

特輯
超電導
時代를
연다

超電導 核磁氣共鳴

映像 시스템

Superconducting NMR Imaging System

교수 조 장 희

한국과학기술원 전기·전자공학과

1. 序 論

20세기 들어 급속한 진보를 이룩하고 있는 과학기술은 인류생활 전반에 지대한 영향을 끼치고 있으며, 특히 전자공학은 일상생활 뿐만 아니라 다른 분야의 발전에도 큰 공헌을 하고 있고, 중요한 진보의 수단이 되고 있다. 그중에서 의학분야는 전자공학의 기술들을 질병의 진단 및 치료와 재활의학 등에 광범위하게 사용하고 있으며, 전자공학과 컴퓨터공학을 근간으로 하여 진단의료기기의 총아라 할 전산화 단층 촬영기(Computerized Tomography : CT)를 탄생시켰다.

1896년 Roentgen에 의한 X선의 발견 이후 CT의 발명은 가장 혁신적인 진단의학의 발전이라 일컬어지며, 여러가지 원리의 CT중 1980년대에 새롭게 등장한 핵자기 공명 단층촬영기

(Nuclear Magnetic Resonance CT : NMR CT 또는 Magnetic Resonance Imaging CT : MRI CT)는 그 효용성에 대한 관심이 이론 및 실험적인 결과와 임상응용결과를 바탕으로 날로 높아가고 있다.

NMR CT는 기존의 CT체제와 비교하여 여러 가지 뚜렷한 장점을 갖고 있다. NMR CT는 임의의 방향에 대한 인체의 해부학적 영상을 얻을 수 있을 뿐만 아니라, 인체에 해가 되는 X선이나 방사성 동위원소등을 사용하지도 않으며 특유의 다양한 영상Parameter와 다양한 영상기법을 구사하여 인체의 신진대사등의 생리학적인 현상을 관찰하거나, 구성 성분에 관한 정보를 얻어 영상화 하고 분광학적 분석을 할 수도 있다.

이러한 특징으로 인하여 NMR CT는 20세기 진단장비의 총아로 각광을 받고 있는 것이다.

본래 NMR현상은 1946년 Purcell과 Bloch에

의해 발견된 이래 물리·화학분야에서 중요한 물질 분석수단으로 사용되어 왔고, 1973년 Lau Lauterbur에 의해 영상화의 가능성이 제시 되었으며, 초기의 0.1~0.3Tesla의 수냉식 상자석을 사용한 NMR CT로부터 현재는 1Tesla 이상의 초전도 자석을 이용한 시스템으로 발전하여 폭넓게 사용되고 있어 CT시스템의 새로운 시대를 이끌어 가고 있다.

이하 본문에서 NMR CT의 구성 및 원리와 초전도 자석을 사용하는 이유와 함께 여러가지 영상기법에 대하여 알아보려 한다.

2. 本 論

가. NMR의 原理

핵자기공명(NMR) 현상은 원자핵이 갖고 있는 자기모멘트(Magnetic Moment)에 자장을 가하여 Zeeman분리를 일으키고, 그 에너지 준위 변화에 해당하는 주파수의 전자기파를 입사시킴으로써 나타나는 공명현상을 일컫는다.

홀수의 양성자나 중성자를 갖는 원자핵은 고유의 각운동량을 갖고 있으며 그 각운동량에 해당하는 자기모멘트를 지니게 된다. 이 자기모멘트를 스핀(Spin)이라 한다.

이 스핀들은 외부자장이 없는 상태에서는 자전축이 무질서하게 배열되어 있으나 외부자장이 인가되면 자장방향과 거의 평행으로 정렬하면서 자장축 주위를 회전하는 세차운동(Precession)을 한다. 이때 세차운동의 회전주파수를 Larmor 주파수라 하며 다음과 같이 표현된다.

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

여기서 ω_0 와 B_0 는 각각 Larmor주파수와 외부 자장의 세기이며 γ 는 물질 고유의 상수로 Gyromagnetic Ratio라 한다. 수소(^1H)의 경우

γ 는 4257.7(Hz/Gauss)이다.

