

NMR, CT의 원리 및 임상적 응용

趙 長 熙

(正 會 員)

韓國科學技術院 電氣 및 電子工學科 教授

I. 序 論

컴퓨터 단층 촬영 (computerized tomography : CT) 기술은 1972년 Hounsfield의 X-선 CT의 개발을 시작으로 물체의 투영 data로부터 3차원 영상을 재구성 하는 것을 기본으로 하는 여러가지 방법이 개발되었다.

이 단층촬영법은 이용되는 원리에 따라서 X-선 CT, 방출형 CT, 초음파 CT, 그리고 핵자기공명 CT 등으로 나눌 수 있다.

투영 data의 기본 형태들은 X-선, γ -선, 광자, 초음파, 또는 강한 자장으로부터 여기된 핵스핀으로 각각 얻어진다. 이와 같이 얻어진 투영 data는 컴퓨터를 이용한 수학적 영상 재구성 방법을 이용하여 물체의 단면을 영상화 한다. 여기서 사용된 수학적 방법은 다음 장에서 설명하고자 한다.

이러한 CT의 개발은 물체의 단면을 영상화함으로써 물체를 자르거나 손상시키지 않고 그 내부의 상태나 내용을 알아 볼 수 있으므로 의학의 진단 분야에 획기적인 장을 열었다. 현재 사용되고 있는 CT는 X선 CT로써 세계적으로 500대 이상이 설치되어 있다.

방출형 CT는 현재 단광자 방출형 CT(single photon emission CT : SPECT)와 양전자 단층촬영 (positron emission tomography : PET), 두가지가 개발중이다. 이 방출형 CT는 X선 CT와 비슷하지만, 기능적인 면에서 서로 다르다. X선 CT가 물체의 해부학적 모습을 볼 수 있는데 반해, 방출형 CT는 물체의 기능적인 행동을 볼 수 있도록 한다.

핵자기공명 CT(NMR-CT)는 최근 괄목할 만한 개발이 이루어 졌으며 앞으로 의학 진단장치로서 중추적인 역할을 하리라 예상된다. 이는 수소 (^1H), 나트륨 (^{23}Na), 인 (^{31}P) 같은 원소의 원자핵의 분포를 3차원 영상으로 볼 수 있게 한 것인데, 생리적, 화학적 변화도 관찰할 수 있어 임상적으로 획기적인 진단 장

치이다.

또 CT는 의학적 뿐만 아니라 물리학과 타 학문의 여러 분야에 급속하게 응용되고 있다. 즉 X선 CT의 원리는 원자로 코아의 결함을 찾는 데서부터 생산 라인의 자동차 타이어를 검사하는데 까지 여러 분야에 응용되고 있다.

여기서는 CT의 수학적 영상재구성 방법과 NMR-CT의 기본 원리 및 그것의 임상적 응용에 대해 설명하기로 한다.

II. 본 론

1. CT의 원리 및 수학적 영상재구성 방법

X선 CT는 모든 CT 시스템의 시초가 되는 시스템으로, Hounsfield가 처음 그 개념을 도입한 이후 급격한 발전을 이루었다. 이 장치는 환자를 사이에 두고 그림 1와 같이 양쪽 X선 원(原)과 검출 장치를 배치한 뒤 환자의 몸 둘레를 돌면서 각각의 view에 해당

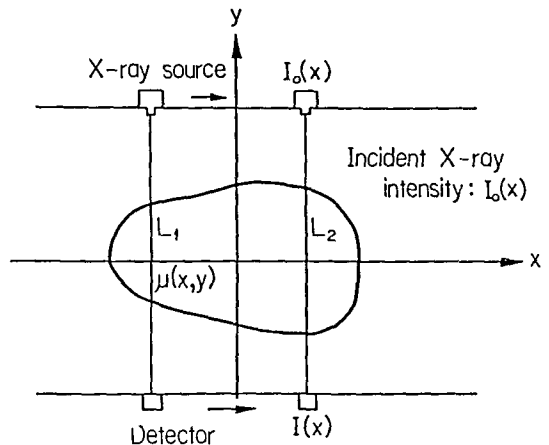


그림 1. Attenuation Geometry

하는 투영 data들을 얻는다. 이 투영 data를 $I(X)$ 라 하면

$$I(X) = I_0(X) \exp[-\int \mu(x, y) dy]$$

여기서, $I_0(X)$: 투시한 X-선의 세기 $\mu(x, y)$: 감쇄상수 양변에 로그를 취하면 투영 data가 얻어진다.

$$p(x) = -\ln\left(\frac{I(x)}{I_0(x)}\right) = \int \mu(x, y) dy$$

이렇게 얻은 투영 data를 수학적 영상 재구성 방법을 사용하여 컴퓨터로 재구성하면 원하는 영상을 얻게 된다.

이러한 수학적 영상 재구성 방법들은 CT 분야에서 많이 개발되어 왔다. 이들은 수집된 data를 처리하는 방법에 따라 Projection reconstruction, Iterative Method, Fourier Recons truction으로 구분된다.(표1)

투영 재구성 방법 (projection reconstruction)은 1972년 X선 CT에 처음 사용된 이래 CT의 기본 방법이 되었다. 투영 data의 기본형태는 그림 2에 나타나 있다. 임의의 한 ϕ 에 대해 선적분한 data를 얻는다. ϕ 를 $\Delta\phi$ 만큼씩 증가시키면서 180° 또는 360° 를 돌면서 data를 얻으면 완전한 투영 data가 된다. 이 투영 data로부터 적당한 방법을 사용하면 2차원 혹은 3차원 영상이 얻어진다.

먼저 2차원 투영 재구성 방법을 살펴 보기로 하자.

