

자기 공명 영상 시스템에서 자화율 분해 영상법에 관한 연구

노용만* · 홍인기** · 문치웅*** · 조장희**

=Abstract=

A Study of Susceptibility Decomposition in MRI

Y. M. Ro*, I. K. Hong**, C. W. Mun*** and Z. H. Cho**

The intravoxel spin phases in magnetic resonance imaging(MRI) usually vary due to susceptibility differences of materials to be imaged. The phase variation in the voxel results in a reduction of the signal intensity. This signal intensity reduction is known as the susceptibility effect in MRI and has been studied extensively¹⁻³⁾. In this paper, a new spectral decomposition technique is proposed and the signal change due to the susceptibility effect can be analyzed. A pulse sequence for the spectral decomposition of the susceptibility was developed and applied to susceptibility imaging of venous blood possessing paramagnetic properties. The computer simulations and their corresponding experimental results obtained using both a phantom and human volunteers are reported.

Key words : susceptibility effect in MRI; spectral decomposition of susceptibility effect.

서 론

영상을 얻고자 하는 대상체 내에 존재하는 물질의 자화율 차이는 경계면에서 자장의 변화를 일으킨다. 자화율 효과는 대개 자장을 불균일하게 만들며, 이로 인하여 영상 신호는 감소하고 영상내 물체들의 형태가 변형되는 에러를 유발시킨다. 특히 영상의 한 복셀내에서 스핀들의 위상차 (spin dephasing)로 인하여 신호가 감소되는데 이런 현상은 잘 알려져 왔고 많은 연구진에 의해서 논의되어 왔다^{5,6)}.

자화율에 의해 생긴 자장 불균일성 (field inhomogeneity)

은 매우 국한적이고, 다른 원인에 의해서 발생하는 자장 불균일성 (즉, 화학적 천이, 전자 위상에러)에 비해서 상대적으로 강하기 때문에 작은 복셀내에서조차 스핀들이 불균일 (incoherent)하게 위치하여 신호의 세기가 감소된다. 다시 말해서 자화율 효과에 의해 생긴 자장 불균일은 매우 커서 영상의 한 복셀내에서도 스핀들은 서로 다른 위상을 가질 수 있다.

이러한 자화율에 의한 자장 불균일은 공기와 근육 또는 혈관과 근육과 같이 자화율이 서로 다른 물질들의 경계면에서 항상 발생하며 자화율 차이가 증가하면 신호의 세기

* 대전대학교, 컴퓨터공학과

* Department of Computer Engineering, Taejon University, Taejon

**한국과학기술원, 정보 및 통신공학과

**Department of Information and Communication, KAIST, Seoul

***아산생명과학 연구소, 방사선 의학연구과

***Department of Radiological Sciences, Asan Institute for Life Science, Seoul

이 연구는 94년도 한국과학재단 연구비지원 (941-0900-028-2)에 의한 결과임

통신저자: 노용만, (300-716)대전시 동구 용운동 96-3번지, Tel. 958-3352,

는 비례적으로 감소한다. 이러한 영상 신호의 감소는 자기 공명 영상에서 자화율 에러(susceptibility artifact)라고 알려져 있고 특히 경사자장 에코 영상법(gradient echo imaging)을 이용하여 영상을 얻을 때 이런 현상은 두드러지게 나타나게 된다.

본 논문에서는 자화율에 영향을 받은 신호를 분석함으로써 새로운 스펙트럼 분해법(spectral decomposition technique)을 제안하였다. 영상 신호의 세기는 자화율 효과 정도에 따라 변화되므로 그 영상 신호를 스펙트럼 분해하면 자화율 효과의 정도에 따라 영상 신호를 구별할 수 있으며 자기 공명 영상에서 자화율 효과를 분석하기 위한 일반적인 방법으로 사용되어질 수 있다. 본 연구에서는 2.0T 자기 공명 시스템을 이용하여 제안된 방법의 유용성을 보이기 위하여 자화율 분석 실험을 수행하였으며 제안된 방법의 타당성과 환원 영상법 및 기능적 영상법으로 응용할 수 있음을 입증하기 위하여 컴퓨터 모의 실험과 실제 실험들을 수행하였다.

핵자기 공명 영상 신호의 위상 분포

일반적으로 이차원 영상에서 어떤 복셀을 생각할 때, 복셀(x_n, y_n)의 영상 신호는 복소함수이고 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\rho(x, y, z; x_n, y_n) = m(x, y, z; x_n, y_n) \exp[i\phi(x, y, z; x_n, y_n)] \quad \text{식 (1)}$$

위 식에서 $m(x, y, z; x_n, y_n)$ 와 $\phi(x, y, z; x_n, y_n)$ 는 각각 선택된 복셀(x_n, y_n)에서의 스핀들의 크기와 위상 분포를 나타낸다.

