

자기 공명 영상술의 원리와 최근 연구현황

조 장 희* · 김 영 근**

(*한국과학 기술원 전기및 전자공학과 교수, **박사과정)

1. 서 론

보고자 한다.

자기 공명 영상술(Magnetic Resonance Imaging) 혹은 자기 공명 단층 촬영술(NMR Computerized Tomography)이란 일정한 크기의 자장속에 놓인 물질의 고유한 특성인 원자핵의 자기 공명 현상을 이용하여 물질의 내부구조 및 물리, 화학적인 성질을 조사할 수 있는 첨단 영상기술이다. 1973년 미국의 로터버(P.Lauterbur)에 의하여 단층 촬영의 개념이 도입된 이후 급속히 발전하기 시작한 NMR-CT는 기존의 X-선 CT나 단광자 및 양광자 방출형 CT(SPECT,PET)를 능가하는 면들을 보여주고 있다. 이러한 자기 공명 영상술은 생체조직을 높은 해상도와 감도를 가지고 분석하고 단면 해부학적인 정보를 다차원적으로 시각화할 수 있는 장점을 가지게 되었을 뿐만 아니라, X-선 CT와 같은 기존의 System에서 문제가 되고 있는 방사선에 대한 노출 및 에너지의 체내 누적 그리고 방사성 물질의 체내 투입에 따른 인체의 부작용 및 위험을 전혀 지니고 있지 않은 특징을 가지고 있다. 이러한 측면에서 이 NMR-CT 시스템은 첨단의료 진단장치로서의 능력을 충분히 제시하고 있는 것이다. [2]

본 논문에서는 자기공명 현상 및 영상법의 원리 그리고 근간에 활발히 연구되어지고 있는 핵자기 공명 영상법중 중요한 몇가지 결과에 대해서 고찰해

2. 자기공명 현상 및 영상법의 원리

자기 모멘트를 갖는 원자핵이 공간적으로 균일하게 분포되어 있는 정자장속에 놓여 있을때, 이 원자핵의 에너지 상태는 두개로 갈라지게 되며, 이와같은 현상을 Zeeman splitting이라고 한다. 이 때의 원자핵은 정자장의 방향을 중심으로 회전하는 세차운동을 시작하게 되고 그 각 주파수는 외부에서 가해진 정자장의 세기에 비례하며 그 비례상수를 회전자 기울(Gyromagnetic Ratio)라고 부른다.

$$\omega_0 = -\gamma B_0$$

위식으로 주어지는 각 주파수의 회전자계를 외부에서 가해진 정자장의 방향과 수직인 평면상에서 가해주게 되면 낮은 에너지 상태에서 세차운동을 하던 원자핵이 높은 에너지 상태로 천이하게 된다. 이 때 우리는 공명이 일어났다고 이야기하며 이 현상을 핵 자기 공명(Nuclear Magnetic Resonance)라고 부른다.

외부에서 공명을 일으키게 해준 고주파 회전자계를 제거하게 되면 높은 에너지 상태로 천이했던 원자핵은 낮은 에너지 상태로 복귀하게 되는데 크게

두가지 process를 거치게 된다. 높은 에너지 상태로 천이된 원자핵이 낮은 에너지상태로 가기 위해서는 그 차이에 해당하는 에너지를 외부로 방출시켜야 한다. 이 때 주위를 둘러싸고 있는 격자에 에너지를 방출하고 낮은 에너지 상태로 천이하는 과정과 서로 인접한 원자핵 사이의 유도에 의한 에너지 천이의 과정이 존재한다. 시간이 지남에 따라 일어나는 이러한 천이의 과정을 그 시정수(time constant)로써 대표할 수 있으며 전자를 스핀-격자 완화시간(spin-lattice relaxation time: T_1)으로 후자를 스핀-스핀 완화시간(spin-spin relaxation time: T_2)으로 표현한다. 실제적으로 의료 진단 장치에서 대부분 이용되는 것이 T_1, T_2 의 값으로서 정상조직과 비정상 조직을 구별하는 수단으로써 이용되고 있다.