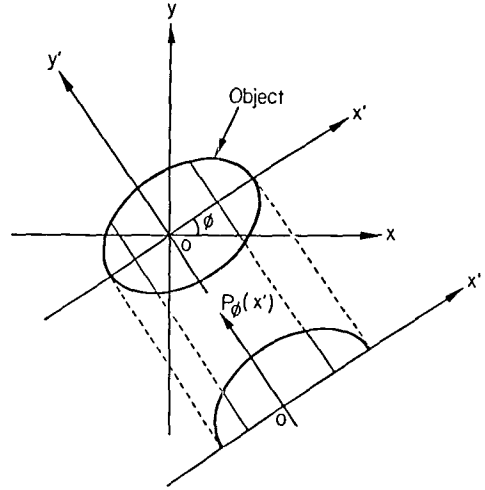


그림 2. 2차원 parallel beam

이것은 filtered back projection 방법과 back projection filtering 방법으로 나눌 수 있다. Filterd back projection 방법을 수식적으로 살펴보면, 그림 2에서 투영 data $P\phi(x')$ 는

$$P\phi(x') = \int_{-\infty}^{\infty} f(x', y') dy' = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \phi + y \sin \phi - x') dx dy$$

표 1. Image reconstruction algorithms

Projection Reconstruction (PR)	2-D PR	Filtered Backprojection (FB) Backprojection Filtering (BF)	Parallel Beam Mode Fan Beam Mode
	3-D PR	True 3-D Reconstruction (TTR) Generalized TTR Planar-integral PR (PPR)	Parallel Beam Mode Cone Beam Mode
Iterative Method	Algebraic Reconstruction Technique (ART) Maximum Likelihood Reconstruction (MLR)		
Fourier Reconstruction (FR)	Direct Fourier Reconstruction (DFR) Direct Fourier Imaging in NMR (DFI)		

$$\text{여기서, } \begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ -\sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}$$

투영 data를 푸리에 변환하면,

$$P_\phi(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} P_\phi(x') \exp(-i\omega x') dx' \\ = F(\omega_x, \omega_y) |_{\phi} = F(\omega, \phi)$$

물체의 함수 $f(x, y)$ 는 $P_\phi(\omega)$ 를 2차원 역 푸리에 변환함으로써 얻을 수 있다.

$$f(x, y) = F_2^{-1}[P_\phi(\omega)] \\ = \frac{1}{4\pi^2} \int_0^\pi \int_{-\infty}^{\infty} P_\phi(\omega) \exp[i\omega(x\cos\phi + y\sin\phi)] \\ |\omega| d\omega d\phi$$

Fourier convolution 이론에 의해

$$f(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_0^\pi \left[\int_{-\infty}^{\infty} P_\phi(x') \cdot c \right. \\ \left. h(x\cos\phi + y\sin\phi - x') dx \right] dx$$

$$\text{여기서, } h(x') = F_1^{-1}[|\omega|]$$

따라서, 물체의 함수는 convolution kernel $h(x')$ 으로 convolution하고 back projection하면 얻을 수 있는데, 필터 함수 $h(x')$ 는 원하는 영상의 특성에 따라 조정해서 사용한다.

Back projection filtering 방법은 back projection, 푸리에 변환 및 filtering 그리고 역 푸리에 변환이 사용된다. 물체의 함수가 $f(x, y)$ 일때 back projection된 영상은

$$b(x, y) = f(x, y) ** \frac{1}{r} \quad (** : \text{convolution})$$

푸리에 변환하면

$$B(\omega_x, \omega_y) = F(\omega_x, \omega_y) \cdot \frac{1}{\omega}$$

따라서 물체의 함수는

$$f(x, y) = F^{-1}[B(\omega_x, \omega_y)]$$

위의 두 방법중 영상의 질과 계산상의 효율 때문에 filtered back projection 방법이 많이 이용된다. 3차원 투영 재구성 방법은 2차원에서의 방법을 기본으로 이해할 수 있다.

Iterative method 중 algebraic reconstruction technique 방법은 Hounsfield가 개발한 EMI 머리 스캐너에서 처음 사용된 방법이다. 이 방법은 간단하지만, 투영 data를 전부 받은 다음에 iteration이 시작되므로 비효율적이고, 계산 속도도 느려 일반적으로 잘 사용하지 않는다.

Maximum likelihood reconstruction 방법은 미지의 분포함수 f_0 에 대해 카운트 n^* 를 측정하여 likelihood

$p(n^* | f)$ 를 최대화 하는 f 의 추정치 \hat{f} 를 구하는 것을 기초로 하고 있다. 이 방법은 iteration의 단계가 증가할수록 likelihood가 점차로 증가된다.

푸리에 재구성(fourier reconstruction) 방법중 직접 fourier 재구성 방법은 푸리에 변환을 이용하여 영상을 재구성하는 방법인데, 이 방법은 투영 재구성 방법보다 계산시간이 적다. 극좌표계에서 얻어진 투영 data를 interpolation에 의해 푸리에 평면 data로 변환시켜 푸리에 변환을 이용한다. 여기서 영상의 질에 중요한 역할을 하는것은 interpolation이다.

핵자기 공명-단층촬영에는 직접 푸리에 영상법을 이용할 수 있는데, 이는 Kumar, Welti, Ernst가 제안했고 나중에 Hutchison이 수정 보완했다. 이 방법은 data 수집과 취급이 간편하고 빠르게 영상을 재구성할 수 있는 장점이 있다. 2차원 핵자기 공명 영상에서 측정된 신호 $s(t_x, t_y)$ 는 free induction decay (FID)라 부르는데 다음과 같이 주어진다.

$$S(t_x, t_y) = M_0 \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \cdot \\ \exp[i\gamma_x G_x t_x + i\gamma_y G_y t_y] dx dy$$

여기서, $f(x, y)$ 는 스핀 농도 함수

이를 2차원 푸리에 변환하면

$$F(\omega_x, \omega_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} s(t_x, t_y) \cdot \\ \exp(-it_x \omega_x - it_y \omega_y) dt_x dt_y$$

따라서

$$F(\omega_x, \omega_y) = k f(\gamma G_x x, \gamma G_y y) \\ (k \text{는 상수})$$

여기서 $\gamma G_x, \gamma G_y$ 는 상수이므로 측정된 신호를 2차원 푸리에 변환하면 구하는 영상이 얻어진다.

