

## 컴퓨터 단층촬영 (Computerized Tomography)

趙 長 熙

韓國科學技術院 電氣 및 電子工學科 教授

### I. 서 론

컴퓨터단층촬영(Computerized Tomography; CT)은 어떤 물체의 3차원 영상을 얻을 수 있도록 하는 기술이며, 이의 기본 데이터는 대부분 투영 데이터이다. 1972년에 Hounsfield가 첫번째의 단층촬영장치인 X-선 CT를 고안한 이래, 투영 데이터로부터 3차원 영상을 재구성하는 것을 기초로 한 여러가지 응용기술이 개발되었다. 이러한 것들에는 X-선 CT, 방출형 CT, 그리고 최근에 개발된 핵자기공명(NMK) CT등이 있다. 투영 데이터의 기본 형태들은 X-선,  $\gamma$ -선과 광자, 초음파, 또는 강한 자장에서 여기된 핵스핀 등으로부터 얻어진다. 이렇게 얻어진 투영 데이터는 디지털 컴퓨터를 이용한 수학적 영상 재구성 방법을 사용하여 한 장 또는 한 세트의 영상을 만들어 내는데, 여기에서 한장의 영상은 물체의 한 단면의 영상을 말한다. 영상 재구성 방법에는 NMR-CT와 같이 직접 푸리에 변환 영상 재구성(direct Fourier transform image reconstruction) 방법을 사용하는 것도 있지만, 많은 다른 종류의 CT는 투영 재구성(projection reconstruction) 방법을 이용한다. 3차원 영상 재구성을 위한 이러한 수학적 방법이 여기서 설명하는 CT의 이론적인 배경을 형성한다. 마지막으로, 수학적으로 재구성된 영상은 TV스크린이나 모니터에 나타내어지고, 이것은 다시 카메라를 사용하여 사진을 찍을 수 있다.

물리학적, 공학적 관점에서 볼 때, 3차원 영상 재구성 방법과 CT는 새로운 개념이며, 새로운 기술이다. 역사상 처음으로 물체를 자르지 않고 내부 구조를 볼 수 있게 한 것이다. 현재, 가장 널리 사용되고 있는 CT가 X-선 CT인데 전세계적으로 5000대 이상이 설치되어 있으며, 대당 가격은 약 100만 달러이다. 방출형 CT(Emission CT; ECT)는 현재 두 가지가 활발히 개발중인데, 그 하나는 단광자 방출형 CT(Single Photon Emission CT; SPECT)이고 다른 하나는 양

전자 단층촬영(Positron Emission Tomography; PET)이다. 비록 방출형 CT가 X-선 CT와 많이 비슷하지만, 기능적인 면에서도 서로 다르다. X-선 CT가 물체의 해부학적 모습을 볼 수 있는데 반해, 방출형 CT는 물체의 기능적인 면을 볼 수 있도록 한다. 초음파 CT는 X-선 CT와 상당히 비슷한데 이는 횡단면의 영상을 볼 수 있도록 한다. 그런데 초음파 CT는 산란이나 회절때문에 영상 촬영에 어려움이 많아 발전이 상대적으로 더디었다. CT 분야에서 가장 최근의 CT이고, 괄목할 만한 개발이 이루어진 것이 NMR-CT이다. 이는 수소( $^1\text{H}$ ), 나트륨( $^{23}\text{Na}$ ), 인( $^{31}\text{P}$ ) 같은 원소의 원자핵의 분포를 3차원 영상으로 볼 수 있게 한 것인데, 생리학적, 화학적 변화까지 살필 수 있어, 가장 전망이 좋은 영상 진단장치이다. CT는 1985년 Roentgen이 X-선을 개발한 이래, 영상 진단 역사상 가장 획기적인 발전이었다. CT의 응용분야는 의료 영상 진단에서 물리학의 여러 분야에 급속하게 팽창되었다. X-선 CT의 원리는 원자로 코어의 결함을 찾는 데서부터 생산 라인의 자동차 타이어를 재빨리 검사하는데까지 여러 방면에 널리 적용되어 왔다. NMR-CT의 원리는 현재 유체역학에서 유체의 속도를 재는데 이용되고 있는데, 이러한 것들은 과거에는 불가능한 일이었다. CT의 미래 응용분야는 끝이 없는데, 예를 들면, 석유탐사에서부터 피라미드에서 채굴된 미이라의 연구에까지 응용될 수 있다. 최근까지 3차원 영상이 불가능하였는데, CT가 개발됨에 따라 인간의 시각이 2차원을 넘어서 3차원까지 확장되었다.

