도(Frequency)와 회전의 위상(Phase)이 모두 같다. 이것을 Coherence 혹은 In Phase 상태라고 한다. 이와 같이 Coherence 또는 In Phase 상태에 있을때 방출되는 에너지 신호가 가장 크다. 그러나 시간이 지남에 따라 In Phase 상태의 원자핵들은 외부자장(H자장)에 자장의 불균질성과 원자핵의 상호작용에 의한 국소자장이 가세되어 H자장보다 강한 자장내에 놓인 쪽이 된 핵들은 라모어 주파수로 세차하는 평균자화 방향의 Vector(M Vector)보다 빨리 세차하게 되고 H자장보다 약한 자장에 놓인 쪽이 된 핵들은 M Vector보다 늦게 세차하게 된다. 따라서 라모어 주파수보다 빠른 쌍극자(원자핵)와 느린 쌍극자(원자핵)는 Y축에 대하여 서로 반대방향으로 회전하게 되고(Fig. 8) 그 회전속도는 빠르고 느린 정도에 따라 심하게 빠르거나 느린것은 빠르게, 약하게 빠르거나 느린것은 느리게, 회전하여 점차 *Coherence*를 잃고 *Dephase* 혹은 Fan Out 상태가 된다. 이렇게 원자핵들이 Dephasing하면서 방출되는 에너지 신호는 급격히 감소하게 되는데 이것이 전술한 자유 유도 감쇠(F.I.D.)이다. 이와같이 X-Y 평면상에서 F.I.D.에 의한 에너지 감소로 평형에 도달하는 것은 Spin Spin

Table 1. N.M.R. Parameter.

	Terms	Meanings	Units
ρ	Spin density	Number of nuclear signals per units volume	moles/m³
T 1	*Spin lattis relaxation time*	*Time for nuclear magnets to return to* original alignment with applied M. fields	msec
T 2	Spin spin relaxation time	Time for nuclear magnets to lose their phase coherence	msec
δ	Chemical shift	Variation in observed resonance frequency of nuclear magnets in diff. environment	ppm or Hz

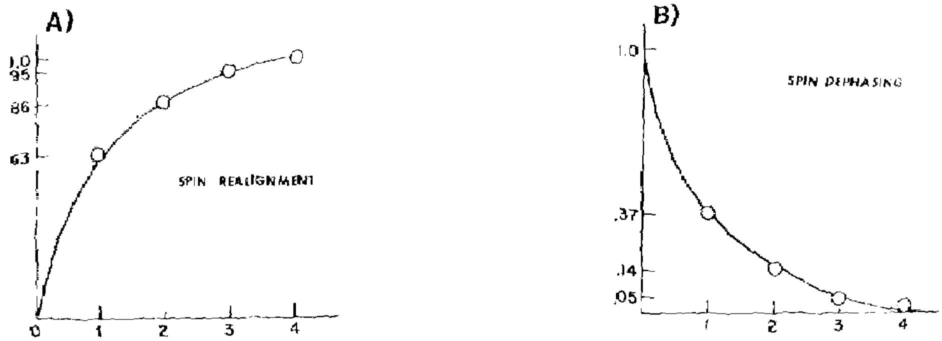

Fig. 9. A ; Definition of T1.　B : Definition of T2.

Relaxation, T_2-Relaxation 혹은 횡이완(Transverse Relaxation)이라고 하고 T_2 이완시간(T_2 Relaxation time)은 약하여 T_2라고도 하는데 XY 평면의 평균 자화가 Dephasing에 의하여 처음의 37%로 감소하는데 걸리는 시간으로 정의된다.(Fig. 9 B) 이 T_2의 값은 Table 2에서 볼 수 있듯이 체내 조직의 종류에 따라 각각 다르기 때문에 이것이 MR Parameter로 사용할 수 있는 것이다. 그리고 T_2의 값은 외부 자장의 세기에 크게 영향을 받지 않고 외부자장의 크기가 바뀌더라도 비교적 일정하다고 한다.

(3) T_1 이완(T_1 Relaxation)

T_1이완이란 고주파 펄스를 끊은 직후 Y축에서 Coherence 상태에 있던 원자핵들이 Dephasing되는 과정(T_2 Relaxation)을 거치면서 원자핵들이 원래 상태인 자장 방향(Z방향)으로 재배열되는 것을 말하는데(Fig. 8) 그 기전을 다시 설명하면 자장내 평형 상태에서는 핵의 상향 Spin(저에너지)군이 하향 Spin(고에너지)군보다 약 1,000,000중 1이 많은데 이와 같이 상향 Spin내의 과잉핵들은 H자장에 대하여 평행인 평균 자화를 유도한다. 여기에 90° 고주파 펄스를 주면 저에너지 상태의 과잉핵중 1/2이 에너지를 흡수하고 고에너지 상태로 뛰어 올라가 동량이 되면 H자장 방향(Z축)의 자화 성분은 없어지고 평균 자화는 Y축을 따라 형성하게 된다. 이때 고주파를 끊으면 고에너지로 변했던 핵들은 Lattis라 칭하는 주위 구조에 에너지를 전달하고 저에너지 상태로 되돌아가면서(Fig. 7) H자장 방향으로(Z축) 평균 자화가 복귀하게 되는데 이러한 과정을 Spin-Lattis Relaxation, T_1-Relaxation 혹은 종이완(Longitudinal Relaxation)이라고 한다. 고주파 펄스 차단후 시간이 경과함에 따라 Z방향으로 재자화 되면서 Z방향으로의 평균 자화는 점점 커지는데 고주파 차단전 Z방향으로의 평균자화의 63%가 Z방향으로 형성될때까지 걸리는 시간을 T_1 이완시간(T_1 Relaxation Time)이라고 정의하고 약하여 T_1이라고 한다.(Fig. 9-A) 이것 역시 조직에 따라 특이하게 나타나며(Table 2) T_2는 외부자장의 크기에 큰 영향이 없으나 T_1은 외부자장의 강도가 높아지면 T_1도 길어지게 된다. 일반적으로 90° 고주파 펄스후 모든 핵들이 평형 분포로 되돌아가기 전에 핵들이 흐트러져서 이상화(Dephasing) 되므로 T_1 시간이 T_2보다 길다고 할 수 있다.

Table 2. Examples of N.M.R. tissue in 0.15 Tesla.

Tissue	T_1 (mSec)	T_2 (mSec)	Spin Density(M/ml)
FAT	150	150	10.9
LIVER	250	44	10.0
PANCREAS	275	43	9.7
WHITE MATTER	300	133	11.0
SPLEEN	400	107	10.4
KIDNEY-CORTEX	400	70	10.3
KIDNEY MEDULLA	650	170	10.8
MUSCLE	450	64	11.0
GRAY MATTER	475	118	10.5
BLOOD	525	261	10.0
CSF	2,000	250	10.8

(4) Chemical Shift

같은 종류의 원자핵이라고 하더라도 원자핵의 특수한 화학적 환경(예를 들어 분자내에 전하하고 있는 물질이나 전하 부위)에 따라 공명 주파수에 미세한 변화가 있다. 이것을 Chemical Shift라고 하고 이 Chemical Shift는 Spin density, T_1, T_2와는 다른 별도의 Parameter가 될 수 있다.