식(1)에서 위상분포 $\phi(x, y, z; x_n, y_n)$ 는 자장 불균일성(특히 자화율 차이에 의해 발생하는 불균일성)에 의해 생긴다. 자화율 차이가 없는 균일한 물질의 경우, 예를 들어, 근육과 같이 균일한 부위로부터 발생하는 영상 신호는 복셀내의 스핀들의 위상이 같으므로 강한 신호를 발생하게 된다. 만약 복셀내부가 자화율 차이가 있는 물질로 채워져 있는 경우, 균일한 자장속에서도 복셀내부는 불균일 자장이 형성되어 감쇄된 신호를 발생하게 된다. 한편 자화율 효과 이외의 원인으로 인하여 발생하는 위상들(기기적 자장 불균일성, 전기적 위상차, 화학적 전이에 의한 위상차)은 자화율 차이에 의한 위상차이보다 작으므로 복셀내에서 상수 값을 갖는다고 가정할 수 있다. 따라서 일차 이상의 위상항은 자화율 효과의 성분으로 간주되며 복셀내 영상 신호에 대한 자화율 효과가 커질수록 복셀내에서의 위상 변이가 증가된다.

실제로 자기 공명 영상에서 (x, y) 평면의 해상도는 슬라이스 선택방향(z)의 해상도보다 훨씬 작다(예를 들어 대개의 영상에서 수직방향의 해상도가 10mm 정도임에 반하여 수평방향의 해상도는 1mm 정도이다). 따라서 작은 복셀에서 수평방향의 위상 변이는 무시할만하다. 본 연구에서 제안된 복셀내 영상 신호의 스펙트럼 분해법에서는 수직방향(슬라이스 선택 방향)에 대한 위상 분포만을 고려하였다. 따라서 삼차원 위상항 $\phi(x, y, z; x_n, y_n)$ 는 일차원 위상항 $\phi(z; x_n, y_n)$ 처럼 단순화할 수 있다. 식(1)의 크기 항은 복셀내 스핀들의 강도를 보여준다. 위상 항과는 달리 크기 항은 선택된 슬라이스 내에서 상대적으로 변하지 않으므로, z 축에 관계없는 $m(x_n, y_n)$ 로 간략화될 수 있다. 결국 식(1)은 다음과 같은 수식으로 쓸 수 있다.

$$\rho(z; x_n, y_n) = m(x_n, y_n) \exp[i\phi(z; x_n, y_n)] \quad \text{식 (2)}$$

식(2)는 주어진 수평방향의 복셀 위치(x_n, y_n)에서 영상 신호를 나타내며 z (슬라이스 선택 방향)만의 함수이다.

이제 위의 영상 신호에 스펙트럼 분해법을 적용시켜 보자. 자화율에 영향을 받은 신호의 스펙트럼 분해는 푸리에 변환 조형술(Fourier transform angiography)처럼 위상항이 변하는 푸리에 변환에 의해서 얻어질 수 있다. 식(2)에 나타난 푸리에 변환은 자화율에 의해서 영향받은 신호가 z 방향에서만 변한다고 가정하였으므로 z 방향만 고려하여 일차원적으로 이루어진다. 그러면 스펙트럼 분해법은 다음과 같은 푸리에 변환 식으로 쓰여진다.

$$S(\omega_z; x_n, y_n) = F[\rho(z; x_n, y_n)] \\ = \int_{-\infty}^{\infty} [m(x_n, y_n) \exp[i\phi(z; x_n, y_n)] \exp[-i\omega_z z] dz, \quad \text{식 (3)}$$

여기서 $F[.]$ 는 푸리에 변환 연산 자이고 ω_z 는 자화율 효과를 나타내는 스펙트럼 영역을 가리킨다. 자화율에 영향 받은 신호를 자세히 분석하기 위하여 다음과 같은 두 가지 경우를 생각해 보자.

자화율 스펙트럼 분해법 (Susceptibility Spectral Decomposition)

a) 자화율 효과에 의해 간단한 선형 위상항이 발생된 경우

자화율에 의한 자장의 불균일은 위치적으로 매우 국한되어있고 그 정도가 심하기 때문에 얇은 슬라이스 두께 내

에서 자화율 효과에 의해 발생하는 자장의 경사(field gradient)는 선형적으로 변한다고 생각할 수 있다. 따라서 자화율에 의해서 발생한 자장의 경사는 슬라이스 선택 방향 z에 따라 다음 수식과 같이 선형적으로 변한다고 가정할 수 있다.

$$\begin{aligned} \phi(z; x_i, y_j) &= \gamma TE G_{sus}(x_i, y_j) z, \\ &= P_{sus}(x_i, y_j) z, \end{aligned} \quad \text{식 (4)}$$