### II. CT의 원리

#### 1. 영상 재구성을 위한 수학과 알고리즘

CT에 사용되는 여러가지 수학적 영상 재구성 알고리즘들이 개발되었는데, 이러한 알고리즘들은 다음에 설명하는 수학적 이론에 기본을 두고 있다. 이 알고리

증들을 데이터 처리 방법에 따라 구분하면 projection reconstruction, iterative method와 direct fourier imaging으로 구분되는데 정리하면 표 1 과 같다.

표 1 Image Reconstruction Algorithms

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

투영 재구성 방법은 1972년 X-선 CT에 처음 사용된 이래 CC의 기본 알고리즘이 되었다. 투영 데이터의 기본 형태는 그림 1에 나타나 있는데, 임의의 한  $\phi$ 에 대하여 선적분한 데이터 세트를 얻는다.  $\phi$ 를  $\Delta\phi$

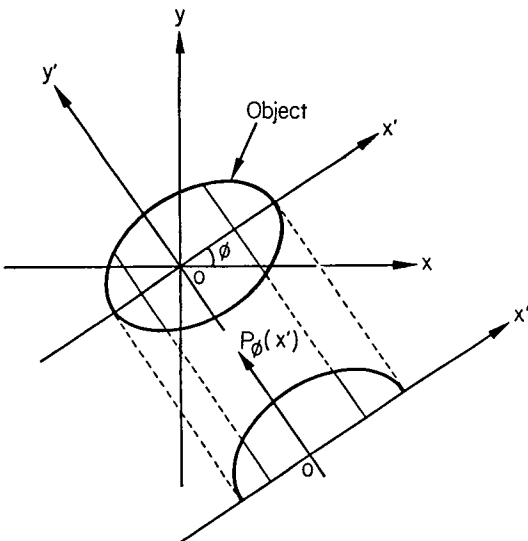


그림 1. 2 차원 parallel beam

만큼씩 증가시키면서 180° 또는 360°를 돌면서 데이터 세트들을 얻으면 완전한 투영 데이터 세트가 얻어진다. 이러한 투영 데이터 세트로부터 적당한 알고리즘을 사용하면 2 차원 또는 3 차원 영상이 구성된다.

먼저 2 차원 투영 재구성 방법을 살펴 보기로 하자. 이는 filtered backprojection 알고리즘과 backprojection filtering 알고리즘으로 나누어진다. Filtered backprojection 알고리즘을 수식적으로 살펴보면, 그림 1에서 투영 데이터  $P\phi(X')$ 는

$$P\phi(X') = \int_{-\infty}^{\infty} f(x', y') dy' \\ = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \phi + y \sin \phi - x') dx dy \quad (1)$$

$$\text{여기서 } \begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \phi & \sin \phi \\ -\sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad (2)$$

투영 데이터를 푸리에 변환하면

$$P\phi(w) = \int_{-\infty}^{\infty} P\phi(x') \exp(-iwx') dx' \\ = F(w_x, w_y) |_{\phi} = F(\omega, \phi) \quad (3)$$

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

$$f(x, y) = F_2^{-1}[ \gamma_{\phi}(w) ] \\ = \frac{1}{4\pi^2} \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} p_{\phi}(w) \exp[iw(x \cos \phi + y \sin \phi)] |w| dw d\phi \quad (4)$$

Fourier convolution에 이론에 의해

$$f(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{\pi} d\phi \left[ \int_{-\infty}^{\infty} dx' p_{\phi}(x') h(x \cos \phi + y \sin \phi - x') \right] \quad (5)$$

$$\text{여기서 } h(x') = F_1^{-1}[ |w| ] \quad (6)$$

따라서 물체의 함수는 convolution kernel  $h(x')$ 으로 convolution하고 backprojection하면 얻을 수 있는데, filter function  $h(x')$ 는 원하는 영상의 특성에 따라 조정해서 사용된다.

Backprojection filtering 알고리즘은 backprojection, 푸리에 변환 및 filtering, 그리고 역푸리에 변환을 거친다. 물체의 함수가  $f(x, y)$ 일때 backprojection된 영상은

$$b(x, y) = f(x, y) ** \frac{1}{r} \quad (7)$$

푸리에 변환하면

$$B(w_x, w_y) = F(w_x, w_y) \frac{1}{\omega} \quad (8)$$

따라서, 물체의 함수는

$$f(x, y) = F^{-1}[ \omega B(w_x, w_y) ] \quad (9)$$

위 두가지 알고리즘 중 좋은 질의 영상과 계산상의 효율때문에 filtered backprojection 알고리즘이 많이 이용된다.