즉 수소 원자핵을 기준으로 할때 만약 우리 몸속의 어떤 장기에 분포하고 있는 수소 원자핵의 공명주파수를 부위별로 측정할 수 있다면 부위에 따라 수

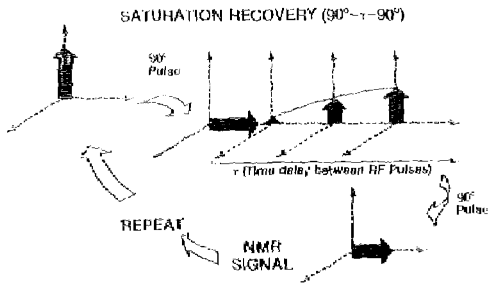

Fig. 10. Schematic drawings of Saturation Recovery.

수 원자의 위에서 환경이 다르므로 공명 주파수의 미세한 변화를 나타낸 것이고 Chemical Shift의 정도의 변화에 따른 Gray Scale을 부여하여 위치적으로 Mapping하면 조직의 화학적 환경이 반영된 영상을 얻을 수 있는데 이것을 Chemical Shift 영상이라고 한다. 경우에 따라 이 Chemical Shift 영상은 Spin density, T_1, T_2 등 이용한 재래식 자기공명 영상으로 표현할 수 없었던 것을 표현할 수 있으며 최근 활발한 연구가 진행되고 있다. 그리고 이 Chemical Shift 다음에 이야기 할 자기공명 분광학(*MR Spectroscopy*)의 기본이 된다.

3) *MR* Parameter의 검출기법

지금까지 Spin density, T_1, T_2가 조직의 자기공명 영상의 척도가 된다고 서술하였다. 그러나 Y축 방향의 Receiving coil에서 검출되는 Signal 자체만으로는, 앞에서 설명한 3가지 척도가 혼합된 Signal이 검출되므로 Signal에서의 각각의 기여도를 파악할 수 없고 따라서 조직학적 특성을 얻어 낼 수 없다. 그러므로 자기공명 진단술에서는 검출되는 Signal에서 Spin density, T_1, T_2 각각의 기여도를 파악하여 조직의 특성을 표출하기 위하여 일반적으로 다음의 3가지 검출기법을 사용하게 된다.

(1) 포화 회복(Saturation Recovery)

90° 고주파 후 평균 자화가 Y축으로 이동하면 이때부터 발생되는 F. I. D.의 Signal은 Receiving coil에서 감지할 수 있다. 그러나 일정시간후 T_1 Relaxation에 의한 Z축으로 생긴 자화의 양은 Z방향으로 Receiving coil이 없으므로 직접 검지되지 않는 까닭에 Signal이 없으므로 T_1 Relaxation의 정도(일정시간후 Z방향으로의 자화)를 측정하는 것은 불가능하다. 따라서 포화 회복 방법에서는 일정시간 간격으로 계속 90° 고주파를 투사하여 그때마다 Y축으로 나타나는 F.I.D.의 초기값을 반복해서 측정함으로써 T_1 Relaxation의 정도를 파악하는 방법이다.(Fig. 10) 다시 설명하면 첫번 90° 고주파 이후 두번째 90° 고주파를 줌으로써 90° 고주파에 의하여 발생하는 F.I.D.의 초기값은 첫번째 고주파와 두번째 고주파 사이에 시간적으로 발생하는 종이완(Longitudinal Relaxation)의 양에 따라 결정된 것이다. 여기에서 고주파를 투여하는 시간 간격을 Repetition time(TR)이라 하는데 T_1의 값과 TR을 얼마로 하느냐에 따라 영상에서 나타나는 F.I.D.의 초기값의 변화는 다양해질 것이다. 따라서 보통 256회 연속의 90° 고주파 펄스를 *TR* 간격으로 반복하면서 그때마다 나타나는 F.I.D.의 값을 Y축에서 검출하면 이 Signal의 크기의 변화하는 정도는 물질의 Spin density와 T_1에 의존하게 되며 TR을 조절함으로써 그 정도를 파악할 수 있게 된다. 만약 *TR*의 값을 짧게(*300~500* mSec) 두면 비교하고자하는 두 물질 영상의 신호도의 차이가 (High Signal일수록 희게 나타남) T_1의 효과가 강조되어 나타나게 되고 (T_1이 짧은 물질이 high signal, 긴 물질이 lower signal) TR을 아주 길게하여 T_1이 긴 물질이나 T_1이 짧은

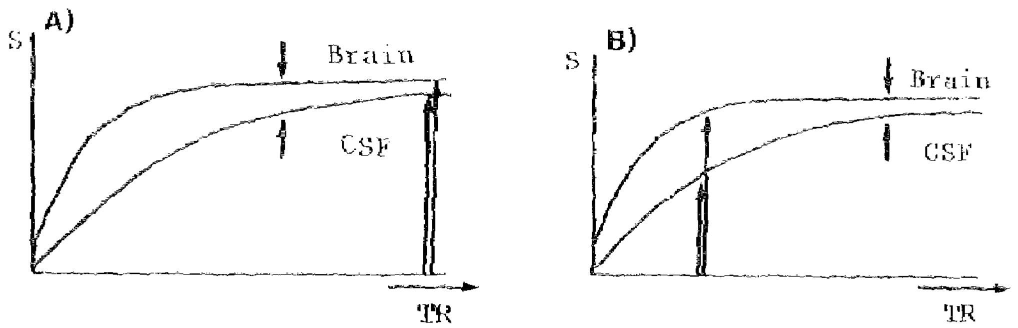

Fig. 11. A : Long TR in S.R. B : Short TR in S.R.

