

자기공명영상시스템의 발전 동향

李壽烈

建國大學校 醫科大學 醫學工學科

I. 서론

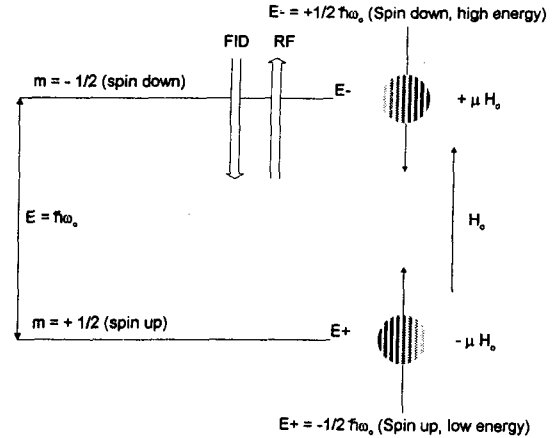
1970년대 초 Lauterber¹와 Damadian²에 의해 자기공명분광법(Magnetic Resonance Spectroscopy)을 단층촬영에 적용할 수 있다는 가능성이 제시된 이래로 자기공명영상(MRI: Magnetic Resonance Imaging)시스템은 비약적인 발전을 거듭하여 이제는 가장 중요한 진단영상시스템 중의 하나로 자리를 잡게 되었다. 1978년 Andrew³에 의해 레몬을 단층촬영한 영상이 발표될 당시 자기공명영상시스템은 기존의 다른 진단영상시스템과 마찬가지로 어느 특정한 물리적인 양 하나만을 영상화하는 장치로 인식되었으나 그 후 자기공명영상은 인체내의 여러 가지 화학적인 특성(스핀-격자 완화시간 T_1 , 스핀-스핀 완화시간 T_2 , chemical shift 등), 혈류속도⁴, 확산계수(diffusion coefficient)⁵, 그리고 최근에는 뇌기능(brain function)⁶⁻⁹까지도 영상화할 수 있다는 것이 밝혀져서 그 중요성이 더해 가고 있다.

본 글에서는 최근 비약적인 발전을 거듭하고 있는 자기공명영상 분야에서 기술개발 노력이 집중되고 있는 부분에 대해 개괄적인 설명을 하고자 한다. 자기공명영상분야의 기술개발은 공학적인 기술개발 뿐만 아니라 의학, 물리학, 화학 등의 제분야의 기술개발이 융합되어 진행되어 왔다. 기술개발의 초점은 첫째로는 영상의 질을 높이는 것이다. 영상의 질을 높이기 위해서는 영상신호의 신호대 잡음비의 개선이 선행되어야 한다. 이를 위해 고자계강도를 가진 초전도전자석의 사용이 보편화되었으며 영상신호 수신시스템의 잡음성능도 위상배열 고주파코일등의 개발로 대폭 향상되었다. 기술개발의 두번째 초점으로는 촬영시간을 단축하는 것이라 할 수 있다. 자기공명영상시스템의 도입 초기 당시에는 촬영시간이 X-선 CT에 비해 상대적으로 매우 길어 촬영시 환자의 고통이 크고 병원의 throughput도 열악했지만 이제는 촬영시간 측면에서 X-선 CT와 비견할 만한 수준으로까지 향상되었다. 촬영시간의 획기적인 단축을 위해 효율적인 영상펄스열(imaging pulse sequence)들의

개발이 잇달았고 정자계의 고속 스위칭시 야기 되는 와전류영향을 극소화시키는 기술개발도 성공리에 수행되었다. 세번째 초점은 자기공명영상이 보여주는 정보량을 증가시키는 작업이라 할 수 있다. 기존에는 자기공명영상으로 원자핵의 스핀밀도, 스핀-격자완화시간, 스핀-스핀완화시간 등에 대한 정보만을 추출했지만 이제는 자기공명영상으로 부터 혈류속도, 확산계수, 뇌기능, 분광정보 등 까지도 추출할 수 있는 기술개발이 되어 있는 상태이다. 그리고 마지막 초점은 자기공명영상시스템을 중재의학(interventional medicine)적인 용도로 활용할 수 있도록 하는 것이다. 활용을 하면서 동시에 조직검사, 간단한 수술 등을 할 수 있도록 하는 개방형 자기공명영상시스템(open MRI system)도 출현하게 되었다. 위에서 열거한 여러 기술개발 내용들을 간단히 기술하고 또한 이해를 돕기 위해 자기공명영상의 기본 구성도 간단하게 기술하겠다.