2. NMR-CT

핵자기 공명단층촬영은 X-ray 단층촬영과 같이 물체의 단면을 영상화 하는 새로운 영상술이다. 그러나 X선 CT와는 달리 NMR-CT는 이온화된 입자의 방출을 이용하지 않고 정자장(static magnetic field), 고주파(radio frequency), 원자핵 사이의 안전한 작용을 이용한다. 즉 X선 CT가 물체의 electron 밀도를 측정하는 것인 반면 NMR-CT는 물체의 수소 밀도를 측정하는 것이므로 X-CT와 같은 종래의 CT에 비해 인체에 해로운 강한 방사선이나 감마선을 쏘일 필요가 없는 장점을 가지고 있다.

(1) NMR의 원리

NMR은 과거 30여년동안 화학분야에서 발전해 온 현상이나 그것이 의학적으로 응용된 것은 얼마되지 않

는다.

모든 물질은 원자로 구성되고 이 원자는 작은 원자핵들로 이루어져 있다. 이들은 각 운동량(angular momentum)을 가지고 있는데 이를 spin이라 한다. 즉, 원자핵은 회전하는 작은 입자이다. 그런데 원자핵은 전하를 가지고 있기 때문에 이 회전은 자기 능률(magnetic moment) μ 를 야기 시킨다. (그림 3)

원자핵이 회전하기 때문에 각 spin은 미세한 자장을 형성한다. 임의 방향으로 배열되어 있는 spin들은 정자계(static magnetic field)가 가해지면 그 방향으로 재배열하려는 힘을 받게 된다. 이때 spin은 지구 중력하에서 팽이가 세차운동을 하듯이 자계방향을 축으로 세차운동(precession)을 한다.

외부에서 주어진 자계 B_0 에 의해 spin은 각 주파수 ω_0 로 세차운동을 하는데 이 관계는 Larmor 관계식으로 주어진다.

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

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

실제로 영상화하고자 하는 수소원자들은 외부자계의 N극 또는 S극을 가리킨다. N극을 가리키는 쪽을 평행(parallel) 방향이라 하고 S극을 가리키는 쪽을 반평행(anti-parallel) 방향이라 하며 평행방향이 반평행방향에 비해 에너지 level이 낮은 안정된 상태이다. (그림 4)

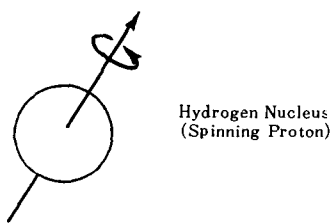


그림 3.

이 두 에너지 상태는 매우 근접해 있고 그 차이인 ΔE 는 매우 적으므로 자계내에서 원자핵은 이웃 원자핵과 충돌할 때 에너지를 흡수 또는 방출에 의해서 평행 상태와 반평행 상태의 에너지 상태를 서로 변화시킬 수 있다.

이 원자핵의 상태를 변화시킬 수 있는 에너지는 고주파(radio frequency) 범위에서 전자파로 만들 수 있다.

그런데 에너지 상태를 변화시키는데 필요한 에너지 양은 외부 자계의 세기에 비례한다. 전자파 에너지와 주파수와 비례 관계이므로 강한 자계에서 큰 에너지가 필요하다. 이 큰 에너지는 고주파(radio frequency)를 증가시키면 실현 될 수 있다. 예를 들어 1.5K Gauss에서 6.4 MHz이고 2.0Tesla에서는 85.225MHz이다 (그림 5) (Tesla=10KGauss). 외부 자계내에 있는 원자핵들에게 외부에서 고주파(radio frequency)를 쬐주면 parallel state의 원자핵들은 에너지를 받아 anti-parallel state로 이동한다. 이 고주파(radio frequency)가 적당한 에너지로 지속되면 원자핵은 끊임 없이 에너지의 흡수, 방출이 일어난다. 이 상태를 공명(resonance)이라 하며 공명된 수소 원자핵에 의해 발생하는 에너지가 궁극적으로 단층촬영에서 얻는 신호가 된다 (그림 6).

기본적인 NMR 강비가 그림 7에 나타나 있다. 자석

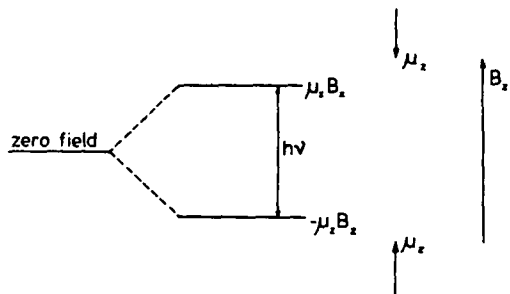
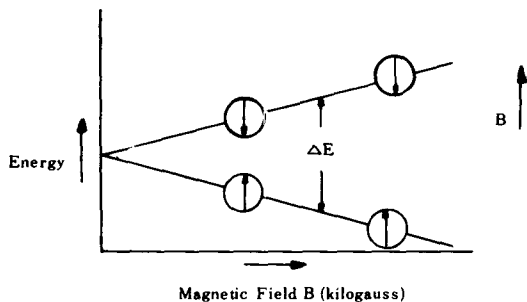


