

1.0Tesla 자기공명 영상장치에서의 분광영상기법에 관한 연구

*이윤, *류택현, *오창현, **안창범, ***이홍규, ****조장희
*고려대학교, **광운대학교, ***가톨릭대학교, ****한국과학기술원

Spectroscopic Imaging at 1.0Tesla MR Unit

*Y.Yi, *T.H.Ryu, *C.H.Oh, **C.B.Ahn, ***H.K.Lee, ****Z.H.Cho
*Korea University, **Kwang-Woon University, ***Catholic University, *Korea Adv. Inst. Of Science and Tech.

ABSTRACT

Magnetic Resonance Spectroscopic Imaging is a methodology combining the imaging and spectroscopy. It can provide the spectrum of each areas of image so that one can easily compare the spectrum of one position to another position of the image.

In this study, we developed pulse sequence for the spectroscopic imaging method, RF wave forms for the saturation of water signal, computer simulations to validate our method, and confirmed the methodology with phantom experiment. Then we applied the spectroscopic method to human subject and identified a few important metabolites *in vivo*.

To develop a water saturating RF waveform, we used Shinnar-Le-Roux algorithm and obtained maximum phase RF waveform. With this RF pulse, it could suppress the water signal to 1:1000. The magnet is shimmed to under 1.0ppm with auto-shimming technique. The saturation bandwidth is 80Hz(2ppm). The water and fat separation is 3.3ppm(about 140Hz at 1 Tesla magnet), the bandwidth is enough to resolve the difference. But we are more concerned about the narrow window in between the two peaks, in which the small quantity of metabolites reside.

We performed the computer simulation and phantom experiments in 8*8 matrix form and showed good agreement in the image and spectrum. Finally we applied spectroscopic imaging to the brain of human subject. Only

the lipid signal was shown in the periphery region which agrees with the fat distribution in human head surface area. The spectrum inside the brain shows the important metabolites such as NAA, Cr/PCr, Choline. We here have shown the spectroscopic imaging which is normally done above 1.5 Tesla machine can be performed in the 1 Tesla Magnetic Resonance Imaging Unit.

서 론

자기공명현상은 1946년 Purcell 과 Bloch 에 의하여 발견된 이래로 물리학과 화학, 생물학 등의 발전에 지대한 공헌을 하여왔으며, 1970년대 자기공명영상법이 개발된 이후로는 의학의 발전에 지대한 공헌을 하였을 뿐 아니라 질병의 진단에 필수적인 기기로도 사용되고 있다.

자기공명 영상은 인체의 단면을 무해하게 촬영할 수 있는 기법으로 인체 조직중 연조직의 대조도가 특히 뛰어나서, CT, PET, Ultra Sound 등의 유사한 영상법에 비해 중요한 진단 영상법으로 사용되고 있다. 그러나 질병의 특징상 인체의 신진대사과정상에 기인한 질병 혹은 인체의 구조적인 변화가 없는 질병의 진단에 있어서는 영상법만으로는 여전히 그 한계를 보이고 있다. 자기공명 현상의 특성상 인체조직이 함유하고 있는 대사물질의 물성, 성분, 농도 등을 파

약할 수 있는 능력이 있으므로 인체중의 대사물질을 생검(biopsy)등을 하지 않더라도 *in vivo* 상태에서 무해하게 자기공명분광법으로 조직검사를 할 수 있을 것이 오래 전부터 예측이 되고 있었다. 80년대 후반기에 인체의 조직 중 선택적으로 자기공명분광신호를 얻을 수 있는 체적선택기법(volume localized MR spectroscopy)이 개발되면서부터 새로운 진단기법으로서 연구되기 시작하였다.

체적선택기법에는 특정부위 체적만의 핵자기 모멘트를 여기시켜 신호는 얻어내는 단일체적선택법과 체적전체를 여기시켜 전체로부터 나오는 신호를 얻되 여기조건에 여러변화를 주어 신호를 얻은 후 데이터 후처리과정상에서 체적 구획별로의 신호를 분리해내는 분광영상법(Spectroscopic Imaging)이 있다. 분광 영상법은 단일체적선택기법에 비하여 높은 신호비를 가지고, 얻어진 분광선은 구획별로 비교가 가능하므로 진단에 있어 더욱 객관적으로 평가할 수 있는 장점이 있다.

이론 및 방법

1) 연구의 방법:

분광영상법을 위하여 pulse sequence 를 1Tesla 자기공명영상장치에 구현하였으며, pulse sequence diagram 은 [그림 1]에 보이고 있다.

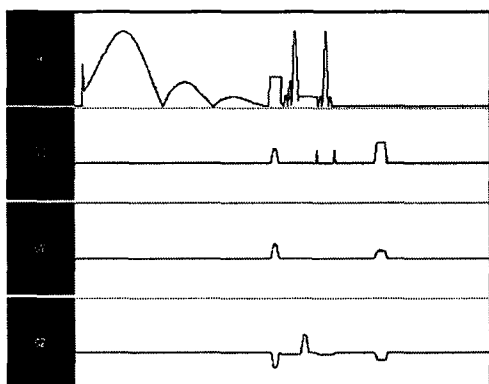


그림 1

Pre-saturation pulse 는 digital filter 이론을 사용한 Shinna Le Roux Algorithm 을 이용하여 개발하였다. 90도 RF pulse 도 같은 이론에 다른 조건을 적용하여 개발하였다. 개발된 RF pulse 는 Bloch 방정식을 이용하여 실험조건에서와 같은 parameter 를 사용하여서

saturation band width, slice profile 등을 구하였으며, 실험을 통하여 확인하였다.

분광영상법의 computer simulation 에 의해 생성된 data 를 실험에 사용하여 실제 모형실험과 비교하였다.

Data 후처리과정에서는 DFT, FFT, 다차원 FFT, auto phase correction, quadratic phase correction 의 보장과, 여러 분광선을 동시에 화면상에 표현하고, 각각의 데이터 후처리과정마다 변화되는 분광선이 화면상에 표시되도록 함으로써 변화과정을 살펴볼 수 있으며, 마지막 결과 분광선은 자동 위상 보정이 되도록 하여, 분광선의 해석이 용이하도록 하였다.

실험모형은 모형은 알코올, 지방유, 물 등을 이용하였다. 이들의 분광선이 물과 구분되는 분광상을 형성하는 지 확인하고, pre-saturation 시에 분리된 신호가 얼마나 제거되는 지를 확인하는 데 사용하였다. 또한 분광영상법을 시행하여 분광영상법의 정상수행 여부를 확인하였다.