물질이나 모두 100%에 가까운 자화를 회복(100% 가까운 Longitudinal Relaxation) 한 후 다음 90° 고주파 펄스를 주게되면 완전히 Spin density에 의존하는 영상을 나타내게 된다. 이기에서 전자를 T_1 강조 영상(T_1 Weighted Image)라고 이야기하고 후자를 Spin density 강조영상(Spin density weighted Image)라고 한다. 예를 들어보면 일반적으로 뇌의 T_1은 뇌척수액의 T_1보다 짧고 뇌의 ^1H Spin density는 뇌척수액보다 높다. 만약 TR이 아주 길면 뇌실질이나 뇌척수액내의 수소원자핵이 모두 원래의 자화가 거의 회복된 상태에서 다음 90° 고주파 펄스를 받게 되므로 뇌실질과 뇌척수액의 신호강도는 T_1 및 T_2의 효과가 거의없이 단순히 Spin density에 의존하게 되므로 양자의 대조도가 떨어진다. (Fig. 11 A) 반면 뇌실질과 뇌척수액의 평균 재자화량이 최대로 벌어졌을때 다음 90° 고주파 펄스를 반복하면 T_1이 긴 뇌척수액은 Signal이 낮아서 검게 T_1이 짧은 뇌실질은 Signal이 높아서 희게 나타남으로 양자의 대조도는 TR이 아주 길때보다 좋아진다. (Fig. 11 -B)

일반적으로 TR의 값은 T_1 보다는 짧게 T_2보다는 길게 잡는 것이 상례이며 Table 2에서도 보는 바와 같이 T_1 T_2에 비하여 Spin density는 물질에 따라 큰 차이가 없으므로 Spin density 강조 영상(Spin density Weighted Image)은 그 대조도(Contrast)가 떨어진다.

(2) 반전 회복(Inversion Recovery)

반전 회복은 포화 회복과 비슷하나 이완시간과 신호강도 차이의 Dynamic Range를 2배 늘림으로써 T_1의 효과를 극대화시키는 방법이라고 할 수 있다. (Fig. 12) 90° 고주파 펄스를 가하기 전에 90° 고주파 펄스보다 2배 긴 시간동안 같은 고주파를 주면 평균 자화는 180° 반대 방향으로 반전되고 이때

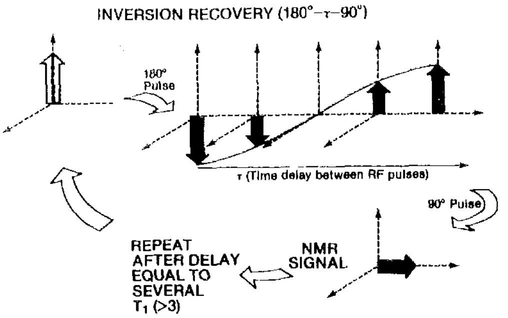

Fig. 12. Schematic drawings of Inversion Recovery.

부터 이완이 시작된다. 그리고 일정시간후(일반적으로 T_1보다 짧게) 90° 고주파를 부여하면 이때 나타나는 F.I.D.의 초기값은 180° 고주파 부여때부터 90° 고주파 부여때까지의 종이완(Longitudinal Relaxation)에 의존하게 되고 이것을 일측으로 반복할때 F.I.D. 값의 변화 형태를 영상화 하는 것이다. 두 물질을 비교할때 반전 회복의 경우 미리 180° 고주파로 반전시킴으로서 T_1의 효과에 의한 Signal의 차이를 포화회복보다 더욱 강조하여 얻을 수 있다. 이기에서 180° 고주파 펄스로부터 90° 고주파 펄스를 부여하는 시간 간격을 반전시간(Inversion time) 약하여 IR이라 표기하고, 180° 고주파 펄스로부터 다음 180° 고주파 펄스까지의 시간을 Repetation Time(TR)이라 한다. 예를 들어 보면 (Fig. 13) 시간이 경과함에 따라 짧은 T_1의 뇌실질은 많은 원자핵이 재자화되나 긴 T_1을 가진 뇌척수액은 같은 시간에 소량의 원자핵만이 재자화된다. 일정시간후 즉 뇌실질과 뇌척수액의 평균 재자화의 차이가 최대가 될때 90° 고주파 펄스를 주면 짧은 T_1의 뇌실질은 충분한 원자핵이 다시 공명되어 큰

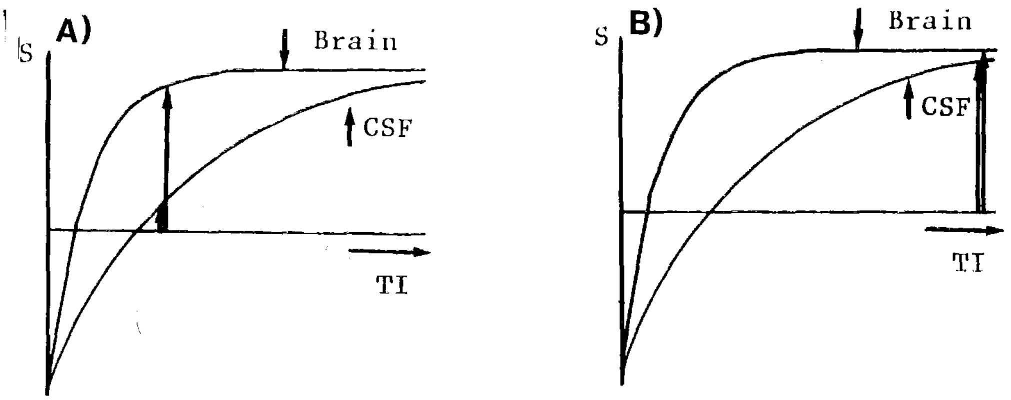

Fig. 13. A : Short TI in I.R. B : Long TI in I.R.

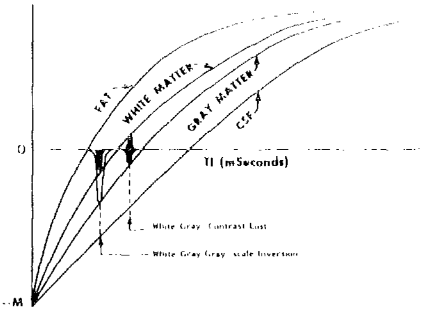

Fig. 14. Contrast lost and Gray scale inversion in I.R.

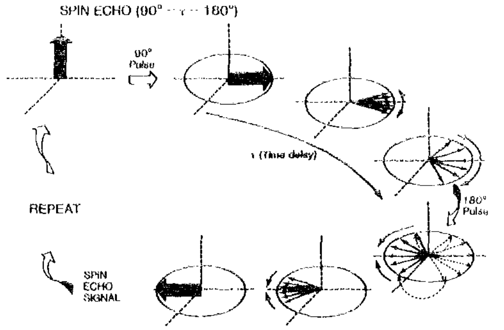

Fig. 15. Schematic drawings of Spin Echo.

신호를 내지만 수렴밖에 재자화되지 못한 것 T_1의 뇌척수액은 공명되는 원자핵의 양이 적어 적은 신호를 내게 된다. 따라서 T_1의 효과는 앞서 이야기한 짧은 TR의 포화회복(SR) 보다 더 크게 나타난다.

그리고 이 방법을 이용할때 TI의 값을 일반적으로 제거하고자 하는 조직의 T_1의 값에 비하여 너무 짧게 잡으면 Contrast Lost 나, Gray Scale Inversion 이 있을 수 있다.