그림 4. 자계에 의한 에너지 천이

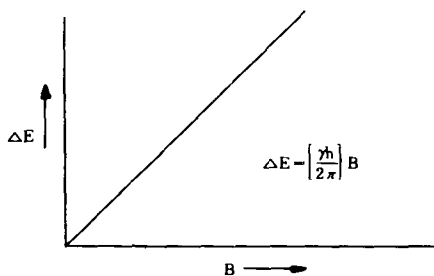


그림 5. 자계와 천이에너지와의 관계

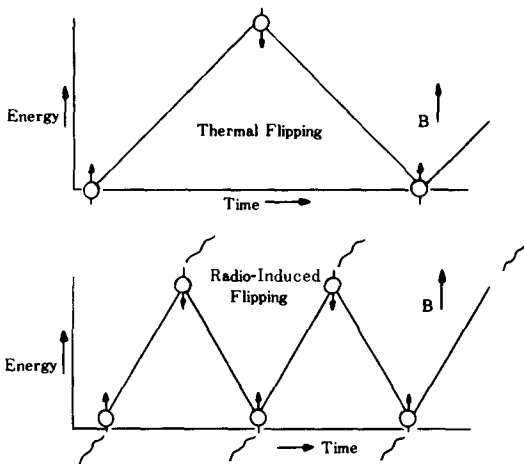


그림 6. 공명시 에너지 관계

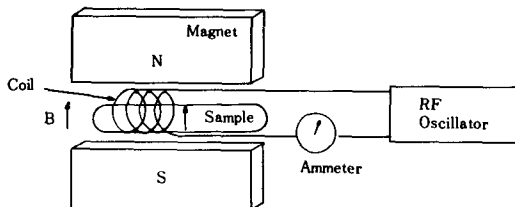


그림 7. 간단한 NMR 장비

의 두극사이에 수소를 함유한 물체가 있으며 이 물체는 RF-coil이라 불리는 coil로 둘러 싸여 있다. 이 RF-coil에서 고주파(radio-frequency)의 전자파를 보내기도 하고 물체에서 나오는 NMR 신호를 받기도 한다. RF-coil에 의하여 전자파를 보낼때 고주파(radio frequency)의 주파수가 자계 B_0 에 의한 주파수 값과 일치하면 공명(resonance)이 일어난다. 공명이 일어나서 물체로부터 유기된 전류는 공명시 물체에 포함된 proton의 수에 비례한다.

(2) 수소원자의 mapping

이제 RF-coil에 유기된 신호(proton density 신호)가 어떻게 물체를 영상화 하는데 이용되는지 알아보자.

앞에서는 외부 자계 B_0 의 세기와 고주파(radio frequency)의 전자파와 RF-coil에 대해 유기된 전류에 대해 살펴보았다. 그런데 실제로 물체를 영상화 하는데는 외부 자계 B_0 는 균일(uniform)할 필요는 없다. 어떤 물체의 특정한 부분을 선택해서 영상화 할 때에는 이 자계 B_0 는 위치(position)에 따라 변화야 한다. 이 위치에 따라 변화하는 자계로 인해 서로 다른 위치에

있는 원자핵은 서로 다른 주파수로 세차운동을 한다. 실제 물체를 영상화 할때는 외부 자계는 선형적으로 변화하는데 이 항을 선형 경사 자계(linear magnetic field gradient)라 한다. 물체를 2차원 또는 3차원으로 영상화 할때 X, Y, Z세 방향의 경사 자계가 필요하다.

그럼 경사 자계에 의해 물체의 특정한 부분이 어떻게 선택되는지 살펴 보도록 한다.

그림 8에서 원형인 coil에 전류가 흐르면 그림과 같이 자장이 형성된다. 그림 8은 한 원형 coil에 전류를 흘려 형성된 자계를 나타낸 것이고 그림 9은 서로 마주 보는 두 원형 coil에 전류를 서로 반대 방향으로 흘려 유기된 자장을 표시한 그림이다.

여기서 두 coil의 중앙에서는 자계 벡터의 합은 영이 되고 두 coil쪽에는 +, -방향의 자계가 각각 형성된다. 이제 이 경사 자계에 정자장(static magnetic field) B_0 를 더하면 전체 자계는 그림10(c)에서 보는 바와 같이 Z 방향으로 불균일(non uniform)하게 된다. 이렇게 해서 경도 자계가 형성되고 Z 방향으로 자장 분포가 선형적으로 달라진다.

X선 CT가 외부에서 쏘준 입자(beam)의 감쇄와 산란에 의해 물체에 대한 신호를 받는 것에 반해 NMR-CT는 작은 주파수 범위에서 물체로부터 나오는

