

4.7T 고자장 초전도 자석에서 Tailored RF를 이용한 고양이 뇌의 자화율 강조영상법에 의한 자기공명혈관 조영술¹⁾

문치웅, 김상태, 이대근, 임태환*

아산 생명과학연구소 NMR 연구실

울산대학교 의과대학 진단방사선과학교실*

노용만

대전대학교 전산학과

조장희

한국과학기술원 정보통신학과

이 윤

고려대학교 의용전자공학과

초 록

4.7T의 고자장 자기공명 영상(Magnetic Resonance imaging: MRI) 장치에서 Tailored RF 경사자계반향(Tailored RF Gradient-Echo: TRGE)기법을 이용하여 phantom 영상과 고양이 뇌의 정맥혈관 영상을 얻었다. 증류수에 $MgCl_2$ 를 섞어 T1을 짧게한 지름 6cm의 원통형 phantom으로 TRGE기법에 대한 검증을 먼저 하였다. 이후 halothane으로 전신 마취된 몸무게 3.0~4.0 kg의 고양이 뇌로부터 얻은 시단면(sagittal slice) 영상에서 Dorsal sagittal sinus, Straight sinus, Vein of corpus callosum과 Internal cerebral vein 등의 혈관이 강조되어 나타남을 고양이 뇌의 해부학적 그림과 비교해 보았다.

Tailored RF 파형은 ASPECT 3000 computer(스위스 BRUKER사 제품)의 PASCAL 언어를 이용하여 제작하였다. 사각형의 절편모양(slice profile)과 원하는 절편의 두께(slice thickness)에 선택절편내에서 절편방향으로 위상분포가 최대 2π 가 되는 bi-linear ramp 모양을 갖는 절편함수를 공간상에서 Fourier 변환시켜 Tailored RF를 만들었다. TR/TE=205/10 msec, 절편두께 TH=7mm, 화소배열수(matrix size)= 256×256 , 평면해상도(in-plane resolution)= $0.62 \times 0.31 mm^2$, 관심영역 크기(field of view: FOV)=8cm의 영상조건으로 자기공명 TRGE 영상을 얻었다.

I. 서 론

1973년 P.C. Lauterbur¹에 의해 처음 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging: 이하 MRI라고 함)이 소개된 이후 MRI에서 자화율(magnetic susceptibility 또는 susceptibility)의 영향은 많은 연구자들에 의해 언급이 되어 왔으며²⁻⁵ 자화율에 의한 artifact에 대해서는 Lüdeke⁶가 1985년에 체계적으로 연구하여 보고한 바 있다. 자화율효과는 MR 영상 신호의 크기 뿐만 아니라 위상도 변화시킨다.⁶⁻¹⁰ 박⁷ 등은 spin 반향(spin-echo, 이하 SE)기법을 변경한 자화율강조 스핀-반향시간변화기법(susceptibility weighted echo-time encoding technique, 이하 SWEET)을 개발하여 비강(Nasal cavity)내의 공기와 비강조직 사이에 자화율의 차이가 비교적 심한 것을 이용해 이 부위의 영상신호가 강조되는 것을 보였다. 또 경사자계반향(gradient-echo, 이하 GE) 영상법을 이용하여 자화율 효과에 의한 영상신호의 위상 변화를 직접 관찰하거나⁸ SE 기법을

1) 이 연구는 아산생명과학 연구소의 지원을 받아 이루어 졌음.