3차원 투영 재구성 방법은 2차원에서 1차원 더 늘인 것으로 이해할 수 있는데, 데이터 량이 상당히 많아진다.

Algebraic reconstruction technique 알고리즘은 Hounsfield가 개발한 EMI 머리 scanner에서 처음 사용된 알고리즘이다. 이 알고리즘은 간단하지만, 투영 데이터를 전부 받은 다음에 iteration이 시작되므로 비효율적이고, 계산속도가 느려 일반적으로 잘 사용하지 않고 있다.

Maximumlikelihood reconstruction 알고리즘은 미지의 분포 함수  $f$ 에 대해 카운트  $n^*$ 를 측정하여 likelihood  $p(n^*|f)$ 를 최대로 하는  $f$ 의 추정치  $\hat{f}$ 를 구하는 것을 기초로 하고 있다. 이 알고리즘은 iteration의 단계가 증가할수록 likelihood이 점차로 증가된다.

Fourier reconstruction은 푸리에 변환을 이용하여 영상을 재구성하는 방법이다. 이 방법은 투영재구성 방법보다 계산시간이 적다. 극좌표계서 얻어진 투영 데이터를 interpolation에 의해 푸리에 평면 데이터로 변환시켜 푸리에 변환을 이용하는데, 여기서 영상의 질에 중요한 역할을 하는 것은 interpolation이다. NMR에서는 직접 푸리에 영상방법을 이용할 수 있는데 Kumar, Welti와 Ernst가 제안했고 나중에 Hutchison이 수정 보완했다. 이 방법은 데이터 수집과 취급이 간편하고, 빠르게 영상을 재구성할 수 있다. 2차원 NMR 영상에서 측정된 신호  $s(t_x, t_y)$ 는 free induction decay(FID)라 부르는데, 다음과 같이 주어진다.

$$S(t_x, t_y) = M_0 \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp[i\gamma \times G_x t_x + i\gamma_y G_y t_y] dx dy \quad (10)$$

여기서,  $f(x, y)$  : 스핀 농도 함수.

이를 2차원 푸리에 변환하면

$$\tilde{f}(w_x, w_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} s(t_x, t_y) \exp(-it_x w_x - it_y w_y) dt_x dt_y \quad (11)$$

따라서,

$$\tilde{f}(w_x, w_y) = kf(\gamma G_x x, \gamma G_y y) \quad (12)$$

여기서  $k$ 는 상수.

$\gamma G_x, \gamma G_y$ 는 상수이므로 측정된 신호를 2차원 푸리에 변환하면 구하는 영상이 얻어진다는 것을 알 수 있다.

## 2. CT 시스템 개요

CT를 source와 detector 구조에 따라 구분하면 크

게 transmission CT, emission CT, NRM CT 세 가지로 구분된다. 이러한 시스템들은 물리적 현상이나 적용되는 알고리즘들이 서로 약간 다르지만 CT 시스템은 크게, 소오스, 센서, 콘트롤러를 포함한 데이터 수집 부분, 데이터 처리 부분 그리고 디스플레이 세 분야로 나눌 수 있다. 이에 대한 블록 다이어그램은 그림 2와 같다.

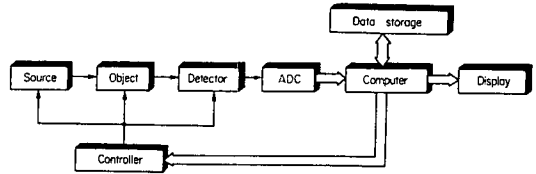


그림 2. 일반적인 CT 시스템의 블록 다이어그램

소오스, 센서, 콘트롤러를 포함한 데이터 수집부분이 CT 시스템의 중요한 본체이다. 각각의 CT에 대한 시스템 개요는 다음 장에서 자세히 설명된다.

CT에서 측정된 신호는 전기적인 전압이나 전류 또는 광자수로서 나타난다. 만약 측정된 신호가 디지털이 아니면 컴퓨터에 사용되기 위해 디지털 형태로 바뀐다. 여기에 쓰이는 것이 아날로그-디지털 변환기(ADC)인데 시스템 성능에 중요한 영향을 미친다. ADC 특성은 해상도, 미분기와 적분기의 직선성, 잡음, 작동 속도등에 의해 나타난다. 그중 해상도는 비트 수에 의해 결정되는데 예를 들어 10비트 ADC의 경우 1024개의 출력 레벨이 있다. 한정된 비트 수 때문에 에러가 불가피하게 발생하는데, ADC의 스텝 크기를  $\Delta$ 라 할때 양자화 에러의 표준편차는,

$$\sigma_q = \frac{\Delta}{2\sqrt{3}} \quad (13)$$

현재 정확하고 속도가 빠르며, 변환시간이 수  $\mu$ sec 또는 수십  $\mu$ sec인 12~16비트 ADC가 널리 사용되고 있다. ADC를 충분히 활용하기 위해서는 입력 신호를 ADC 변동 범위에 맞도록 변화시켜야 되는데, 이를 위해서 초단증폭기, 감폭기, 레벨 쉬프터 등을 사용한다.