여기서 γ 는 gyromagnetic ratio이고 TE는 에코 시간(echo time)이다. 또 $G_{sus}(x_i, y_j)$ 는 자화율의 차이로 인하여 생기는 자장 경사를 나타내고 $P_{sus}(x_i, y_j)$ 는 자화율 경사(susceptibility gradient)에 의해 생긴 위상 경사(phase gradient)를 나타낸다. 식 (3)에서 위상 항을 식 (4)에서 주어진 선형 위상으로 표현한다면 식 (3)은 다음과 같이 주어진다.

$$S(\omega_z; x_i, y_j) = m(x_i, y_j) \int_{-\infty}^{\infty} \exp[iP_{sus}(x_i, y_j)z] \exp[-i\omega_z z] dz, \quad \text{식 (5)}$$

위 식을 푸리에 변환의 이동(shift) 성질을 이용하면 식 (5)는 다음과 같은 수식으로 쓸 수 있다.

$$S(\omega_z; x_i, y_j) = 2\pi m(x_i, y_j) \delta[\omega_z - P_{sus}(x_i, y_j)], \quad \text{식 (6)}$$

위 식에서 $\delta(\omega z)$ 는 델타 함수를 나타내고 $P_{sus}(x_i, y_j)$ 는 자화율 효과에 의해 유도된 위상의 기울기 즉 선형 위상의 기울기이고 선택된 복셀 (x_i, y_j) 에서 자화율 효과의 세기 정도를 나타낸다. 식 (6)에서 $\delta[\omega_z - P_{sus}(x_i, y_j)]$ 항은 자화율에 의해 영향받은 신호가 스펙트럼 영역에서 P_{sus} 값만큼 이동되어 있음을 보여준다. 식 (6)은 자화율 경사의 한 성분에 의해 영향을 받은 영상 신호를 스펙트럼 영역에서 나타낸 것으로서 스펙트럼 성분 $\omega_z = P_{sus}(x_i, y_j)$ 에서 자화율 효과의 크기를 나타낸 것이다. 여기서 P_{sus} 크기는 자화율 경사 G_{sus} 와 에코 시간 TE에 비례하며 스펙트럼 성분 ω_z 는 G_{sus} 와 TE의 함수이다.

b) 자화율 효과에 의해 비선형 위상항이 발생된 경우

식 (3)에서 주어진 위상 항은 선형이라는 가정을 하지 않은 경우 즉 일반적인 경우에는 비선형 위상 항이라 생각할 수 있다. 비록 a)에서 언급된 선형 위상의 가정이 이차원 자기 공명 영상에서 보편적으로 타당하나 경우에 따라 위상항 $\phi(z; x_i, y_j)$ 는 z방향에서 선형적이지 않을 수 있다. 보

다 더 자세히 자화율에 의해 영향받은 신호를 분석하고 스펙트럼 분해법을 일반화시키기 위해 비선형인 경우를 고려하면 다음과 같다.

일반적으로 비선형 위상 분포는 선형 위상 분포의 합으로 나타낼 수 있다. 식을 간략화하기 위해서 $\exp[i\phi(z; x_i, y_j)]$ 의 항을 $g(z)$ 로 정의하고 이 식을 푸리에 계수(Fourier Coefficient)와 위상 항으로 구성된 푸리에 시리즈(Fourier series)로 나타내면 다음과 같다.

$$g(z) = \sum_n G(n) \exp[inz], \quad \text{식 (7a)}$$

여기서 $G(n)$ 은 $g(z)$ 의 푸리에 변환에 의해 얻어진 푸리에 계수이다.

$$G(n) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} g(z) \exp[-inz] dz, \quad n=0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots, \quad \text{식 (7b)}$$

식(7a)에서 자화율에 의해 영향을 받은 신호 $g(z)$ 의 위상 항은 z방향으로 선형적인 위상의 합으로 표현되며 이것은 어떤 복잡한 자화율에 영향을 받은 신호도 선형적인 위상 형태의 항들로 분석할 수 있는 것을 보여주며 이것은 일반적인 자화율에 관계된 신호의 해석을 위한 중요한 역할을 한다.