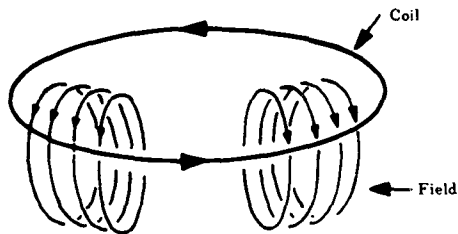


그림 8. 원형coil에 유기된 자계

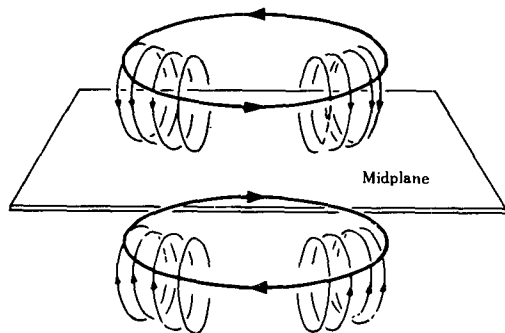


그림 9. 두개의 원형 coil에 유기된 자계

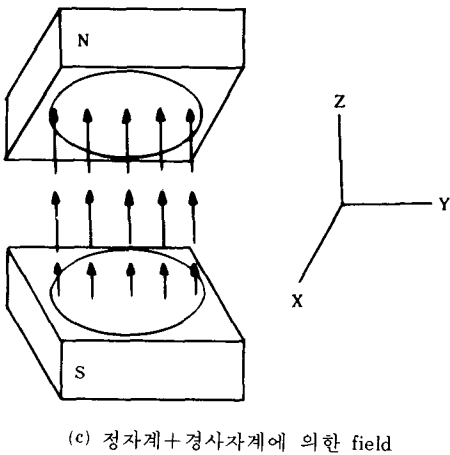
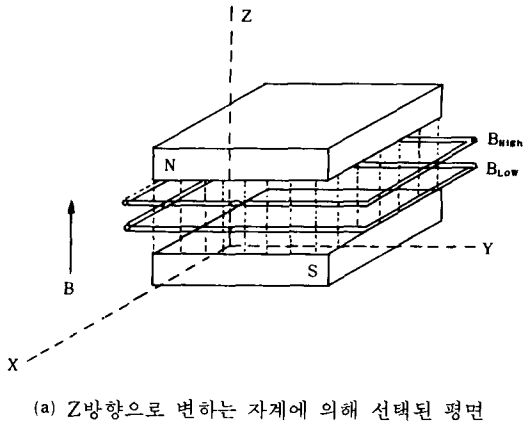
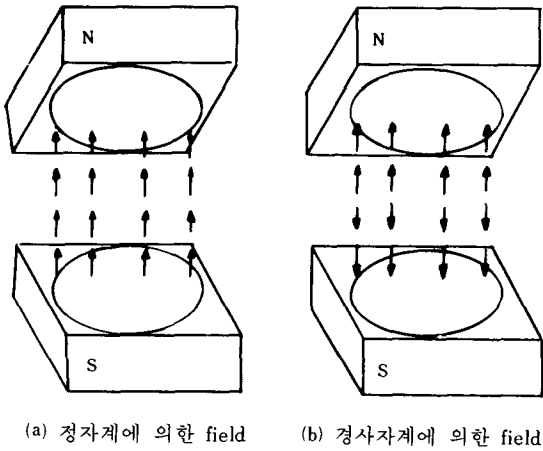


그림10.

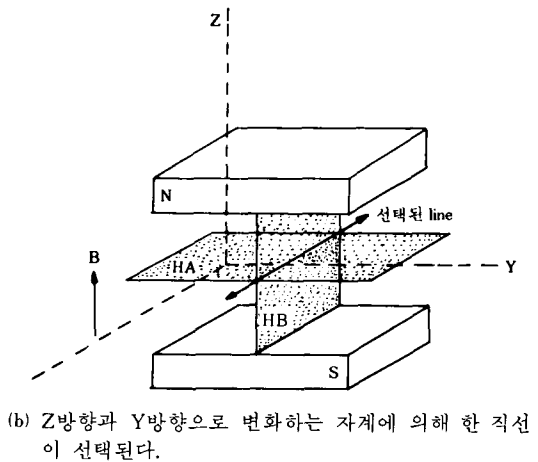


그림11.

고주파(radio frequency) 신호의 합을 받는다. 이때 받은 신호의 고주파(radio frequency) 신호는 전자파로써 진폭과 주파수에 표현된다. 여기서의 진폭은 수소원자의 밀도를 말한다. 따라서 NMR 영상은 물체의 위치에 따라 변화하는 수소 분포를 영상화 하는 것이다. 앞에도 설명했듯이 수소 원자 주위를 감싼 자계에 의해 공명 주파수가 결정된다. 만일 자장을 어떤 축에 따라 변화 하도록 만들면 어떤 특정한 주파수에 의해 얻은 고주파(radio frequency)는 그림11(a)에서 보듯이 한 평면에서 나오는 신호가 된다. 같은 개념으로 두 축으로 자장이 변화하면 한 직선이 선택되고 3축으로 자장이 변화하면 한 점이 선택된다. 따라서 하나의 물체의 특정 점은 공명하는 특정 frequency로 나타내 질수 있다. 이 각 위치의 주파수는 정자장과 경사자계에 따라 결정된다.

(3) T_1, T_2 spin 완화시간(relaxation time)

Spin 완화시간 T_1, T_2 는 spin 밀도와 함께 NMR 영상의 중요한 parameter이다. 이들 spin 완화 시간은 imaging 방법에 관계 있으며 의학적 응용에 매우 중요한 의미를 갖는다.

여기서는 T_1 과 T_2 완화 시간이 무엇을 의미하는가 살펴 본다.

Relaxation이란 말은 자기 perturbation으로부터 평형상태로 되돌아 오는 과정을 말한다. T_1, T_2 는 물체의 물리적 상태, 즉 물체의 분자 상태에 따라 다르다. 이 물리적 상태는 그 물체가 고체 혹은 액체의 상태에 있는가에 따라 다르다. 예를 들어 고체에서는 내부 field가 비교적 강하고 분자들도 위치에 따라 고정되어 있으나 액체는 내부 field도 약하고 분자들이 비교적 빠르게 운동을 한다.

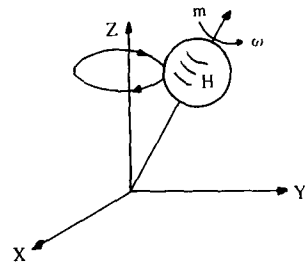
자계속에 있는 원자핵의 에너지 상태를 양자 역학 model로 생각해 보자.