다차원의 영상처리를 하기 위해서는 많은 데이터 메모리와 계산이 필요하다. 이를 위한 CT 컴퓨터 시스템은 그림 3과 같다. 실제 X-선 CT의 경우 한 장의  $512 \times 512$  영상을 얻는데 필요한 데이터를 저장하기 위해서는 5M비트 이상이 필요하며 직접 푸리에 영상의 경우 표 2에 나와 있는 바와 같이  $11 \times 10^6$ 번의 곱하기와 더하기가 필요하다. 계산 속도를 줄이기 위해 array processor나 backprojector 같은 특수한 프로

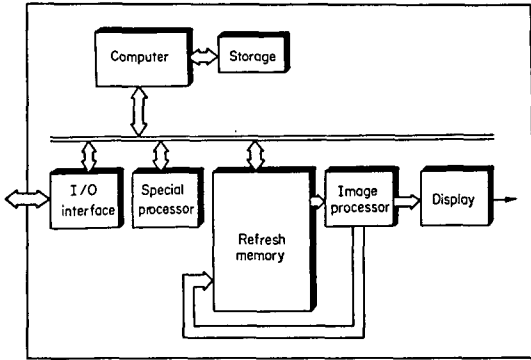


그림 3. 일반적인 CT 계산 시스템의 블록 다이어그램

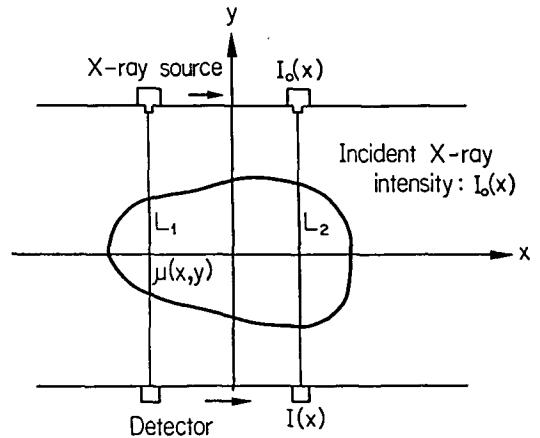


그림 4. X-선 attenuation geometry

표 2. The Number of Computations Required for Reconstructing a Cross-section of 512x512 Image by Convolution Backprojection and Direct Fourier Imaging

○	○ 1024 point FFT	20,000	multiplies and additions
○ Convolution	○ kernel multiply	2,000	multiplies and additions
○ Backprojection	○ 1024 point IFFT	20,000	multiplies and additions
	○ interpolation/view	10,000	multiplies and additions
	○ backprojection/view	262,000	additions
	total	42 x 10 <sup>4</sup>	multiplies and additions
		251 x 10 <sup>4</sup>	additions
○ Direct	○ phase correction/line	2,000	multiplies and additions
○ Fourier Imaging	○ 512 point FFT	10,000	multiplies and additions
	total	11 x 10 <sup>4</sup>	multiple and additions

세서를 사용하는데 이를 사용하면 계산 속도를 10배 내지 100배 증가할 수 있다. 컴퓨터 시스템은 영상의 재구성 뿐만 아니라 기계 콘트롤, 펄스 시퀀스 컨트롤, 디스플레이, 그리고 데이터 처리하는 데도 사용된다.

디스플레이 시스템은 데이터 수집 시스템과 컴퓨터에 의하여 만들어 낸 영상을 사람이 볼 수 있도록 하는 시스템인데, 대개 모니터로 디스플레이 하거나 필름에 찍기도 한다.