자원의 뇌에 대하여 일반적인 영상법을 시행하고, 분광영상법으로 촬영하여 분광신호를 얻었으며, 자체 개발한 데이터 후처리과정과 display software 로 분광상을 얻었다.

가) 분광영상법의 이론

영상법에서의 영상신호는 특성완화시간 T1 과 T2 효과를 무시한다면 자기모멘트의 분포 $m(x,y)$ 로 표현된다. 그러나 분광법에서는 물질마다 고유하게 가진 화학적 이동량(chemical shift)에 의하여 물질의 종류를 파악하므로 주파수 성분 f 를 포함시켜서 고려를 하여야 한다. 따라서 각 주파수 성분별의 자기모멘트 분포 $m(x,y,f)$ 가 자기공명신호의 source 로 다루어져야 한다.

자기공명신호, $S(t)$,의 방정식은

$$S(t) = \iiint m(x,y,f) e^{-j2\pi ft} e^{-j2\pi k_x(t)x} e^{-j2\pi k_y(t)y} dx dy df \quad \text{----- (1)}$$

로 표현된다. 여기서

$$k_x = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t G_x(t') dt'$$

$$k_y = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t G_y(t') dt'$$

이다. t 를 kf 로 취급하여서 (1)식을 다시 쓰면,

$$S(t) = \iiint_V m(x, y, f) e^{-j2\pi k_x(t)x} e^{-j2\pi k_y(t)y} e^{-j2\pi k_f t} dx dy df \quad \text{----- (2)}$$

가 되어서 $S(t)$ 와 $m(x, y, f)$ 는 서로 Fourier 변환쌍을 이룸을 알 수 있다. 주파수축, 혹은 화학적 이동축, f 에 따른 대물질의 위치에 따른 분포, $m(x, y)$,를 자기공명신호로부터 3-D Fourier 변환으로 계산할 수 있음을 보여준다.

나) Shinnar Le Roux Algorithm

나-1) Bloch 방정식

RF 펄스는 자기모멘트를 움직이게 힘을 가하는 역할을 하는 고주파자기장으로, 그 힘의 방정식이 바로 Bloch 방정식이다. RF Pulse의 크기와 Gradient Pulse가 결합되어 자기모멘트의 기울기 각도와 slice profile 등이 결정된다. 그러나 $\frac{dM}{dt} = \gamma(M \times B)$ 로 표현되는 Bloch 방정식 자체가 비선형적이기 때문에 원하는 band width와 slice profile로부터 역산하여 RF pulse의 형태를 추론해 내기가 어렵다. 작은 각도에 대해서는 선형적인 관계가 성립되어서 Fourier 변환의 방법을 주로 사용하여 왔으나 최근 Shinnar와 Re Roux에 의하여 digital filter 이론을 이용하는 slice selective 펄스 설계의 새로운 방법이 독립적으로 같은 시기에 제안되었다.

Bloch equation은 relaxation 효과를 무시하면 하나의 rotation으로 표현되어지고, 해는 spin domain에서 표현되는 2×2 단위 행렬로 표현 가능하다. 이를 수식적으로 표현하면 다음과 같다.

$$\frac{dM}{dt} = \gamma(M \times B) \quad \text{----- (3)}$$

$$= \begin{bmatrix} i & j & k \\ M_x & M_y & M_z \\ B_{ix} & B_{iy} & G \cdot \gamma \end{bmatrix}$$

$$= \gamma \begin{bmatrix} 0 & G \cdot \gamma & -B_{iy} \\ -G \cdot \gamma & 0 & B_{ix} \\ B_{iy} & -B_{ix} & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix}$$

이때 $B_1 = B_{1,x} + iB_{1,y}$ 로 RF pulse에 의한 가변자기장이며, G 는 gradient 자기장의 경사도이다. 따라서 이식의 해는 $M(t) = RM(0)$ 가 되고, R 은 3×3 의 orthonormal

행렬이 된다. n 개의 RF pulse train이 가해진다면 그때의 자기모멘트의 상태는 $M(t) = R_n R_{n-1} \dots R_2 R_1 M(0)$ 로 된다. 여기서의 3×3 의 회전 행렬 R 은 대각선 방향 성분이 0이므로 spinor 형태의 2×2 unitary 행렬, Q ,로 변환할 수 있다.

$$Q = \begin{bmatrix} \alpha & -\beta^* \\ \beta & \alpha \end{bmatrix} \quad \text{----- (4)}$$

여기서 α, β 는 Cayley-Klein parameter들로

$$\alpha = \cos(\phi/2) - in_x \sin(\phi/2)$$

$$\beta = -i(n_x + n_y) \sin(\phi/2)$$

여기서 n 은 rotation axis이고, ϕ 는 rotation angle이다.

Cayley-Klein parameter는 unitary 행렬의 인수로 $\alpha\alpha^* + \beta\beta^* = 1$ 의 조건을 만족한다.

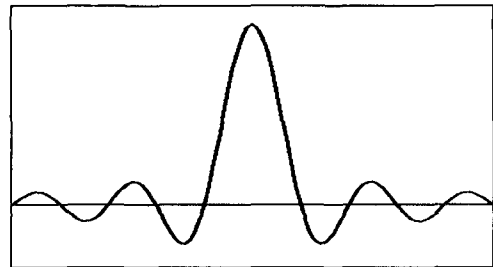


그림 2

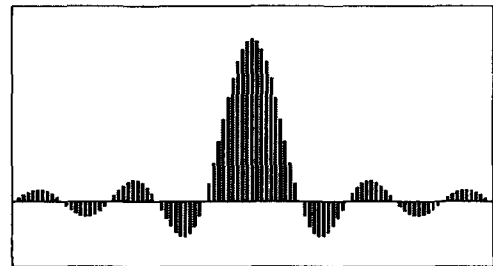


그림 3

예를 들어서 [그림 2]와 같이 sinc 형태를 가지는 RF pulse를 생각해 보자. 이를 시간 구간 Δt 마다의 hard pulse의 집합적인 형태로 간주해 줄 수 있고([그림 3]), 이때 각 구간마다의 RF pulse는 piece-wise constant라 처리할 수 있다. j 번째 RF pulse sample은 complex amplitude B_{1j} 를 가지며, 이때의 rotation parameter는 다음과 같다.

$$\phi_j = -\gamma \Delta t \sqrt{|B_{1j}|^2 + G_x^2}, \quad n_j = \frac{\gamma \Delta t}{|\phi_j|} (B_{1,y}, B_{1,y}, G_x)$$

