

NMR-CT의 원리 및 그 응용

趙 長 熙

(韓國科學技術院 教授)

■ 차 례 ■

- | | |
|-------------------|-------------------|
| 1. 서 론 | 2.4 NMR-CT System |
| 2. 본 론 | 2.5 NMR 영상의 원리 |
| 2.1 단층촬영(CT)이란? | 2.6 NMR-CT의 응용 |
| 2.2 NMR-CT의 장점 | 3. 결 론 |
| 2.3 핵자기공명(NMR)이란? | 참고문헌 |

1 서 론

최근 전자공학의 급속한 발전은 의료 진단분야에 까지 그의 영역을 넓히게 되었다. 의학의 과학화는 진료의 고도화를 위해 학문적 체계를 세워, 공학기술을 의학에 응용하던가 의학적 지식을 공학에 도입하는 새로운 학문 영역을 형성하여 인류 생존을 위한 과학기술로서 의학에 대한 불가능을 가능하게 하는 미래산업을 구축해 갈 것이다.

이의 중추 분야로서의 의료용 전자기기산업은 첨단기술산업, 부가가치가 높은 산업의 하나로서 오늘날 반도체 컴퓨터 등의 기술 진보에 힘입어 그 발전 속도가 가속되고 있다. 그러나, 그 동안 우리나라의 의료기기 산업은 의료용구나 기기 등을 생산하는 낙후된 상태에 있다가 지난 83년에 이르러 정부가 의료기기 국산화 계획을 적극 추진하면서 부터 이 분야에 기존 전자회사들이 대거 참여하게 되었다.

진단장치는 전자기기 가운데서도 가장 큰 비중을 차지하고 있으며 기술 진보가 대단히 빠른 분야로서 고도의 영상처리 기능을 갖고 있다. 특히 컴퓨터를 도입하여 X선, 방사선, 초음파, 핵자기 공명 등을 사용 획기적인 단층 영상을 추출함으로써 정밀진단을 가능케 하고 있다.

여기서는 컴퓨터 단층촬영의 한 분야로서 최근 진

세계적으로 가장 각광을 받고 있는 핵자기공명 단층촬영장치(NMR-CT)의 원리와 특징, 그리고 응용 분야에 대해 논하기로 한다.

2 본 론

2.1 단층촬영(CT: Computerized Tomograph)이란?

단층촬영이란 Computer를 이용하여 어떤 물체의 단면을 영상화함으로써 물체를 자르거나 파괴하지 않고 그 내부의 상태나 내용을 알아 볼 수 있는 첨단기술이다. 이 단층촬영법은 이용되는 원리에 따라서 X선-CT, 단광자 방출형 CT, 양전자 방출형 CT, 초음파 CT, 핵자기공명 CT 등으로 나눌 수 있다.

2.2 NMR-CT의 장점

NMR-CT 즉 핵자기공명 단층촬영 장치는 인체의 단층촬영에서 종래의 X선 컴퓨터 단층촬영(X선-CT)나, 방출형 컴퓨터 단층촬영처럼 인체에 해로운 강한 방사선이나 감마선(γ -선)을 쏘일 필요가 없다는 장점을 가지고 있다. 또한, 뇌를 비롯하여 인체의 어느 부위라도 진단이 가능하며, 몸을 움직이지 않아도 원하는 부분을 임의의 방향으로 찍을 수 있다. 특히 X선-CT가 일반적으로 한번에 한장 밖에 못 찍는데 반해 NMR-CT는 한꺼번에 여러장이 가능하여 타 CT에 비하여 절대적으로 우수함이 입증되었다.

2.3 핵자기공명(NMR)이란 ?

모든 물질을 쪼개어 나가면 원자가 되고 다시 쪼개면 양성자, 중성자, 전자 등으로 나누어진다. 원자의 중심부에 있는 원자핵은 핵 스핀(spin)과 자기(磁氣) 모멘트(moment)를 가지고 있어, 한 개의 작은 자석과 같다. 수소(^1H), 질소(^{14}N), 나트륨(^{23}Na) 인(^{31}P) 등은 바로 이런 특성을 나타낸다. 이들의 원자핵에 자기장을 더해주면 원자핵은 일정한 방향으로 나란히 선다. 이들은 자기장의 강도에 따라 각각 다른 고유 주파수를 갖는데 이 주파수를 Larmor 주파수라고 한다. 여기에 주파수가 같은 고주파(RF)를 가하면 원자핵은 에너지를 흡수하면서 공명(共振) 현상을 일으킨다. 이것을 핵자기공명(NMR)이라 한다. 이때 고주파를 끊어버리면 원자핵은 저마다 특징있는 신호를 발사하면서 원래의 에너지 상태로 돌아간다. 핵자기공명 단층촬영장치(NMR-CT)는 이 특징 있는 신호를 잡아 컴퓨터로 분석, 그 세포의 성질을 알아낸 후 수학적 알고리즘(Algorithm)을 활용하여 컴퓨터의 영상화면에 3차원으로 재구성하는 것이다. 이렇게 원자핵들의 공간적 분포를 얻기 위해서는 자기경도코일(Gradient Coil)을 사용하여 Larmor 주파수를 물체 전역에 분산시켜서 물체의 각 부분에서 나오는 주파수가 다르도록 하며, 이때의 신호를 검출하여 Fourier변환을 하면 원자핵들의 분포를 알 수 있다.