Fig. 14에서 보듯이 어느정 이상의 TI치에서는 지방질-뇌신질-뇌회질-뇌척수액 순으로 강한 Signal을 나타내지만 TI치를 줄이면 뇌회질과 뇌백질 사이에 대조도의 소실이 있을 수도 있고 TI치를 아주 줄이면 Signal의 크기가 뒤바뀌어 흑화도가 반전(Gray Scale Inversion) 될 수도 있다는 이야기이다. 이 반전회복 방법은 대조도를 증가시킬 수 있는 장점이 있으나 시간이 많이 걸리는 단점이 있으므로 Routine Pulse Sequence로는 별로 이용하지 않고 있다.

(3) Spin Echo

90° 고주파 펄스를 부이하면 자장의 불균질성에 의한 T_2 Dephasing에 의하여 신호강도가 급격히 감소하는 F.I.D.의 Signal이 나타난다는 것은 이미 T_2 이완에서 설명하였다.

포화 및 반전회복 방식에서는 이 F.I.D. 신호를 Y축의 Receiving Coil에서 직접 포착하여 T_1 이완의 정도를 측정하는 방법을 이용했지만 이 방법은 기술적으로 좋은 신호를 포착하기 어렵다. 따라서 90° 고주파를 부이한후 Y축 방향으로 다시 180° 고주파를 부이하여 나타나는 Echo 신호를 잡는 Spin Echo 방식이 요즘 가장 많이 이용되고 있다. 90° 고주파를 부이한 직후 평균 자화는 Y축을 따라 놓게 되며 이때 가장 강한 Signal을 내게 되고 (Coherent) 시간이 경과함에 따라 H자장에 국소자장이 가세되어 M Vector 보다 빠르고, 늦게 세차하는 group으로 나누어지면서 XY 평면상을 회전하면서 흩어진다. (Dephasing) 이때 XY 평면에서 X축에 대하여 180°의 고주파 펄스를 가하면 순간적으로 Mirror Image로 나타내면서 다시 모이게 되는데 흩어지는 속도가 빨라서 멀리 흩어졌던 원자핵은 빠른 속도로, 흩어지는 속도가 늦어서 가까이 흩어졌던 원자핵은 느린속도로 다시 모이게 되므로 일정 시간후 -Y축 상에서 만나 Coherence를 다시 가지게 되는데 이것을 Refocusing이라고 하고 이때 다시 강한 Echo Signal이 나타나게 되는데 이것을 반복검출하여 영상화하게 된다. (*Fig.* 15) 이 방법은 90° 고주파 펄스를 먼저 사용함으로써 T_1 이완을 이용할뿐 아니라 XY 평면에서 Dephasing하는 동안 소실된 자화(T_2이완)는 Refocusing시 Echo Signal로 나타나지 않게 되므로 Spin Echo 기법에서 검출되는 Echo Signal은 T_1과 T_2를 모두 표현할 수 있게 된다. 여기에서 90° 고주파를 부이하는 간격을 Repetition time(TR)이라고 하고 90° 고주파 펄스 부이시부터 180° 고주파를 준후 Refocusing으로 Echo Signal이 나타날 때까지의 기간을 Echo Time(TE)이라고 한다. 정확히 180° 고주파은 90° 고주파와 180° 고주파 부이시간 차이만큼 후에 Echo가 나타나므로 90° 고주파후 180° 고주파까지의 시간은 1/2 TE가 된다고 하겠다.

이러한 Spin Echo 방식은 TR과 TE를 다양하게 변화시킴으로서 T_1 강조영상, T_2 강조영상, T_1T_2 혼합영상 및 Spin density 강조영상 등을 다양하게 얻을 수 있다. 예를 들어 보면 TR을 충분히 길게하면(Fig. 6-A) 뇌척수액과 뇌실질의 T_1 차이에 의한 Signal의 변화는 거의 없어지게 된다. 즉 T_1이 짧은 것이나 긴 것이나 이미 모두 재자화된 상태에서 다음 90° 고주파 펄스를 받음으로 둘다 모두 충분히 공명되기 때문이다. 그러나 90° 고주파 펄스 부이후 XY 평면상에서의 평균자화는 T_2의 값에

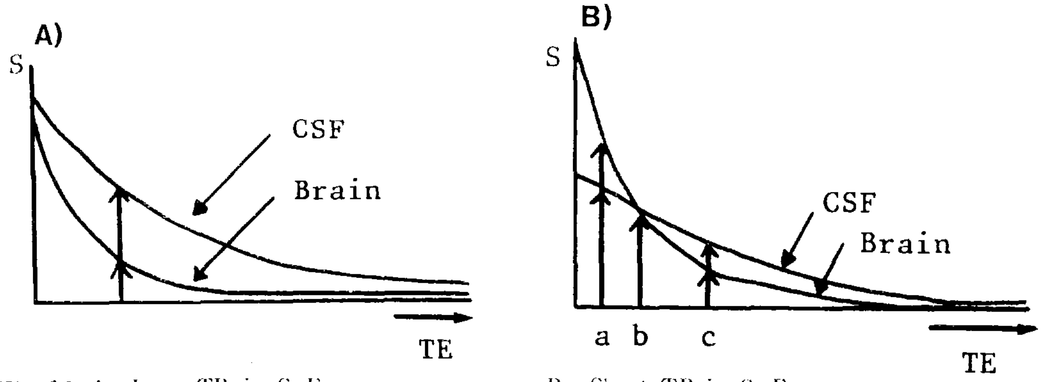

Fig. 16. A : Long TR in S.E. B : Short TR in S.E.