따라서 j 번째 interval 동안의 Cayley-Klein parameter, a_j, b_j ,는 각각

$$a_j = \cos(\phi_j/2) - in_{j,x} \sin(\phi_j/2)$$

$$b_j = -i(n_{x_j} + n_{y_j})\sin(\phi_j/2)$$

가 되고 j 번째 spin-domain rotation matrix 는

$$Q_j = \begin{bmatrix} a_j & -b_j^* \\ b_j & a_j^* \end{bmatrix}$$

가 된다. 초기값을 알면 RF Pulse 가 가해진 후의 결과 자기모멘트의 상태를 다음과 같이 쉽게 계산할 수 있다.

$$\begin{bmatrix} M_{xy}^+ \\ M_{xy}^- \\ M_z^- \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (\alpha^*)^2 & -\beta^2 & 2\alpha^*\beta \\ -(\beta^*)^2 & \alpha^2 & 2\alpha\beta^* \\ -\alpha^*\beta^* & -\alpha\beta & \alpha\alpha^* - \beta\beta^* \end{bmatrix} \begin{bmatrix} M_{xy}^- \\ M_{xy}^* \\ M_z^- \end{bmatrix} \quad \text{----- (5)}$$

초기값이 평형상태의 자기모멘트라고 하면,

$$M^- = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ M_0 \end{bmatrix} \text{ 이 되고, 그 slice profile 은 간단히}$$

$M_{x,y}^+ = 2\alpha^*\beta M_0$ 가 되며, 그 해당 profile 을 [그림 4] 에 보이고 있다.

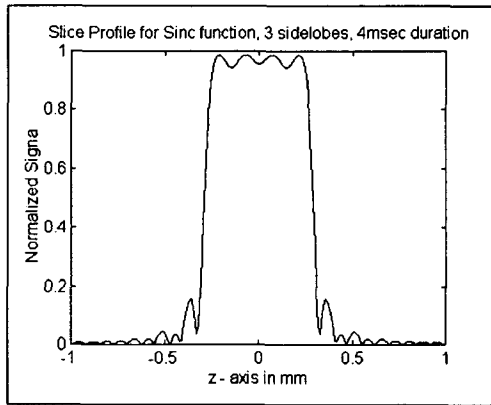


그림 4

위에서 Bloch 방정식을 spinor unitary 2*2 행렬로 바꾸어서 gradient 자기장 pulse 와 결합시켜 slice profile 을 구하는 것을 보였다. 같은 방식으로 inversion profile, spin echo profile 도 쉽게 구할 수 있다. 그러나 앞서 언급한 바와 같이 RF pulse 고안에 있어서는 Bloch 방정식의 비선형성에 기인하여 한계가 있다. 자기공명현상에서 자기모멘트들이 주파수축 상에 나열되어 있고, 그것 등을 선택적으로 여기시키는 것은 digital filter 이론에서 특정주파수의 신호를 선택적으로 투과시키거나 막아내는 FIR filter 이론과 상당히 유사함을 알 수 있다. Shinnar 와 Le Roux 는 이 부분에 착안하여 상당부분 연구되어 있는 digital filter 이론을 이용하여 RF pulse 를 고안하는 데 사용할 수

있음을 보였다.

나-2) SLR 변환

앞서 j 번째의 RF pulse 는 짧은 시간간격에 대하여 일정한 크기로 가정(piecewise constant)하였다. 이를 hard pulse 근사라고 한다. 이 hard pulse 가 자기모멘트에 가해졌을 때 일어나는 현상을 원인별로 나누어 생각하면, 하나는 고주파 자기장, B1,에 의하여 발생되는 회전과 gradient 자기장에 의하여 발생하는 회전이 있다. 이 회전각도를 각각 수치화하면, $-\gamma B_{1,j} \Delta t$ 와 $\gamma G_x \Delta t$ 로 표현된다. 따라서 이 두 개의 연이은 회전은 j 번째의 회전 행렬 Qj 로 표현된다. 여기서

$$\begin{aligned} C_j &= \cos(\gamma |B_{1,j}| \Delta t / 2) \\ S_j &= ie^{i\angle B_{1,j}} \sin(\gamma |B_{1,j}| \Delta t / 2) \\ z &= e^{i\gamma G_x \Delta t} \end{aligned} \quad \text{----- (6)}$$

일 때, 행렬 Qj 는, 여기서 식 (4)와 (5), (6)의 관계로부터,

$$Q_j = \begin{bmatrix} C_j & -S_j^* \\ S_j & C_j^* \end{bmatrix} \begin{bmatrix} z^{1/2} & 0 \\ 0 & z^{-1/2} \end{bmatrix} \quad \text{----- (7)}$$

이 된다.

$A_j = z^{1/2} \alpha_j$, $B_j = z^{-1/2} \beta_j$ 라고 하면, 순환관계식이 성립되어서

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} A_j \\ B_j \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} C_j & -S_j^* \\ S_j & C_j^* \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & z^{-1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A_{j-1} \\ B_{j-1} \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} C_j & -S_j^* z^{-1} \\ S_j & C_j z^{-1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A_{j-1} \\ B_{j-1} \end{bmatrix} \end{aligned} \quad \text{----- (8)}$$

과 같은 관계를 가진다. 이때 초기치가 각각 $A_0 = \alpha_0 = 1$, $B_0 = \beta_0 = 1$ 이라면, n 번째 단계에 가서는 $A_n(z), B_n(z)$ 는 각각

$$\begin{aligned} A_n(z) &= \sum_{j=0}^{n-1} a_j z^{-j} \\ B_n(z) &= \sum_{j=0}^{n-1} b_j z^{-j} \end{aligned} \quad \text{----- (9)}$$

이 된다. 이식은 n 개의 hard pulse 로 이루어진 selective 를 나타낸 것으로, n 개의 3*3 행렬 곱이 두 개의 (n-1)차수의 다항식으로 단순화되었음을 알 수 있다. j 번째 항의 계수 a_j, b_j 는 관계(6)의 RF Pulse 의 세기, $B_j(t)$ 에 의하여 결정된다. $A_n(z)$ 와 $B_n(z)$ 의 계수를 $B_j(t)$ 를 이용하여 결정하는 함수과정을

forward Shinnar Le Roux(SLR) 변환이라고 한다. 이 다항식에 normalize 된 주파수 응답도(slice profile)를 가정하면, $|A_n(z)|^2 + |B_n(z)|^2 = 1$ ----- (10) 을 만족하여야 한다. 관계식(8)로 부터 양쪽에 역행 을 곱하게 되면 역순환 관계를 다음과 같이 얻을 수 있다.