이 상태를 양자역학적인 시각으로 보면 낮은 에너지 상태인 자장방향과 평행인 스핀들과 높은 에너지 상태인 자장과 역평행인 스핀들이 서로 열평형 상태를 유지하면서 정렬되어 있는 것이 되며, 낮은 에너지 상태의 스핀이 약간 더 많아 이들의 평균자화(Net Magnetization: M)는 자기장(B_0) 방향으로 형성된다.

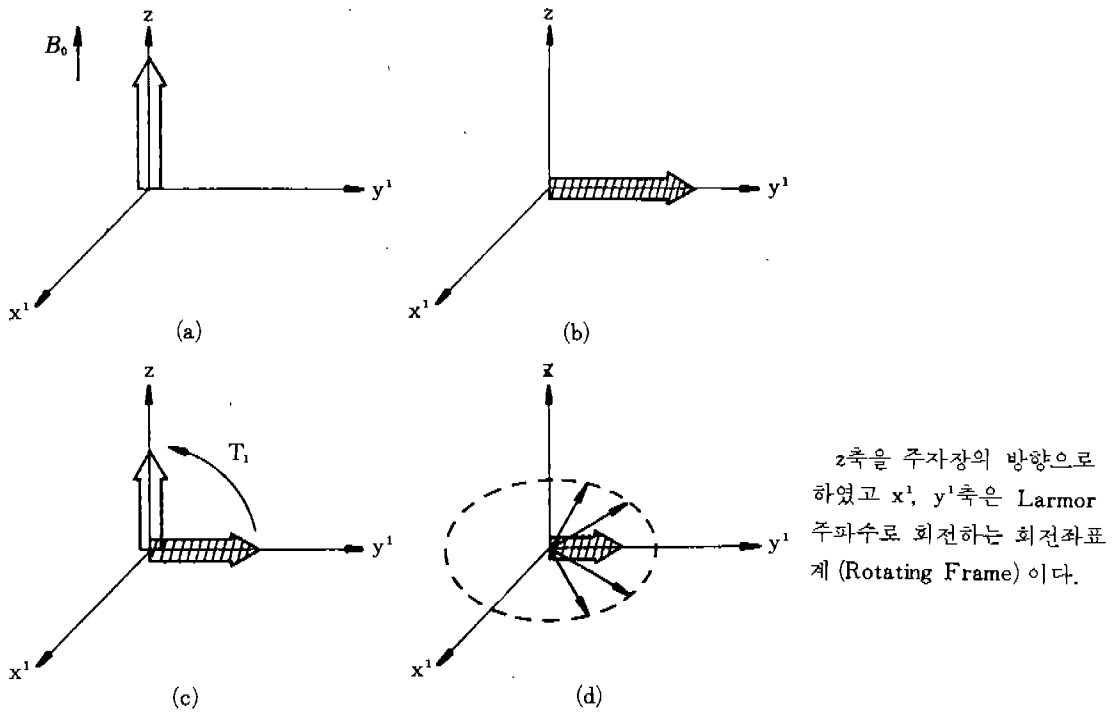
열평형 상태의 스핀들에 그림 2와 같이 자기장과 직각방향으로 Larmor 주파수와 동일한 주파수의 고주파를 가하면 공명흡수가 일어나 일부 낮은 에너지 상태의 스핀이 높은 에너지 상태로 전이 하면서 평균자화가 자장방향(Z방향)과 수직인 X-Y평면상으로 옮겨 되며 (그림 1-b), 이때 평균자화가 완전히 X-Y평면에 옮겨 하는 고주파 펄스를 90°펄스라 한다. 이 90°펄스가 끝나면 높은 에너지 상태로 여기된 스핀들은 흡수한 에너지를 방출하며 원래의 열평형 상태로 돌아가며, 이때 방출하는 에너지가 고주파 코일에 NMR 신호로 나타난다.