따라 Dephasing 되는 정도가 다르므로 180° 고주파 펄스 부여후 나타나는 Echo 신호는 T_2 Dephasing으로 소실된 자화량에 따라 상이한 Signal을 나타내게 된다. 즉 뇌척수액과 같은 균질의 액체는 Dephasing이 뇌실질의 반고체보다 상당히 늦으므로 신호강도가 서서히 감소하여(Long T_2) 일정시간 후 180° 고주파 펄스를 부여하면 비교적 큰 Echo Signal을 얻을 수 있고 뇌실질은 신호강도가 빨리 감소하여(Short T_2) 비교적 작은 Echo Signal을 얻을 수 있다. 따라서 일정시간 후(적절한 TE) 이들의 신호차이가 클때 Signal을 검출하면 뇌척수액은 고신호 강도를 보이고 뇌실질은 그보다 저신호 강도를 보인다. 따라서 TR이 충분히 길때는 T_2와 TE에 의존(dependent)하여 영상이 나타나게 되는 것이다. 반면 TR이 충분히 길지 못하다면(Fig. 16-B) 처음 90° 고주파 펄스 부여후 Y축에 나타나는 자화의 양이 T_1에 따라 변화가 심하기 때문에 각 조직의 신호 강도는 TE의 길이에 따라 크게 좌우된다. 즉 TR이 상대적으로 짧으면 다음 90° 고주파를 가할때 T_1이 짧은것은 충분히 재자화된 상태에서 공명되고 T_2 이완을 시작하나 T_1이 긴것은 일부만 재자화된 상태에서 T_2 이완을 시작하므로 뇌실질과 뇌척수액을 비교할때 T_1, T_2가 다함께 긴 뇌척수액은 T_1, T_2가 짧은 뇌실질과 서로 교차점(Cross over point)을 가지게 된다. 만일 TE를 짧게 잡으면 뇌실질이 고신호 강도를 나타내고 TE를 길게 잡으면 뇌척수액이 고신호 강도를 나타내게 된다. 이론상으로는 b점에서의 TE로 신호를 잡으면 뇌척수액과 뇌실질은 구별할 수 없게 되는 것이다. 따라서 TR이 충분히 길지 않으면 영상은 T_2보다는 T_1에 더욱 의존하게 되고 TE의 효과가 TR이 충분히 길때보다 더욱 커진다고 할 수 있다. 만약 TR과 TE를 모두 짧게 잡으면 짧은 T_1을 가진 조직이 High Signal로 나타나게 되어 T_1강조영상(T_1 Weighted Image)이 되고 TR과 TE를 모두 길게 잡으면 긴 T_2를 가진 조직이 High Signal로 나타나는 T_2강조영상(T_2 Weighted Image)을 얻게 된다. 이 T_1 강조영상, T_2 강조영상이라는 용어는 TR 및 TE의 길이나 자장의 강도 등에 따라 T_1과 T_2가 영상을 나타내는데 필요한 비중이 각각 다르므로 엄밀히는 부정확한 용어이나 어떤 Pulse Sequence를 기술하는데 편의상 자주 사용하고 있다. CT와 비교할때 CT는 비록 다양한 window setting을 시도하여 관찰하더라도 흑회도를 반전시킬 수는 없으나 자기공명 영상은 반전 회복과 Spin Echo 기법에서는 Pulse Sequence를 조절하여 흑회도의 반전까지도 초래할 수 있을만큼 다양한 영상을 얻을 수 있음으로 Pulse Sequence에 따른 흑회도의 변화를 관찰함으로써 그 조직의 성격을 더욱 상세히 파악할 수 있다 하겠다.

4) 영상 기법

지금까지 기술한 방법으로 검출된 정보는 T_1, T_2 Spin density 모두를 표현하고 있기는 하나 피사체의 각 부분을 점과 점으로 나타내는 정보가 아니라 피사체 전체를 나타내는 정보만 파악된다. 따라서 이 정보를 피사체 각 점점에서 나타내는 Signal로 분리하여 3차원의 입체로 구성해야만 관찰하고자 하는 단면의 2차원적인 표현 영상을 얻을 수 있다. 이 영상기법은 자기공명 영상의 장점의 하나인 혈류(Blood flow) 같은 움직이는 물체의 영상화에 영향을 미칠 수 있으므로 간단히 기술하기로 한다.

이 영상기법에는 몇가지 방법이 있으나 대개 1단계로 관찰하고자 하는 단면을 Gradient Coil을 이용하여 선택한후 2단계로 몇가지 방법으로 단면을 2차원적으로 구성하게 된다.

(1) 영상 단면의 선택

만약 외부자장을 피사체의 전장을 통하여 균일하게 적용한다면 그 자장의 크기와 수소 원자핵에 해당한 라모어 주파수로 공명을 시킬때 전 피사체가 공명하게 되어 각 단면을 구별할 수 없게 된다. 따라서 영상의 단면을 선택하기 위하여 균일한 외부자장에 첨가하여 비교적 약한 자장강도의 Gradient Coil을 설치함으로서 선택하고자 하는 단면마다 자장의 크기를 다르게 하면 단면마다의 공명주파수가 결정될 것이며 해당한 공명주파수로 공명시키면 각각의 단면에서만 Signal을 얻을 수 있을 것이다. (Fig. 17) 이렇게 하여 단면을 선택할 수 있다.

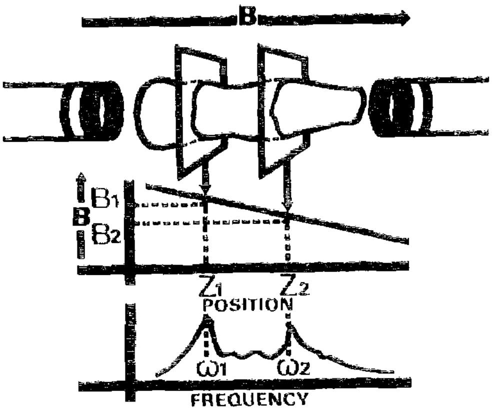

Fig. 17. Selection of plane using Gradient Coil.

(2) 단면 영상의 2차원적 구성

일단 Z방향으로 Gradient Field를 가하여 단면을 선정한 후 그 단면을 2차원적으로 영상구성 하는 데는 일반적으로 2가지 방법이 사용되고 있다.

첫째 방법은 CT에서 영상의 재구성에 이용했던 방법과 비슷하게 피사체에 대하여 Magnetic Field Gradient를 전기적인 방법으로 회전시킴으로서 피사체의 여러가지 방향에서 충분한 수의 1차원적인 총합정보(Summation data)를 얻은 후 이것을 Computor를 이용하여 각 점점의 Signal로 분리하여 획득하는 방법이 있고 또 한가지 방법은 2차원적인 Fourier Transform이라는 수학적 알고리즘을 이용하는 방법으로 기왕에 선정된 Z축 방향의 자장의 기울기와 더불어 X축과 Y축 방향으로도 자장의 기울기를 부여 그 세기를 선시적으로 달리하면 한 평면상의 각 지점에서 나오는 수소 원자핵의 신호는 각각 주파수(Frequency)와 위상(Phase)이 다르게 된다. 즉 Y축에 Phase Encoding Gradient라는 자장의 기울기를 주었다 끊으면 Y축의 각 선상에 있는 원자핵은 각각 회전속도가 달라짐으로 Y축의 한 선상에 있는 원자핵은 각각 같은 위상(Phase)의 신호를 나타내지만 각 선에 따라 원자핵들은 다른 위상 신호를 낼 것이다. 여기에 Y축으로도 외부자장의 세기를 선차적으로 변화시키는 Frequency Encoding Gradient를 가하면 X축 선상에 있는 원자핵의 회전 속도는 X축 선마다 다르게 될 것이다. 다시 말하면 어떤 단면의 각 선에서 나오는 신호는 각각 위상과 주파수가 다르게 된다. 이것을 Fourier transform의 과정으로 처리하면 각 점들에서 나오는 신호의 강도를 분리할 수 있게 되어 공간적으로 나타내주게 된다. (Fig. 18) 이러한 자기공명 영상기법의 특징으로 CT가 Gantry로 놓여질 수 있는 방향으로만 횡단면 영상(Cross Sectional Image)이 가능하여 보통의 Coronal 영상이나 인체 모든 부위의 직접적인 Sagittal 영상이 대부분 불가능한데 비하여 자기공명영상은 인체 어느 부위나 정확한 Axial, Coronal, Sagittal, 모든 영상이 가능하기 때문에 CT보다 우월한 입체적 해상력을 가질 수 있다 하겠다.