자기공명 현상을 관찰할 수 있는 원소들로는 수소 (^1H), 소듐(^{23}Na), 인(^{31}P), 그리고 탄소(^{13}C)등이 있다. 이것은 인체내의 자연함유량이 큰 원소부터 나열한 것으로 탄소 원자핵의 자기공명 현상은 양이 아주 적기 때문에 관찰하기가 매우 어렵다. 동일한 크기의 정자장 속에 위의 원소들이 놓여있다고 가정했을 때, 각각의 원소들이 갖는 공명 주파수는 회전 자기율의 크기에 따라서 서로 다르게 된다. 수소의 회전자기율은 42,577이며 소듐은 11,26, 인은 17,235, 그리고 탄소는 10,705이다. (여기에서 회전자기율의 단위는 MHz/Tesla임.) 예를들어서 외부에서 가해진 정자장의 세기가 2.0 Tesla 라고 한다면 이때의 수소의 공명주파수는 85,154MHz가 된다.

공간적으로 그 크기가 일정한 자장속에서 공명을 일으킨 물체내의 떨어져 있는 두 원자핵 A와 B를 생각할 때, 외부에서 이들을 공간적으로 구별할 수 있는 방법은 없다. 왜냐하면 우리가 외부에서 측정할 수 있는 값은 공명을 일으킨 물체로부터 발생하는 회전자계의 주파수와 크기밖에 없는데 두 원자핵은 서로 같은 회전 주파수를 가지기 때문이다. 이때 인위적으로 원자핵 B 위치에서의 정자장의 크기를 원자핵 A위치에서의 정자장의 크기보다 1Gauss 만큼 증가시켰을 때, 원자핵 B의 공명 주파수는 A의 공명 주파수보다 4,258KHz만큼 높아진다. 즉 외부에서 관찰되는 회전자계의 주파수 성분이 두개가 존재하게 된다. 이 회전자계의 주파수 성분을 분석함으로써 공간적으로 서로 떨어져 있는 원자핵 A와 B를 서로 구별할 수 있게 된다. 이것은 수많은 자기



그림 1 a) T_1 -weighted영상, b) T_2 -weighted영상

공명 영상법의 기초가 되는 개념으로써 흔히 Fourier imaging technique으로 통칭되고 있다.

본 고에서는 현재 환자진단으로 널리 이용되고 있는 T_1 또는 T_2 -weighted imaging 방법들(그림 1)외에 여러각도에서 연구가 되고 있는 핵자기 공명을 이용한 특수 영상법들 중 몇가지를 개략적으로 소개하고자 한다.

3. 자기 공명 현미 영상법 (NMR Microscopic Imaging)

지난 수십년 동안 행해져 온 전자현미경과 광학현미경에서의 광목한 만한 발전의 결과 현재의 그 성능은 이미 이론적인 한계점에 도달하고 있다. 투과형 전자 현미경(transmission electron microscope)은 현재 1억분의 1밀리미터의 해상도를 자랑하고 있으며 개개의 원자들을 구분할 수 있는 단계에까지 와 있다. [3] 그러나 이러한 기술들은 삼차원적인 생체조직들을 비파괴적으로 관찰하고자 하는 점에 있어서 아직까지 여러가지 난점들을 극복하지 못하고

있다. 이와같은 사실들은 광학현미경에서의 깊이 정보(depth information)의 손실과 같은 근본적인 한계와 전자현미경의 경우 에너지를 지니고 있는 입자에 의한 생체 세포의 손상에서 기인하다.

최근에 이르러 자기 공명 단층 촬영 기술(NMR computerized imaging technique)의 발달은 그 다양한 영상화 기법들을 보여주고 있다. 그 연료의 짧은 예도 불구하고 핵자기 공명 단층 촬영술은 X-선 단층 촬영술과 같은 기존의 다른 영상법들보다 우월한 성능을 의료 진단 분야에서 훌륭히 보여주고 있다. 핵자기 공명 촬영술에서 하나의 큰 장점은 핵자기 공명 현상(NMR phenomenon)의 비이온화 특성(non-ionizing nature)이다. 전자 현미경의 경우 수 KeV 정도의 에너지가 사용되는 반면 핵자기 공명은 단지 100만분의 1eV의 에너지 범위에서 일어나는 에너지 교환 현상이다. 그러므로 세포조직에 아무런 손상도 생기지 않는다. 핵자기 공명 촬영술에서의 또 다른 중요한 특징으로 현재의 의료 영상 시스템으로 증명되는 높은 해상도와 높은 대조도(high contrast)를 들 수 있다. 현재 전 세계적으로 서로 다른 생물학과 생물 물리학 실험실에는 수백의 핵자기 공명 분광기(NMR Spectrometer)가 있으며 이러한 핵자기 공명 분광기들은 현미 영상술의 도구로 변환 가능한 능력을 가지고 있다. 이러한 점에서 전세계의 많은 실험실에서는 이 새로운 연구의 선두에서 연구에 임하고 있다. [5]

그러나 핵자기 공명 현미 영상술은 NMR physics, 영상 재구성 방법(image reconstruction algorithm), 고주파 코일과 경사자계 코일 기술 그리고 소형화된 코일 시스템의 개발과 구성을 위한 microcircuit technology와 같은 분야에서의 전문 기술을 필요로 한다.