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} A_{j-1} \\ B_{j-1} \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} C_j & S_j^* \\ -S_j & C_j z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A_j \\ B_j \end{bmatrix} \text{ ----- (11)} \\ &= \begin{bmatrix} C_j A_j + S_j^* B_j \\ z(-S_j A_j + C_j B_j) \end{bmatrix} \end{aligned}$$

어떠한 차수의 다항식 $A_n(z)$ 와 $B_n(z)$ 의 계수도 역순환 행렬을 곱해나가면서 계산할 수 있다. 물론 여기서 미소각 회전은 순방향과 역방향에 대하여 unitary 행렬의 성질을 그대로 유지하게 된다. 이 다항식의 특성을 이용하면, 각각의 가장 낮은 차수의 비는,

$$\begin{aligned} \frac{B_{j,0}}{A_{j,0}} &= \frac{S_j}{C_j} \\ &= \frac{ie^{i\theta_j} \sin(\phi_j/2)}{\cos(\phi_j/2)} \end{aligned}$$

가 된다. 여기서 ϕ_j 는 j 번째 구간의 RF pulse 에 의하여 기울어지는 각도이며, θ_j 는 RF pulse 의 위상각이다. 다시 표현하면

$$\begin{aligned} \phi_j &= 2 \tan^{-1} |B_{j,0} / A_{j,0}|, \text{ RF Pulse 의 위상은} \\ \theta_j &= \angle(-iB_{j,0} / A_{j,0}) \text{ 가 되어서, RF Pulse 의 형태} \end{aligned}$$

(waveform)는 $B_{i,j} = \frac{1}{\gamma \Delta t} \phi_j e^{i\theta_j}$ 가 된다. 결국 두 개의 복소 다항식으로부터 RF pulse 에 의한 회전을 역순환 시켜서 원하는 RF 파형을 고안해내는 과정을 이끌어 내었다. 이 과정을 역방향 SLR 변환이라고 한다. 그렇다면 여기서 RF 파형을 고안해내는 것은 두 개의 복소 다항식 $A_n(z)$ 와 $B_n(z)$ 를 고안하는 문제로 귀착된다. 복소다항식 $A_n(z)$ 와 $B_n(z)$ 를 고안하는 데는 여러 가지의 접근방법이 있으나 문제의 접근방식에 있어 유사점이 많고, 또한 많은 문제의 해법이 알려져있는 digital filter 이론을 적용하는 방법이 가장 널리 알려져 있다. 특히 linear phase finite impulse response(FIR) digital filter 를 고안하는데 사용되는 Parks-McClellan (PM)방법은 in-slice 와 out-of-slice 의 경계와 각각의 허용오차범위만 지정하면 복소다항식을 구해주어서,

RF pulse 의 파형을 SLR 방향변환을 하여서 구할 수 있다.

본 연구에서는 PM algorithm 을 사용하여서 minimum phase RF pulse 의 파형([그림 5])과 maximum phase RF pulse 의 파형([그림 6])을 고안하여 각각 excitation 과 selective saturation RF pulse 로 사용하였다. PC 의 Windows 95 환경에서 MatLab 의 signal processing toolbox 를 사용하여 모든 계산을 수행하였다. Maximum phase RF 파형의 지속시간과 주파수 폭 (frequency bandwidth), saturation profile 의 계산결과를 [그림 7]에 표시하였다.

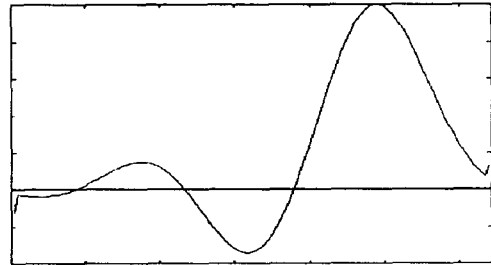


그림 5

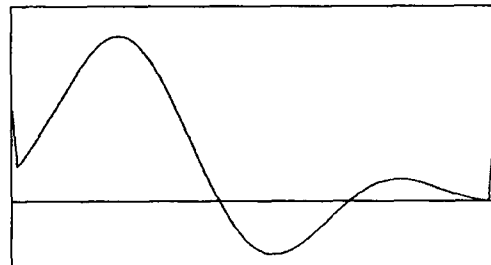


그림 6

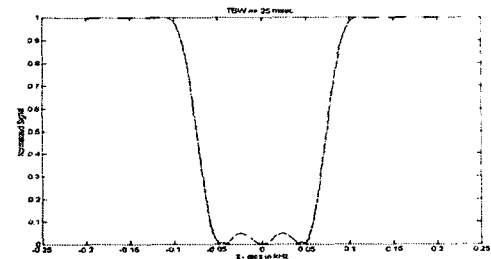


그림 7

다) 실험

다-1) Shimming

Shimming 은 Shim Coil 의 전류를 조정하여 자기장의 균일도를 높이는 작업으로서 분광선의 신호비와 해상도를 높이는 데 결정적인 역할을 한다. [그림 8]는 물에 대한 8K 개의 data 에 대한 automatic shimming 전후의 FID 신호이다. Shimming 작업전의 data 는 자

기장의 균일도가 낮아서 신호가 빠른 시간에 감소되어 감을 볼 수 있다. 이를 각각 Fourier 변환하여서 주파수축상의 분광선을 보면 shimming 후의 신호가 선폭이 좁으며 높은 신호를 유지함을 알 수 있다. 일반적으로 분광선 촬영에 있어 shim 작업은 필수적인 과정으로 시간을 요하고, 실험자에 따라 다소 차이가 생길 수 있다. 이 과정을 자동화하여 operator 간의 생길 수 있는 차이를 없애고 비교적 단시간 내에(약 5분) 20cm DSV(diameter-spherical -volume)에 대하여 0.5ppm 내의 자기장의 균일화를 이룰 수 있었다.