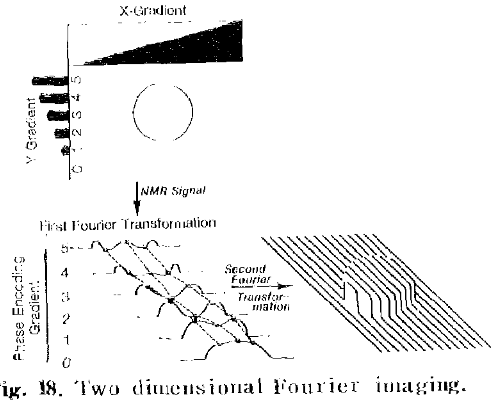

Fig. 18. Two dimensional Fourier imaging.

2. 자기공명 영상장치의 기본구성(Hard Ware)

1) 자석 장치(Magnet System)

공명을 일으키기 위해서는 우선 주자장을 형성해주어야 하며 흔히 자장의 크기에 따라 고자장과 저자장으로 구분한다. 자장의 크기를 표시하는 단위로 SI 단위인 Tesla를 최근 많이 사용하는데 1Tesla는 cgs 단위로 환산할때 10^4 Gauss에 해당된다.

고자장은 저자장에 비하여 신호대 잡음비(Signal/Noise Ratio)가 높고, 영상의 해상력이 좋으며 절편의 두께를 얇게하여 보다 세밀히 관찰할 수 있고, 촬영시간이 짧은 동시에 자기공명 분광법의 적용이

가능하고 수소 원자핵 이외의 원자핵을 이용한 검사가 가능한 장점이 있는 반면에 비용이 많이드는 단점이 있다.

고자장과 저자장의 분류는 특정한 경계가 있는 것이 아니며 점점 적용하는 자장의 강도가 커지는 경향이 있다. 1982년 시험적용시만 해도 0.5 Tesla를 고자장의 범주에 포함시킬 수 있었으나 최근에는 1.5 Tesla 이상을 고자장의 범주에 포함시키고 있고 자기공명 진단술의 결정적인 장점인 자기공명 분광법을 위하여서는 대략 1.5 Tesla 이상의 고자장이 필요하다. 또한 주자장을 형성하는 장치에 따라 자기공명 진단기기를 분류하기도 하는데 다음과 같은 3가지가 있다.

(1) 영구자석(Permanent Magnet)

말 그대로 전기 등을 이용하지 않은 거대자남철이라고 생각하면 된다. 전기를 공급할 필요가 없어 유영비가 적게드는 장점이 있으나 약 0.3 Tesla까지 자장의 강도가 제한되어 있고 변화시킬 수 없으며 규격이 너무 크고, 자장의 불균등성을 보정하기 위한 제어(Shiming)에 어려움이 있어 최근에는 별로 이용되고 있지 않다.

(2) 상 전도형 자석(Air-Core Resistive Magnet)

상온에서 금속 코일에 전류를 흘려서 자장을 만드는 것으로 전기저항 때문에 무한정 자장의 강도를 높일 수 없고 일반적으로 0.2 Tesla 미만까지만 가능하다. 전력의 소모는 많으나 이 System은 저온장치를 채택하지 않아 상대적으로 특별한 기술요원의 필요성이 높지 않으므로 자기공명 분광법을 하지 않는 간단한 자기공명 영상에는 아직 유용하게 사용되고 있다.

(3) 초전도형 자석(Air Core Superconducting Magnet)

액체 헤륨(Liquid Helium)과 액화 질소(Liquid Nitrogen)을 이용하여 코일의 온도를 절대온도 즉 Zero Kelvin(0°K) 혹은 −273℃ 이하로 낮추어 전기저항을 없앤 것으로 2.0 Tesla까지 강한 자장을 만들 수 있다. 전력의 소모는 상 전도형보다 적으나 고가의 액체 헤륨의 소모로 운영비가 많이 들고 설치가 복잡하다. 그러나 저항형과는 달리 양자영상을 위하여 적합하게 자장 변화를 만들어 간단하고 빨리 영상을 제공할 수 있다. 또한 자기공명 분광법과 수소 이외의 원자핵을 이용한 검사를 위하여 1.5 Tesla 이상의 자장을 얻기 위하여는 반드시 초전도형 자석이 필요하므로 점점 초전도형 자석을 이용한 자기공명 진단기기의 보급이 늘어나고 있다.

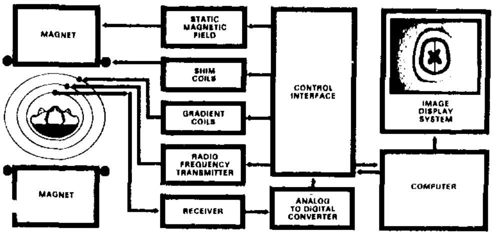

Fig. 19. Schematic drawings of N.M.R. Scanner Instrument.

2) 경사자장 장치(Magnetic Gradient System)

Signal의 입체적인 분석을 위하여 주자장 이외에 주자장에 비하여 비교적 적은 강도의 경사 자장을 중복 설치한다. 전술한 바와같이 그 방향으로 단면선정을 위한 Gradient Coil을 설치하고 단면의 2차원적인 구성을 위하여 Y방향의 Phase Encoding Gradient Coil, X방향의 Frequency Encoding Gradient Coil이 설치된다.

3) 고주파 발신 장치(RF transmitter) 및 수신장치(RF receiver)

원자핵의 여기 혹은 공명을 위한 고주파 발신 코일은 수신 코일과 별개로 사용할 수도 있고 겸용으로 사용할 수 있다. 일반적으로는 원자핵의 이완시에 방출되는 고주파를 포착하는 수신코일을 발신코일과 겸용하는 경우가 많으나 인체표면에 가까운 병소의 해상력을 높이기 위하여 고주파 수신 전용 코일인 Surface Coil을 이용하기도 한다. 이 Surface Coil은 척추 사지 안와 두경부 유방 등의 국소적인 부위에 더욱 세밀한 영상을 얻기 위한 것으로 고전적인 방사선 진단에서 Spot film과 비슷한 효과를 자기공명 영상에서 얻는 것이라고 생각하면 되겠다.

4) 컴 퓨 터

초음파나 CT 등 다른 영상진단에서와 마찬가지로 자기공명 진단 역시 영상의 재구성 고주파 Pulse -Gradient Sequence 등 모든 System의 기능을 총 관장하기 위하여 컴퓨터의 역할이 필수적이다.