그러므로 a)의 선형 위상인 경우는 일반적인 비선형 위상 분포의 특별한 경우에 해당될 것이다. 식(7a)를 이용하면 식(3)을 다음과 같이 고쳐 쓸 수 있다.

$$\begin{aligned} S(\omega_z; x_i, y_j) &= m(x_i, y_j) \int_{-\infty}^{\infty} \sum_n G(n) \exp[inz] \exp[-i\omega_z z] dz \\ &= m(x_i, y_j) \sum_n G(n) \delta(\omega_z - n), \end{aligned} \quad \text{식 (8)}$$

식(8)에서 ω_z 는 스펙트럼 영역의 주파수를 나타내고 n 은 이산적인 주파수를 나타낸다. 식 (8)은 $S(\omega_z; x_i, y_j)$ 가 여러 개의 계수를 갖는 델타 함수들로 표현됨을 보여주며 임의의 비선형적인 위상 분포를 가지고 있는 복셀내 영상 신호가 여러 개의 계수를 가지고 있는 스펙트럼 성분 즉 델타 함수의 합으로 분해될 수 있음을 의미한다. 예를 들어, 주어진 스펙트럼 성분 k 는 자화율 영향을 분해한 축이며 $m(x, y)G(k)$ 는 k 성분의 자화율 크기를 나타낸다. 식(8)에 따라 자화율에 의해 영향받은 복셀내 신호는 자화율 효과 ω 와 그 크기 $G(n)$ 으로 각각 나타나는 스펙트럼 성분으로

분해될 수 있다.

이러한 방법은 스펙트럼 성분 값을 이용하여 자화율에 영향받은 영상 신호를 해석하는 정보를 제공하며 또한 스펙트럼 분해된 신호가 얻어지면 적절한 스펙트럼 성분을 합하여 자화율 효과만의 영상을 얻는데 이용된다. 이 방법의 응용으로 스펙트럼 분해 방법을 이용한 자화율 영상은 다음절에 컴퓨터 모의 실험을 통해서 논의하고자 한다.

펄스 시퀀스 구현

식(3)에서 나타난 스펙트럼 분해 방법에 대해 스펙트럼 분해 커널 $\exp[-i\omega_z z]$ 의 구현은 z방향으로 경사 자장을 변화시킴으로서 영상 시퀀스상 구현할 수 있다. z 방향 인코딩(encoding)은 다음과 같이 표현 될 수 있다.

$$S(\omega_z) = \int_V \rho(x, y, z) \exp[-i\gamma g_z T z] dz \quad \text{식(9)}$$

위식에서 g_z 와 T_z 는 각각 z방향의 경사자장 증가와 지속 시간을 나타낸다. 식(9)에서 푸리에 커널은 경사 자장을 이용하여 $\exp[-i\gamma g_z T z]$ 로 구현될 수 있는데 (즉 스펙트럼 성분을 시간 간격과 경사 자장의 증분으로 표현한다) 그러면 자화율에 의해 영향을 받은 스펙트럼의 분해 정도와 그 범위를 결정할 수 있다.

$g_z \neq 0$ 일 때 얻어진 영상 신호는 자화율의 변화가 있거나 또는 스펙트럼 성분이 $\omega_z = \gamma g_z T$ 인 자화율에 의해 영향을 받은 신호를 나타내는 반면 $g_z = 0$ 일때 얻어진 영상 신호는 z방향에서 자화율의 변화가 없을 때 나타나는 신호를 가리킨다.

실험에서는 그림(1)에서 보인 펄스 시퀀스를 사용했다. 이 시퀀스에서 고주파 펄스 이동 방법(RF pulse shifting method)을 사용하였는데 이는 경사 자장의 스위칭으로 인한 와류전류(eddy current)와 같은 에러를 제거하기 위해 경사 자장 증가 방법 대신 RF 펄스를 시간 축으로 이동시켜 경사 자장의 스위칭을 제거하였다. 따라서 고주파 펄스가 $m\Delta T$ 만큼 이동된 일정한 크기의 경사 자장을 가하면 영상 신호는 다음과 같이 얻어진다.

$$S(\omega_z) = \int_V \int_V \rho(x, y, z) \exp[-i\gamma g_x T x - i\gamma G_y t y - i\gamma G_z m \Delta T z] dy dx dz, m=0, \pm 1, \pm 2, \dots, \quad \text{식(10)}$$

위식에서 G_z 와 ΔT 는 각각 스펙트럼 인코딩을 위한 z 방

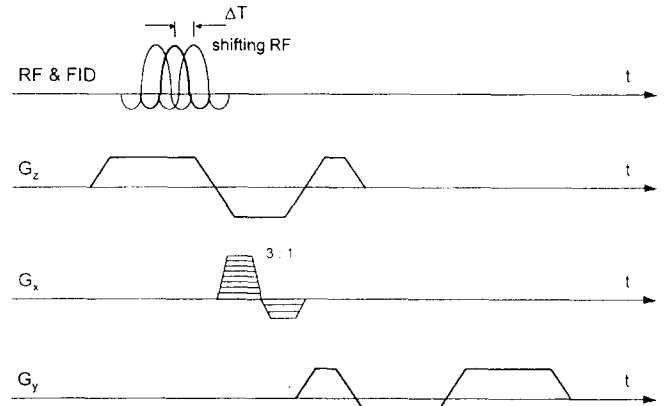


그림 1. 실험에서 사용된 펄스 시퀀스. 실제로는 g_z 를 변화하는 대신 RF를 시간 간격으로 이동하여 구현하였다. g_z 는 상수 G_z 로 고정되고 $m\Delta T$ 만 변한다.