II. 자기공명영상시스템의 기본 구성

자기공명현상을 보이는 원자들로써 H, Li, C, Na, P, I 등이 있는데 이 중 자기공명영상에서 주로 영상화하는 것은 수소원자이므로 이 글에서의 모든 논의는 수소원자를 영상화하는 것을 전제로 하겠다. 수소원자핵은 스핀운동으로 인하여 자기모멘트(magnetic moment)를 가지게 되며 이 자기모멘트의 방향은 수소원자핵들 사이에 일정한 규칙이 없이 무작위성을 가진다. 이들 수소원자가 정자계(static magnetic field)안에 놓이게 되면 일부는 정자계의 방향과 같은 방향으로 그리고 나머지는 반대 방향으로 정렬을 하게 된다. 이 현상을 그림 1에 보였다. 정자계와 같은 방향으로 정렬한 원자핵은 낮은 에너지 준위에 있으며 반대 방향으로 정렬한 원자핵은 높은 준위에 있게 된다. 높은 에너지 준위에 있는 원자핵의 수보다는 낮은 에너지 준위에 있는 원자핵의 수가 극소량 많은데 이 차는 정자계의 강도에 비례한다. 열적인 평형상



(그림 1) 정자계 안에서 원자핵 스핀의 에너지 준위

태에서는 높은 에너지 준위와 낮은 에너지 준위 사이를 천이하는 핵들의 수가 서로 같아 이들 에너지 준위에 있는 원자핵 수의 차는 일정한 값을 유지하게 된다. 에너지 준위 차에 해당하는 전자파를 인가하게 되면 낮은 에너지 준위에 있는 원자핵들 중 일부는 높은 에너지 준위 상태로 천이하게 된다. 전자파의 인가가 중지되면 높은 에너지 준위에 있는 원자핵이 낮은 에너지 준위로 천이하면서 열적인 평형 상태로 돌아가게 되고 이 때 외부로 전자파를 방사하게 되는데 이 방사된 전자파를 고주파 코일(RF coil)로 감지한 전기적인 신호를 FID(Free Induction Decay)라 한다. 이 FID를 감지하여 자기공명영상을 만들게 되는 것이다.

위에서 말한 정자계를 만들어 주는 역할을 하는 자석으로는 영구자석, 상온전자석, 초전도전자석 등이 있는데 최근에 가장 많이 보급된 기종은 초전도전자석이다. 초전도전자석은 자계가 세고(0.5-4.0 Tesla) 자계의 공간 균일도가 좋으며 자계강도의 시간적인 안정성이 뛰어나 가장 많이 이용되고 있는 것이다. 초전도전자석은 극저온 상태를 유지해야 하므로 이 자석을 둘러 싸는 밀폐된 냉각 장치가 필요한데 이를 cryostat라고 하며 비등점이 매우 낮은 액화 헬륨과 액화 질소가 이중 구조로 채워져 있다. 초전도전자석은 영상을 얻고자 하는 부위에서 원하는 자계를 만들어 주지만 초전도전

〈표 1〉 자기공명영상시스템용 자석의 비교

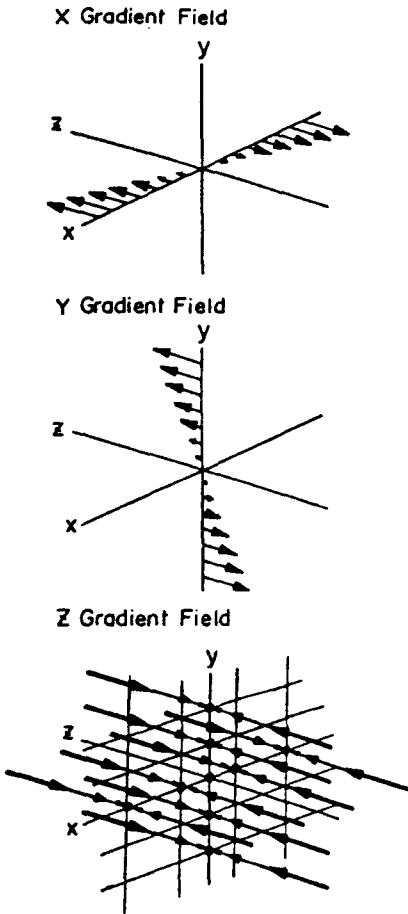
자석 종류	자계강도(Tesla)	장 점	단 점
영구자석	0.06-0.3	운용비용이 저렴.	낮은 자계강도. 온도변화에 민감. 무거운 중량.
상온전자석	0.1-0.3	저가.	열발생이 많음. 전기소모 과다. 자계강도의 시간적 안정성이 나쁨.
초전도전자석	0.5-4.0	높은 자계강도. 높은 자계균일도.	고가. 액체헬륨등 냉매가 필요함.

자석 주변에 원하지 않는 fringe field를 함께 생성한다. 이 fringe field는 심장박동보조장치등의 의료기구의 오동작을 유발할 수 있기 때문에 fringe field의 세기가 적절한 수준까지 감쇄되는 공간까지를 자기공명영상시스템은 확보해야만 한다. 이 때문에 자기공명영상시스템의 설치 공간은 다른 진단영상시스템에 비하여 매우 커지는 문제점이 있었다.