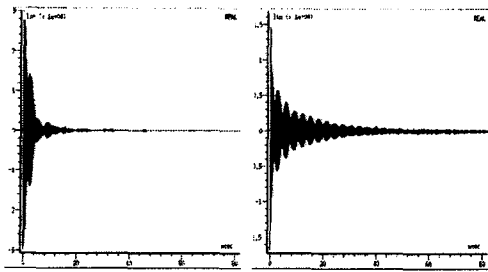


그림 8

다-2) 주파수선택(frequency selective) saturation 실험
자기공명신호는 횡축방향의 자기모멘트성분으로부터 발생하게 된다. 특정 주파수성분의 신호를 제거하고자 할 때 그 해당주파수의 신호를 여기시킨 후 dephasing gradient 자기장을 사용하면 횡축방향의 자기모멘트의 위상이 임의방향을 향하게되어 전체적으로 평균화되어 해당 주파수성분의 신호가 영이 된다. SLR algorithm 으로 자체 개발한 maximum phase RF 파형을 사용하였으며, 50msec 동안 saturation RF pulse 가 지속되어 그 주파수 폭(Band Width)은 100Hz 가 되게 하였으며, 세기는 환산하여 최대 세기가 약 1uTesla 가 되도록 하였다. 물성분신호 외의 다른 성분들을 보기 위하여 알코올과 식용유를 대상으로 하여 분광선을 얻었다. Saturation 기법을 사용하지 않았을 때는 주어진 data 의 dynamic range 내의 대부분을 물신호가 차지하게되어 상대적으로 C-H2, C-H3 chain 에 해당되는 신호가 축소되어 나음을 볼 수 있었다. 인체의 미세성분을 보고자 할 때 물성분신호를 제거하지 않으면 미세신호를 보기가 불가능할 것을 알 수 있었다. Saturation 기법을 사용한 분광선에서는 물신호가 대부분 제거되어 C-H2, C-H3 chain 에 해당되는 신호가 상대적으로 증가되어 있음을 볼 수 있었다. 이때의

물신호 제거비는 약 1:10000 이 되었다.

다-3) 분광영상법 모의실험(Simulation)

분광영상법을 시행하기에 앞서 computer 를 이용하여 모의실험을 시행하였다. 이는 실험의 타당성을 검증할 뿐 아니라, 예상되는 결과에 대한 데이터후처리 과정에 오류를 검증하는데 있어서 필수적인 과정이다. 자기모멘트의 분포를 [그림 9]와 같이 질게 표시한 부분은 자기모멘트가 존재하고 옅은 부분은 자기모멘트가 영으로 가정하고, gradient 자기장의 세기를 10mT/m 로 가정하여 8 phase encoding, 8 frequency encoding gradient 자기장이 1msec 동안 지속되고, field of view(FOV) 256*256mm 를 가정하여 data 를 Bloch 방정식에 의거하여 생성하였다. 이 data 로부터 관계식 (2)에 의거 3 차원 Fourier 변환을 하여 8*8 matrix 의 분광선 data 를 [그림 10]과 같이 얻었다. 작은 사각형 내의 분광선이 [그림 9]의 해당 위치의 체적소의 분광선이다. 그 외의 부분의 분광선의 크기가 영이거나 거의 영에 가까운 값을 가진다. 이 결과에서 특정 체적소 마다의 분광선(Localized spectrum)을 분광영상 촬영법으로 얻을 수 있음을 알 수 있다. 공간적으로 분해 가능한 이유는 phase encoding 과 frequency encoding gradient 에 의하여 위치에 따라 다른 위치의 자기모멘트는 서로 다른 위상의 신호를 발생하기 때문이다.



그림 9

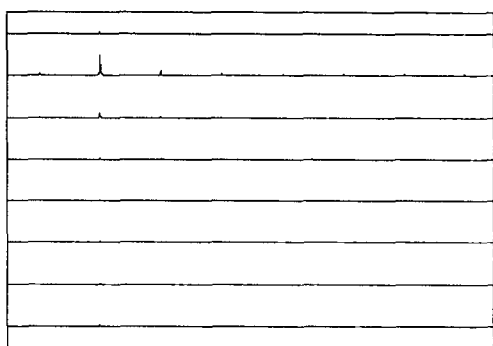


그림 10

Computer 를 이용한 모의실험의 결과를 확인하기 위하여 실험모형을 제작하여 모형 실험을 시행하였다. [그림 11]은 실험모형의 영상과 분광영상과 겹쳐 놓은 그림이다. 모형의 위치와 분광선의 위치가 일치할 뿐 아니라 분광선 peak 의 크기와 사각형 내에 모형이 차지하는 면적이 비례적인 것을 알 수 있다. 이로서 자기공명 분광영상법의 방법론과, 데이터 후 처리과정의 타당성을 이론적, 실험적으로 검증한 것이다.

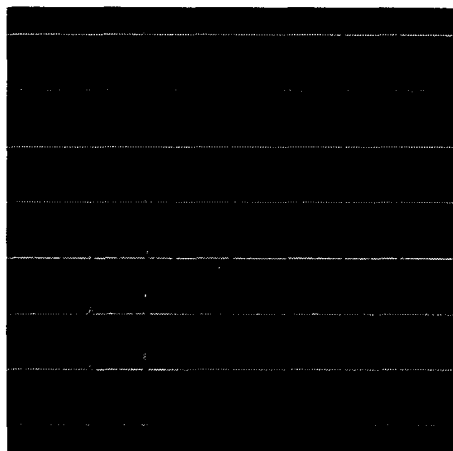


그림 11

다-4)분광영상법 인체실험

자원자의 뇌부분에 대하여 분광영상촬영을 시행하였다. TR 2 Sec, TE 135msec, 512 개의 Data point, 250usec dwell time, 4kHz acquisition band width 의 변수를 사용하였으며, 16*16 의 encoding gradient 를 사용하여 각 체적소의 크기가 16mm*16mm*20mm 가 되게 하였다. T1 강조영상[그림 12]로부터 분광선을 얻을 종축방향의 위치를 정하였다. 인체 두부전체로부터의 물성분 신호를 억제시키지 않은 채 얻은 시간축상의 데이터와 주파수축상의 분광선을 [그림 13]에 보이고 있다.

주된 물성분 신호의 선폭은 0.9 ppm 이며, 이외의 성분은 찾을 수가 없다. Maximum phase RF pulse 로 saturation 하여 물성분신호를 제거한 결과 분광선을 [그림 14]에 보이고 있으며, 그 peak 크기의 비교로부터 물성분 신호의 제거비는 1:1000 을 알 수 있다. 물 신호가 상당부분 제거되었음에도 불구하고 두피부분의 lipids 신호로 인하여 미소대사물질들을 특별히 구분하기에는 어려움이 따르고 있다.