이 NMR신호는 스핀-스핀 완화시간이라 불리는 시정수 T_2 에 따른 지수함수적인 감쇄를 하고, 평균자화가 열평형 상태로 돌아가는 것은 스핀-격자 완화시간이라 하는 시정수 T_1 에 따른다.

T_2 는 여기된 스핀들의 위상이 일치하는 정도와 관계가 있고, T_1 은 흡수한 에너지를 주변 격자에 주는 에너지 전환과정이 필요하므로 일반적으로 T_1 이 T_2 보다 큰 값이 된다(그림 1-d).

이 T_1 과 T_2 는 아주 중요한 영상 Parameter가 된다.

만일 자장의 불균일등의 원인으로 여기된 스핀들의 위상이 서로 일치하지 않으면 NMR신호는 급격히 감쇄하며, 이때의 감쇄 시정수를 T_2^* 라 하고 T_2 보다 작은 값이 된다. 위상불균일에 의해 신호가 작아질 때 90°펄스로부터 τ 시간뒤



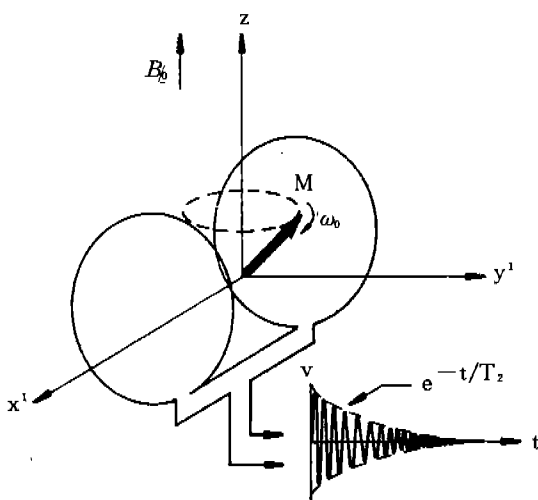
〈그림 1〉 스핀의 상태변화

에 90° 펄스의 2 배인 180° 펄스를 가하면 그후 τ 시간 뒤에 흩어졌던 스핀들의 위상이 다시 일치하게 되어 2τ 동안 T_2 에 따라 감쇄된 크기의 NMR 신호가 나타나고, 이것을 스핀에코 (Spin Echo) 라 한다 (그림 3).

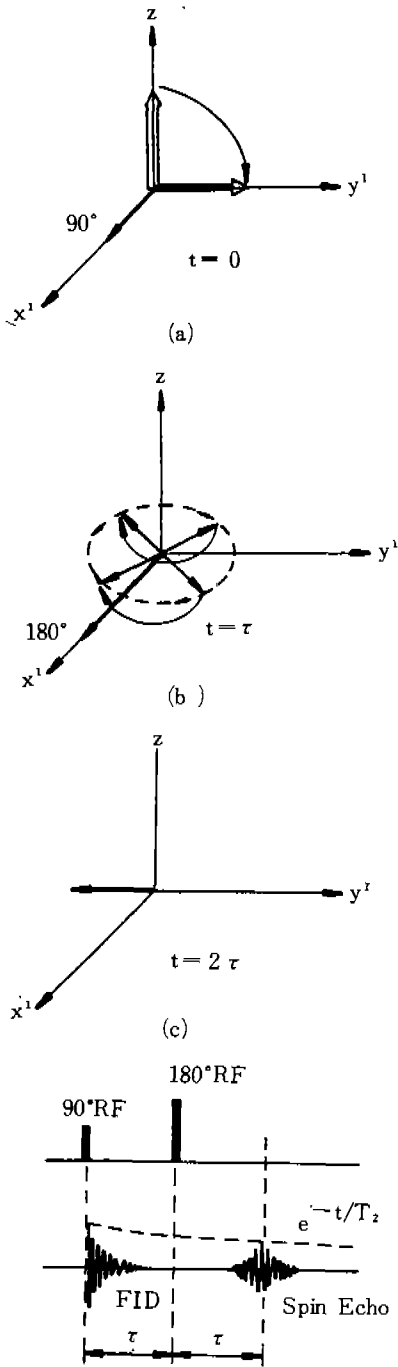
스핀에코는 여러가지 NMR 영상기법에서 중요한 기술이 되며 스핀에코를 적절히 취급하여 다양화 정보를 얻을 수 있다.