향의 경사 자장과 시간 증분을 나타내고 g_x, G_y, T_x, T_y 는 각각 이차원 영상을 위한 위상 인코딩, 리딩(reading) 경사 자장과 시간 간격을 나타낸다. 그러므로 ΔT 는 RF의 이동 시간 간격이고 G_z 는 폭이 일정한 z축의 경사 자장이다.

만약에 주어진 $m\Delta T$ 에서 2차원 데이터가 얻어지고, 그에 따른 2차원적인 푸리에 변환을 한다면 각각의 영상은 주어진 자화율 세기에 부합되는 스펙트럼 영상을 나타낸다.

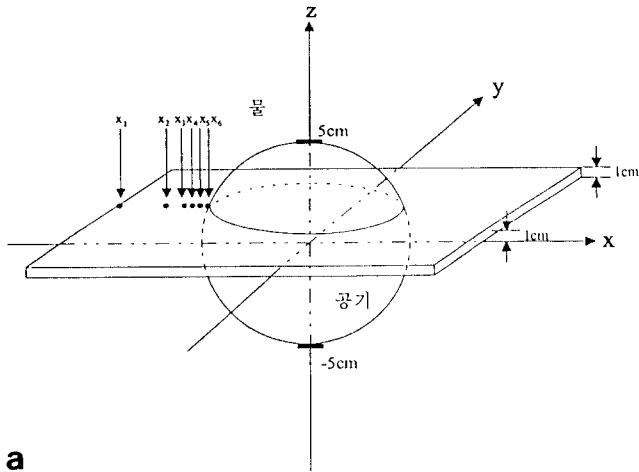
주어진 영상 신호(x_i, y_j)를 스펙트럼 축으로 분해한 영상은 다음과 같다.

$$S(\omega_z; x_i, y_j) = \int_V \rho(z; x_i, y_j) \exp[-i\gamma G_z m \Delta T z] dz, m=0, \pm 1, \pm 2, \dots, \quad \text{식(11)}$$

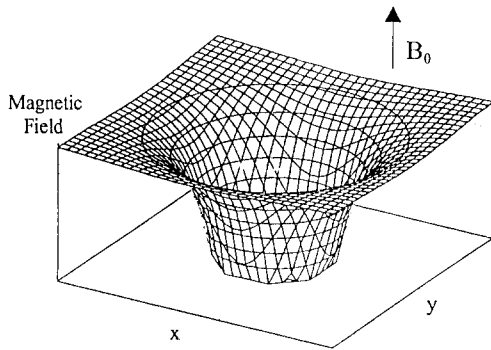
여기서 $\exp[i\gamma G_z m \Delta T z]$ 는 스펙트럼 분해방법의 커널이다. 그러므로 크기가 일정한 경사 자장 G_z 와 RF 펄스 이동을 사용하여, $\omega_z = \gamma G_z m \Delta T$ 인 관계를 갖는 스펙트럼 변환을 얻을 수 있다. 여기서 펄스 시퀀스에는 유속에 의한 흐름 에러를 줄이기 위해 GMN(gradient moment nulling)방법을 병행하여 사용하였다.

컴퓨터 시뮬레이션

자화율 영상에서 스펙트럼 분해 방법의 유용성을 보이기 위해 그림(2. a)에서 보듯이 구 형태를 가진 팬텀(phan-



a



b

그림 2. a) 컴퓨터 모의 실험에서 사용된 팬텀의 단면도. 직경이 10cm인 공기 구가 물통의 중앙에 위치해 있고 z방향에서 구의 중앙으로부터 1cm위에서 영상의 평면이 선택되었다. **b)** 영상의 평면에서 계산된 z 방향의 자장의 균일도.

tom)을 가지고 컴퓨터 모의 실험을 했다. 정확한 자장의 값을 얻기 위해 자화율 차이에 의한 자장 불균일이 일반적으로 알려진 구형태를 선택하였다.

모의 실험에서 반지름 R이 5cm인 공기로 가득 채워진 구가 물로 채워진 통의 중앙에 놓여 있다고 가정한다. 자기장을 계산하면 B_0 과 겹쳐진 z 방향의 외부 자장 B_e 는 다음과 같이 구해진다.

$$B_e = B_0 \left[1 - \frac{\mu_w - \mu_0}{2\mu_w + \mu_0} R^3 \frac{2z^2 - x^2 - y^2}{r^5} \right], \quad \text{식(12)}$$

여기서 $r^2 = x^2 + y^2 + z^2$ 이고 B_0 은 외부에서 인가된 자장의 세기이고 μ_w 와 μ_0 은 각각 물과 공기의 permeabilities이다.