5) 자장 차단 장치(Magnetic Shield)

좋은 자기공명 영상을 얻기 위해서는 균일한 자장이 절대적으로 요구된다. 따라서 외부에서 자기공명 장치내의 자장 특히 Gradient field에 대한 영향을 극소화하기 위한 설비이며 이 자장의 차폐에는 철판이 이용된다. 또한 자기공명 장치에서 나오는 고자장이 외부에 미칠 수 있는 영향도 아울러 고려하여야 한다.(이상 Fig. 19)

6) 고주파 차단 장치(RF Shield)

정확한 공명을 위하여 외부에서 들어오는 모든 고주파를 차단하는 설비로서 자기공명 검사실 벽에 설치한다. 자기공명 검사실에서는 단파(FM) 방송이 들리지 않을 정도이어야 한다.

7) 조 영 제

엄밀한 의미로 Hardware에 포함되는 내용은 아니나 여기에서 설명하기로 한다.

CT에서와 마찬가지로 자기공명 영상에서도 조영증강을 위하여 여러가지 물질이 개발되고 있으며 이중 자성 물질(Paramagnetic Material)로서 Gadolinium DTPA가 정맥 조영제로서 주로 이용되고 있다. 체중 *kg*당 0.1mmol의 Gadolinium DTPA를 정맥 주사한후 Post Contrast MR을 촬영하면 T_1과 T_2의 단축으로 인하여 조영 증강이 되며 그 기전은 CT의 그것과 같이 Blood Brain Barrier의 파괴에 의한 것으로 알려져 있다.

3. 자기공명 분광법(MR Spectroscopy)

1946년 미국의 Bloch와 Purcell이 핵자기 공명 현상을 이용하여 분자 단위의 물리화적 화학적 특성을 분석하여 노벨 물리학상을 받은 이래 자기공명 진단술은 물리학 및 화학 등의 분야에서 주로 물질의 분광학적 평가의 표준 방법으로 부각되었고 주로 생체 이외의 물질 분석에 사용되었다. 이를 응용하여 생체내에서 신진대사에 관여하는 물질들을 생체외로 추출하여 검사함으로써 세포의 기능을 저해시키거나 변화시키지 않고 생체내에 그대로 둔채 자기공명 현상을 이용하여 세포내 분자단위의 신진대사에 관여하는 물질들을 분석하고자 하는것이 자기공명 분광법이다.

공명기능을 가진 특정한 원자핵중 임의의 1가지 원소를 선택하여 체내 각 부위에서의 그 원자핵의 화학적 환경을 관찰함으로서 인체 조직의 분자 단위의 성분 및 화학적 변화를 계측하는 것이다.

이 자기공명 분광법의 기본원리로 전술한 바 있는 Chemical Shift를 보다 상세히 기술하자면 특정 원자핵의 공명주파수는 원자핵 고유의 Gyromagnetic Ratio와 주위 자장의 크기에 의존한다고 이야기했다. 그러나 실제로는 분자내에서 그 원자핵의 결합부위와 결합물질에 따라 전자 궤도내 Magnetic Shielding Effect라는 것에 의하여 공명 주파수에 미세한 차이가 있게 된다. 이것을 Chemical Shift라고 하고 이 Chemical Shift 현상은 분자내에서 특정 원자핵의 결합상태를 분석하는 것을 가능하게 한다. 즉 같은 수소원자핵이라 하더라도 물속에 있는것, 뼈속에 있는것, 양성종양의 조직속에 있는것, 악성종양의 조직속에 있는것 등을 구별한다는 이야기이다. 이 Chemical Shift의 크기는 외부자장의 크기에 영향을 받게되며 Chemical Shift의 단위는 기준물질의 공명주파수에 비교한 Parts Per Million(ppm)으로 표시하는데 그 공식은 다음과 같다.

$$\mathrm{p.p.m} = \frac{\omega_1 - \omega_0}{\omega_0} \times 10^6$$

ω_0 : 비교의 기준이 되는 물질의 Larmor frequency

ω_1 : 비교하고자 하는 물질의 Larmor frequency

Fig. 20에서의 예를 보면 물분자 속의 수소 원자핵의 공명 주파수를 0.35 Tesla에서 Aliphatic Carbon Chains$(-CH_2-)_n$ 내의 수소원자 핵과 비교한다면

$$\mathrm{ppm} = \frac{(15.000050 - 15.0)\,\mathrm{MHZ}}{15.0\,\mathrm{MHZ}} \times 10^6 = 3.3$$

즉 3.3ppm의 Chemical Shift가 있게 된다. 이런 Chemical Shift에 의하여 체내 구성물질의 성질을 파악하는 자기공명 분광법은 자기공명 영상진단의 의의를 더욱 증가시켜 주고 있으며 에너지 혹은 암의 대사를 보기 위하여 ^{31}P, 지방, 물의 대사를 보기 위하여 ^{1}H, 탄소 및 뼈의 변화를 보기 위하여 ^{13}C, 전해질 변화를 보기 위하여 ^{23}Na 등 각각 다른 원자핵들을 이용함으로서 분자구조와 상호작용을 알아내기 위한 수단으로 활발히 연구가 진행되고 있다

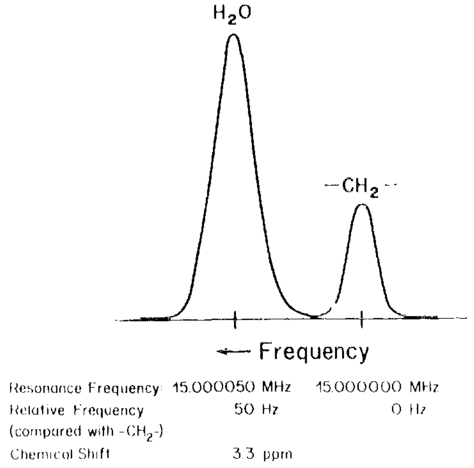

Fig. 20. Water and Methylene ; Proton resonance at 0.35 Tesla.

결　　론

전술한 자기공명 진단은 Roentgen 이래 방사선 진단 분야의 큰 혁명이며 현재에도 꾸준히 Software와 Hard ware가 발전하고 있고 임상사용이 늘어남에 따라 획기적인 보고들이 나오고 있다.

저자 등은 자기공명 진단술의 유용성을 확신하며 이제 이해를 쉽게하기 위하여 종래의 CT와 비교하여 자기공명 영상진단의 일반적인 장단점을 서술하고 향후 자기공명 진단의 발전 방향을 이야기함으로서 결론을 맺을까 한다.