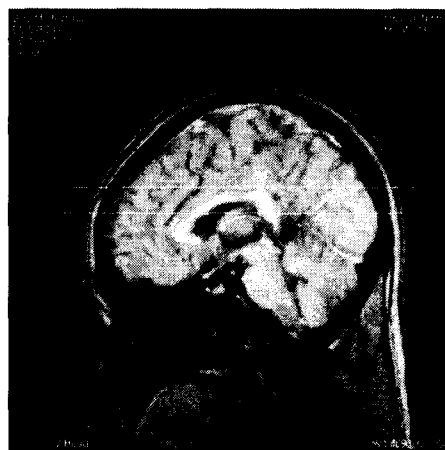


그림 12

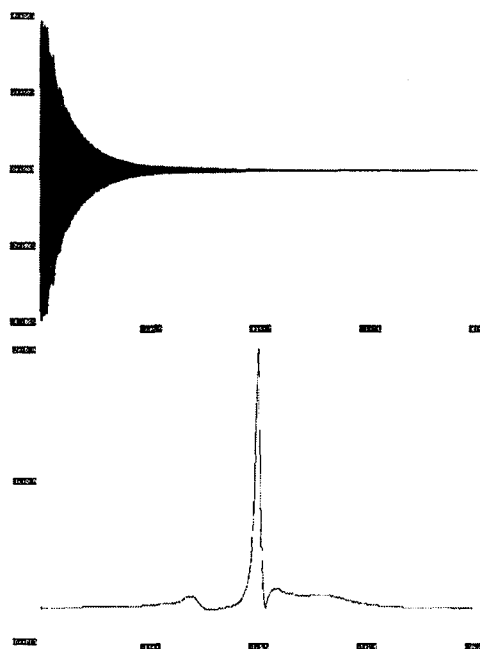


그림 13

8*8 matrix 분광선을 [그림 15]와 같이 얻었으며, 3 차원 Fourier 변환을 한 결과를 [그림 16]에 보이고 있다. 16*16 data 를 3 차원 Fourier 변환을 하여 분광영상을 [그림 17]과 같이 얻었다. 8*8 에 비하여 해상도는 높으나, 신호비가 낮은 단점이 있다.

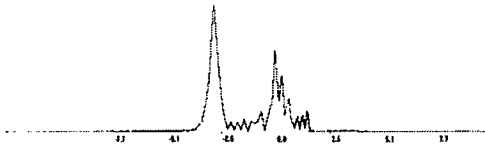


그림 14

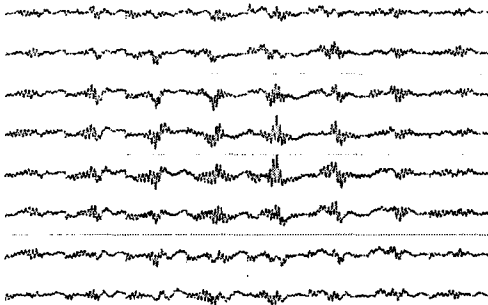


그림 15

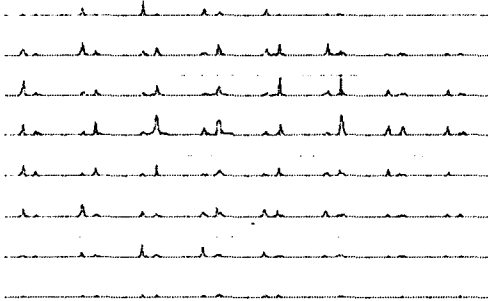


그림 16

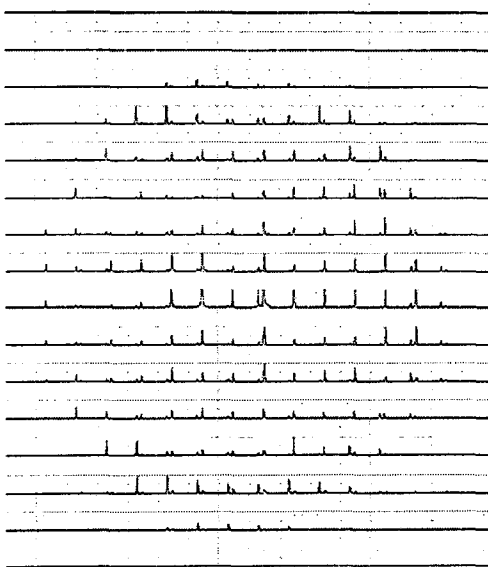


그림 17

3) 고 찰

물성분의 신호를 제거하기 위하여 maximum phase RF pulse 를 사용하였다. 일반적으로 많이 사용되는 sinc 파형의 RF pulse 를 사용하는 경우는 그 profile 은 [그림 4]의 side lobe 에 해당되는 부분에서 오차발생의 여지가 있으므로 maximum phase 파형의 RF pulse 를 사용함으로써 out-of-slice 로부터의 신호를 1% 이하로 줄일 수 있었다.

Saturation pulse 의 오랜 지속시간(50msec)으로 80Hz(2ppm) 정도의 매우 좁은 주파수폭을 선택하여 해당주파수대의 신호를 제거할 수 있었지만 RF 의 미세한 세기변화에 따라 saturation 정도의 차이가 많이 나는 결점이 있었다. 따라서 실험조건의 조정에 많은 시간이 소요된다. 이는 인체에 대한 실험 횟수가 증가함에 따라 변수의 변화폭이 줄어들어서 시간을 줄일 수 있을 것으로 예상된다. 또는 RF pulse 의 세기에 둔감한 binary pulse 등을 사용함으로써도 시간을 줄일 수 있을 것이다. 최대 1:10000, 통상 1:1000 정도의 물신호 성분 제거비를 얻을 수 있었다.

RF pulse 파형은 자기공명영상 및 분광선을 얻는데 있어 slice profile, inversion profile, saturation profile 을 결정하는 중요한 인자이다. 본 실험에서 SLR 변환을 이용하여 RF 파형을 고안하는 과정은 일반적으로 다른 파형의 고안에도 사용될 수 있는 과정으로, spin echo, gradient echo, fast spin echo 및 echo planar imaging 등의 실험에 유용하게 사용할 수 있을 것이다.