외부자계 B_0 를 물체에 가하면 물체내의 원자핵은 순간적으로 에너지 level이 low state와 high state 상태로 같은 수 정도로 있다고 볼 수 있다. 즉 각각으로 인해 생기는 자계는 서로 상쇄되고 전체의 자기 분극(magnetic polarization)은 0이 된다. 그러나 시간이 경과할수록 원자핵은 low state로 치우친다. 따라서 물체에 자기 분극을 유도한다. 이 과정은 분자들이 서로 열적 작용을 하면서 생기는 것이다. 분자들의 열적 운동, 즉 분자들이 서로 충돌하는 동안 에너지가 전달되어 원자핵의 방향이 재구성 되는 것이다. 이러한 동적 상태가 지나면 low state에 있는 원자수가 high state에 있는 원자보다 많은 steady state 상태가 된다.

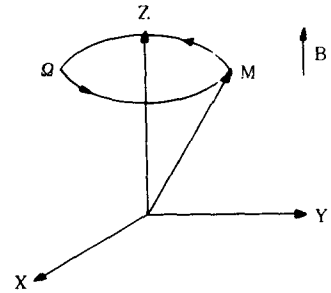
T_1 은 열적 완화시간이라고도 하는데 이것은 물체를 자장에 놓았을때 물체가 자기 분극(magnetic polarization) 되는데 걸리는 시간을 말한다. 액체는 고체에 비하여 내부 field가 약하기 때문에 움직임이 자유로워 고체보다 이웃 분자와 충돌 확률이 많다. 따라서 액체에서는 T_1 은 작다 (그림12).

T_2 는 spin-spin, 또는 transverse relaxation time이라고 한다. 앞서도에 보았듯이 자계내에 있는 원자핵 model은 수직축을 따라 자전 주파수에 비해 작은 주파수 ω_0 로 세차운동을 한다.

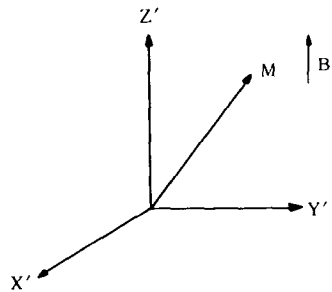
만일 전자파를 수평축으로 힘이 받게 작용하였다면 원자핵은 수평축으로 누워서 세차운동을 한다. 이 세차운동의 주파수는 역시 ω_0 이다. 이제 원자핵의 집합체를 생각해 보면 그림13(b)와 같이 생각 할 수 있다. 또한 우리의 관측이 rotating frame에서 생각해 보면 spin들의 움직임을 그림13(c)와 같이 나타낼 수 있다.



(a) 하나의 원자핵

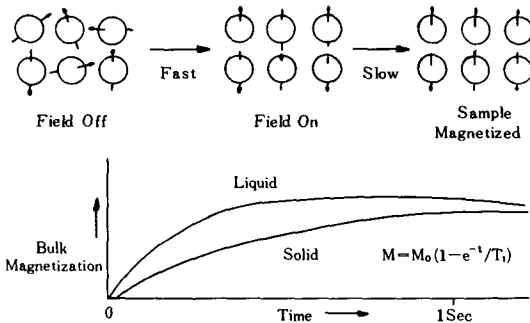


(b) 원자핵의 합



(c) 회전축에서 본 원자핵의 합

그림13.



열적완화시간 T_1 :(thermal relaxation time)

그림12.

이제 rotating frame에서 고주파(radio frequency) pulse를 spin의 집합체가 90°로 눕도록 가하면 spin은 수평축으로 눕게 된다. 시간이 경과하면 그림14와 같이 transverse term은 T_2 의 시간 상수로 감소하고 수직부분인 M_z 는 T_1 의 시간 상수로 증가한다. 즉 T_2 는 물질이 얼마나 오래 transverse 자계를 갖고 있는가에 따라 결정되면 이것은 외부 자계와 물체 내부의 상태와의 관계에 좌우된다.

(4) 영상화 과정

자계에 존재하는 물체에 고주파(radio frequency)를 가해서 공명상태로 만든후 고주파 신호를 끊으면 자기 벡터는 정자계에 의해서만 영향을 받는다. 따라

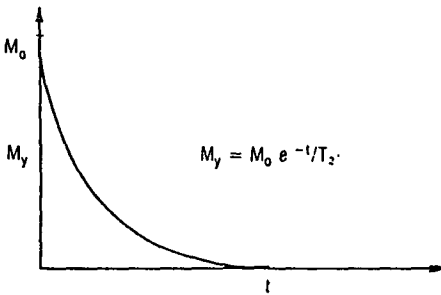
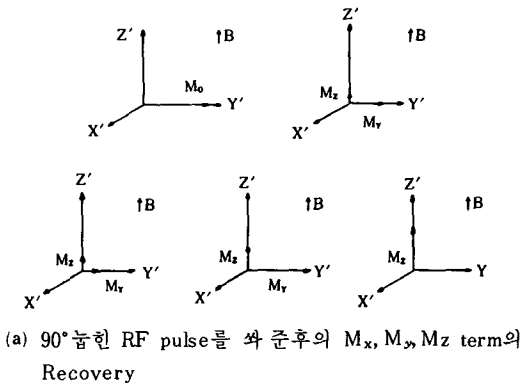
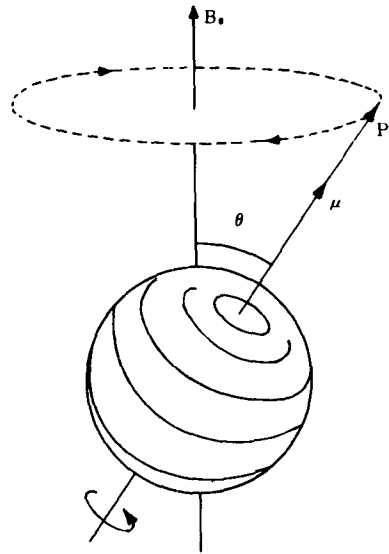


그림 14.