핵자기 공명 현미 영상법은 고분해능(high resolution)의 성취에 수반하여 몇가지 근본적인 문제점들이 발생한다. 분해능의 향상은 필연적으로 영상화 대상의 단위 체적소(voxel)의 크기 감소에 의한 스핀 갯수의 감소를 초래한다. 이것은 단위 체적소로부터 검출되는 NMR 신호의 감소에 의한 잡음대 신호비(N/S ratio)의 증가를 의미한다. 예를 들어서 약 10 μ m의 분해능을 얻고자 할 경우에는 1mm분해능의 영상신호에 비해서 약 100만분의 1로 신호가 감소한다. 뿐만아니라 가장 일반적으로 응용되고 있는

Fourier Transform NMR Imaging에서의 분해능 Δr 은 다음과 같은 식으로 주어진다.

$$\Delta r = 1/\gamma G T_a$$

여기에서 γ 는 스핀 고유의 상수(Gyromagnetic Ratio)이고 G는 신호 추출 시간동안 가해진 경사자계의 크기[Gauss/m]이며 T_a 는 정보 추출 시간이다. 윗식으로 부터 분해능을 증가시키기 위해서는 경사자계의 세기를 증가시키거나 정보 추출시간을 길게 하면 된다. 그러나 T_a 를 증가시키는 것은 확산 현상에 의한 신호감소를 유발하기 때문에 무한히 키울 수 없게 된다. 분자의 운동에 의해 발생하는 확산 현상(diffusion)에 의해서 감소하게 되는 신호의 정도는 다음과 같이 주어진다.

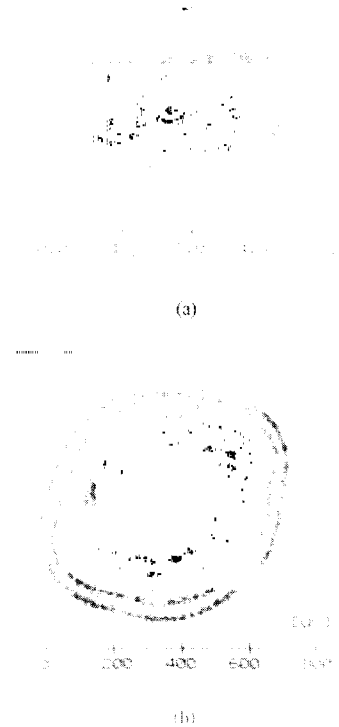


그림 2 여러가지 자기 공명 현미 영상. 해상도는 약 300 μ m 정도이다.
(a) 식물의 줄기부분에 대한 단면 영상.
(b) 작은 물고기의 단면 영상

$$A = \exp\{-2/3\gamma^2 D G^2 T_a\}$$

신호의 감쇠비 A는 경사자계의 세기와 정보 추출 시간 T_a 에 의해서 결정된다. 위 식에서 D는 확산계수로써 외부에서 인위적으로 조절될 수 없는 물질 고유의 상수이며 그 특성에 의해서 값이 결정된다. 위식에서 알 수 있듯이 T_a 를 키우는 것보다는 G를 증가시키는 것이 신호대 잡음비(S/N ratio)에 유리하다는 것을 알 수 있다. 실제적으로 확산에 의한 영향을 심하게 받는 분해능은 $10\mu\text{m}$ 이하이며 $10\mu\text{m}$ ~ 수 $100\mu\text{m}$ 의 현미 영상은 주로 체적 감소에 의한 신호의 저하만이 생긴다. S/N ratio의 저하는 개선된 영상법에 의해서 막을 수 있다. [6] 핵자기 공명 영상술은 특히 작은 동물을 통한 생체실험이나 작은

조직의 특성검사등에 유용하게 이용될 수 있다. (그림 2)