그러나 최근에는 이 fringe field를 효과적으로 줄일 수 있는 자계차폐기술이 개발되어서 자기공명영상시스템의 설치공간도 획기적으로 감축되었다. 왜곡이 없는 단층영상을 얻기 위해서는 영상을 하고자 하는 부위에서 정자계가 매우 균일해야 한다. 보통 자기공명영상시스템에서 쓰는 자석들은 보통 직경 30cm 구안에서 수십 ppm 이하의 자계 균일도를 갖는다. 수십 ppm 이하의 자계 균일도를 만들기 위해서는 주로 작은 크기의 자성체를 공간에 적절히 배치하여 자속의 모양을 조정하는 수동형 shimming방법이, 그리고 수ppm 이하의 고도의 자계균일도를 만들기 위해서는 여러 가지 형상의 자계 수정용 shimming coil을 구동하는 능동형 shimming방법이 쓰인다. 초전도전자석은 고가이기 때문에 저가형의 자기공명영상시스템에는 영구자석과 상온전자석이 일반적으로 쓰이고 있다. 이들 자석들의 특징 및 장단점을 요약하면 표 1과 같다.

정자계는 공간적으로 매우 균일하기 때문에 이상적인 경우를 가정하면 영상하고자 하는 부위 모

든 점에서의 자계강도는 같다. 즉 모든 점에서 에너지준위 차가 같기 때문에 여기된 원자핵이 평형상태로 회귀하면서 방사하는 전자파의 주파수도 모든 점에서 같게 된다. 그러나 영상을 구성하기 위해서는 공간적인 정보를 구분하는 방법이 필요한데 이를 위해 경사자계코일(gradient coil)이 쓰인다. 경사자계코일은 그림 2에 보인 것처럼 x, y, z 세 방향으로 선형적으로 변화하는 경사자계를 만들어 준다¹⁰. 예를 들면 x-방향의 경사자계를 만들어 정자계에 더해 주게 되면 x-방향으로 자계강도가 선형적으로 증가하게 되므로 x-방향으로 다른 위치에 놓인 원자핵들은 서로 다른 주파수의 전자파를 방출하게 될 것이다. 경사자계코일에는 정자계와는 달리 미리 정해진 시간 간격으로 스위칭을 해서 전류가 인가된다. 따라서 펄스형 전류 때문에 경사자계코일 주변에 있는 여러 가지 도체 구조물에 와전류가 유도된다. 이 와전류는 일반적으로 원하는 경사자계와 반대방향으로 자계를 형성하여 경사자계의 효과를 감소시키거나 경사자계의 선형성을 열화시키고 또한 경사자계를 형성해주는 전류의 파형을 변화시켜 자기공명영상에 여러 가지 artifact를 야기시킨다¹¹. 이런 와전류 효과를 감소시키기 위해 와전류 영향이 보상이 되는 방향으로 전류 파형을 미리 바꾸어서 경사자계코일 구동기에 인가하는 pre-compensation방법을 쓰거나 경사자계코일과 주위 도체구조물 사이에 또 다른 차폐용 코일을 설치하여 경사자계코일이 만드는 자계가 도체표면에 전달되지 못하도록 하



(그림 2) x, y, z방향의 경사자계

는 능동형 경사자계차폐(active gradient shielding) 방법이¹² 쓰이고 있다.

고주파코일은 자기공명영상시스템에서 영상하고자 하는 부위에 전자파를 인가하여 핵스핀들을 여기시키고 여기된 핵스핀들이 평형상태로 회귀하면서 방사하는 신호를 감지하는 역할을 담당한다. 때문에 고주파코일의 감도특성은 자기공명영상의 신호대잡음비를 좌우하게 되어 고감도의 고주파코일이 필수적이라 하겠다. 최근에는 고주파코일에도 위상배열형(phase array)구조가 개발되어서 고주파코일의 감도가 크게 향상되었다.

그림 3에 일반적인 자기공명영상시스템의 구성도를 예시하였다¹⁰. 위에서 설명한 시스템 구성요소 이외에 경사자계코일과 고주파코일에 인가할

과형을 생성하는 과형합성기, 자기공명신호를 수집하는 데이터수집기, 수집된 데이터로 영상을 구성하기 위한 연산장치, 그리고 구성된 영상을 도시하고 분석하기 위한 영상 workstation등이 필요한데 이에 대한 자세한 설명은 생략하기로 하겠다.