### III. 응용 분야

#### 1. X-선 CT

X-선 CT는 모든 CT 시스템의 시초가 되는 시스템인데, 1972년 Hounsfield가 처음 그 개념을 도입한 이후 급격한 발전을 이룩하게 되었다. 이 장치는 환자를 사이에 두고 양쪽 X선원과 검출장치를 배치한 뒤 환자 몸둘레를 돌면서 각각의 view에 해당하는 투영 데이터를 얻는다. 이 투영 데이터를  $I(x)$ 라 하면 그림 4에서 보듯이,

$$I(x) = I_0(x) \exp\left[-\int \mu(x, y) dy\right] \quad (14)$$

여기서  $I_0(x)$  : 투사된 X-선 세기

$\mu(x, y)$  : 감쇄상수

양변에 로그를 취하면, 투영 데이터가 얻어진다.

$$P(x) = -\ln\left(\frac{I(x)}{I_0(x)}\right) = \int \mu(x, y) dy \quad (15)$$

이렇게 얻어진 투영 데이터들을 projection reconstruction 알고리즘을 사용하여 컴퓨터로 재구성하면 원하는 영상이 나오게 된다. 이렇게 얻어진 단면 영상들을 여러장 조립하면 신체 내부기관의 입체상을 얻을 수 있다. 최초로 1972년에 Hounsfield가 연구 개발한 시스템을 제 1 세대 시스템이라 하는데, 이때는 pencil beam을 사용하였으며 scantime은 4~5분 정도였다. 그 후 이 scan time을 줄이기 위해 많은 개선이 시도 되었으며 2 세대 또는 3 세대 시스템에서는 pencil beam 대신에 fan beam을 사용하게 되었다. 이 때 검출기의 갯수는 10~300개 정도까지로 늘어났으며 scan time은 최대 3초 정도로 줄어 들었다. 4 세대에서는 고정된 검출기 600~800개를 전 원주상에 배치하여(stationary ring system) scan time을 1~2초 정도로 줄였다. 그러나 심장같이 움직이는 부분은 굉장히 빠른 scanning이 필요한데, 이런 시스템에서 dynamic spatial reconstructor와 cardiovascular CT가 있다. 이러한 시스템은 scan time 약 0.01초인데, 이를 5세대 시스템이라 한다. X-선 CT의 가장 큰 문제점은 약 100만 달러 정도인 비싼 가격과 인체에 대한 유해성인데, 아직까지는 전세계적으로 약 5000기 정도로 가장 많이 보편화되어 있는데 X-선 CT의 개요는 그림 5와 같다.

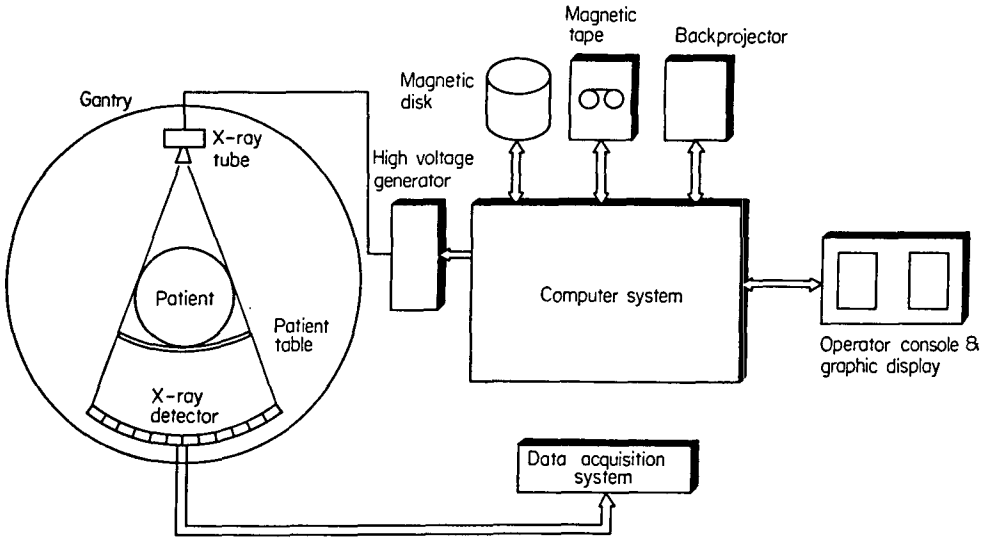


그림 5. X-선 시스템 개요

2. 방출형 CT

X-선 CT가 물체의 해부학적 구조를 볼 수 있는데 반해, 방출형 CT는 인체의 생화학적 신진대사 기능을 측정할 수 있다는 점에서 다르다. 방출형 CT는 단광자 방출형과 양전자 방출형으로 나뉘어진다.