이용해서 경사자계와 고주파 파형(radio-frequency pulse, 이하 RF)에 의한 반향시간을 다르게하여 자화율 효과에 의한 위상변화를 보기도 하였다⁶. 이후 1990년 Ogawa 등은 T2*에 민감한 GE 영상기법으로 쥐의 뇌에서 혈관내의 혈액이 산소함유정도에 따라 영상신호의 밝기가 변화하는 것을 보여주었다^{11~12}. SWEET 방법은 spin 반향시간(또는 echo-time, 이하 TE)을 달리하여 자화율 강조가 다른 두 영상을 이용해서 자화율의 정보를 얻기 때문에 정보수집시간(또는 영상시간 : scan time or imaging time)이 긴 단점을 지니고 있다. SE 또는 GE 방법에 의해 위상을 관찰하는 방법은 대상의 움직임이나 자장의 변화에 민감해서 신뢰성있는 정보를 얻기가 어려운 점이 있었다. 따라서 이들의 임상예의 응용에는 한계를 가지고 있었다. 이에 한국과학기술원(KAIST)의 조¹³ 등은 1992년에 선택절편내에서 절편방향으로 위상이 2차적 분포를 갖는 tailored RF 파형을 GE 영상법에 적용(이하 TRGE 영상법)하여 자화율의 효과를 줄인 영상기법을 개발하였다. 이어 노¹⁴ 등은 RF 파형의 위상이 선택절편에서 bi-linear ramp 함수가 되게한 Tailored RF를 쓰면 자화율의 변화가 있는 조직부분에서는 영상신호가 강조되고 그외의 주위 신호는 억제된다는 것을 보고 하였다. 이들의 연구결과는 MRI에 대한 자화율의 효과를 임상적으로 응용할 수 있는 가능성을 더욱 크게 하였다.

본 연구에서는 자화율의 효과가 고자장으로 갈수록 더욱 커진다는 점을 이용하여 4.7T의 초전도 고자장 MRI장치를 사용하였다. 자화율 효과를 강조하기 위해 tailored RF 파형과 GE 법을 결합시킨 TRGE 영상파형을 halothane으로 전신 마취시킨 고양이 뇌에 적용시켰다. Tailored RF 파형에 의해서 실제로 영상신호가 강조되는 부분은 비강이나 뇌의 전두엽(frontal lobe)과 같이 자화율의 변화가 있는 조직의 경계부분, 출혈이 발생한 부분(hemorrhage), 또는 반자성체(diamagnetic material)로 이루어진 조직 주위에 비교적 상자성체(paramagnetic material)의 deoxy-hemoglobin이 많은 정맥혈관 부근이다. 이들 중 우리는 정맥혈관 주위의 신호 변화에 주로 관심을 두고 연구를 진행하였다. 정맥혈내의 spin들은 TRGE 영상파형(imaging pulse sequence)에 의해 선택된 절편내에서 어느 정도 동위상으로 모아져(inphasing) 신호가 나오나 주위의 조직들은 RF에 의해 위상이 흐트러져(dephasing) 신호가 억제된다. 결국 얻어진 영상은 자화율의 변화를 가진 조직의 경계부분은 밝고 그 나머지의 조직은 어둡게 나타나는데 SWEET와 같은 기존의 방법들 보다 짧은 시간에 자화율 효과에 의해 대조도(contrast)가 훨씬 강조된 영상을 얻을 수 있다. 또 TRGE 기법은 혈액의 움직임에 의한 유입효과나 경사자계하에서 위상이 변하는 성질을 이용하는 것이 아니므로 뇌에서 혈류속도가 낮고 난류(turbulence)가 있는 정맥혈관을 찾는데 양질의 정보를 제공하게 된다.

II. 이 론

GE 영상파형에서 반향시간(TE)을 길게하면 각 뇌조직의 고유 특성인 스핀-스핀이완 시간상수 (spin-spin or transversal relaxation time constant, 이하 T2)뿐만 아니라 각 화적소(voxel)내에서 지엽적으로 비균일한 자장(ΔB)에 의해 신호강도가 영향을 받게된다.^{8-10, 15} 우리는 이 두 영향을 T2*라고 하며 γ 를 자기회전비(gyromagnetic ratio)라고 할때

$$1/T2^* = 1/T2 + \gamma \cdot \Delta B \quad (1)$$

의 관계를 갖는다. T2*는 한 화적소내 스핀들의 가로면성분(Transversal component) 자화들로부터 동위상성(coherence)을 잃게하여 신호의 손실을 초래하는 MR변수이다. T2는 조직의