서 그림 15와 같이 수직 평면상에 위치해 있는 수신 코일(receiver coil)에 전압을 유기시킨다. 세차운동은 Larmor 주파수에서 일어나므로 유기 전압도 같은 주파수를 갖는다. 그런데 T_2 에 의해 transverse magnetization M_{xy} 가 시간에 따라 감소하므로 유기된 전압도 점점 감소한다. 이 이유로 이 신호를 FID(free induction decay)라고 한다. 그림 16은 Larmor 주파수 $f_0 = \omega_0/2\pi = 370\text{Hz}$ 횡적 완화시간, $T_2 = 0.03$ 초인 임의의 FID를 나타낸 것이다.

FID 신호의 초기값은 횡적 자화 M_{xy} 에 비례하고, 또 횡적 자화는 여기된 원자핵의 수에 비례하므로 물체의 원자핵의 분포를 알 수 있다.

실제의 사람 몸은 x, y, z 3차원 공간적으로 분포가 다르다. 따라서 단면 영상을 얻으려면 얇은 단면(slice)만들 여기시키는 것이 필요하다. 이것은 앞에서 설명한 경사 자계로 실현시킬 수 있으며 또 고주파(radio frequency)를 쏘 줄때 selective pulse를 쏘 주면 된다. 즉 보통 경사 자계 G_z 와 선택적 고주파 pulse를 가하면 원하는 단면 외에는 여기되지 않으므로 모든 얻어진 신호는 $x-y$ 평면과 평행한 단면(slice)에서 나온 것이다. 이에 따른 NMR 영상 기법



(a) 외부자계 B_0 에 의해 세차운동하는 원자핵

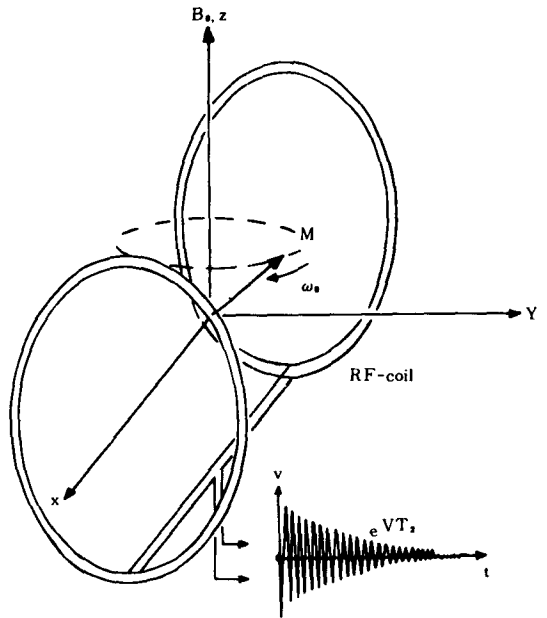


그림 15.

은 여러가지가 있지만 최종적으로 받는 신호는 위치에 따라 mapping된 원자핵의 분포이다.

일반적으로 영상기법에는 두가지가 있는데 그것은 다음과 같다. 첫째가 CT에서와 같이 투영 재구성 방

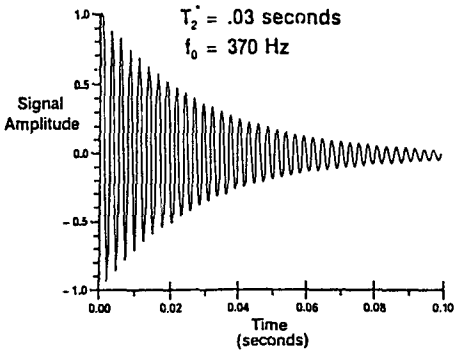


그림 16. FID신호

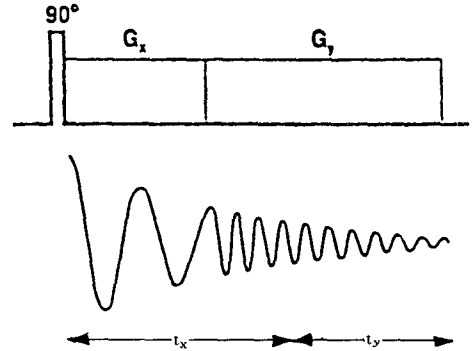


그림 17. 위상 부호와 방법에서의 pulse 순서도

법(projection reconstruction)을 사용하는 것인데 이 방법은 비교적 간단하나 물체의 움직임에 너무 민감하고 자계의 불균일에 영향을 많이 받는 단점이 있다. 다음으로 위상 부호화 방법(phase encoding method)으로 처음 Kumar, Welti, Ernst에 의해 제안 되었다. 이 방법은 우선 X-Y평면상에 한 단면을 얻었다고 생각하면 이 단면에 고주파 pulse를 가한 다음 횡축 경사 자계중 G_x 를 가한다. 이 경사 자계를 t_x 시간 동안 가해지고 그후 G_y 경사 자계를 t_y 의 시간동안 가한다. 이 G_y 경사 자계를 가하는 동안 FID를 받는데 이 경사 자계를 가하는 동안 물체내의 spin들은 sample이 느끼는 자계에 의해 결정되는 주파수로 세차운동을 한다.

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

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

여기서 주파수 ω_y 는 y축에 대하여 공명하는 spin들의 위치를 결정하며 x축으로는 축적된 위상각 ϕ_x 좌표를 결정한다.

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

따라서 t_x 를 0에서 $n \cdot \Delta t_x$ 만큼 증가시키면서 FID를 받으면 $N \times N$ matrix를 얻을 수 있고 이를 푸리에 변환하면 원하는 영상이 얻어진다(그림 17).

3. NMR-CT의 임상적 응용

NMR-CT는 최근 몇년 사이에 의학 분야에서 획기적인 진단 장치로 각광을 받고 있으며 이미 서유럽, 일본등의 메디칼 center에서는 NMR-CT를 도입하여 임상에 응용하고 있다.