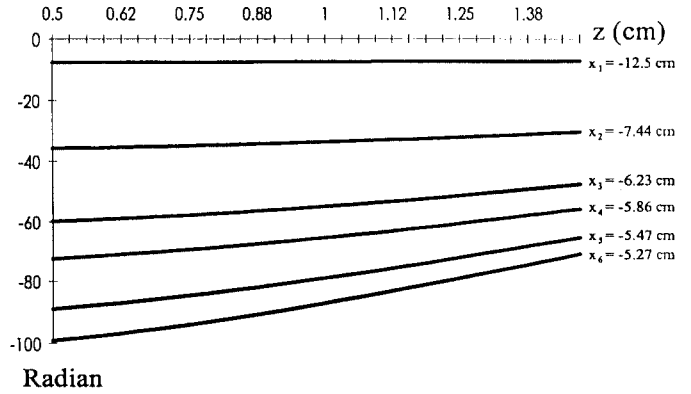


그림 3. 선택된 슬라이스에서 서로 다른 위치에 놓여진 복셀내의 스핀들 위상분포(y와 z의 위치는 $y=0\text{cm}$, $z=1\text{cm}$ 로 고정되어 있다). **(a)** $x=-12.5\text{cm}$ (x1), **(b)** $x=-7.44\text{cm}$ (x2), **(c)** $x=-6.23\text{cm}$ (x3), **(d)** $x=-5.86\text{cm}$ (x4), **(e)** $x=-5.47\text{cm}$ (x5) **(f)** $x=-5.27\text{cm}$ (x6).

연고자 하는 영상의 위치는 구 중심에서 1cm 위에 있는 면이 선택되었다. 슬라이스 두께와 구 반지름은 각각 1cm와 5cm로 선택되었으며 z방향으로 선택된 슬라이스 각각의 복셀은 32개의 스핀을 가지고 있다고 가정하였다. 식(12)로부터 경계면 또는 구 중심으로부터 멀리 떨어져 있는 스핀($r^5 \gg 2z^2 - x^2 - y^2$ 일 경우)인 경우 자장은 B_0 와 거의 같은 값을 가질 것이다.

공기와 물 사이의 경계 면에 있는 복셀에서는 자장 경사가 그림(2. b)에서 보듯이 강하게 나타난다. 경계면에서 작은 복셀내에 있는 스핀들이라도 z방향으로 큰 필드 차를 느끼게 된다. 그림(3)은 각각 다른 x 위치에서 각 복셀내에서 자화율 효과에 의한 스핀들의 위상 분포를 나타낸다. 경계면 근처에 있는 복셀들의 위상 분포는 매우 급하게 변하는 반면 경계면에서 먼 곳의 복셀들(x_1, x_2)은 상대적으로 상수 값을 갖는다. 즉 경계면에서 멀리 떨어진 곳에 있는 복셀의 스핀 위상 분포는 경계면 근처에 있는 복셀 x_5, x_6 보다 기울기가 작다.

이제 그림(2)에서 나타난 자화율에 의해 영향을 받은 신호를 가지고 스펙트럼 분해법을 적용시켜 보자. 그림(4)는 스펙트럼으로 분해한 영상으로 재구성된 것이다. 이 결과는 스펙트럼 영역 상에서 스펙트럼의 주파수 성분은 각각의 복셀에서 자화율 효과 성분 즉 위상변이의 크기를 가리키는 것을 알 수 있다. 즉, 그림에서 보듯이 스펙트럼 영역의 저주파 성분에서 자화율 변화가 적은 영상이 나타나는 반면 고주파 성분에서는 자화율 효과가 큰 부분(공기와 물의 경계면)이 두드러지게 나타나는 것을 알 수 있다.