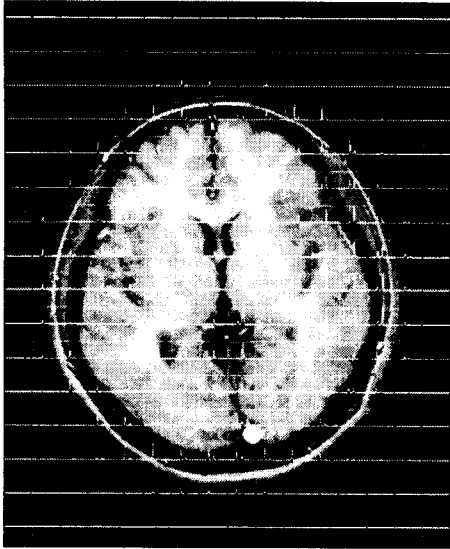


그림 18

자원자의 뇌로부터 분광영상을 단면 영상과 중첩시켜 [그림 18]을 얻었다. 16*16 개의 체적소의 분광상을 볼 수 있으며, 영상에서 생체의 조직 있는 곳에서만 분광상이 존재하고 있는, 영상과 분광상이 일치함을 확인 할 수 있다. 이제 분광상의 자세한 부분을 살펴보자. 우선 3.3ppm 의 위치해 있는 lipids 신호만을 확인하여보면 [그림 19]와 같이 뇌의 주변의 지방질이 물려있는 부분인 머리의 표면에 가까운 두피부위에 해당하는 곳에서만 lipids 신호가 강하게 나옴을 알 수 있다. 뇌실 안쪽의 특정 체적소로부터의 하나의 분광영상을 선택하여 보면 [그림 20]과 같다. 뇌전체의 분광상에 비하여 신호비는 낮으나 여러 개의 대사물질을 더 자세히 볼 수 있다.

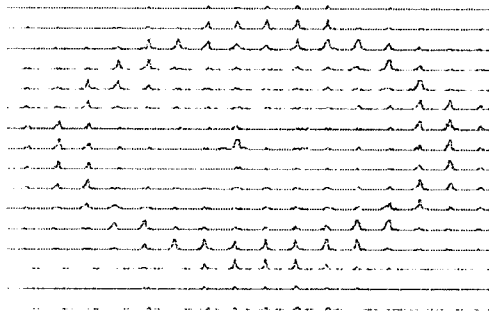


그림 19

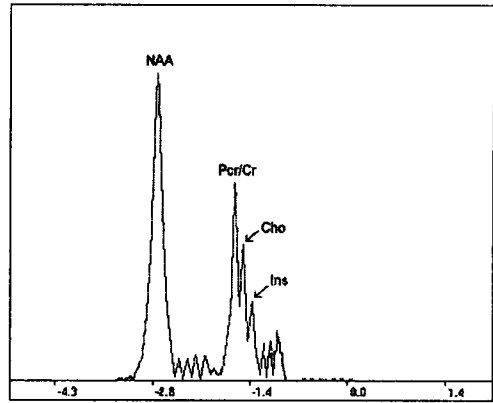


그림 20

4) 결론

RF pulse 의 파형을 고안하는 방법을 Shinnar-Le-Roux 이론을 사용하여 일반화하였으며, 그 예로 maximum phase RF pulse 의 고안해내는 과정을 보였다. Maximum phase RF 파형을 이용하여, 물신호를 억제하는 saturation pulse로 사용하여 물신호가 99.9% 이상 제거되는 것을 보였다. 그리고 미소대사물질이 검출됨을 보였다. Computer 모의 실험과 모형실험으로부터 분광영상법의 타당성과 데이터후처리과정의 타당성을 검증하였다. 인체의 뇌실로부터 1H 분광영상을 얻었으며, 물성분 신호를 억제시켜 미소대사성분들을 분리 검출하였다. 분광영상법은 주로 비교적 신호강도가 높은 1.5 Tesla 이상의 강자기장 자기공명영상장치에서 시행되는 방법이지만 본 실험에서 1 Tesla 강도의 자기공명영상장치에서 가능하다는 것을 보였다. 분광영상 촬영법은 많은 data 양으로 인하여 분석과 그 표현에 있어서, 그리고 데이터 해석에 있어 애로가 따르지만 Data 의 분석과 표현방식에서 사용자가 직관적으로 쉽게 조작을 할 수 있도록 하였으며, 데이터분석과 해석을 용이하게 하였다.

5) 감사의 글

본 논문은 한국과학재단(과제번호 94-0100-09-01-3)의 지원으로 수행되었습니다.

6) 인용문헌

- Modified Spin-Echo Method for Measuring Nuclear Relaxation Times; S. Meiboom, D. Gill; The Review of Scientific Instruments, Vol.29, Num.8, pp.688-691, 1958

2. Comparison of Quadrature and Single Phase Fourier Transform NMR; EO Stejskal, J Shaefer; J.of Magn. Reson. Vol.14, pp.160-169, 1974
3. The Fourier Transform and Its Application; Bracewell RN; McGraw Hill, 27, 1978
4. Sensitivity and Performance Time in NMR Imaging; Brunner P, Ernst RR; J. Magn. Reson. 33, pp.83-106, 1979
5. Spectrum Estimation and Harmonic Analysis; Thomson DJ; Proc. IEEE 70, pp.1055-1096, 1982
6. Kumaresn R, Tufts DW, IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Process, 30, pp.833, 1982
7. Solvent Suppression in Fourier Transform Nuclear Magnetic Resonance; P. J. Hore; J. of Mag. Reson. Vol.55, pp.283-300; 1983
8. High Resolution 1H Nuclear Magnetic Resonance Study of Cerebral Hypoxia *in vivo*; Behar KL, den Hollander JA, Stromski ME, Ogino T, Schulman RF, Petroff RG, Prichard JW; Proc. Natl. Acad. Sci. 80, pp.4945-4948, 1983
9. Solvent Peak Suppressed NMR: Correction of Base Distortions and Use of Strong Pulse Excitation; Plateau P, Dumas C, Gueron M; J. Magn. Reson. 54, pp.46-53, 1983
10. Variations in Slice Shape and Absorption as Artifacts in the Determination of a Tissue Parameters in NMR Imaging; I. R. Young, D. J. Bryant, A. Payne; Mag. Reson. in Med. Vol.2, pp.355-389, 1984
11. Homonuclear 1H double resonance spectroscopy of the Rat Brain *in vivo*; Rothman DL, Behar KL, Hetherington HP, Schulman RG; Proc. Natl. Acad. Sci. 81, pp.6330-6334, 1984
12. Volume Selective Excitation. A Novel Approach to Topical NMR; Aue WP, Muller TA, Cross TA, Seelig J; J. Magn. Reson 56, pp.350-354, 1984
13. Simple Proton Spectroscopic Imaging; Dixon WT; Radiology 153, pp.189-194, 1984
14. Effect of Hypoglycemic Encephalopathy upon Amino Acids, High-Energy Phosphates and *pHi* in the Rat Brain *in vivo*; Behar KL, den Hollander JA, Petroff RG, Hetherington H, Schulman RF, Prichard JW: Detection by Sequential 1H and 31P NMR Spectroscopy; J. Neurochem 44, pp.1045-1055, 1985
15. Field Inhomogeneity Correction and Data Processing for Spectroscopic Imaging; Maudsley AA, Simon HE, Hilal SK; Magn. Reson. Med. 2, pp.218-233, 1985
16. Retrieval of Frequencies, Amplitude, Damping Factors and Phase from Time Domain Signals using a linear-Square procedure; Bankhuisen H, de Beer, Bovve WNNJ, Ormount; J. Magn. Reson. 61, pp.465-481, 1985
17. Imaging-Selected *in vivo* Spectroscopy (ISIS). A New Technique for Spatially Selective NMR Spectroscopy; R. J. Ordidge, A. Connelly, J. A. Lohman; J. of Mag. Reson. Vol.66, 1986
18. The Intrinsic Signal to Noise Ratio in NMR Imaging; Edelstein WA, Glover GH, Hardy CJ, Redington RW; Mag. Reson. Med. 3, pp.604-618, 1986
19. Origin of T1 and T2 Ridges in 2D NMR Spectra and Procedures for Suppression; Otting G, Widmar H, Wagner G, Wuthrich W; J. Magn. Reson. 66, pp.187, 1986
20. A Numerical Phasing Technique for Application to One-Dimensional NMR Spectra; Gladden LF, Elliot SR; J. Magn. Reson. 68, pp.383-388, 1986
21. Multiple Taper Harmonic Analysis of Terrestrial Free Oscillation; Linderberg CR; Ph.D thesis, Univ. of California, 1986
22. Localized Imaging Using Stimulated Echoes; Mills P, Chew W, Litt A, Moseley M; Magn. Reson. Med. 5, pp.384-389, 1987
23. 1H NMR Relaxation Measurements of Human Tissues *In Situ* by Spatially Resolved Spectroscopy; Luyten PR, Anderson CM, Hollandr; Magn. Reson. Med. 4, pp.431-440, 1987
24. *In Vivo* four dimensional Fourier Transform 31P Spectroscopy with Correction for Static Field Inhomogeneity and Tissue Susceptibility by 1H Field Mapping; Bryant DJ, Bailes DR, Bydder GM, Case HA, Collins AG, Cox II, Hall AS, Harman RR, Khenia S, McArthur P, Ross BD, Young IR; Abstract of 6th Annual Meeting of the Society of Magnetic Resonance in Medicine, pp.156, 1987
25. Multiple-Taper Spectral Analysis of Terrestrial Oscillations; Park J. Linderverg, Thomson DJ: Part I; Geophy. J. Roy. Astr. Soc. 91, pp.755-794, 1987
26. Maximum likelihood Estimation for Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy; Miller MI, Green AS; J. Magn. Reson. *in press*
27. High-Resolution 1H NMR Spectral Signature from