4. 소듐 영상법(^{23}Na Imaging)

일반적으로 소듐 영상들은 영상의 질이나 해상도가 프로톤(^1H , proton) 영상보다 떨어지는데, 그것은 생체조직내에 존재하는 소듐의 자연 함유량이 작아서 신호대 잡음비(S/N ratio)가 낮기 때문이다. 그럼에도 불구하고 소듐 영상을 얻고자 하는 노력은 수년동안 계속되고 있다. [8, 9] 프로톤 영상법에 비해서 소듐 영상법이 갖는 장점들로 정상조직과 병리조직사이의 높은 대조를 보이는 영상을 얻을 수 있는 점과 세포벽을 가로지르는 소듐의 흐름을 주시함으로써 조직의 생리학적 연구의 가능성을 지니고 있는 점을 들 수 있다. [10, 11]

인체내에서의 소듐영상법은 생체 조직중에서 세포내 공간과 세포외 공간에 존재하는 소듐의 분포를 조사함으로써 유용한 정보를 제공하는 것이다. 세포내에 존재하는 소듐의 반이상이 3msec이하의 T_2 relaxation time을 갖는다는 것이 알려져 있기 때문에 일반적인 프로톤 영상법으로는 정량적인 연구에 적당하지 못하다. 이러한 점들을 고려하여 검사하고자 하는 대상을 한번에 여기시켜서 영상화하는 3-D Fourier imaging 방법이 이용될 수 있다. [12] 최종적으로 얻어지는 영상의 해상도는 2-4mm가 된다. (그림. 3)

5. 인 분광 영상법(^{31}P Spectroscopic Imaging)

강 자장(0.5T-2.0T)을 이용한 핵자기 공명 영상 시스템의 개발은 고해상도와 고감도의 수소(^1H)원자 핵 자기 공명 영상법을 가능하게 하였을 뿐 아니라 인체내 자연 함유량이 적은 소듐(^{23}Na), 인(^{31}P) 등과 같은 원소에 대한 생체내 핵자기 공명 분광법(in-vivo MR spectroscopy) [13, 14]을 가능하게 하였다. 이 영상법은 인체내의 여러가지 신진대사의 메카니즘과 이온의 함유량에 관한 정보등을 제공한다. 또한 생화학적, 생리학적 반응을 연구하기 위한 여러가지 대상에 대하여 사용되고 있는 추세이다. 이 기법이 생체 신진대사의 연구에 이용되기 위해서는

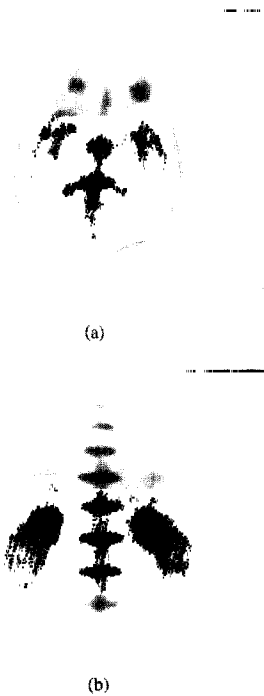
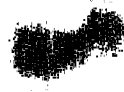


그림 3 인체의 소듐(^{23}Na)영상. 영상의 밝기의 차이가 T_2 완화시간의 차이이며 밝을 수록 T_2 완화시간이 큰 것이다.

- (a) 머리의 눈을 포함하는 단면영상.
- (b) 복부 영상. 가운데 대나무 마디와 같이 밝게 보이는 것이 척추디스크이며 아래쪽 양옆으로 밝게 보이는 것이 콩팥이다.



(a)



(b)

그림 4 a) 인(^{31}P)영상. 양옆의 그래프는 화살표가 지시하는 위치에서의 phosphorous spectrum을 나타낸다.
b) T_1 영상. a)의 영상과 동일한 위치에서의 영상으로 spectrum의 위치를 좀 더 구체적으로 알 수 있다.