나. NMR CT의 구성

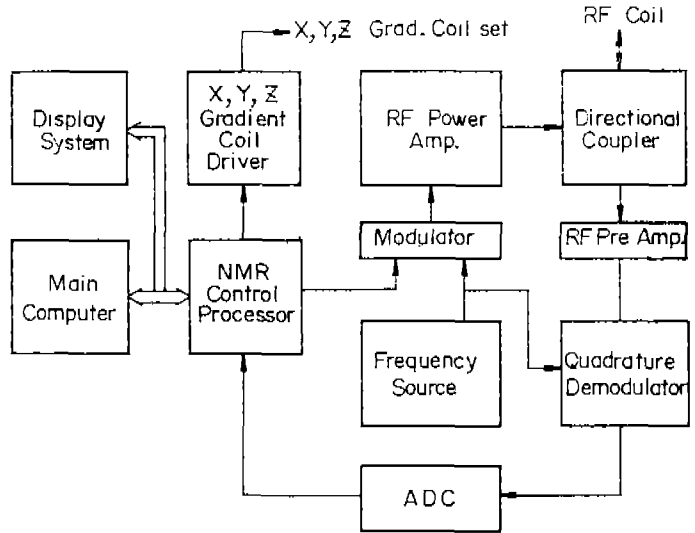
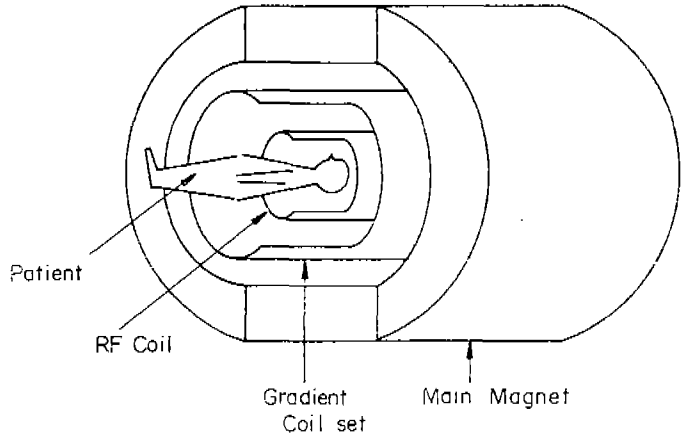
NMR CT의 구성은 그림 4와 같이 강한 자장을 발생시키는 주자석과 인체에 고주파 펄스를 가하고 NMR 신호를 얻는 고주파 코일, 그리고 고주파 펄스와 함께 영상화 할 단면을 선택하고 영상을 구성할 수 있도록 서로 직각인 세 축방향으로 위상정보를 주기 위한 경사자계를 발생



〈그림 2〉 고주파코일과 NMR 신호



〈그림 3〉 여기된 스핀의 시간에 따른 변화와 스핀에코



〈그림 4〉 NMR CT의 구성도

시키는 경사자계 코일과 컴퓨터를 포함한 신호 처리부 및 제어·구동부로 되어 있다.

초기에는 대부분의 NMR CT에 0.1~0.3 Tesla 정도의 자장을 얻을 수 있는 수냉식 상자석을 사용하였지만 현재는 주로 초전도 자석을 이용하고 있다.

초전도 자석이란 1911년에 네덜란드의 온네스가 발견한 초전도 현상을 이용한 자석으로 한번 전류를 공급하면 외부전원 없이 그 전류가 계속

홀러 자장이 유지되는 자석이다.