2.4 NMR-CT System(그림 1참조)

- ① 주 컴퓨터(Main Computer)에서 NMR영상을 얻기 위해 필요한 여러가지 펄스의 모양과 시간을 계산한다.
- ② 마이크로 컴퓨터(μ -Computer)를 통해서 받은 경사자계(Gradient)를 나타내는 파형은 파형 합성기(Gradient Wave form Synthesizer)에서 Analog 신호로 바뀐 후 자장경도 증폭기(Gradient Amplifier)에서 증폭되어 자장경도코일(Gradient)을 구동시킨다.
- ③ 주 자계를 만드는 자석(Magnet)은 따로 전원 공급장치(Power Supply)를 통해 구동되며 그 열은 냉각장치(Cooling System)를 이용해 냉각된다.
- ④ 마이크로 컴퓨터에서 받은 고주파 파형은 파형 합성기(RF waveform Synthesizer)에서 Analog 신호로 바뀐 후 변조기(Modulator)에서 고주파 신호로 변조되어 전력증폭기(Power Amp)에서 증폭된다. 증폭된 신호는 송수신스위치(Coupler)를 거쳐서 고주파 코일(RF Coil)에 보내진다.
- ⑤ 고주파 코일을 통해 고주파 신호를 인체에 보내면 인체는 받은 자계에 의해 신호를 고주파 코일에 보낸다.
- ⑥ 고주파 코일에서 받은 신호는 송수신스위치를 통해 고주파증폭기(Receiver)에서 증폭된다. 증폭된 신호는 복조기(Demodulator)에서 복조되어 저역통과여파기(LPF)를 거쳐 데이터 수집기(Data Acquisition)

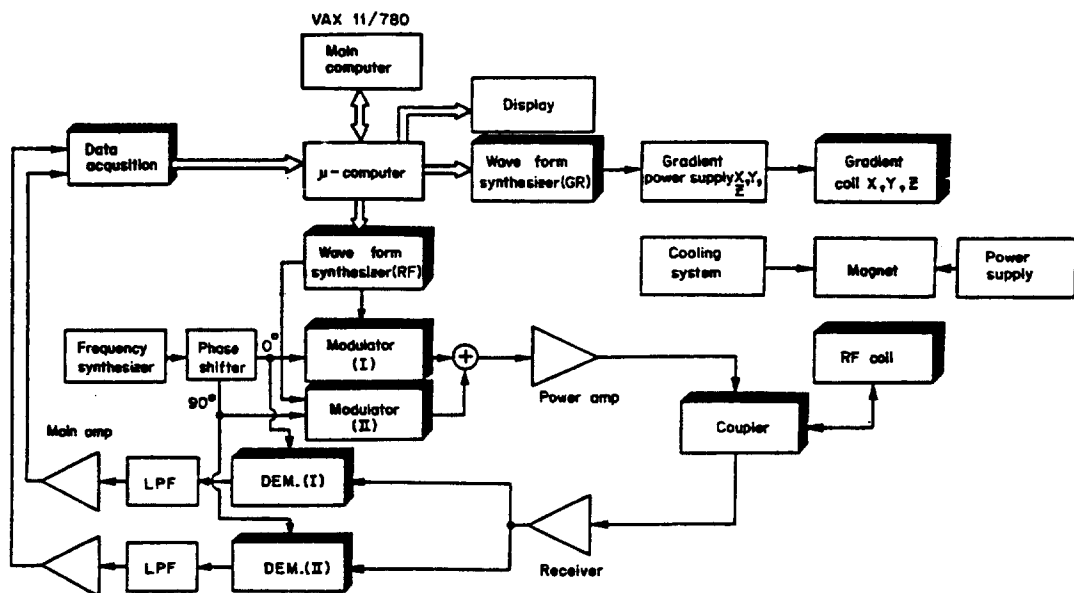


그림 1. KAIS 핵자기 공명 단층 촬영장치 시스템 block diagram

에서 Digital신호로 바뀐다.

⑦ 데이터 수집기에서 받은 데이터를 마이크로 컴퓨터에서 주 컴퓨터로 보내 영상을 재구성한 후 영상을 다시 받아 Display하게 된다.

2.5 NMR영상의 원리

여기서는 앞에서 언급된 NMR의 원리로부터 어떻게 인체의 단층영상을 얻어내는가를 설명하기로 한다.