고유특성으로 T2 강조영상에서 임상적으로 중요한 해부학적 또는 생리학적 정보를 제공한다. 비균일한 자장 ΔB 의 원인은 크게 둘로 나뉘는데 하나는 외부자장이 균일치 못한 경우(ΔB_e)이고 둘째는 관심의 대상인 수소원자핵이 화학적이동(chemical shift)이나 분자들간의 상호작용 등의 화학적 환경에 의해 지역적으로 왜곡된 자장(ΔB_i)을 경험하는 경우이다. 따라서 비균일한 자장 ΔB 는 다음과 같이 표현된다.

$$\Delta B = \Delta B_e + \Delta B_i \quad (2)$$

영상파형중의 하나인 반향시간(echo-time)을 TE라고 하면 위의 수소원자핵에서 나오는 신호의 위상변화 $\Delta\theta$ 는 TE와 ΔB_i 에 비례하는 관계를 갖는다.^{9, 10, 16}

$$\Delta\theta = \gamma \cdot TE \cdot \Delta B_i \quad (3)$$

본 연구에서는 뇌 조직의 혈관속에 있는 혈액의 수소원자가 주위의 환경, 특히 조직간의 자화율의 차이에 의해 경험하는 자장의 지역적 비균일성(ΔB_{sus})이 MR 신호의 위상(θ_{sus})에 미치는 영향에 관심을 두고자 한다.

혈액속 적혈구의 hemoglobin 산화상태는 적혈구 세포와 주위 플라즈마 사이의 자화율차이에 정량적으로 관계하며 생물학적으로 중요한 역할을 하는 변수이다. 자화율이란 어떤 물질의 외부 자장에 대한 반응을 말하는 것으로 그 물질 내부에 유도된 자화(Magnetization) M은 외부자장 B_0 에 비례하는데 이때의 비례 상수를 자(기)화율 χ 로 표시한다. 이를 잘 알려진 수식으로 표현하면 다음과 같다.^{6, 9, 16}

$$M = \chi \cdot B_0 \quad (4)$$

이때 자화율 χ 는 물질에 따라 다른 값을 가지며 양 또는 음의 값을 가질 수 있다. 혈액속의 deoxyhemoglobin은 $\chi > 0$ 의 값을 가지며 그림 1(a)처럼 외부 자장 B_0 와 내부의 자화 M이 더해져서 보다 강한 내부자장 B_{in} 가 유도되는 상자성(paramagnetic)의 성질을 띤다. 반면에 oxyhemoglobin은 $\chi < 0$ 로 그림 1(b)에서 보인 바와 같이 외부자장 B_0 보다 내부자장 B_{in} 가 작아지는 반자성(diamagnetic)의 성질을 가지고 있다. 자화율 차이가 있는 두 물질이 그림 1(c)처럼 인접한 곳에는 비균일한 자장이 형성되는데 이로 인해 MR 영상의 화적소(voxel)내 스핀들은 자신이 경험하는 자장에 따라 공명주파수 차이가 나게된다. 보통 반자성체의 자화율과 상자성체의 자화율의 차이($\Delta\chi$)는 약 $\pm 10^{-5}$ 정도이며 이로 인한 자장의 변화(ΔB_{sus})는 $\Delta\chi$ 와 주자장 세기 B_0 에 비례하는데 4.7T의 자장에서는 약 0.47 Gauss 정도의 차이가 나서 경계부분 주위의 자장변화가 생기게한다. 이 변화의 정도는 일반영상의 화소(thickness x pixel size) 크기보다 넓은 영역에 영향을 준다(그림 3 참조). 영상절편의 두께가 얇을 때(보통 5mm), 자화율에 의해 생기는 자장의 변화는 영상의 화적소내에서 영상절편 방향(Z)으로 G_{sus} 기울기의 선형적 분포를 갖는다고 가정하면 $\Delta B_{sus} = G_{sus} \cdot z$ 의 관계가 성립하고 스핀들의 위상차(θ_{sus})는 다음과 같이 근사화시킬 수 있다.¹⁴

$$\begin{aligned} \theta_{sus}(Z) &= \gamma \cdot TE \cdot G_{sus} \cdot Z \\ \text{또는} \quad &= P_{sus} \cdot Z \end{aligned} \quad (5)$$