생체(인체)내부의 어느 한정된 영역을 구분하고 그 선택된 영역에서의 화학적 천이(chemical shift)에 대한 신호를 분석하는 것이 필요하다. (그림4) [4, 16~21] 이 기법상에 큰 문제점은 낮은 생체내 자연 함유량으로 인한 신호대 잡음비의 저하로써, 이것을 극복하기 위한 여러가지 영상방법들이 제시되고 있다. [15]

6. 핵자기 공명 혈관 조영술(NMR Angiography)

핵자기 공명 혈관 조영술은 핵자기 공명 영상법의 진단의료 분야에 대한 또 하나의 성공예로서 그 이론적인 연구의 기초는 핵자기 공명 유속 영상법(NMR Flow Imaging)에 두고 있다. 1982년 모반은 그의 논문[22]에서 유한한 속도로 움직이는 유속의 흐름을 정지해 있는 부분과 구별하게 하여주는 방법

을 제안하였다. 모든 핵자기 공명 영상법의 기본이 되는 선형경사자계속에서 유한한 속도로 움직이는 여기된 원자핵들은 정지된 원자핵과는 달리 그 속도의 함수로써 주어지는 위상의 변화를 경험하게 된다. 원자핵들의 위상을 공간적으로 구별된 영상위에서 해석함으로써 유속의 방향, 속도의 크기와 같은 정보를 추출해 낼 수 있다. [23, 24] 인체내에서 지배적으로 관찰할 수 있는 유속의 흐름은 심장을 중심으로 하는 순환계 계통에 존재한다. 보통의 건강한 사람의 심장 박동의 주기는 대략 700-900 msec의 범위에 대부분 놓여 있다. 심장에 가까운 혈관에서 피의 흐르는 속도는 아주 커서 1m/sec정도까지 갈수 있는 반면에 심장으로 부터 가장 멀리 떨어진 모세혈관에서의 속도는 수mm/sec에 이르게 된다. 또한 심장의 박동 주기내에서 동맥의 피의 흐름의 속도는 시간에 따라 크게 변화하지만 정맥의 경우 거의 일정한 값을 가지게 된다. 유속에 대한 영상법의 연구가 비록 일천한 느낌이 있으나 그동안 불가침의 영역으로 간주되어 왔던 X-선 혈관 조영술의 벽을 허물어 뜨릴 수 있는 연구들이 몇년 전부터 급속히 발전되어 왔다.

핵자기 공명 혈관 조영술과 X-선 혈관 조영술의 영상의 질이나 시스템의 성능을 비교하기에 앞서 각각의 방법이 가지고 있는 장점과 단점을 알아보는 것도 중요하다. X-선 혈관 조영술의 원리는 X-선에 대해서 인체 조직과는 투과율이 크게 다른 조영제를 인위적으로 인체내에 주입함으로써 주입한 후의 X-선 영상과 주입전의 영상을 서로 빼준으로써 혈관을 구별하는 것이다. 따라서 X-선을 인체에 최소한 두번이상 조사함으로써 발생하는 방사선에 대한 과다 노출의 문제가 있으며 인위적으로 혈관내에 주입되는 조영제에 대한 부작용 문제가 생길 수 있게 된다. 반면에 핵자기 공명 혈관 조영술은 X-선에 비해서 극히 낮은 에너지의 교환을 그 원리로 하기 때문에 방사선 뿐만 아니라 과다한 에너지의 누적이 전혀 문제가 되지 않으며 여기된 원자핵의 위상을 통하여 혈관을 구별하기 때문에 조영제의 주입이 불필요하다. 핵자기 공명 혈관 조영술이 연구되던 초기에는 여러가지 다양한 방법들이[25~30] 제시되었지만 그 영상의 질이나 해상도를 놓고 볼때 X-선 혈관 조영술에는 비교가 되지 않았다. 그러나 최근에 이르러서는 3-1) 혈관조영술과 공간 투영방법을 결합

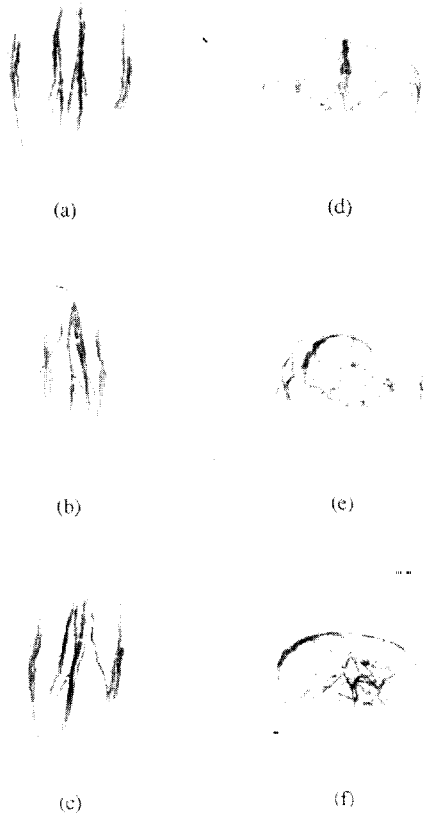


그림 5 자기 공명 혈관 조영술로 얻은 영상
a)-c) 무릎을 중심으로 한 다리에서의 혈관 영
상을 여러 각도에서 보여주고 있다.
d)-f) 머리에서의 서로 다른 각도에서 바라 본
영상