초전도 현상은 도체가 어느 온도(임계 온도라 하며 현재 대표적인 초전도체인 니오브-티타늄 합금의 경우 약 9°K, 즉-264°C이다) 이하가 되면 전기저항이 완전히 없어지는 현상이며, 이 상태에서는 전기저항에 의한 열 손실이 없어 가는 초전도 도선으로 대전류를 흘릴 수 있게 된다.

초전도 자석의 단점은 고가의 액체 헬륨을 써서 극저온을 유지해야 하므로 운영비가 많이 드는 것이지만 재응축기를 사용하여 폐회로를 만들면 헬륨의 소모가 거의 없이 유지할 수 있다. 또한 1987년 들어 초전도체의 임계온도가 급격히 올라가는, 눈부신 기술의 진보가 일어나고 있어 가까운 장래에 가격이 저렴한 액체질소의 온도나 상온 근처에서 사용할 수 있는 초전도 자석이 개발되어 저렴한 유지비로 운영할 수 있는 상온 초전도 NMR CT가 나타날 것으로 기대된다.

다. NMR CT의 영상화 원리

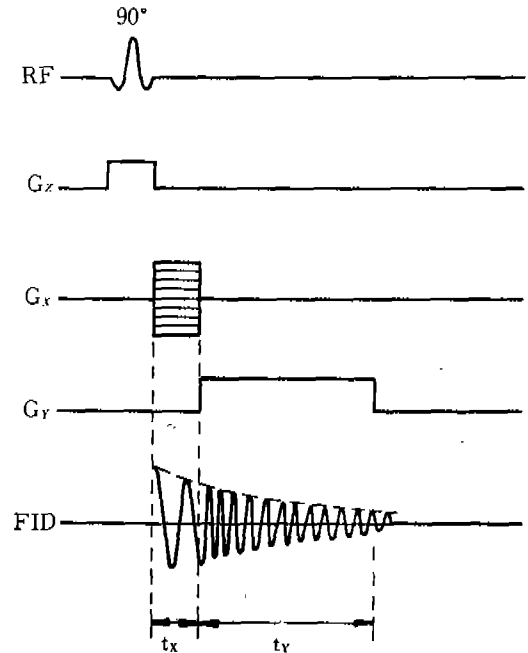
NMR영상 시스템은 필요에 따라 물체의 한 점, 한 선 또는 한 면에서 나오는 NMR 신호를 얻을 수도 있고 물체 전체(입체)에서 나오는 신호를 얻을 수도 있다. 2차원이나 3차원의 영상을 구성하기 위해서는 영상화 하려는 단면이나 체적내의 각 점을 구별할 수 있는 신호를 얻어야 하는데 이것은 세 방향의 서로 직각인 경사자계를 사용하여 실현한다. 특히 한 단면에 대한 2차원 영상을 얻을 경우에는 일정한 주파수 폭을 갖는 고주파 펄스와 경사자계를 사용하는 선택적 여기(Selective Excitation) 방법을 사용하여 한 단면에서만 신호가 나오도록 한다(그림 5의 RF와 Gz).

NMR CT에 일반적으로 사용하는 영상 재구성방법에는 Fourier 변환방법이 있다.

Fourier 변환방법의 펄스순서는 그림 5와 같다. 우선 Gx와 고주파 펄스로 하나의 X-Y 평면을 선택하고, 횡축 경사자계 Gx를 일정한 크기로 증가시켜가며 일정한 시간 tx동안 가한 후 Gx와 수직인 경사자계 Gy를 가하며 NMR 신호를 얻는다. 이때 선택된 단면내의 스핀들은 그 스핀에 가해진 자장의 세기에 비례하는 주파수로 세차운동을 한다. 이처럼 위치에 따라 서로 다른 주파수로 세차운동을 하고 있는 스핀들로부터 얻어지는 NMR 신호를 단순히 Fourier 변환만을 행하여 영상을 얻는다.