여기서 G_{sus} 는 그림 1(C)에서 B_{in} 와 B'_{in} 차이에 의한 자장의 기울기 즉, 상자성체와 주위조직의 자화율차이에 의한 경사자계를 의미한다. 식 (5)에서 P_{sus} 를 우리는 위상경사로 정의한다. 신호관측

(data acquisition)시 한 화적소내에서 스핀들의 위상은 위상경사에 의해 위치 Z 에 따라 달라진다. 이들은 서로 위상상쇄를 일으켜 MR 신호의 감쇄를 초래하는데 이는 곧 영상신호의 감쇄로 나타나게 된다.($T2^*$ 효과). 조직들간의 자화율 차이로 인한 $T2^*$ 효과는 특히 GE 영상법에서 크게 나타난다.

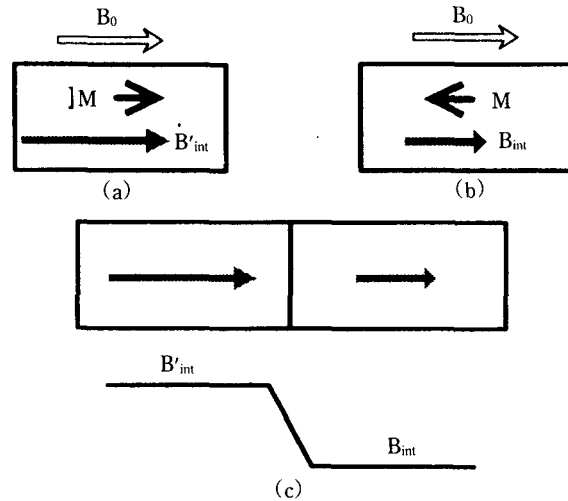


그림 1. 자화율(magnetic susceptibility)이 다른 조직들의 내부자장과 외부자장과의 관계
(a) 상자성체는 조직내부의 자화(Magnetization : M)가 외부자장과 나란하게 되는 자성을 가지고 있어서 내부의 자장(B'_{int})은 외부자장(B_0)보다 크게된다. (b) 반자성체는 상자성체와 반대의 자성을 가져 내부자장(B_{int})이 외부자장보다 작아진다. (c) 자화율이 다른 두 조직이 인접해 있을 때 경계부근에서 생기는 자장변화를 보여주고 있다.

GE영상에서 RF 파형과 절편선택경사자계(slice selection gradient)을 가하여 영상의 절편을 선택할때 화적소내(intravoxel)의 spin들이 Z 방향으로 균일한 위상분포 즉 $\theta_{RF}(Z)=0$ 이 되도록 RF를 가하는 것이 보통이다. 하지만 화적소내에서 임의의 위상분포 $\theta_{RF}(Z)$ 를 갖도록 RF파형을 가하면 화적소의 위치 Z 에서 신호의 위상 $\Phi(Z)$ 는 $\theta_{RF}(Z)$ 와 $\theta_{sus}(Z)$ 를 포함하여 식(3)에 의해 다음과 같이 표현된다.

$$\Phi(Z) = \theta_{RF}(Z) + P_{sus} \cdot Z \quad (6)$$

만약 절편의 두께가 Z_0 고 $\theta_{RF}(Z)$ 가 bi-linear 톱니파($\theta_{RF} = 4\pi |Z| / Z_0$)의 모양을 갖고 $0 \sim 2\pi$ 의 위상 분포가 되게 하면 화적소내에서 상응하는 신호의 위상은 다음의 식(7)과 같이 쓸 수 있다.