III. 자기공명영상시스템의 최근 기술개발

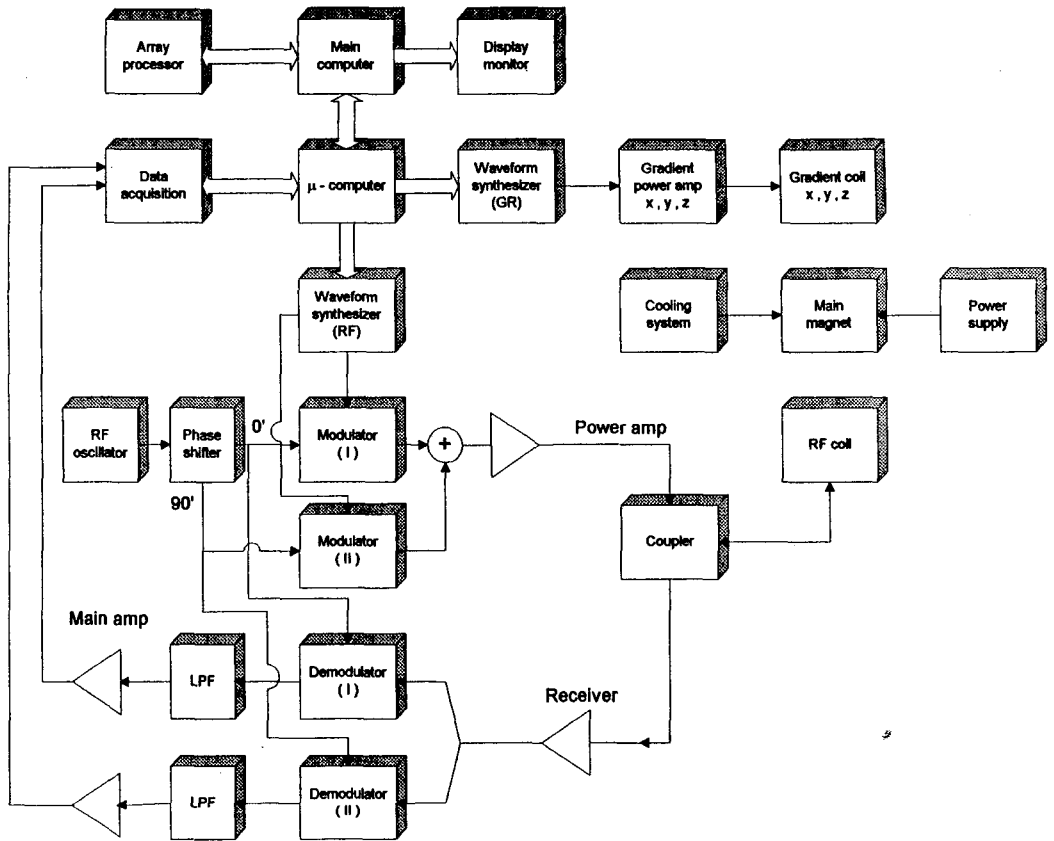
1. 자기공명 혈관조영술(MRA : Magnetic Resonance Angiography)

혈관에 관계된 질병은 인체질병 중 가장 흔한 것들 중 하나이다. 따라서 혈관질환을 진단하기 위한 혈관조영시스템의 사용도 보편화 되었다. 기존의 혈관조영시스템은 x-ray를 이용한 것으로 혈관에 조영제를 주입하면서 촬영을 하였는데 인체에 유해한 x-ray를 다량 조사해야 하기 때문에 그 사용이 제한되어 있었다. 그러나 자기공명영상법을 이용한 혈관조영술이 개발되어 임상에 적용이 되면서 혈관조영술에 새 지평을 열고 있다.

자기공명 혈관조영술은 혈관의 형태학적 정보를 비침습적으로 제공하는 자기공명영상의 한 분야로 혈류에서 기인하는 신호강도를 최대화하고 혈류 이외의 조직에서 나오는 신호는 최소화함으로써 양자간에 대조도를 극대화시킨 후 maximum intensity projection과 같은 영상처리 방법을 이용하여 혈관영상을 형성하는 영상기법이다. 자기공명혈관조영술은 혈류의 신호 강도를 반영하는 방법에 따라서 time of flight 기법과 phase contrast 기법 두 가지로 나누어 진다. 자기공명혈관조영술에서 일반적으로 사용되는 pulse sequence는 gradient echo technique로 spoiler gradient echo technique와 steady-state gradient echo technique 등이 개발되어 쓰여 지고 있다.

(1) Time of flight MRA

혈류 속의 핵스핀을 여기시키고 일정 시간이 경과하면 이들 혈류는 공간적으로 이동되었기 때문에 뒤따르는 pulse sequence에 의해 발생하는 자기공명신호의 크기에 영향을 주게 된다. 이 크기



A block diagram of a typical NMR scanner system.

(그림 3) 일반적인 자기공명영상시스템의 구성도

변화 정보를 이용하여 혈관 영상을 구성하는 것을 time of flight MRA라 하며 2차원과 3차원 방법이 있다. 3차원 기법에서는 일정한 두께의 부피를 동시에 고주파로 여기시키므로 느린 혈류가 반복적으로 고주파에 노출되어 포화효과에 의한 신호 감소가 유발되는 경향이 있다. 2차원 기법은 연속적으로 하나씩 영상 절편(slice)을 만들고 나서 이를 모아서 혈관영상을 재구성하므로 비교적 느린 혈류도 영상화 할 수 있는 장점이 있다. 2차원 기법은 carotid artery나 sagittal sinus와 같이 비교적 선형으로 주행하는 혈관의 영상화에 적합하다. 그러나 절편 두께를 2-3mm 이하로 줄이기 곤란하므로 절편 방향으로 해상도가 열악하며 촬영 도중 환자가 움직이면 혈관 영상의 질이 심하게 나빠진

다.