라. 超電導 NMR CT의 장점과 映像技法

NMR CT의 주자장을 발생하는 자석으로 수냉식 상자석과 초전도 자석을 사용하는 경우 서로간의 특성을 비교해 보겠다. 영구자석도 일부



(그림 5) Fourier 변환영상법의 펄스 순서도

사용하고 있기는 하나 여기에서는 고려대상에서 제외하였다.

상자석은 소비전력이 크고 최대로 얻을 수 있는 자장의 세기가 작고, 시간 및 온도변화에 대해 10^{-5} 이상의 안정도를 얻기 어려운 단점이 있다. 다만 쉽게 동작시키거나 멈출 수 있고 자장의 세기를 쉽게 변화시킬 수 있는 장점이 있기는 하다.

초전도 자석의 주요 장점은 상자석에서는 기대할 수 없는 강한 자장과 높은 안정도를 얻을 수 있다는 점이며, 강한 자장과 높은 안정도는 영상의 질을 높이고 신호대 잡음비(Signal-to-Noise Ratio:SNR)를 크게 하는데 필수 불가결한 요소로 작용한다.

NMR CT에서 영상의 질에 영향을 주는 사항들 중에서 특히 NMR 신호의 SNR이 가장 중요한 요소로 작용하며 이는 영상의 SNR뿐만 아니라 영상의 해상도에 까지 영향을 준다.

일반적으로 인체에서 얻어지는 NMR 신호의 크기는 자장의 세기에 비례하고, 신호전출효율 역시 자장의 세기에 비례하므로 결국 최종적인 SNR은 대략 자장세기의 제곱에 비례한다. 예

들들면 2 Tesla의 초전도 NMR CT보다 무려 180배 정도 큰 값이 된다. 그러나 실제로는 주파수가 높아짐에 따른 표피효과 등에 의한 고주파 코일의 저항증가 및 인체의 저항증가등과 기술적인 문제로 180배 까지 개선된 SNR은 얻지 못하지만 훨씬 향상된 SNR을 얻게 된다.

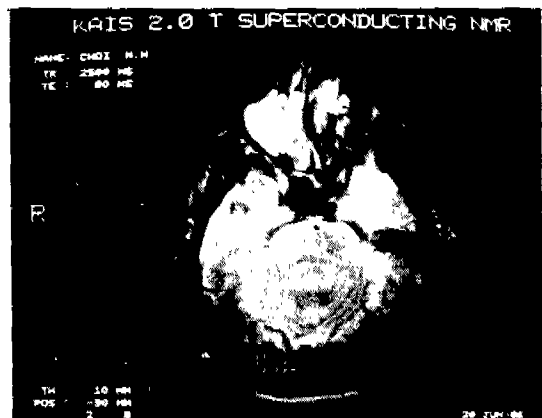
이렇게 NMR CT의 성능을 향상시키는 확실한 방법으로 더욱 강한 자석을 사용하는 것임을 명확히 알 수 있다. 때문에 현재까지 NMR CT 연구는 계속 더 강한 자장을 추구하는 방향으로 진행되어 왔다. 현재 전신 촬영용으로는 1~2 Tesla정도의 초전도 NMR CT가 개발되어 운용되고 있으며, 국내에서는 한국과학기술원에서 2.0Tesla의 전신촬영용 초전도 NMR CT를 개발하여 운용·연구 중이며, 이것이 현재 세계에서 가장 강한 자장의 전신촬영용 시스템이다.

다음에, 고자장의 초전도 NMR CT에 의해 얻어지는 영상의 특징과 특유의 영상기법에 대하여 알아보기로 한다.