① 원자핵의 성질

우주의 모든 물질을 구성하는 원자는 작은 원자핵들로 이루어져 있다. 물리학자 Pauli에 의하면 이들은 각 운동량(Angular Momentum)을 가지고 있는데 이를 spin이라 한다. 즉, 원자핵은 회전하는 작은 입자이다. 그런데, 원자핵은 전하(charge)를 가지고 있기 때문에 이 회전은 자기능률(magnetic moment) μ 를 야기시킨다. (그림 2 참조)

② 자계속에서의 원자핵

임의의 방향으로 배열되어 있는 spin들은(그림 3) 정자계(Static Magnetic Field)가 가해지면 그 방향으로 재배열하려는 힘을 받게 된다. 이때 spin들은 자계방향을 축으로 세차운동(precession)을 하는데 마치 지구 중력하에서 팽이가 세차운동하는 것과 같다. (그림 4)

③ Larmor 관계식

외부에서 주어진 자계 B_0 에 의해 spin은 각 주파수 ω_0 로 세차운동을 하는데 Larmor의 관계식에 의

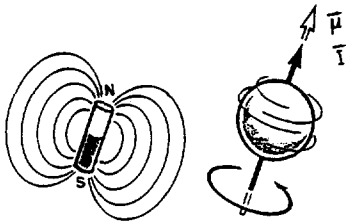


그림 2. 자석의 성질을 가지는 원자핵 spin

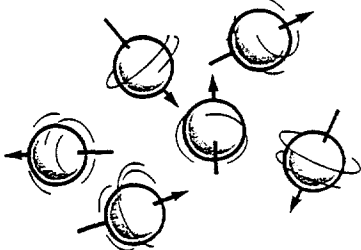


그림 3. 자계가 없는 상태에서 random 하게 배열된 spin,들

하면 다음과 같다.

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

여기서는 γ 는 magnetogyric ratio, ω_0 를 Larmor 주파수라 한다.

④ 거시적 자화(Macroscopic Magnetization)

세차운동을 하는 spin들의 위상은 random하기 때문에, magnetic moment vector의 방향은 세차운동 궤도의 서로 다른 위치에 있다. (그림 5) 그러나 각각의 spin vector는 그림 6에서와 같이 Cone의 표면에 존재하므로 그들의 합 vector M을 생각할 수 있다. 이 vector를 macroscopic magnetization vector라 부르며, 외부에서 주어진 자계의 방향과 일치한다.

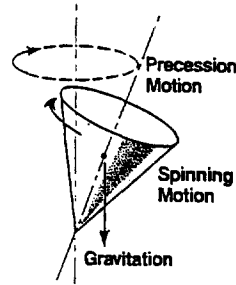


그림 4. 지구 중력하에서 팽이의 세차운동

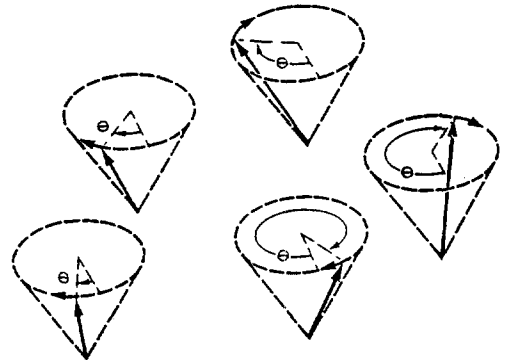


그림 5. 서로다른 위상을 가지는 spin vector

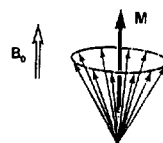


그림 6. 각각의 자석 moment 의 합이 이루는 거시적 자화

⑤ 공명(resonance)

외부 자계와 온도에 의해 평형을 이루고 있는 두 에너지 상태(state)를 생각할 수 있다. upper state에서 lower state로, 그리고 lower state에서 upper state로의 전이(transition)가 같을 때 원자핵은 열적 평형(thermal equilibrium)에 있다고 한다.

공명(resonance)이란 두개의 서로 다른 에너지 상태에서의 전이를 유발하는 것이다. (그림 7) NMR에서는 Larmor주파수에 해당하는 RF(radio frequency) 에너지를 가할 때 공명이 일어난다.

⑥ RF(radio frequency) 에너지의 인가

크기가 B_1 인 RF field가 세차운동하고 있는 spin과 동기(synchronous)되어 가해지면 횡적 자화(transverse magnetization)가 생긴다. (그림 8) 즉, 각각의 세차운동하는 spin의 합인 macroscopic magnetization vector는 가해진 자계 B_1 에 의해 다시 세차운동을 하게 되는데, 자계 B_1 이 가해지는 기간(duration)이 magnetization vector M 을 90° 회전할 만큼만 가해진다면 vector M 은 정자계 B_0 에 수직하게 된다. (그림 9)

⑦ 자유 세차운동(Free Precession)

일단 가해진 RF field가 없어지면 magnetization vector는 정자계 B_0 에 의해서만 영향을 받는다. 따라서 B_0 를 중심으로 그 둘레를 세차운동 한다. 이때 그림 10에서와 같이 수직평면에 위치해 있는 수신 코일(receiver coil)에 전압을 유기시킨다. 세차운동은 Larmor주파수로 일어나므로 유기된 전압도 같은 주파수를 갖고 있다.