(2) Phase Contrast MRA

혈류와 같이 이동하는 부분에만 위상차를 발생하게 하는 flow encoding 경사자계를 일반적인 자기공명영상 pulse sequence와 조합하여 영상을 얻은 뒤 재구성된 영상의 위상정보로부터 혈관 영상을 만들어 내는 방법이다. x, y, z 세 방향으로 flow-encoding 경사자계를 걸어 준 상태에서 영상 신호를 얻고 이들로 부터 혈류속도에 의한 위상차이를 계산해 내어 혈관 영상을 만드는 것이다. Phase contrast 기법은 기본적으로 혈관의 형태를 영상화하는 것이 아니라 혈류속도를 영상화 하는 방법이며 혈류속도가 느린 정맥이나 가는 동맥을 time of flight 기법보다 정확하게 영상하는 것으로



〈그림 4〉 인체 머리부분의 자기공명혈관조영 영상

알려져 있다.

자기공명혈관조영술은 현재 몸통 부분과 머리 부분에 발생한 혈관질환을 진단하는 것이 가능한 수준으로 까지 발전을 하였다. 그림 4에 인체 머리부분의 혈관을 영상화한 사례를 나타내었다. 최근에는 심장의 관상동맥(coronary artery)을 영상화한 연구사례들도 발표되어 자기공명혈관조영술의 임상적인 가치는 더욱 높아 질 것으로 생각된다.

2. 고속영상기법(Fast imaging technique)

자기공명영상시스템에서 촬영시간을 단축하고자 하는 기술적인 노력은 자기공명영상법이 처음 소개된 이래로 계속되어 왔다. 자기공명영상시스템을 이용한 촬영시간은 개발초기 단계에서는 수분 정도가 소요되어 X-선 CT, 초음파촬영장치등의 촬영시간 보다 매우 길었으나 지속적인 기술개발 결과 현재에는 1초 이내에 여러 장의 영상을 얻을 수 있는 수준으로 까지 발전하였다. 촬영시간의 단축은 여러 가지 기술개발의 복합적인 산물이지만 그 중에서도 경사자계시스템의 혁신적인 기술개발과 영상기법개발이 큰 역할을 하였다.

2차원 영상 신호를 만드는데 걸리는 시간은 일반적인 자기공명영상법에서 $TR \times N_p \times N_{av}$ 가 된다. 여기서 TR은 고주파펄스로 핵스핀을 여기시키는

시간 간격을, N_p 는 위상부호화 경사자계를 가해주는 수(number of phase encoding)를, 그리고 N_{av} 는 신호대잡음비를 개선하기 위해 같은 영상신호를 반복해서 수집하는 반복 횟수를 나타낸다. 촬영시간을 줄일 수 있는 가장 간단한 방법은 TR, N_p , 그리고 N_{av} 를 줄이는 것이다. 하지만 N_{av} 는 1로 하더라도 TR을 줄이면 영상의 대조도가 달라지고 N_p 를 줄이면 해상도가 나빠지기 때문에 이들을 줄이는 데에는 한계가 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해 개발된 몇 가지 고속 MR 영상 기법들을 아래에 설명하였다.

(1) Fast Spin Echo Sequence (FSE or Turbo Spin Echo Sequence : Turbo-SE)

Fast Spin Echo(FSE) 또는 Turbo Spin Echo (Turbo-SE) sequence는 일반적으로 많이 쓰이는 multiple spin echo sequence를 고속영상방법으로 변환시킨 것이다. 180deg. 고주파펄스에 의해서 만들어지는 모든 echo 신호 앞에 위상부호화 경사자계를 가하여 공간주파수 영역을 채우게 되면 한 반복 시간(TR) 동안에 나오는 스핀 echo 신호의 수만큼 정보수집 시간이 줄어 들게 된다. 따라서 한 TR에 수집하는 echo 수가 많을 수록 촬영시간은 줄어 든다. 하지만 echo 신호의 수가 늘어나면 스핀-스핀완화현상에 위한 신호감쇄 효과 때문에 해상도가 떨어지고 대상체의 조그만 움직임에도 영향을 받는 단점을 가지고 있다.

(2) FISP(Fast Imaging with Steady Precession)

FLASH, CSE 등의 고속영상법에서는 영상신호 수집 직후에 여기된 스핀의 위상을 흩어(spoil)버리기 때문에 세로축 성분의 자화 M_z (TR 동안 회복되는 성분도 포함)만 다음 여기서 영상신호로 작용하게 된다. FISP 파형에서는 세로축 자화뿐만 아니라 가로평면내 성분도 신호수집 후 refocusing하여 신호로 얻어내는 방법이다. 위상부호화 경사자계에 의해 흩어진 스핀들의 위상들을 신호 수집 직후에 다시 모아 주어 다음의 파형에서 신호로 나오도록 해 준다. 이 방법은 FLASH나 CSE방법에 비하여 신호강도가 크다는 이점이 있으나 혈류

나 환자의 호흡운동과 같은 대상체의 움직임으로 인한 영상 artifact가 생기기 쉽다는 단점이 있다.