$$\Phi(Z) = 4\pi \cdot |Z| / Z_0 + P_{sus} \cdot Z \quad (7)$$

위의 식에 의하면 위상경사 P_{sus} 가 0인 tissue조직에 대해서는 $\theta_{RF}(Z) (= 4\pi |Z| / Z_0)$ 항에 의해 화적소내에서 절편방향으로 위상이 $0 \sim 2\pi$ 로 분산(dephasing)되어 신호감쇄현상이 일어난다. 그러나 자화율의 영향으로 P_{sus} 가 0이 아닌 조직에서는 임의의 부호를 갖는 P_{sus} 에 의한 위상 $\theta_{sus}(Z)$ 와 $\theta_{RF}(Z)$ 가 서로 상쇄효과가 있어서 신호의 감쇄가 훨씬 줄게된다. 위의 $\theta_{RF}(Z)$ 위상을 갖도록 고안된 Tailored RF 파형을 쓰면 정상조직에서 나오는 신호를 효과적으로 억제하면서 조직의 경계부근 즉 자화율효과에 의해 위상경사가 있는 곳은 신호가 강조되는 영상을 얻을 수가 있다. 얻어진 영상에서 정맥혈(또는 deoxyhemoglobin)에 주목하면 정맥 조영영상의 정보를 얻을 수

있을 것이다.

III. 대상 및 방법

본 연구의 실험에서는 내구경이 30cm이고 자장의 세기가 4.7T인 초전도 MRI 장치(Bruker, 스위스)를 사용하였다. 주자석(main magnet)안에는 내경이 260mm, 최대 경사자계의 세기가 2.41 G/cm(=10.26 KHz/cm 또는 24.1 mT/m)인 경사자계 코일과 내경이 12cm 이고 모양이 원통모양의 새장(Bird cage)형 RF코일이 내장되어 있다. 실험에 사용하기 위해 제작된 Tailored RF 파형의 오동작 유무를 확인하기 위해 고양이 대신 투명한 아크릴재질로 만든 원통형의 phantom(Bruker사 제품)을 사용하였다. 이 phantom의 안지름은 6cm로 내부에 조그만 두개의 원통 내부의 복잡한 구조물이 들어 있어서 얻어진 영상의 상태를 점검할 수 있다. 큰 원통과 작은 원통 중 하나에 농도가 다른 $MnCl_2$ 의 수용액으로 채우고 나머지 작은 원통에는 식용유(corn oil)를 넣어 영상 조건에 따라 서로 영상 밝기가 다를 뿐아니라 화학적 이동도 나타나게 하였다.

실험에 사용하기 위해 제작된 RF 파형의 모습을 그림 2에 나타내었다. MR 영상에서 선택절편이 두께 Z_0 이고 위상분포 $\theta_{RF}(Z)$ 가 0인 사각함수를 Fourier변환한 sinc RF 파형 모양을 그림 2(a)에서 보여주었다. 그림 2(b)는 tailored RF 파형으로 절편두께 Z_0 인 사각함수의 단면모양에 bi-linear ramp 모양의 위상 즉 $\theta_{RF}(Z) = 4\pi |Z| / Z_0$ 의 분포를 갖도록 하여 Fourier변환해서 얻은 tailored RF 이다. 두 파형 모두 파형의 폭이 3 msec, bandwidth 4002.05 Hz (0.94 G)의 같은 조건을 program의 변수로 사용하여 제작되었다. 계산된 RF의 최종 실수부를 $RF_r(t)$, 허수부를 $RF_i(t)$ 라고 할때 RF의 크기 $RF(t)$ 와 위상 $\Phi_{RF}(t)$ 는 다음의 식으로 표시된다.