그런데 횡적 자화(transverse magnetization) M_{xy}

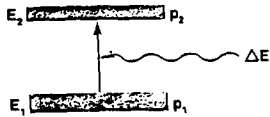


그림 7. 서로다른 energy 상태에서의 전이

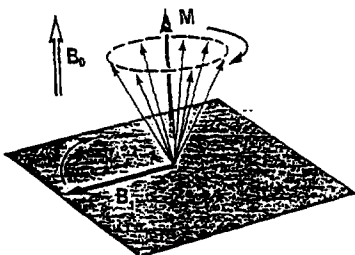


그림 8. RF 에 의해 여된 횡적자화

는 시간에 따라 감소하므로 유기된 전압의 크기도 점점 감소한다. 이러한 이유 때문에 이 신호를 FID (Free Induction Decay) 라고 한다. 그림 11은 Larmor주파수 $f_0 = \omega_0 / 2\pi = 370\text{Hz}$, 횡적완화시간(transverse relaxation time) $T_2^* = 0.03\text{초}$ 인 임의의 FID를 나타낸 것이다.

FID 신호의 초기값은 횡적자화 M_{xy} 에 비례하고, 또 횡적자화는 여기된 volume내의 원자핵의 수에 비례하므로, 원자핵의 분포를 알 수 있다. (그림 12) 만약에 원자핵들이 공간적으로 서로 다른 자계를 느끼게 한다면, 원자핵은 서로 다른 Larmor 주파수를 가지며, 주파수 spectrum을 분석하면, 원자핵의 공간적인 분포를 알 수 있다.

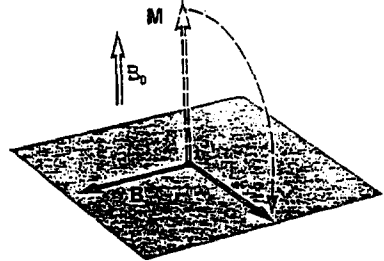


그림 9. 90° 회전한 M vector

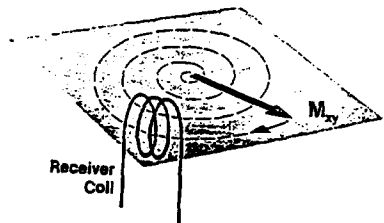


그림 10. 수신 coil 에 전압을 유기시키는 M vector

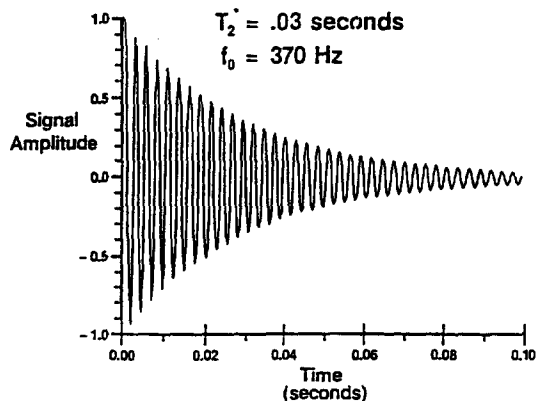


그림 11. 임의의 FID (Free Induction Decay) 신호

⑦ NMR 영상(imaging)

1973년, Lauterbur는 주 자계(main magnetic field)에 경사 자계(gradient field)를 중첩하는데에 착상을 하였다. 경사 자계란 일정한 방향으로 자계가 변화하는 것을 말한다.

앞에서 언급한 바와 같이 Larmor 주파수는 자계에 비례하기 때문에, x축 방향을 따라 직선적으로 변하는 경사 자계를 가하면 공명 주파수는 위치 x에 비례하게 된다. (그림 13) 예를 들어 두개의 원통형 구멍에 물이 들어 있는 물체를 imaging한다고 가정하자. 구멍은 주자계 방향과 나란한 z축으로 나있고 위치는 서로 다른 x좌표 값을 가진다.

경사 자계가 없을 때는 ($G_x = 0$) 두 sample을 서로 구분하지 못한다. 두 sample은 똑같은 자계를 느껴 똑같은 주파수에서 공명하기 때문이다(그림 14-1)

그러나 x방향으로 경사 자계를 가한다면($G_x \neq 0$) 두 sample은 서로 다른 자계를 느끼기 때문에 나타나는 FID(Free Induction Decay) 신호는 두 가지의 서로 다른 주파수가 중첩되어 나타난다. (그림14-2) 실제로 신호는 여러 곳으로부터 나오기 때문에 FID는 수 많은 서로 다른 주파수의 합의 형태로 나타난다. 이때 각 위치에서의 주파수를 알아내기 위해 Fourier Transform이라고 불리는 수학적 해석을 하게 된다. 즉, FID는 횡적자화가 시간적으로

전개된 것이고 이의 Fourier Transform은 주파수 분포를 나타낸다. 이는 각각의 주파수를 추출하는 것이 아니라 그것들의 크기를 알아내는 것이다. 이 주파수의 크기가 바로 특정한 위치의 spin분포를 나타낸다. 그림15는 FID와 그의 Fourier Transform이다.