하여[31, 32] 이용함으로써 높은 질과 감도를 자랑하
는 영상을 얻고 있으며 앞으로 X-선 혈관 조영술을
대신할 수 있는 역량을 지니고 있다. (그림5)

7. 앞으로의 전망

현재 전세계적으로 퍼져있는 NMR-CT 시스템의
수를 살펴보면 약 370여기가 설치, 운용되고 있으며
앞으로 계속 늘어날 전망이다. 국내에서는 1988 한
국과학기술원과 금성통신에 의해 자체 개발된 2.0
Tesla 강자장 시스템이 최초로 서울대학병원에 설치
가동된 이래 여러병원에서 시스템들이 설치중에 있
다.

첨단 의료 진단장치로서의 핵자기 공명 영상법은
그 영상을 통하여 기존의 진단 장치보다 우월함을
증명하고 있으며 초음파 검사나 동위원소 검사 및 X
-선 전산화 단층 촬영술들을 장점을 두루 지니면서
그 영상법의 다양성 때문에 앞으로의 연구 및 발전에
대한 전망은 아주 밝다고 할 수 있다. 따라서 앞으
로의 종합 영상 의료 진단 장치는 이 NMR-CT가
중심이 되어 발전할 것이라고 단언해도 무리한 생각
은 아닐 것이다.

참 고 문 헌

- [1] T.C.Farrar and E.D.Becker, "Pulse and Fourier transform NMR," Academic Press NY, 1971.
- [2] P.Mansfield and P.G.Morris, "NMR imaging in biomedicine," Advances in magnetic resonance, John S.Waugh Ed., Academic Press NY, 1982.
- [3] Z.H.Cho, M.Singh, and G.C.Huth, "The scanning ion microscope: An alternative to the scanning electron microscope," Ann.N.Y Acad. Sci., 1978, vol. 306, pp223.
- [4] S.Y.Lee and Z.H.Cho, "Spatially resolved in vivo phosphorous spectroscopy using a proton-phosphorous multinuclear coil with whole body MRI system," in Book of Abstract, Soc. Magn. Reson. Med. 6th Annual Meeting, 1987, pp609.
- [5] W.V.House, "NMR microscopy," IEEE Trans, Nucl. Sci., 1984, vol. 31, pp570.
- [6] Z.H.Cho, C.B.Ahn, S.C.Juh, and H.K.Lee, "Nuclear magnetic resonance microscopy with 4- μ m resolution: Theoretical study and experimental results," Nov. 1988, vol. 15, pp815-824.
- [7] C.B.Ahn and Z.H.Cho, "A generalized formulation of diffusion effects in μ m resolution nuclear magnetic resonance imaging," Med. Phys., Feb. 1989, vol. 16, pp22-26.
- [8] S.K.Hilal, A.A.Maudsley, J.B.Ra et al, "In vivo NMR imaging of sodium-23 in the human head," J. Comput.Assist. Tomogr., 1985, vol. 9, pp1-7.
- [9] J.B.Ra, S.K.Hilal, Z.H.Cho, "A Method for the in vivo MR imaging of the short T2 component of sodium-23," Magn. Reson. Med., 1986, vol. 3, pp296-302.
- [10] I.L.Cameron, N.K.R.Smith, T.B.Pool, and R.L. Sparks, "Intracellular concentration of sodium and