X-선 CT가 X선을 투과시켜 그 감쇄상수의 분포를 살펴본 데 반해 단광자 방출형 CT는 방사성 동위원소를 우리 몸에 주입시켜 거기서 방출되는 감마선의 갯수를 세어 방사성 물질의 분포를 보게 된다. 이 분포로써 조직기능의 함수 및 이상여부를 판단할 수 있다. 이 장치는 1960년대초 Kuhl과 Edwardck의 간단한 시스템으로부터 발전되어 최근 약 7mm까지의 분해능을 가진 시스템까지 나왔으나 감마선의 수집 효율이 나쁘고 인체내의 감쇄의 영향 때문에 근본적인 제약에 부딪히고 있다. 더군다나, 방사성 물질로 사용되는 <sup>99m</sup>Tc는 인체의 활동과 연관성을 가진 물질이 아니며 분해능을 증가시키는 데 문제점을 갖고 있다. 그러나 그 source를 구하기 쉽고 인체내의 생체적 현상을 알 수 있고 가격이 싸다는 점에서 현재 상업적으로 사용되고 있다.

방사성 동위원소 또는 가속장치를 이용한 양전자 방출형 단층촬영은 동시에 180°의 방향으로 나오는 두개의 photon을 양쪽에서 검출하여 그 갯수를 연결되는 선상의 투영 데이터로 쓰게 된다. 단광자 방출형 CT 보다는 다음과 같은 장점이 있다. 그 하나는 511Kev의 높은 에너지를 갖는 두개의 감마선이 180°의 반대

방향으로 나가기 때문에 이를 전자적으로 collimation 할 수 있다는 것이다. 또 하나는 양전자를 방출하는 것은 산소, 불소, 탄소 등 우리 인체와 연관성을 갖는 물질이라는 점이고 높은 에너지를 갖기 때문에 인체내에서 감쇄가 적고 훨씬 정확히 보정을 할 수 있다는 점이다.

3. NMR-CT

NMR-CT는 영상 도구로써 핵자기공명(Nuclear Magnetic Resonance; NMR)을 이용하는 3차원 영상 기술이다. Magnetic resonance는 자기 모멘트와 각 모멘트를 가진 자기 시스템에서 일어나는 현상이다. Resonance란 말은 자기 시스템의 고유 주파수에 동조됐을 때를 일컫는 말이다. 그런데 대개 핵스핀의 경우 이 공진 주파수가 radio frequency영역에 속하기 때문에 NMR에서는 RF(radio frequency)라고 부른다. NMR CT에서는 RF 신호와 공간적 field gradient를 가하여 물체에서 한 부분을 선택, 그 부분의 핵스핀들의 공간적 분포를 알 수 있다. 그리하여, 물체의 단면 영상을 얻게 된다.

NMR-CT의 장점은 X-선, 단광자방출형, 양전자 방출형 CT처럼 방사선이나 감마선을 투여할 필요가 없으므로 인체에 해가 없으며, 고분해능의 영상을 얻을 수 있으며, 화학적으로 특수한 영상을 얻을 수 있고, 어느 방향에서든지 임의의 각도의 단면을 얻을 수 있고, 다른 세포간에 높은 contrast를 가진 영상을 얻을 수 있다는 점이다. 단점으로는 스핀-격자 완화시간으