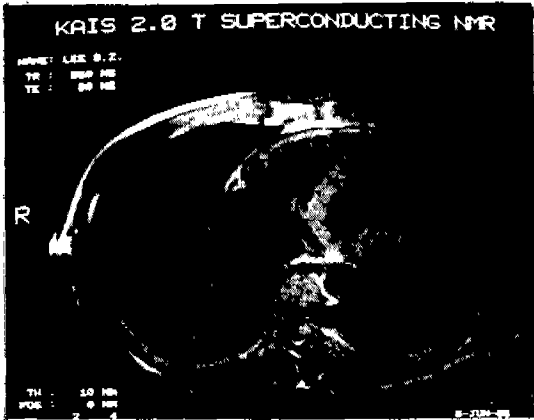
상자석 NMR CT에서는 SNR을 확보하기 위해 영상화하는 단면의 두께를 10~20mm 이상으로 해야 하므로 인체구조의 두께방향의 불균일



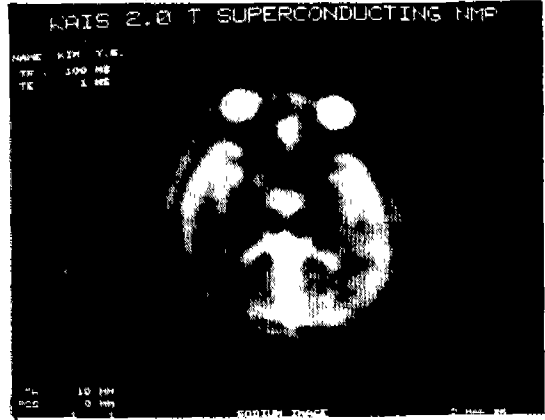
〈사진 1〉 2.0 Tesla에서 얻은 인체영상



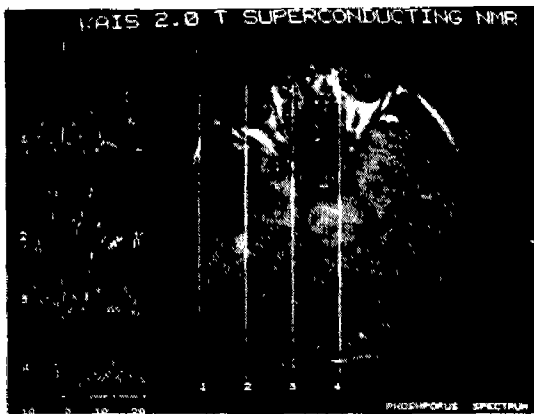
〈사진 2〉 환자영상으로 좌측뇌 상부의 밝은 부분이 환부이다



〈사진 3〉 심전도에 동기시켜 얻은 심장 부위영상



〈사진 4〉 나트륨 분포 영상



〈사진 5〉 인체의 인 분포에 대한 Spectrum



〈사진 6〉 20 μ m 분해능의 Microscopic 영상

에 의해 해상도가 떨어지는 영상이 얻어질 수 있다. 반면 초전도 NMR CT에서는 1~5mm의 얇은 단면을 선택하여도 충분한 SNR의 영상을 얻을 수 있어 해상도가 좋은 고품위의 영상이 얻어진다(사진1). 그리고 개선된 SNR 특성과 강자장의 특성으로 부터 조직간의 T₁, T₂ 완화 시간의 차이가 더욱 크게 나타나는 영상을 얻을 수 있어 영상의 선명도가 개선된다.

T₁, T₂ 완화시간은 병리, 특히 종양 등에 민감하여 암진단에 중요한 척도가 된다(사진2).

심장과 같이 주기적인 운동을 하는 대상은 운동주기에 동기시켜 특정한 상태에 대한 영상을 얻을 수 있으며(사진3), 인체의 특정 부위만을 명확히 보기 위해 특별히 제작된 고주파 코일을 사용하여 영상을 얻을 수도 있어 초전도 NMR CT의 우수한 SNR을 충분히 활용할 수 있다.