$$RF(t) = (RF_r(t)^2 + RF_i(t)^2)^{1/2} \quad (6)$$

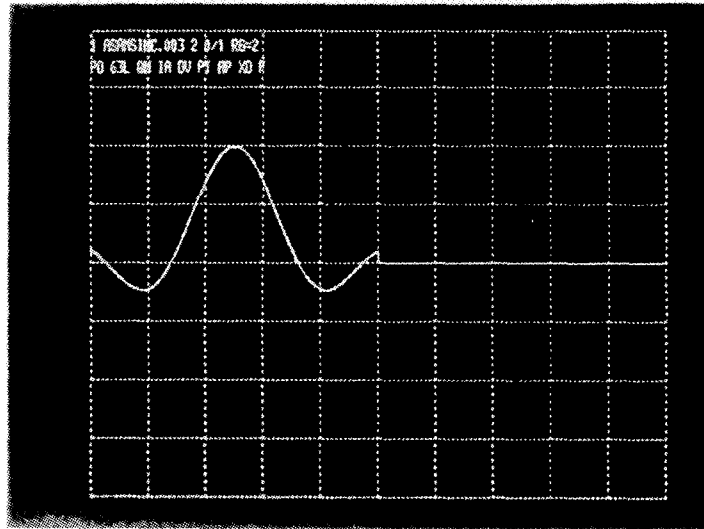
$$\Phi_{RF}(t) = \text{TAN}^{-1}(RF_i(t)/RF_r(t)) \quad (7)$$

그림 2(a), 그림 2(b)의 각 그림에서 왼쪽 파형은 $RF(t)$ 를, 오른쪽은 $\Phi_{RF}(t)$ 를 나타낸다. sinc RF 파형은 위상 $\Phi_{RF}(t)$ 가 0의 상수값을 갖지만 tailored RF 파형의 위상 $\Phi_{RF}(t)$ 는 중앙의 계곡을 중심으로 양쪽에 봉우리가 두개인 모양을 갖고 있으며 파형의 크기도 서로 다른 모양을 하고 있음을 알 수 있다. sinc RF 파를 사용하는 일반적인 GE 방법과 sinc RF 파 대신 tailored RF 파를 사용한 TRGE 방법을 phantom과 고양이 뇌에 각각 적용시켜서 얻어진 영상을 비교함으로써 TRGE 방법으로 얻은 영상에서 정맥조영영상의 정보를 얻고자 하였다.

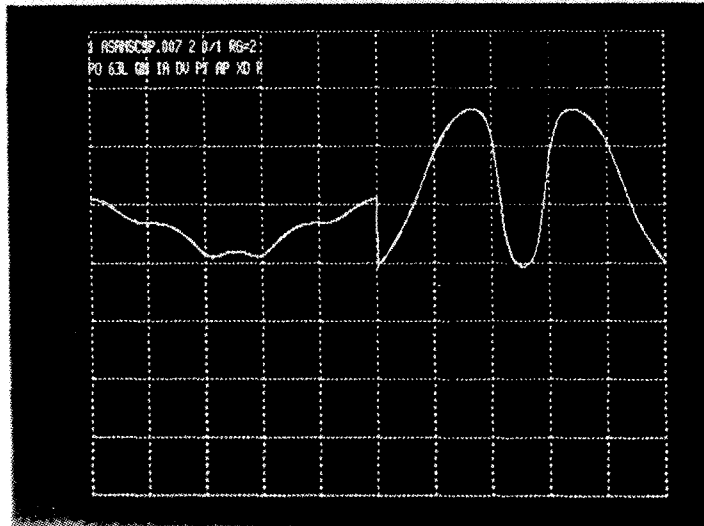
실험대상으로는 체중 3.0~4.0kg의 전신 마취된 고양이의 뇌로 하였다. 먼저 약 5%의 halothane으로 고양이를 전신 마취시킨 후 기관지 삽입술을 시행하여 인공호흡기(Model : 90603A, SpaceLabs, U.S.A.)로 양압호흡을 하게 하였다. 이때 O_2 와 N_2O 가스로 인공호흡기를 통해 강제 호흡시킬때 0.5~1.5%의 halothane 가스를 섞어 실험하는 동안 전신마취가 유지되게 하였는데 이는 MR 영상정보를 획득하는 동안 고양이가 움직이지 못하도록 하기 위함이다. 또 대퇴부의 동맥혈로 부터 혈압의 맥동을 감지하여 실험중 고양이의 심장박동 상태를 살필 수 있게 하였다. 고양이를 아크릴로 만든 원통에 바로 누운 자세(supine position)로 넣고 고양이 머리가 흔들리지 않게 고정된 후 주자석 속에 있는 RF 코일에 넣었다. RF코일의 정합(tuning), 비균일 자장의 보정(shimming), 그리고 RF파의 세기조절 순으로 실험준비를 하였다.