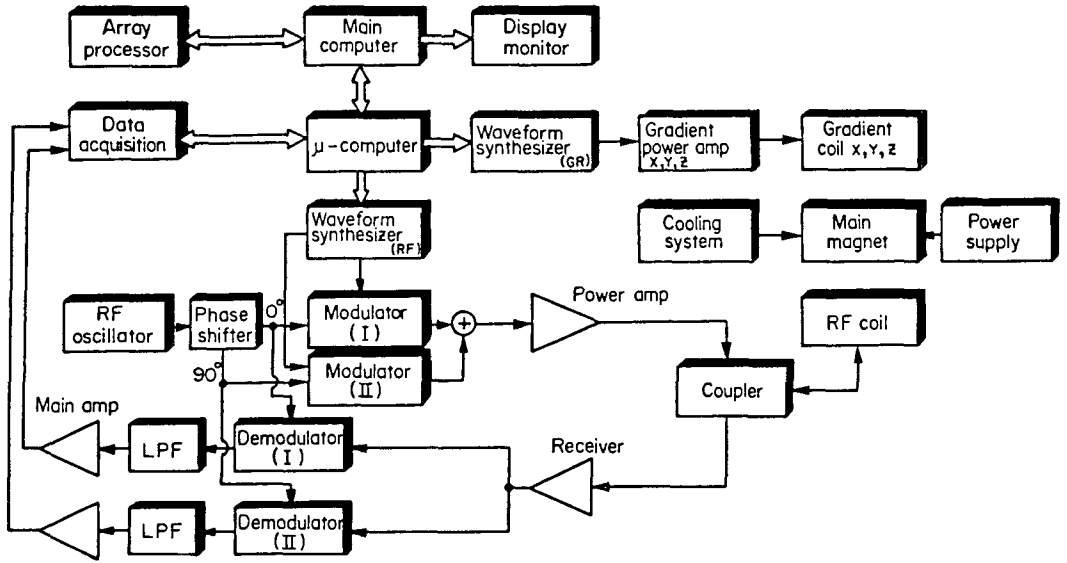


그림 6. NMR-CT 시스템 블록 다이어그램

로 인한 긴 데이터 수집 시간과 낮은 SNR이 있는데, 앞에서 열거한 장점들 때문에 주요 영상 기구로 되어가고 있다. 단점인 긴 데이터 수집 시간은 새로운 고속 영상법이 개발되고 있고, 낮은 SNR은 superconducting magnet를 사용하여 field를 2.0Tesla(1Tesla=10KGauss) 정도까지 높여 해결하고 있다.

1973년에 미국의 Lauterbur가 인체 영상의 가능성을 제시한 이후, 1978년에 오렌지로 1mm 이하의 분해능을 가진 영상을 얻었고, 곧 이어 Moore와 Holland가 인체의 두뇌 영상을 얻어 진단 영상으로써의 가능성을 확실하게 증명했다.

NMR-CT에 쓰이는 영상 재구성 알고리즘은 어떤 방법으로 영상을 얻느냐와 관계가 있는데 대개 투영 데이터를 이용한 projection reconstruction과 direct Fourier reconstruction 방법 두 가지가 쓰인다. NMR 영상법의 재미있는 면은 영상 형성, 데이터 수집 그리고 재구성에 있어서 굉장히 다양한 방법이 있다는 점이다. 여기서 NMR-CT의 원리와 다양한 영상 방법에 대해 좀 더 자세히 알아보기로 하자. 그림 6은 NMR-CT 시스템의 블록 다이어그램이다.

모든 물질의 원자핵은 양성자와 중성자로 이루어져 있고, 이 둘의 합이 홀수인 원자핵은 핵 스핀과 자기 모멘트를 가지고 있어 미세한 자석과 같은데, 그 예로는 수소( $^1\text{H}$ ), 탄소( $^{13}\text{C}$ ), 질소( $^{14}\text{N}$ ), 불소( $^{19}\text{F}$ ), 나트륨( $^{23}\text{Na}$ ), 인( $^{31}\text{P}$ ) 등이 있다. 이 원자핵에 자기장을 가해 주면 자석의 성질은 먼 원자핵들은 그 자장의 방

향으로 나란히 정렬하게 되는데, 각 원소는 자장의 세기에 정확히 비례하는 고유 진동수를 갖게 된다. 예를 들면 수소의 공진 주파수는 1.5k가우스에서 6.4MHz, 20k가우에서는 85MHz이다. 이렇게 정렬된 원자핵에 특수한 코일(RF Coil)로써 진동수가 같은 고주파 자계를 가하면 원자핵은 에너지를 흡수하면서 공명을 일으킨다. 이러한 핵자기 공명이 일어나면 각 원자핵은 원래의 에너지 상태로 돌아가면서 미약한 신호를 내놓게 되는데 이 신호를 다시 고주파 코일로 검출하여 컴퓨터에 입력시키고 수학적 처리과정을 거쳐 재구성하면 최종의 영상이 나오게 된다. NMR 영상기법의 다양성은 인체내의 특정한 원소의 분포를 3차원으로 영상화하는 것 외에도, 원자핵이 에너지를 흡수한 뒤 원래 상태로 되돌아가는 시간, 즉 신체 각 부위의 스핀-격자 완화시간(spin-lattice relaxation time;  $T_1$ ), 스핀-스핀 완화시간(spin-spin relaxation time;  $T_2$ ) 까지 영상화 할 수 있는 능력에서 비롯된다고 한다.  $T_1$ ,  $T_2$ 는 병리 특히 종양 등에 민감하여 암 진단에 중요한 척도가 된다.

NMR CT로 고해상도의 영상을 얻는 것 이외에 영상 시간을 줄이는 고속 영상법을 개발하고 있고, 심장이나 호흡기 부분등의 움직이는 부분에는 심전기 또는 호흡동기 장치를 이용한 고상도 영상법도 개발됐다. 또한 인체내의 유속 즉 혈류 속도를 측정하여 영상화하는 방법도 개발되어 이를 유체 역학 연구에 적용, 유체의 유속을 영상화하는 방법까지 연구되고 있다.