- other elements as related to mitogenesis and oncogenesis in vivo." *Cancer. Res.* 1980, vol. 40, pp1493-1500.
- [11] J.W.Pettegrew, D.E.Woessner, N.J.Minsbew, and T.Glonek, "Sodium-23 NMR analysis of human whole blood, erythrocytes, and plasma. Chemical shift, spin relaxation, and intracellular sodium concentration studies." *J.Magn Reson*, 1984, vol. 57, pp185.
- [12] J.B.Ra, S.K.Hilal, and C.H.Oh, "An algorithm for MR Imaging of the short T2 fraction of sodium using the FID signal," *J Comput Assist Tomogr*, Mar 1989, vol. 13, pp302-308.
- [13] A.A.Maudsley, S.K.Hilal, W.H.Perman, and H.E.Simon, "Spatially resolved high resolution spectroscopy by four-dimensional NMR," *J Magn Reson*, 1983, vol. 51, pp147.
- [14] H.W.Park, and Z.H.Cho, "High resolution human in-vivo spectroscopic imaging using echo-time encoding technique," *Magn Reson Med*, 1986, vol. 3, pp448.
- [15] A.Haase, D.Matthaei, "Spectroscopic FLASH NMR imaging," *J Magn Reson*, 1987, vol. 71, PP550.
- [16] S.Y.Lee and Z.H.Cho, "Localized volume selection technique using an additional radial gradient coil." accepted for publication in *Magn Reson Med*, 1989.
- [17] A.Connelly, C.Counsell, J.A.B.Lohman, and R.J.Ordidge, "Outer Volume suppressed image related in-vivo spectroscopy. a high sensitivity localization technique." *J.Magn Reson*, 1988, vol. 78, pp519
- [18] M.R.Bendall, and R.E.Gordon, "Depth and refocusing pulses designed for multi-pulse NMR with surface coils," *J Magn Reson*, 1983, vol. 53, pp365
- [19] P.Mills, W.Chew, L.Litt, and M.Moseley, "Localized imaging using stimulated echoes," *Magn, Reson Med*, 1987, vol. 5, pp384.
- [20] R.J.Ordidge, R.M.Bowley, and G.Mchale, "A general approach to selection of multiple cubic Volume elements using the ISIS technique." *Mag Reson Med*, 1988, vol. 8, pp323.
- [21] D.Canet, D.Boudot, A.Belmajdoub, A.Retournard, and J.Brondeau, "Accurate spatial localization by a novel sequence using a RF field gradient and a DANTE-like pulse train," *J Magn Reson*, 1988, vol. 79, pp168.
- [22] P.R.Moran, "A flow velocity zeugmatography interlace for NMR imaging in humans," *Magn Reson Imag*, 1982, vol. 1, pp197-203.
- [23] M.F.Walker, S.P.Souza, and C.L.Dumoulin, "Quantitative flow measurement in phase contrast MR angiography," *J Compt Assit tomogr*, 1988, vol. 12, pp304-313
- [24] Y.S.Kim, C.W.Mun, K.J.Jung, and Z.H.Cho, "Further improvement of high-speed NMR flow-velocity measurement using a differential phase-encoding technique," *Magn Reson Med*, 1987, vol. 4, pp289-296.
- [25] D.G.Nishimura, A.Macovski, et al. "MR angiography by selective inversion recovery," *Magn Reson Med*, 1987, vol. 4, pp193-202.
- [26] P.R.Moran, D.Saloner, and B.M.W.Tsui, "NMR velocity-selective excitation composites for flow and motion and suppression of static tissue signal," *IEEE MI-6*, 1987, pp141-147.
- [27] J.Frahm, et al, "Rapid line scan angiography," *Magn Reson Med*, 1988, vol. 7, pp79-87.
- [28] D.G.Norris, R.A.Jones, and J.M.S.Hutchison, "Projective Fourier angiography," *Magn Reson Med*, 1988, vol. 7, pp1-10.
- [29] J.Hennig, et al, "MR imaging of flow using the steady state selective saturation method," *J Compt Assit Tomogr*, 1988, vol. 12, pp122-129.
- [30] L.Axel and D.Morton, "MR flow imaging by velocity-compensated/uncompensated difference images," *J Compt Assist tomogr.*, 1987, vol. 11, pp31-34.
- [31] C.L.Dumoulin, S.P.Souza, and H.R.Hart, "Rapid scan magnetic resonance angiography," *Magn Reson Med* 1987, , vol. 5, pp238-245.
- [32] Z.H.Cho, J.H.Kim and K.D.Lee, "An observation of the static sample signal suppression using a composite $[\alpha 1(90^\circ) - \tau - \alpha 2(180^\circ) - 2\tau - \alpha 3(180^\circ) - \tau]$ sequence," *J.Magn. Reson* accepted. 1989.