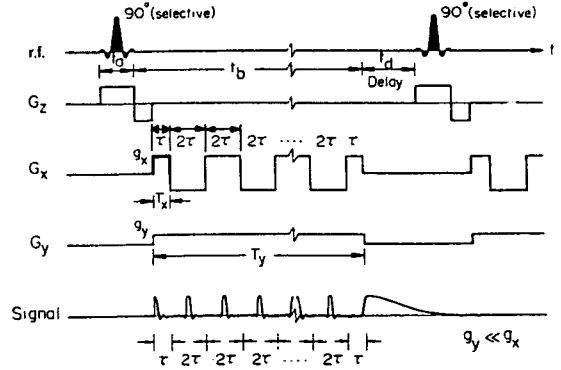
(3) Turbo-FLASH (Snapshot-FLASH, Snapshot-GRASS)

자기공명영상시스템의 hardware 발달로 FLASH (또는 GRASS)보다 TR과 TE를 아주 짧게 하여 영상을 얻을 수 있게 되었다. TR은 10msec 이하, TE 값은 2-6msec 정도로 하고 flip angle을 10-20deg. 정도로 작게 하여 얻는 gradient echo sequence를 turbo-FLASH 방법이라고 한다. 이 기법에서는 TR, TE, flip angle이 모두 작아 T_1 , T_2 강조가 약한 영상이 얻어진다. 이를 보완하기 위해 실제 영상을 위한 pulse sequence가 시작되기 직전에 RF와 경사자계 파형을 조작하여 대조도를 강조하는 사전 자화준비기법(prepared magnetization method)을 사용하기도 한다.

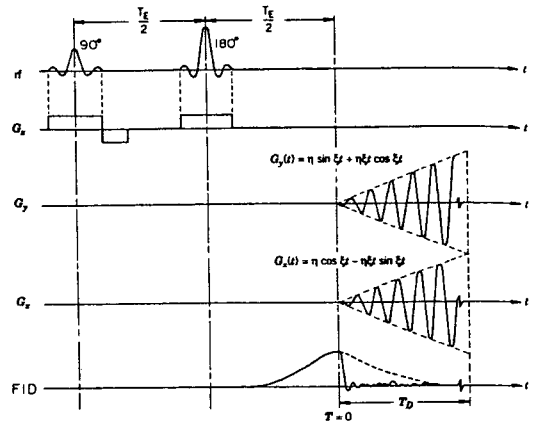
(4) EPI(Echo-Planar Imaging)

핵스핀을 여기하기 위한 RF pulse를 단 한번 가해 줌으로써 영상을 구성하는데 필요한 공간주파수 정보를 모두 얻는 방법으로 현존하는 방법 중 가장 빠른 영상법이다. 이 방법은 1980년 이전부터 알려져 있었으나¹³ hardware 기술이 따르지 못하여 사용되지 않고 있다가 최근에야 실제로 실현이 된 영상법이다. 이 기법을 이용하면 촬영시간을 100msec 이내로 할 수 있어 EPI방법은 주로 심장 촬영, 조영제 주입 후의 dynamic contrast 변화, 또는 뼈 joint의 움직임 분석 등 고속촬영이 필요한 부분에서 유용하게 사용된다. 그림 5는 EPI 영상을 위한 펄스 파형을 보여 주고 있다. EPI방법의 변형으로 나선형 EPI방법도 최근 개발되었는데 이를 위한 영상 pulse sequence를 그림 6에 나타내었다¹⁴. 이 영상기법은 주파수영역을 나선형으로 주사를 하는데 이를 위해서는 그림에 보인 것과 같이 시간적으로 크기가 증가하는 경사자계 파형을 경사자계코일에 인가하여야 한다.

위에서 설명한 여러 고속영상기법을 실현하기 위해서는 원하는 경사자계 파형이 와전류영향을 받지 않고 정확하게 형성되어야 한다. 최근 차폐형 경사자계코일과 이를 강력하게 구동할 수 있는 코일구동기가 개발되어 이 와전류 영향을 거의 제거



(그림 5) EPI 영상기법을 위한 pulse sequence



(그림 6) Spiral scanning 영상기법을 위한 pulse sequence

하게 됨에 따라 원하는 경사자계파형을 임의로 발생하는 것이 가능하게 되었고 이는 다양한 고속영상기법의 실현이 가능하도록 하였다.

3. 분광영상법 (Spectroscopic imaging)

자기공명영상법은 자기공명분광법에서 비롯된 것이기 때문에 자기공명영상법과 자기공명분광법의 결합은 자연스러운 것이라 하겠다. 자기공명영상법은 인체내 수소원자핵의 밀도를 영상화 한 것으로 수소원자핵의 화학적인 분광특성을 고려하지 않고 있다. 반면 자기공명분광법은 원자핵의 공간