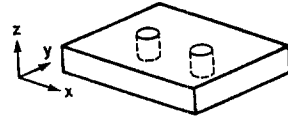


그림 14. 서로다른 X좌표 값을 가지는 두 sample

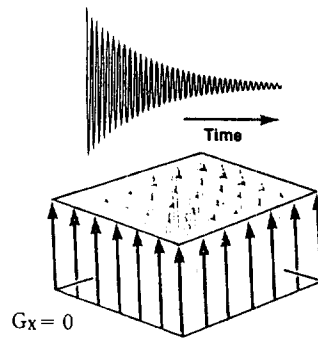


그림 14-1. 똑같은 자계에서 같은 주파수에 공명하는 두 sample

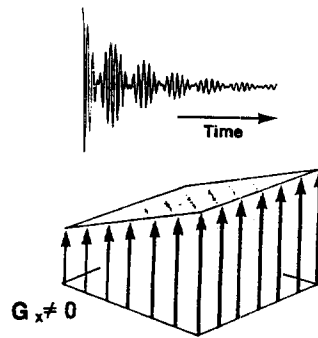


그림 14-2. 서로다른 자계에서 서로다른 주파수에 공명하는 두 sample

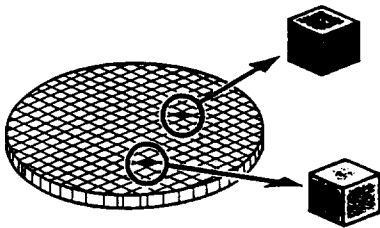


그림 12. 원자핵의 분포

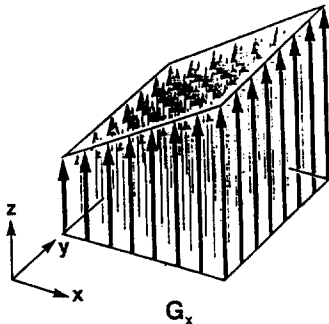


그림 13. 위치 X에 비례하는 경사자계

앞에서 예를 든 물이 들어 있는 두개의 sample이, x, y좌표상의 임의의 위치에 존재하는 경우를 생각하자. 더욱 일반적인 경우의 위치를 판별해 내려면 각 sample의 x, y좌표 값을 알아내어야 한다. 이를 위 위우선 경사 자계 G_x 를 가하여 신호를 받아 Fourier

Transform을 하면 x 축으로의 투영상(projection)을 얻을 수 있다. 경사 자계 G_y 를 걸어 위의 과정을 반복하면 y 축으로의 투영상도 얻을 수 있다. (그림16-1) 그러나 받은 데이터로 역 투영(back projection) 하여도 아직 정확한 위치를 알 수 없다. (그림16-2). 여기서 45° 만큼 비스듬히 투영상을 하나만 더 얻으면 sample의 위치를 알아낼 수 있다. 따라서 $N \times N$ 개의 화소(pixel)로 이루어져 있는 영상을 재구성하기 위해서, 적어도 N 개의 서로 다른 방향의 투영상이 필요하다.

지금까지 이야기한 방법은 가장 오래되었고, 개념적으로 가장 간단한 영상기법이다. 이 외에도 다른 많은 방법이 있는데 그것들의 대부분은 일정한 경사 자계뿐만이 아니고 시간에 따라 변하는 경사 자계를 사용한다.

⑧ 단층 영상(Tomograph)

앞에서 예를 든 sample은 z 방향으로 일정한 원자핵 분포가 있는 것으로 가정되었다. 그러나 실제로 사람 몸은 x, y, z 3차원 공간적으로 분포가 다르다. 따라서 단면 영상을 얻으려면 얇은 단면(slice)만을 여기시키는 것이 필요하다. 이때 보통 선택적 RF(selective radio frequency)로 여기시킨다. 만약에 z 방향으로 나란히 누워 있는 환자를 횡방향으로 imaging한다면 Δz 내에 있는 원자핵들만 여기시켜야 한다. (그림 17) 보통 경사 자계 G_x 와 선택적 RF