우선 CT에 비교한 자기공명 영상의 장점은 조직의 성분에 근거한 영상을 얻을 수 있으며, CT에서는 Gantry에 들어가는 1가지 횡단면으로만 양질의 영상을 얻을 수 있는데 비하여 자기공명 영상에서는 3차원, 어느 방향으로도 양질의 영상을 얻을 수 있다. CT에서는 1가지 척도(X-선 흡수계수)에 근거한 영상을 1가지 방법(Window setting) 만으로 조작 관찰할 수 있는데 비해 자기공명 영상은 여러가지 척도(T_1, T_2, Spin density, Chemical Shift)에 근거하여 여러가지 방법(다양한 TR, TI, TE)으로 영상을 얻을 수 있으며 혈류 등 움직이는 물체의 속도와 방향에 따른 영상적 파악이 가능하고 동시에 여러 횡단면을 제시하는 것도 가능하다. 그리고 무엇보다도 탁월한 장점은 자기공명 분광법으로 화학적 상태의 파악이 가능하다는 점이 되겠다. 반면 CT에 비하여 MR 진단의 단점을 살펴보면 우선 비용이 많이 들 뿐 아니라 Scanning에 필요한 시간이 CT보다 다소 길기 때문에 CT에 비해 하루에 처리할 수 있는 환자수가 훨씬 적다는 점이다. 이것은 병원의 수지 타당성을 고려할 때 자기공명 영상기기의 폭넓은 보급에 다소 영향을 미칠 수도 있는 것이다. 또한 강한 자장이 형성되므로 Scanning 중 중환자의 Care가 불가능하다든지, 금속성 장치를 몸에 지니고 있는 환자 등에서 사용이 불가능하고 환자의 움직임에 따른 해상력 감소가 CT에 비해 다소 큰 점 등은 자기공명 영상진단의 단점이라 하겠다.

향후 자기공명 진단의 발전 방향으로는 보다 양질의 자장과 고주파 펄스를 부여할 수 있는 기술적인 발전과 Scanning Speed를 보다 빠르게한다든지 Motion artifect의 원인이 되는 호흡을 TR, TR에 적절히 gating함으로써 Artifect를 줄인다든지, 제거하고자 하는 상황에 적절한 Pulse Sequence의 개발 및 보급적용, 수소원자핵 이외의 원자핵을 이용한 자기공명 진단 및 Chemical Shift 영상의 발전, 보다 양호한 Contrast media의 개발 등이 기대되고 있고 현재에도 일부 적용되고 있다.

참 고 문 헌

1. Andrew A.M., Sadek, K.H., Howard, E.S., Stefan, W. : *In vivo spectroscopic imaging with P-31.* Radiology 153 : 745 - 750, 1984.
2. Brateman, L. : Chemical shift imaging-A review. A.J.R. 146 : 971 - 980, 1986.
3. Dixon, W.T. : Simple proton spectroscopic imaging. Radiology 153 : 189 - 194, 1984.
4. Hanns, T.W., Robert, C.B., Wolf, R.P., George, E.W. : *Characteristics of Gadolinium-DTPA complex.* A potential N.M.R. Contrast media. A.J.R. 142 : 619 - 624, 1984.
5. Isabelle, B., Michael, B.Z., Luci, O., Robert, B., Judith, M., Davic, N., Thomas, H.N. :Gd-DTPA in clinicaaM.R. of brain. 2. Extraxial lesion and normal structure. A.J.N.R. 7 : 789 - 783, 1986. 9
6. Johnson, M.A., Steiner, R.E. : Present status of clinical N.MMR. Postgraduate Radiology 5 : 5 - 39, 1985.
7. Michael, B.Z., Isabelle, B., Luci, O., Robert, B., Judith, M., David, N. : Gd-DTPA in clinical M.R. of brain. 1. Intraxial lesions. A.J.N.R. 7 : 781 - 788, 1986.
8. Mun, S.K. : Operating magnetic field strength for nuclear magnetic resonance imaging. Radiographics 44 - 47, 1984.
9. Pykett, I.L. : Principlus of nuclear magnetic resonance imaging. Radiology 143 : 157 - 168, 1982.
10. Pykett, I.L., Rouson, B.R. : Nuclear magnetic resonance in vivo proton chemical shift imaging. Radiology 149 : 197 - 201, 1983.
11. Robert, E.S. : *Magnetic resonance imaging : Ms impact on diagnostic Radiology.*

A. J. R. 145 : 883－893, 1985.

12. Steiner R. E. : Magnetic resonance image : Its impact on diagnostic Radiology.
A. J. R. 145 : 883－893, 1985

13. Steven, E. H., Tommie, J. M., William, S. Y., Thomas, S. H., Gerald, D. D. : Principles of nuclear magnetic resonance imaging.
Radiographics 26－43, 1984.

14. Val, M. R., Jeffrey, A. C., William, A. H., S. Julian G., Ann, C. P., C. Lew P., A. Everette J. : Intravascular contrast agents suitable for magnetic resonance imaging.
Radiology 153 : 171－176, 1984.

15. William, P., Metedith, W., Michael M. : Pulse sequence and significance.
Radiographics 49－55, 1984.

16. W, Hoyt S., Ann, C. P., Val, M. R., Mark, R. M., Robert, G. S., Martin, P. S., A. Everette J. : Nuclear magnetic resonance imaging.
Radiographics 5－25, 1984.

17. Leon, P., A. Everette J., F. David. R., Ronald, R. P. : Nuclear magnetic resonance imaging.
W. B. Saunders Co., 1-538, 1983.

18. 박수성, 김건상, 이관세, 이용철, 박경진, 김건중 : 진단방사선 원리, 대학서림, 600-664. 1985,

19. 한만청, 김주완, 장기현, 박재형, 최병인, 배상훈, 강홍식, 김재호, 김윤수 : 자기공명 영상, 서울대학병원, 과학기술원, 1-83, 1986.

—Abstract—

Characteristics of Magnetic Resonance(M.R.) and Comprehension of its Imaging Mechanism.

Jae Chun Chang, Mi Soo Hwang, and Sun Yong Kim

Department of Diagnostic Radiology
College of Medicine, Yeungnam University
Taegu Korea

Magnetic Resonance(M.R.) is rapidly emerging technique that provides high quality images and potentially provides much more diagnostic information than do conventional imaging modalities.

M.R.I. is conceptually quite different from currently used imaging methods.

The complex nature of M.R.I. allows a great deal of flexibility in image production and available information, and key points are as follows.

1. M.R. offers a non-invasive technique with which to generate in vivo human images without ionizingradiation and with no known adverse biological effects.
2. Imaging mechanism of M.R.I. is quite different from conventional imaging modality and for more accurate diagnostic application, It is necessary for physician to understand imaging mechanism of M.R.I.
3. M.R. makes available basic chemical parameters that may provide to be useful for diagnostic medical imaging and more specific pathophysiologic information which are not available by alternate techniques.
4. M.R. can be produced by number of different methods. This flexibility allows the imaging technique to be applicated for particular clinical purpose. Multiplanar and three dimensional imaging may extend the imaging process beyond the single section available with current CT.
5. Future directions include efforts to;
   a. Further development of hard ware
   b.. More fastenning scan time
   c. Respiratory and cardiac gated imaging
   d. Imaging of additional nuclei except hydrogen
   e. Further development of contrast media
   f. M.R. in vivo spectroscopy
   g. Real time M.R. imaging