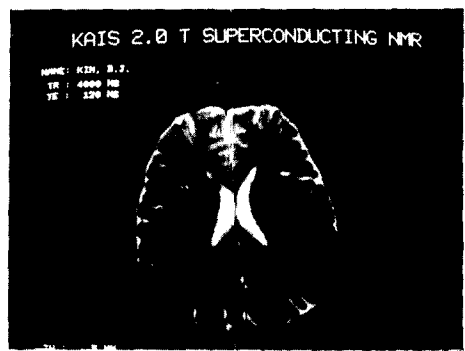
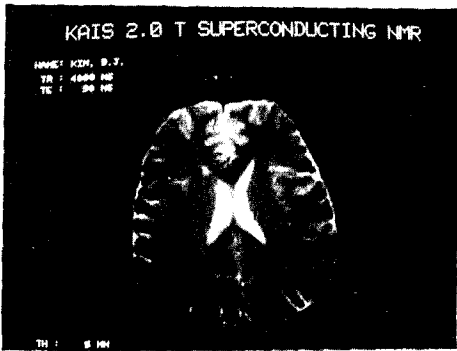
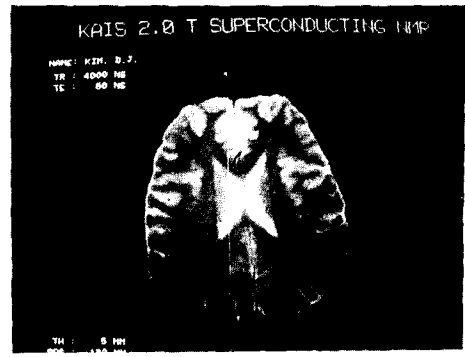
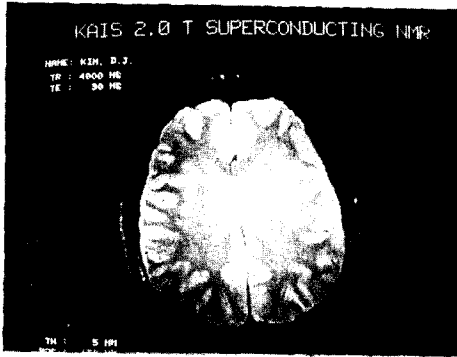
NMR-CT는 X선 CT와 같이 이온화된 입자의 방출 없이 어떠한 단면을 영상화 하는 것이 가능하고 CT가 한번에 한장 밖에 못 찍는데 반하여 NMR-CT는 한꺼번에 여러장이 가능하다. 또한 CT와 마찬가지로 resolution이 좋고 noise가 작다.

또한 NMR-CT의 커다란 장점은 진단이 매우 용이하다는 것인데 CT나 초음파가 하나의 parameter에 의해 결정되는데 반하여 NMR-CT는 spin 밀도 T_1 , T_2 , proton의 운동, chemical shift, 그리고 diffusion constant에 의해 결정된다. 이러한 parameter들의 어느 것에 초점을 두어 영상화 하느냐에 따라서 여러 다른 방법이 존재 할 수 있다. 실제로 정상적인 세포와 비정상적인 세포사이에서 T_1 , T_2 , spin density 영상은 다르므로 적당한 sequence를 사용하면 구별이 가능하다. 표 2는 NMR-CT가 다른 영상 시스템에 비교하여 신체 부위를 영상화 하는데 좋은 부분을 나열한 것이다. 그러나 위와 같이 심하게 움직이는 부분에서는 다른 영상 시스템에 비해 질적으로 떨어진다.

앞으로 NMR-spectroscopy의 발달로 몸안에서 수소 소분포 뿐만 아니라 sodium-23, fluorine 등의 imaging으로 인체내의 여러 가지 생리적인 정보도 얻을 수 있어 임상에 응용될 수 있을 것이다.

표 2. NMR-CT 임상적 응용 부위

	Neck	the thyroid, the great vessels, parathyroid tumors, lymph nodes muscular abnormalities
without gat-ing	Mediastinum	blood vessel이나 fatty tissue로 부터 lymph node를 분리가능
	Blood vessels	굵은 혈관은 잘 볼 수 있고 혈류도 측정 할수 있다.
	Kidneys, adrenals	조직을 잘 볼 수 있고 암진단에 유용
with gat-ing	Heart	ischemic disease나 congenital disease가 분별가능
	Liver, spleen	Liver의 diffuse process를 볼 수 있고 metastatic disease도 판별 가능하다.



<T2 Weighted Image>

参 考 文 献

[1] P. Lauterbur, "Image function by Induced Local Interaction: Examples Employing", *Nature*, vol. 242, pp. 190, 1973.
 [2] Z.H. Cho (ed), "Development of Methods and Algorithms for fourier transform NMR Tomographic Imaging", *KAIS ISSLab. Report no. 2*, 1980.
 [3] Z.H. CHO (Ed), "Computerized Tomography theory and Applications X-Ray CT,

Emission CT and NMR CT", *KAIS ISSLab. Report no. 5*, 1985.
 [4] Z.H. CHO, H.S. Kim, H.B. Song and J. Cumming, "Fourier Transform NMR Tomographic Imaging", *Proc. IEEE*, vol. 70, no. 10, pp. 1152, 1982.
 [5] Alexander R. Marguris and Madeleine R. Fisher "Present Clinical Status of magnetic Resonance Imaging", *Magnetic Resonance in Medicine* 2, 309-327 (1985).*

1986年度 後半期 學術活動 計劃

(66P에서 계속)

學 術 發 表 會			
	開催豫定日	原稿磨勘	主 管
通信研究會	10月11日(土)	9月11日(木)	沈壽輔 教授(崇田大工大電子工學科) (814-9611)
交換研究會	"	"	柳完英 博士(韓國電子通信研究所) (042-822-4455)