공진 주파수가 같은 원소라도 결합된 양태에 따라 조금씩 달라지는 현상인 chemical shift를 분리하는 화학적 분광 영상법도 가능하고 수소 이외의 나트륨, 인 등 생리학적 정보를 많이 갖고 있는 원소들의 영상법도 있다.

4. Synchrotron Radiation Tomography

현재의 X-선 scanner로는, 1mmFWHM이고 scan time이 수초 이하일 때, 농도 변화 1%이하인 것은 구별해 낼 수가 없었다. 현재의 CT scanner보다 천배 이상의 분해능을 가질려면 평장히 강한 radiation source가 필요하다.

Synchrotron radiation의 X-선 source는 보통의 X-선 source보다 백만배 정도 강하다. 더우기, 이런 강한 synchrotron radiation은 단일파장이고 이 에너지에 동조될 수 있다는 장점이 있다. Synchrotron radiation은 맨처음 물질 연구에 사용되었으므로 그 응용 분야는 움직이는 심장을 재빨리 X-선 단층촬영하는데서부터 복잡한 물질을 현미경적 단층 촬영하는 데까지 여러 방면에 사용되고 있다.

IV. 결 론

유사 이래 인간은 보이지 않는 것을 보고 싶은 욕망이 계속되어 왔고, 또한 그에 대한 연구가 계속되어 왔다. CT의 출현으로 인간은 이제까지 물체의 겉모습밖에 볼 수 없었던 2차원적 시야에서 물체를 자르지 않고 물체의 내부까지 볼 수 있는 3차원적 시야로 발전하게 되었다. 물체 단면의 해부학적 영상을 볼 수 있게 된 것 뿐만 아니라, 물체(주로 사람이나 동물)의 생리학적 화학적 변화까지 살필 수 있어 의학계의 진단 장치로서 획기적인 발전을 이룩한 것이다. 앞에서 밝힌 바와 같이 CT는 의학, 화학, 생물학, 그리고 물리학 분야까지 널리 응용되고 있는데, 앞으로도 미래의 첨단기술로 계속적인 연구가 이루어질 것이다.

參 考 文 獻

[1] Brooks R, Di Chiro G, "Principle of computer assisted tomography (CAT) in

radiographic and radioisotopic imaging," Phys Med Biol 21: p. 689, 1976.

[2] Cho ZH, ed., Special issue on Physical and Mathematical Aspects of 3-D Image Reconstruction, IEEE Trans Nucl Sci NS-21, No. 2, 1974.

[3] Cho ZH, Nalcioglu O, eds., Special issue on Physics and Engineering in Computerized Tomography, IEEE Trans Nucl Sci NS-26, No. 2, 1979.

[4] Cho ZH, Nalcioglu O, eds., Special issue on Physics and Engineering in Nuclear Magnetic Resonance Imaging, IEEE Trans Nucl Sci NS-31, No. 4, 1984.

[5] Herman GT, Image Reconstruction from Projection, Academic Press, NY. 1980.

[6] Nalcioglu O, Cho ZH, eds., Selected Topics in Image Science, Springer-Verlag, Germany, 1984.

[7] Shepp LA, "Computerized tomography and nuclear magnetic resonance," J. Comp Assist Tomogr 4: p. 94, 1980.

[8] Boyd DP, Lipton MJ, "Status of diagnostic X-ray CT," IEEE Trans Nucl Sci NS-26: p. 2836, 1979.

[9] Cho ZH, Hong KS, Hilal SK, "Spherical positron emission tomography (S-PET) I-Performance analysis," Nucl Instr Meth 225: p. 422, 1984.

[10] Cho ZH, Kim HS, Song HB, Cumming J, "Fourier transform nuclear magnetic resonance tomographic imaging," IEEE Proc 70: p. 1152, 1982.

[11] Cho ZH, Nalcioglu O, Park HW, Ra JB, Hiral SK, "Chemical shift artifact correction scheme using echo time encoding technique," Mag Res in Med, to be published.

[12] Damadian R, "Tumor detection by NMR," Science, 171: p. 1151, 1971.

[13] Winick H, Doniach S, eds., Synchrotron Radiation Research, Plenum, NY, 1980. \*

◆ 用 語 解 說 ◆

off-line processing

중앙처리기(Central processor)와의 실시간통신(real-time Communication) 혹은 중앙처리기의 제어와 직접적인 관련이 없거나 필요하지 않은 처리방식이다. 이 방식일 때는 자료입력 후, 실제의 처리가 되기 위해서는 사람이 개입하여 제어할 필요가 있다.