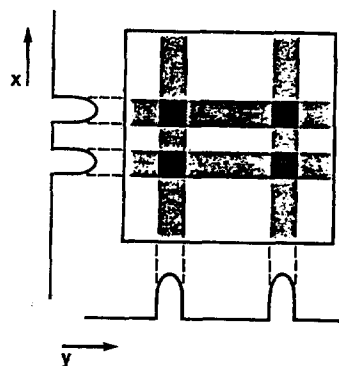


그림 16-1. 두 방향으로 얻은 투영상

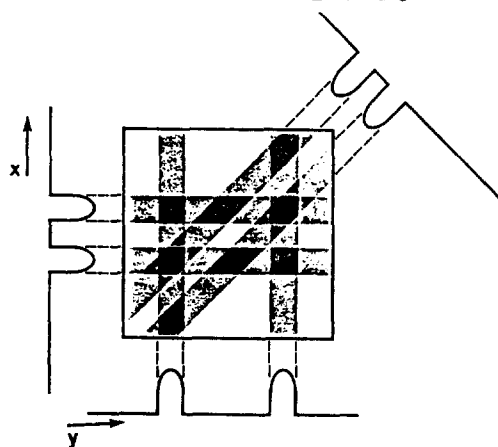


그림 16-2. 세 방향으로 얻은 투영상

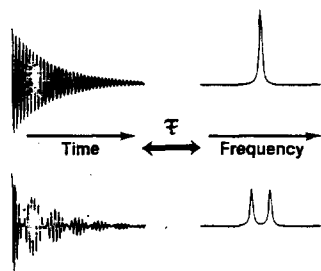


그림 15. FID 신호와 그의 fourier transform

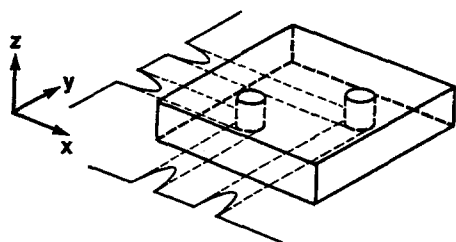


그림 16. 서로다른 x, y 좌표값을 가지는 두 sample

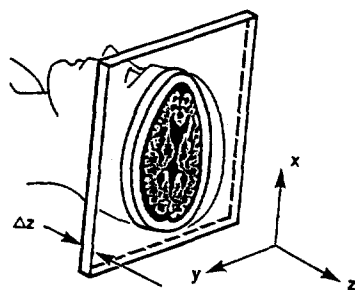


그림 17. Δz 내의 한단면만 여기시킨 경우의 image

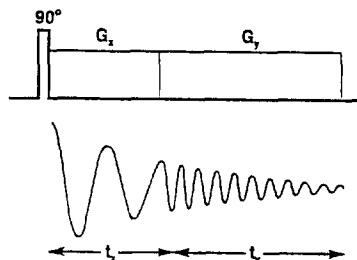


그림 18. 위상부호와 방법에서의 pulse 순서도

를 가하여 얻는데 원하는 단면 외에는 여기되지 않으므로 모든 얻어진 신호는 x - y 평면과 나란한 한 단면(slice)에서 나온 것이다.

⑨ 영상 기법(imaging technique)

NMR 영상 방법은 여러가지가 있지만 모두 한 가지의 공통점을 가지고 있다. 그것은 자계가 위치에 따라 mapping되어 서로 다른 위치에 있는 원자핵은 서로 다른 Larmor 주파수에서 공명이 일어 난다는 것이다.

일반적으로 사용되는 영상기법에는 개념적으로 다른 두가지 방법이 있는데 그것은 다음과 같다.

a) 투영-재구성 기법(projection-reconstruction technique)

이 방법은 미국 뉴욕대학의 Lauterbur 교수에 의해 처음으로 제안 되었으며, X-선 CT의 재구성 방법과 매우 흡사하다. 즉 작은 각(angle) 변위로 회전하는 경사 자계로 각각의 변위에 대하여 투영상을 받는 것이다. 이 방법의 장점은 비교적 간단하고 Algorithm이 잘 개발되어 있다는 점이다.

그러나 물체의 움직임에 너무 민감하고 자계의 불균일 정도에 영향을 많이 받는 단점이 있다.

b) 위상 부호화 방법(phase-encoding method)

이방법은 Kumar, Welte, Ernst에 의해 제안되었다.

우선 x - y 평면상의 단면상을 얻는다고 생각해 보자. RF pulse가 가해진 다음 두개의 서로 수직인 경사자계 중 하나, 즉 G_x 를 가한다. 이 경사 자계는 t_x 시간 동안 가해지고 그 이후 t_y 시간 동안 G_y 를 가한다. (그림 18) 이 때 t_y 시간 동안 FID 데이터를 받는다. 각각의 기간 동안 spin들은 sample이 느끼는 자계에 의해 결정되는 주파수로 세차운동을 할 것이다.

$$\omega_x = \gamma(B_0 + x \cdot G_x)$$

$$\omega_y = \gamma(B_0 + y \cdot G_y)$$

여기서 주파수 ω_y 는 y 에 대하여 공명하는 spin들의 위치를 결정한다. x 축으로는 축적된 위상각 ϕ_x 로 좌표를 결정한다. 즉,

$$\phi_x = \omega_x t_x = \gamma(B_0 + x \cdot G_x) \cdot t_x$$

따라서 t_x 를 0에서 $n \cdot \Delta t_x$ 만큼 증가시키면서 FID를 받으면 $N \times N$ matrix를 얻을 수 있고 이를 Fourier Transform하면 원하는 상이 얻어진다.

2.6 NMR-CT의 응용

NMR영상에 있어서 가장 중요한 부분을 차지하는

자석의 종류에 대해 알아보고 그의 응용 실태에 논하기로 한다.

① 상온 자석(resistive magnet)

수냉식 자석이라고도 하는데, 코일에 일정한 전류를 계속해서 흘려 줌으로써 자계를 만들어 내는 고전적인 System이다.

NMR-CT에서 화질은 여러가지 요소에 의하여 결정되지만, 특히 FID신호의 신호대 잡음비(Signal to Noise Ratio: S/N비)에 좌우된다. 일반적으로 인체로부터의 신호의 크기는 자기장의 세기에 비례하며, 자기장의 세기는 도선에 흘려주는 전류에 직접적으로 비례한다. 보통 큰 전류를 흘리면 도선의 저항으로 인하여 많은 열이 발생한다. 이 열을 식히기 위해서는 수냉장치(Water Cooling System)가 필요하게 되는데, 흐르는 전류가 커짐에 따라 수냉장치의 구조가 점점 복잡해져서 인체영상용 자석으로는 높은 자장의 자석을 만드는데 기술적으로 큰 어려움이 따른다. 또 수냉식 자석에는 많은 전류를 공급하는전원의 안정도(stability)를 높이는 것이 쉽지 않다. 또한 자장의 안정도는 코일의 온도, 즉 수냉장치의 물 온도의 안정도에 직접 관련이 있으므로 물의 온도를 일정하게 유지시켜 주는 것이 중요하다.