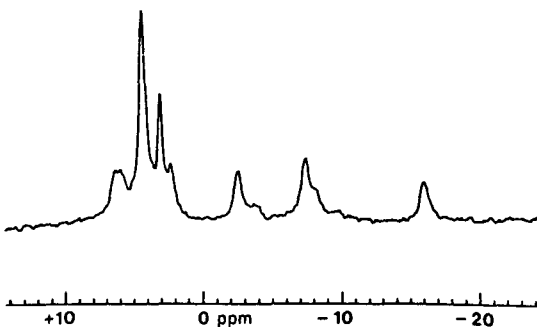
적인 밀도분포에 관한 정보에 구애되지 않고 시료의 화학적인 분광정보만을 얻고자 하였다. 즉 자기공명분광법에서는 공간적으로 균일한 시료를 고주파코일에 삽입하고 신호를 수집하기 때문에 시료에서 발생하는 신호는 모든 공간 위치에서 동일하다 할 수 있다. 이렇게 시료에서 발생하는 신호는 원자핵의 화학적 천이(chemical shift)에 관한 정보를 담고 있어 신호를 수집한 뒤 이를 푸리에변환하면 분광정보를 얻을 수 있다. 자기공명분광영상법에서는 영상법으로는 신호원의 공간적인 정보를 분해하고 분광법으로는 분광정보를 분해하여 3차원의 공간정보에 1차원의 분광정보를 더한 4차원 영상을 얻는 것이라 할 수 있다. 분광영상법을 이용하면 원자핵의 공간적인 분포뿐만 아니라 그 원자핵의 분광정보까지도 동시에 알 수가 있어서 진단의 정확도를 높일 수가 있다. 해부학적 이상을 전혀 동반하지 않은 질병과 해부학적 이상이 오기 이전에 이미 발병하는 질병은 자기공명영상으로 진단이 불가능하기 때문에 혈액이나 배설물 검사 혹은 biopsy를 통한 체내구성 물질의 변화를 측정하는 방법을 취할 수 밖에 없다. 하지만 분광영상법을 활용하면 질병으로 인한 대사상태의 변화와 대사물질의 구성 및 양을 in-vivo 상태에서 비침습적인 방법으로 측정할 수가 있다. 간단하게는 체적선택 기법(3D volume localization technique)을 이용하여 원하는 부위에서 발생하는 자기공명신호의 분광정보를 분석할 수도 있고 또는 4차원 분광영상법을 이용하여 영상과 분광측정을 동시에 시

행할 수도 있다. 분광영상법으로 주로 보는 원자핵은 수소와 인으로 특히 인은 인체의 신진대사와 관련된 원소이기 때문에 중요성이 더 하다 할 수 있다. 그림 7에 분광영상법으로 얻은 인 원자핵의 분광을 예시하였다.

4. 기능적 영상법(Functional imaging)

인체내 여러 장기 중 뇌의 기능은 현대의학에서도 아직 완전히 파악되지 않고 있다. 뇌의 기능을 단층 영상으로 볼 수 있는 유일한 영상진단기는 PET(Positron Emission Tomography)인데 이 기계는 매우 고가이면서 방사성 동위원소를 인체에 주입하여 촬영해야 하는 제약 때문에 그 사용이 아직 보편화 되지 못하고 있다. 그러나 최근 자기공명영상시스템을 이용하여 뇌의 기능을 영상화한 연구사례가 발표되고 있어 뇌기능의 연구에 큰 활력소가 되고 있다.

인체내 혈액은 그 상태에 따라 서로 다른 자화율을 갖고 있는데 약 60년전 노벨상 수상자인 J. Pauling은 액체상태 혈액의 자기적인 성질에 관하여 연구하였다. 연구결과에 따르면 산소와 결합한 oxyhemoglobin은 반자성 성질을, 산소를 잃은 deoxyhemoglobin은 상자성 성질을 갖는 것으로 규명되었다. 이 자기적 성질은 자기공명영상에도 영향을 미쳐 보통의 영상을 하고자 하는 근육들은 반자성의 자기적 성질을 갖는 반면 상자성 성질을 갖는 물질이 근처에 있으면 자화율의 불균일성에 의해 자계강도 분포의 불균일을 야기한다. 즉 혈액에 존재하는 상자성 성질을 띤 deoxyhemoglobin은 반자성 성질을 갖는 주변 근육들과 인접했을 때 자화율이 다름으로 인하여 자계의 불균일 상태를 이루게 된다. 보통 일반적인 자기공명영상기법에서는 이 자계의 불균일성은 영상의 변형과 감소등을 야기한다. 특히 보편적으로 쓰이는 gradient echo 영상법에서는 신호의 감소효과가 두드러지게 된다. 이것은 주어진 영상단면에서 보면 일정한 두께에 존재하는 스핀들이 자화율효과로 말미암아 서로 다른 위상차를 가지게 되며 결국 스핀들이 상호 상쇄되어 영상의 신호가 감쇄하게 되는 것이다. 이 신호의 감소는 에코시간을 길게 할 수록 또는 단면



〈그림 7〉 인체내 인 원자핵의 자기공명 spectrum

의 두께를 크게 할 수록 더욱 심해지게 된다. 따라서 혈관 주위의 자화율 효과도 혈관 주위의 신호가 감소되는 현상을 야기한다. 이와 같은 혈액의 자성 상태 변화를 이용하여 인체특정 부위의 혈액의 자성 상태를 자기공명영상으로 구성할 수 있게 되었다. 특히 뇌 부분 혈액의 자성 상태는 뇌기능과 상관관계가 있기 때문에 자기공명영상으로 뇌기능을 추론하는 것이 가능해진 것이다. 인체에 시각적인 자극을 주면서 뇌의 visual cortex, 그리고 손가락을 움직이면서 뇌의 motor cortex의 기능변화를 자기공명영상화한 결과도 제시되었다⁶⁻⁹. 향후 자기공명영상법은 PET와 함께 뇌기능을 분석하는 진단장비로서의 가치도 커질 것으로 예견된다.