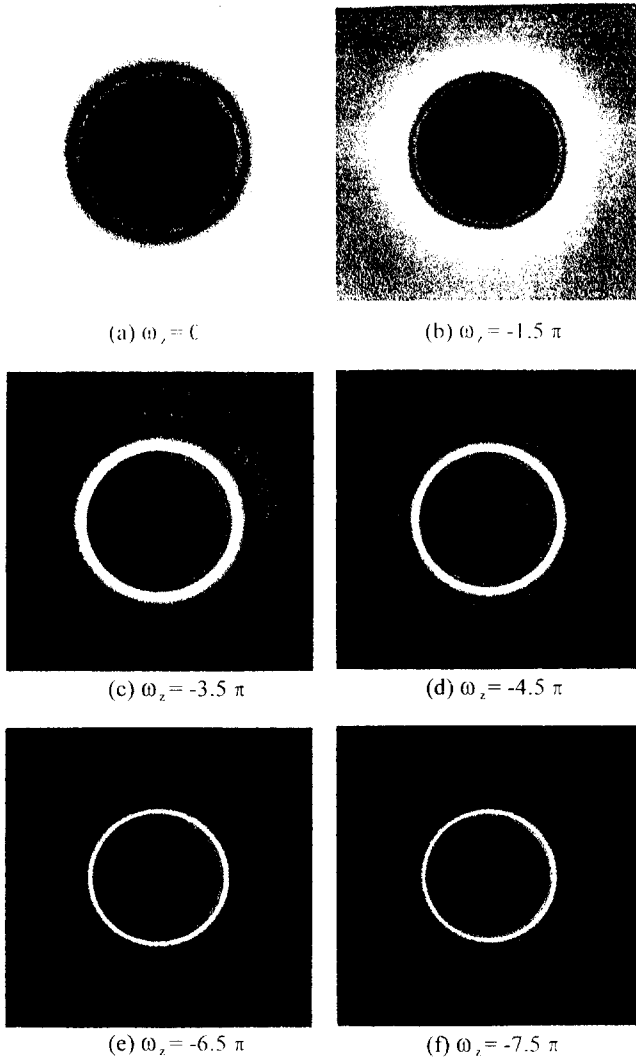


그림 4. 선택된 슬라이스의 스펙트럼 분해된 영상.

실 험

2.0T 자기 공명 NMR 영상 시스템을 사용하여 실험을 하였다. 앞서 제시한 스펙트럼 분해 방법을 사용하여 자화율 효과 영상의 가능성을 관찰하기 위해 팬텀을 영상화하였다. 그림(1)에서 보인 펄스 시퀀스가 자화율 효과의 스펙트럼 분해 영상을 수행하기 위해 사용되었다. $m=0$ 또는 $T=0$ 일 때 얻어진 영상은 기존의 경사 에코 영상법에서 얻어진 것과 같은 결과를 보인다. $m \neq 0$ 일때 고차의 자화율 효과 영상이 얻어진다. 실험에서 반복시간(TR)과 에코 시간(TE)을 각각 70msec와 25msec이라고 정하였으며 영상 슬라이스의 두께는 10mm라고 결정하였다.

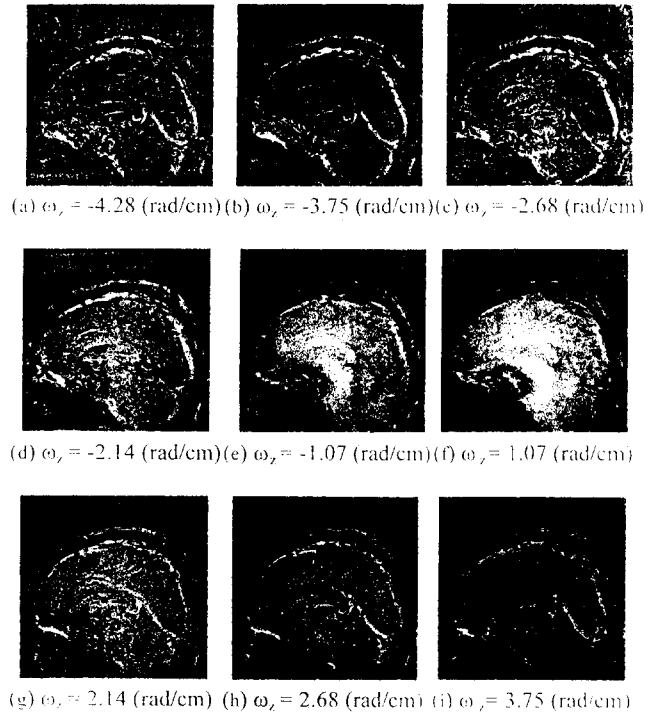


그림 5. 스펙트럼 분해된 in-vivo 인간의 뇌 영상. 각각의 스펙트럼 분해된 영상은 다른 자화율 효과의 영상을 나타낸다. 고주파 성분에서 정맥과 세포의 경계면을 보이는 반면 저주파 성분에서 정상의 뇌 세포 영상이 보인다.