강자장의 초전도 자석을 NMR에 도입함으로써 가능해진 분야로는 화학적 천이(Chemical Shift)에 관한 연구와 수소 이외에 체내의 농도가 낮은 나트륨(²³Na)이나 인(³¹P) 등에 관한

연구를 들 수 있다. 화학적 친이란 같은 원소라도 화학적 결합상태에 따라 공진주파수가 약간 달라지는 현상으로 예를 들면 같은 수소 원자핵도 물(H₂O)을 구성하고 있을 때와 지방(-CH₂)을 구성하는 경우에 3.5×10^{-6} 배의 미소한 공진주파수의 차이를 나타낸다. 이 주파수 차이는 자장의 세기에 비례해서 커지므로 저자장에서는 불가능했던 물과 지방 및 각종 화학적으로 다른 물질의 분광실험이 강자장에서는 가능해졌고, 더 나아가서 서로 다른 물질을 분리하여 영상화할 수 있다.

그리고 인체내의 나트륨 분포나 인의 분포 및 스펙트럼으로부터 조직의 이상유무나 신진대사에 관한 정보를 얻을 수도 있다(사진 4, 5).

또 하나의 우수한 SNR을 이용한 영상기법으로는 수 $10\mu\text{m}$ 이하의 분해능을 갖는 NMR Microscopic Imaging이다. 사진 6은 2.0 Tesla에서 얻은 직경이 약 4mm인 물고기의 단면영상으로 분해능은 $20\mu\text{m}$ 이다. 수 μm 이하의 분해능을 얻으려면 극히 작은 물체로부터 충분한 SNR의 신호를 얻어야 하며 이를 위해 10 Tesla 이상의 자장이 필요하게 된다. 현재 과학기술원에서 14 Tesla의 초전도 자석을 이용한 NMR Microscope의 개발을 준비하고 있으며, 완성될 경우 생물학 및 유전공학등의 발전에 크게 기여할 획기적인 관측장비가 될 것으로 기대하고 있다.

그리고, 현재 NMR CT에서 개선되어야 할 과제로 정보수집시간이 길다는 점을 들 수 있는

데, 이 시간을 단축하기 위한 여러가지 영상기법이 개발되고 있다. 일례로 10분 이내의 시간에 물체 전체의 영상을 한꺼번에 얻는 고속 3차원 영상법이 있으며, 또한 1초 이하의 극히 짧은 시간에 심장 등 움직이는 인체부위의 영상정보를 얻어 실시간으로 움직이는 동적 영상을 재구성하려는 방법이 시도되고 있다.

그외 강한 초전도 자석에 의해 가능해진 영상 분야는 고해상도의 유속영상법 및 확산계수영상법과 모세관의 혈류에 관한 정보를 제공하는 Perfusion 영상법 등이 있다.

3. 結 論

NMR CT에 초전도 자석이 도입되어 영상의 질과 안정도가 월등하게 향상되고 있으며, 현재 가장 우수한 영상 진단 의료장비의 하나로 그 중요성이 커지고 있다. 현재는 비교적 긴 정보수집시간을 X선 CT와 비교될 정도로 줄이는 연구가 추진되고 있으며, 조만간에 이 연구결과는 NMR CT의 성능 및 효율성 향상에 결정적인 기여를 할 수 있을 것으로 기대된다.

또한 최근 급속한 진전을 이룩하고 있는 초전도체 기술을 바탕으로 하여 더욱 경제적인 NMR CT가 제작되고 유지비가 대폭 경감되면 향후 NMR CT는 가장 우수하고 보편화된 의료장비가 되어 질병의 조기진단에 강력한 수단이 되어 인류복지에 크게 기여할 것으로 기대된다.

(참고문헌)

1. P. Mansfield and P. G. Morris; 'NMR Imaging in Biomedicine' Academic Press, NY (1979).
2. T. C. Farrar and E. D. Becker; 'Pulse and Fourier Transform NMR' Academic Press, NY (1977)
3. Song HB, Cho ZH, Hilal SK: IEEE Trans Nucl Sci NS - 29(1) : 493 - 499 (1982)
4. Cho, Z. H, Kim, H. S, Song, H. B, Cumming J: Proc. of IEEE 70(10); 1152 - 1173 (1982)
5. 조장희 : 대한의공학회지, Vol. 7, No2, 183 ~ 190 (1986)