5. 개방형 자기공명영상시스템 (Open MRI system)

자기공명영상을 얻은 뒤 이를 필름화하여 진단하는데 이용하는 것이 일반적이었다. 최근에는 영상 workstation과 PACS(Picture Archiving and Communication System)가 보급되면서 진단영상을 필름화 하지 않고 직접 모니터 상에서 보는 것도 가능하게 되었지만 이 경우도 촬영과 진단이 분리되어 있다. 그러나 최근에는 고속자기공명영상법이 개발되어 초당 몇 장의 영상을 얻는 것이 가능해짐에 따라 자기공명영상을 얻음과 동시에 이를 바로 모니터상에 도시하고 의사가 필요한 의료행위, 즉 조직검사나 간단한 수술 등을 하는 중재의학(interventional medicine)이 가능한 자기공명영상시스템이 상용화되고 있다. 중재의학이 가능한 시스템을 통상 개방형 자기공명영상시스템이라고 부른다. 개방형 자기공명영상시스템의 근간은 개방형 주자석과 고속자기공명영상법인데 고속 자기공명영상법은 전 절에서 기술하였다. 개방형 주자석은 주로 영구자석으로 만들어지는데 이 영구자석의 모양은 대부분 "C" 자형으로 이루어져 있어 촬영중 환자애의 접근이 용이하도록 설계되어 있다. 개방형 영구자석의 경우 비개방형에 비해 구조의 대칭성이 결여되어 자계균일도를 높이는 것이 상대적으로 어렵다. 최근 미국 General Electric사는 개방형 초전도전자석을 이용한 시스템을 상품화

하였다. 개방형 시스템은 중재의학이 가능하다는 이점 뿐만 아니라 폐쇄공포증이 있는 환자들에게도 유용한 측면이 있어 향후 그 이용이 집중할 것으로 예상된다.

IV. 결 론

자기공명영상시스템의 기본 구성을 간단히 기술하고 최근의 발전추세를 소개하였다. 자기공명영상시스템은 의료영상장비 중에서 의학적인 유용성 측면이나 상업적인 측면에서 중요한 장비로 자리매김을 하게 됨에 따라 자기공명영상시스템에 대한 세계적인 기술개발 경쟁이 활발히 전개되고 있다. 자기공명영상기술의 향후 기술개발은 지난 20년의 기술개발보다도 훨씬 획기적일 것으로 예견되며 자기공명영상시스템은 질병의 조기진단을 위한 중요한 수단으로서 국민보건 향상에도 크게 기여할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

- [1] P.C. Lauterber, Nature 242 : 190 (1973)
- [2] R. Damadian, Science 171 : 1151(1971)
- [3] E. Andrew, P. Bottomly, W. Hinshaw, G. Holland, and W. Moore, Nature 270 : cover(1977)
- [4] Z.H. Cho, C.H. Oh, C.W. Mun, and Y.S. Kim, Magn. Reson. Med. 3 : 857 (1986)
- [5] C.B. Ahn, S.Y. Lee, O. Nalcioğlu, and Z.H. Cho, Med. Phys. 13 : 789 (1986)
- [6] Z.H. Cho, Y.M. Ro, and S.C. Chung, Inter. J. Imag. Syst. Tech. 6 : 164 (1995)
- [7] S. Ogawa, T.M. Lee, A.R. Kay, and D.W. Tark, Proc. Natl. Acad. Sci. USA 87 : 9868 (1990)
- [8] S.G. Kim, J. Neurophysiol. 69 : 297

- (1993) 78 : 459 (1988)
- [9] R. Turner, P. Jezzard, et. al., Magn. Reson. Med. 29 : 277 (1993) [12] P. Mansfield, B.L.W. Chapman, J. Magn. Reson. 66 : 573 (1986)
- [10] Z.H. Cho, J.P. Jones, and Manbir Singh, "Foundations of Medical Imaging", Wiley, pp.256-267 (1993) [13] P. Mansfield, J. Phys. C 10 : 155 (1977)
- [11] Y.S. Kim, and Z.H. Cho, J. Magn. Reson [14] C.B. Ahn, J.H. Kim, and Z.H. Cho, IEEE Med. Imag. 5 : 2 (1986)

저자 소개



李壽烈

1960年 6月 8日生

1983年 2月 서울대학교 전자공학과(학사)

1985年 2月 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(석사)

1989年 8月 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(박사)

1989年 9月~1992年 2月 삼성전자 정보통신연구소

1992年 3月~현재 건국대학교 의학공학과 조교수

주관심분야 : 의료영상시스템, 영상신호처리