1.OTesla 자기공명영상장치에서의 분광영상기법에 관한 연구

- Human Atheroma; Justin D. Pearlman, Jaroslav Zajicek, James R. Brookeman, Michael F. Brown; *Mag. Reson. in Med.* Vol.7, pp.262-279, 1988
28. *In vivo* 1H-NMR procedure to determine several rat cerebral metabolite levels simultaneously undisturbed by water and lipid signals; AA De Graff, WMMJ Bovee, NEP Deutz, RAFM Chamuleau; *Mag. Reson. Imaging*, Vol.6, 1988
29. Multiline Chemical Shift(MULCH) Imaging; Hohnsen G, Tofts PS; *Magn. Reson. Med.* 6, pp.107-115, 1988
30. MULCH-A Fast Quantitative Spectroscopic Imaging Sequence with Good Spatial and Spectral Resolution; Johnson G, Tofts PS; Abstracts of 7th Annual Meeting of the Society of Magnetic Resonance in Medicine, pp.925, 1988
31. Automated Phase Correction of FT NMR Spectra by Means of Phase Measurement Based on Dispersion Versus Absorption Relation(DISPA); Craig EC, Marshall AG; *J. Magn. Reson.* 76, pp.458-475, 1988
32. Maximization of Entropy and Minimization of Area as Criteria for NMR Signal Processing; Newman RH; *J. Magn. Reson.* 79, pp.448-460, 1988
33. A Critical Assessment of Methods of Measuring Metabolite Concentration by NMR Spectroscopy; Tofts PS, Wrag S; *NMR Biomed.* 1, pp.1-10, 1988
34. Evaluation of a Newly Discovered Water Suppression Pulse Sequence for High-Field *in vivo* 1H Surface Coil NMR Spectroscopy; J. R. Alger, A. Brunetti, G. Nagashima, K. -A. Hossmann; *Mag. Reson. Imaging*, Vol.11, pp.73-84; 1989
35. Spatial Selection Using Pulsed high Order Magnetic Field Gradients(SHOT); Oh CH, Hilal SK, Johnson G, Mun IK, Gonen O, ZH Cho; *Proc. SMRM VIII*, pp.864, 1989
36. Effect of Learning, Stress and Maturation in the Environmental Complexity Paradigm; Black JE, Sirevaag AM, Wallace CS, Savin MH, Greenough WT; *Develop Psychobiol.* 22, pp.727-752, 1989
37. Localized Proton NMR Spectroscopy in Different Regions of the Human Brain *in Vivo*. Relaxation Times and Concentrations of Cerebral Metabolites; j. Frahm, H. Bruhn, M. L. Gyngell, K. D. Merboldt, W. Hanicke, R. Sauter; *Magn. Reson. Img.*, Vol.11, pp.47-63, 1989
38. Parameter Relations for the Shinnar-Le Roux Selective Excitation Pulse Design Algorithm; *IEEE Trans. on medical imaging*, Vol.10, No.1, pp.53-65, 1991
39. *Numerical Recipes in C*; Cambridge Univ. Press, 1992
40. 3D Phase Encoding 1H Spectroscopic Imaging of Human Brain; Jeff H. Dujin, Gerald B. Matson, Andrew A. Maudsley, Michael W. Weiner; *Magn. Reson. Img.*, Vol.10, pp.315-319, 1992
41. Short Echo Time Proton Spectroscopy of Human Brain Using a Gradient Head Coil; Anthony Majors, Min Xue, Thian C. Ng, Michael T. Modic; *Magn. Reson. Img.*, Vol.10, pp.649-654, 1992
42. 3D Localized *in Vivo* 1H Spectroscopy of Human Brain by Using a Hybrid of 1D-Hadamard with 2D-Chemical Shift Imaging; Obed Gonen, Fernando Arias-Mendoza, Gadi Goelman; *MRM* Vol.37, pp.644-650, 1997
43. Use of Voigt Lineshape for Quantification of *in Vivo* 1H Spectra; Ian Marshall, John Higinbotham, Stephen Bruce, Andreas Freise; *MRM* Vol.37, pp.651-657, 1997