RF 펄스를 $m\Delta T = -800, -700, -500, -400, -200, 200, 400, 500, 700\mu\text{sec}$ 와 같이 이동하여 서로 다른 스펙트럼 영역의 영상을 얻었으며 이때 슬라이스 선택 경사 자장의 세기는 0.2gauss/cm 이고 RF 펄스 이동 시간이 $100\mu\text{sec}$ 일때 한 복셀내에서의 위상의 최대 분산은 0.535radian 이었다. 얻어진 여섯 개의 스펙트럼 분해된 영상들이 그림(5)에 나타나있다. 각각의 영상에서 스펙트럼 성분은 각각 $\omega_z = -4.28, -3.75, -2.68, -2.14, -1.07, 1.07, 2.14, 2.68, 3.75\text{radian/cm}$ 이다.

그림(8)에서 보인 것처럼 대부분의 정맥과 정맥주위 물질들은 자화율 효과에 의해 변화가 있음을 보이는데 스펙트럼 영역에서 높은 주파수 영역에 나타난다. 정맥에 근접해 있는 부분은 $\omega_z = -4.28$ 일 때의 영상처럼 스펙트럼 성분이 높은 쪽에 나타난다.

다른 한편으론 자화율에 의해 영향을 받지 않는 다른 정상적인 뇌세포는 $\omega_z = -1.07, 1.07\text{radian}$ 인 스펙트럼 성분이 낮은 쪽에서 나타난다. 이것은 스펙트럼의 주파수가 큰 영역에서의 영상은 자화율 효과의 영향을 크게 받고 있음

을 의미한다. 즉 스펙트럼 성분이 높을수록 자화율 효과 또는 자화율에 의해 발생된 경사 자장이 강해진다. 높은 스펙트럼 값을 가지고 있는 영역에서는 정상적인 세포의 신호는 대부분 약해지고, 자화율에 의해 영향을 받은 부분의 신호만 나타난다.

결 론

이상의 실험 결과와 컴퓨터 모의 실험과 의하여 얻어진 결과는 자화율에 의해 영향을 받은 신호는 자화율 효과와 관련된 스펙트럼 성분으로 분해될 수 있음을 보여준다. 그러므로 이러한 방법은 자화율에 의하여 영향을 받은 신호의 분석과 자화율 영상을 하는데 있어 매우 유용하게 사용될 것이며 이러한 방법을 deoxyhemoglobin 성분을 포함하는 정맥과 같이 자화율 효과에 기초를 둔 기능영상분야에 응용하는 것 또한 가능하리라 예상된다.

참 고 문 헌

1. K.M.Ludeke, P.Roschmann, and R.Tischler, "Susceptibility

- artifacts in NMR imaging,*"Magn. Reson. Imag. 3:329, 1985.
2. H.W.Park, Y.M.Ro, and Z.H.Cho "Measurement of magnetic susceptibility effect in high field NMR imaging." Phy. Med. Biol. 33:339, 1988.
 3. I.R.Young, S.Khenia, D.G.T. Thomas, C.H.Davis, D.G.Gadian, I.J.Cox, B.D.Ross, and G.M.Bydder, "Clinical Magnetic susceptibility mapping of the brain," J. of Comp. Assit. Tomo., 11:2, 1987.
 4. Y.S.Kim, C.W.Mun, and Z.H.Cho, "Chemical-shift imaging with large magnetic field inhomogeneity," Magn. Reson. Med. 4:452, 1987.
 5. Z.H.Cho and Y.M.Ro "Reduction of Susceptibility Artifact in Gradient-Echo Imaging" Magn. Reson. Med. 23:193, 1992.
 6. S.Ogawa and T.Lee, "Magnetic resonance imaging of blood vessel at high field," Magn. Reson. Med., 16:68, 1990.
 7. L. Pauling and C. Coryell, "The magnetic properties and structure of hemochromogens and related substances," Proc. natl. Acad. Sci., 22:159, 1936.
 8. P.A.Bandettini et al "Time course EPI of human brain function during task activation," Magn. Reson. Med., 25:390, 1994.

=국문초록=

자기공명 영상 시스템에서 영상을 얻고자 하는 물체내의 자화율 차이는 복셀내의 스핀들의 위상을 변화시킨다. 또한 스핀들 상호간의 위상변화로 인하여 영상 신호는 감쇄된다. 이러한 신호 세기의 감쇄는 자기 공명 영상분야에서 자화율 효과라 알려져 왔고 이런 효과를 억제시키거나 또는 이용하는 연구가 심도 있게 논의되어왔다¹⁻³⁾. 본 논문에서 자화율 효과로 인한 신호의 변화를 분석할 수 있는 새로운 스펙트럼 분해법과 영상법을 제안하였다. 그리고 자화율 스펙트럼 분해법을 위한 펄스 시퀀스를 개발하였고, 이것을 상자성(paramagnetic) 성질 때문에 자화율 효과가 생기는 정맥영상에 적용하였다. 컴퓨터 모의실험과 팬텀(phantom)을 대상으로 한 실험 결과로 스펙트럼 분해법의 타당성을 보였다.