② 초전도 자석(Super Conducting Magnet)

일반적으로 도체는 온도가 떨어지면 저항이 감소하는데 절대온도 0°K 부근에서 저항이 거의 없어지는 상태가 된다. 이러한 상태를 초전도 상태라 한다. 초전도화된 도체에 전류를 흘리면 저항 성분이 없으므로 열발생 없이 고전류를 흘릴 수 있으며 외부전원을 차단하여도 극히 안정된 전류를 오래동안 흘릴 수 있다.

초전도 자석이란 이러한 초전도 현상을 이용하여 만든 것으로, 수냉식 자석의 열발생 문제와 자계의 안정도 문제를 동시에 해결할 수 있으며 훨씬 높은

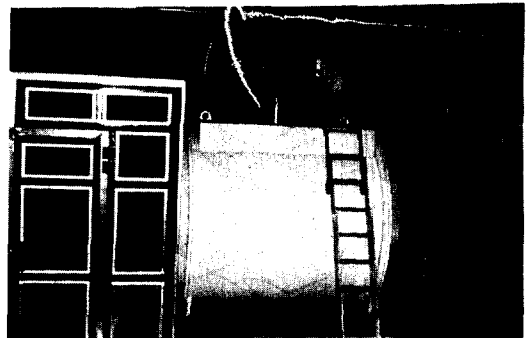
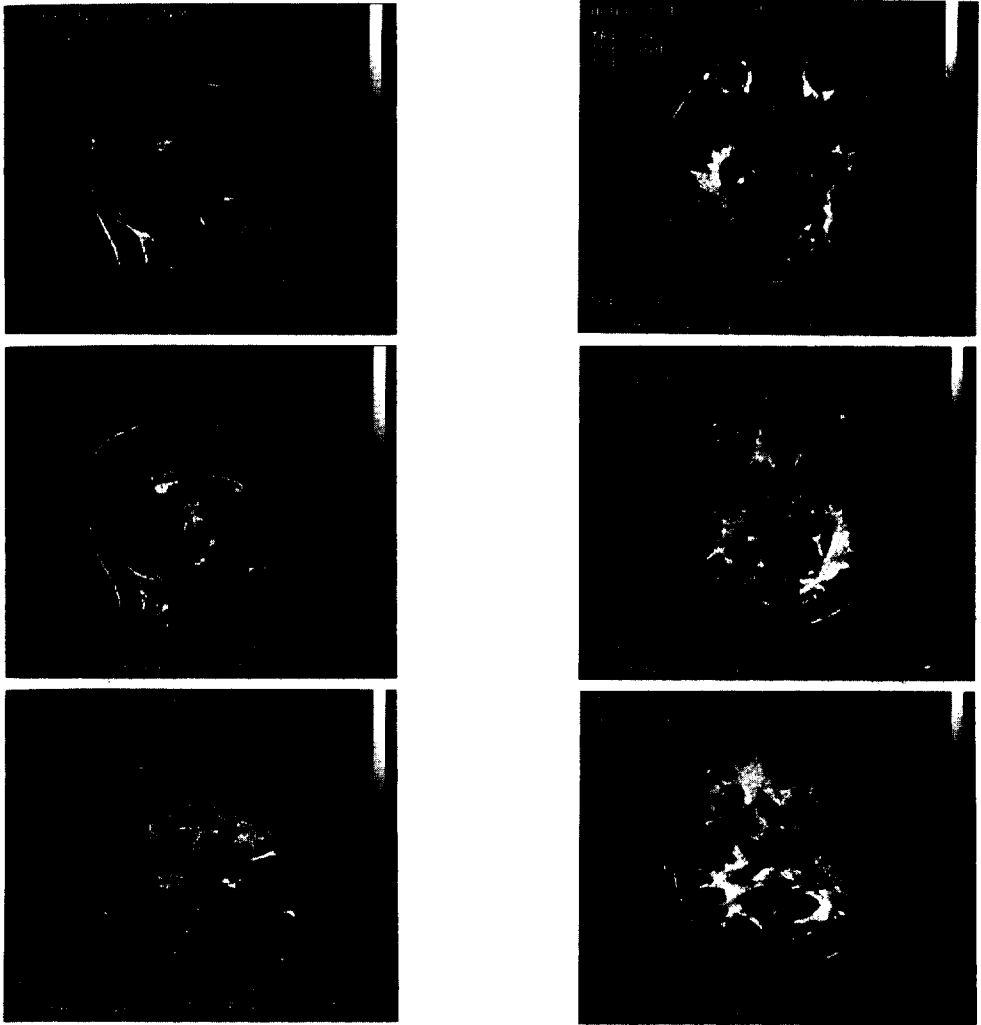


사진 1. KAIS superconducting magnet (2.0 Tesla)



a) Sagittal view

b) Axial view

사진 2. 2.0T KAIS NMR system 으로 얻은 인체머리 단층촬영 영상

자장을 만들 수 있다.

③ 응용 실태

한국과학기술원 전기 및 전자공학과 영상시스템 연구실(책임교수 조장희)에서는 1979년 NMR-CT에 대한 이론적인 기초 연구를 시작한 이래, 81년 1 K Gauss의 수냉식 자석이 도입되어 82년 여름에 인체 두부(Head) 영상을 얻음으로써 이 분야에 있어서 많은 선진국들과 치열한 연구 경쟁에 뛰어 들었다. 이후 1983년 1.5K Gauss의 수냉식 자석으로 그 연구 범위를 확장하여 영상이론 연구와 그에 따르는 논

문 발표로써 NMR발전에 크게 기여하였으며, 그 실제적 실험을 통하여 영상화질을 극대화하면서 수냉식 자석으로는 최고의 화질을 실현한 것은 이미 세계적으로 알려진 바와 같다.

그러나 컴퓨터 단층연구 분야에 획기적 발전을 도모하고자 NMR-CT에 사용되는 자장으로는 세계적으로 가장 강력한 20K Gauss (지구자장의 약 10만 배)의 초전도 자석을 지난 4월 도입하게 됨으로써 이 분야의 관련연구 및 국내의학, 물리, 화학 분야의 발전에 크게 기여할 것으로 생각된다.(사진 1.)

이번에 도입한 초전도 자석은 최첨단 기기로서, 의학분야에 이용할 경우 뇌, 세포, 혈관 등 인체의 주요 부분의 상태를 보다 정밀하게 판독할 수 있게 되며 인체영상의 해상도(resolution)를 종전에 비해 15배나 높일 수 있다. 암증상의 경우 훨씬 작은 부분도 판독이 가능하게 되어 조기진단 및 정밀 진단에 획기적 발전을 가져오게 된다. 또한 이 기기를 이용하면 초고속 영상법을 개발할 수 있어 5분이상 걸리면 영상화 시간을 0.1초 이내로 단축하는 연구도 가능해진다. 화학 분야의 경우 종래 저자장에서 불가능하던 물, 지방, 그 이외의 각종 생리물질의 분광실험이 가능해지며 더 나아가서 각 물질을 따로 분리하여 영상화 할 수도 있다. 특히 영상 시스템 연구실에서 제안되어 발표된 분광영상법은 기존의 어떠한 방법보다도 그 해상도와 촬영시간에 있어서 뛰어난 방법이라 알려져 있다.

사진 2는 초전도 자석을 이용하여 얻은 영상으로서, 각각 sagittal, axial image이다.

3 결론

이제 우리나라는 선진 대열에 올라설 수 있는 산업을 중심으로 제2의 도약을 계획하고 있다. 이의 핵심분야인 전자공업의 새로운 장을 연 NMR-CT의

국내 개발은 우리 민족의 우수성을 전세계에 알리는 계기가 될과 동시에 과학입국으로서 세계 어느 나라에도 못지 않는 능력을 과시하게 되었다.

최첨단 기술인 NMR-CT는 1980년대부터 의료진단 분야의 주역이 될 것이며, 치열한 세계경쟁 속에 뛰어 들어 선두 대열에서 나아가게 될 것이다.

아울러 많은 첨단분야에서 세계 선진국들과의 경쟁대열에 뒤지지 않기 위해서는 이에 관련된 연구진들의 각고의 노력은 물론 정부와 산업체의 적극적인 지원 및 첨단 분야에 대한 새로운 인식이 병행되어야 할 것이다.

참고문헌

- 1) P. Lauterbur, "Image formation by Induced Local Interactions: Examples Employing NMR", Nature, Vol. 242, p. 190, 1973.
- 2) Z.H. Cho, H.S. Kim, H.B. Song, and J. Cumming, "Fourier Transform NMR Tomographic Imaging Proc. IEEE. Vol. 70, No. 10, p. 1152, 1982.
- 3) Z.H. Cho (Ed), "Development of Methods and Algorithms for Fourier Transform NMR Tomographic Imaging", KAIS ISS Lab Report No. 2, 1980.

◇ 알 림 ◇

회원 여러분의 건승하심을 앙축합니다.

당학회 이사회와 편수위원회에서는 논문투고 규정에 의거 다음과 같이 논문게재료를 개정하여 시행키로 하였으니 논문을 투고할 회원께서는 유념하시어 착오 없으시기 바랍니다.

- 다 음 -

현 행	개 정
〔1〕 1面~ 4面 : 당학회 부담	〔1〕 1面~ 4面 : 당학회 부담
〔2〕 5面~ 13,000원/面	〔2〕 5面~ 8面 : 13,000원/面
	〔3〕 9面~ : 30,000원/面
	(가급적 8面 이내로 작성 요망)

※시행일시 : 1985년 10월 1일부터 접수되는 논문.