전술한 방법으로 준비된 고양이의 뇌에 대해 sinc RF를 사용한 GE 영상을 먼저 얻은 후 RF파만 tailored RF 파형으로 바꾼 TRGE 방법으로 시단면 방향의 자화율강조 MR 조영영상을 얻었다.

MR 영상의 화소배열수를 256×256 , 주파수부호화(frequency-encoding, or reading)방향과 위상부호화(phase-encoding) 방향의 해상도(resolution)는 각각 0.31mm와 0.62mm가 되게 하고 절편방향의 두께는 7mm로 하였다. TR을 205 msec로 해서 시분할(time-multiplexing)을 이용한 다절편 영상법(multi-slice method)으로 절편위치가 서로 다른 3장의 절편영상을 얻었다. 그림 3과 그림 4는 실험에 의해 얻어진 3장의 영상중 중앙부분의 절편영상만 보였다.

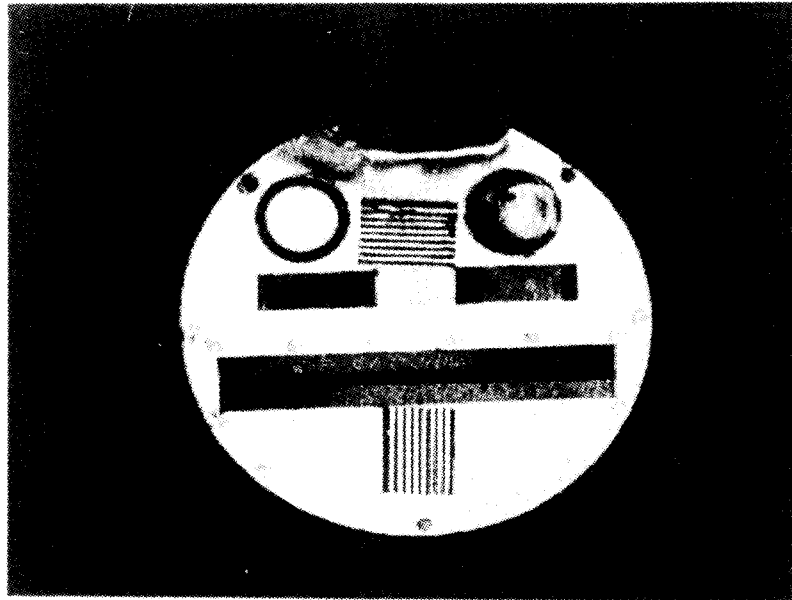


(a)



(b)

그림 2. 실험에 사용된 RF 파형으로 (a)는 일반 GE 영상을 얻을 때 사용된 sinc RF 파형을 (b)는 TRGE 영상파형에 사용된 tailored RF 파형을 보이고 있다. 각 그림에서 왼쪽은 파형의 크기(amplitude)를 오른쪽은 파형의 위상을 나타낸다.

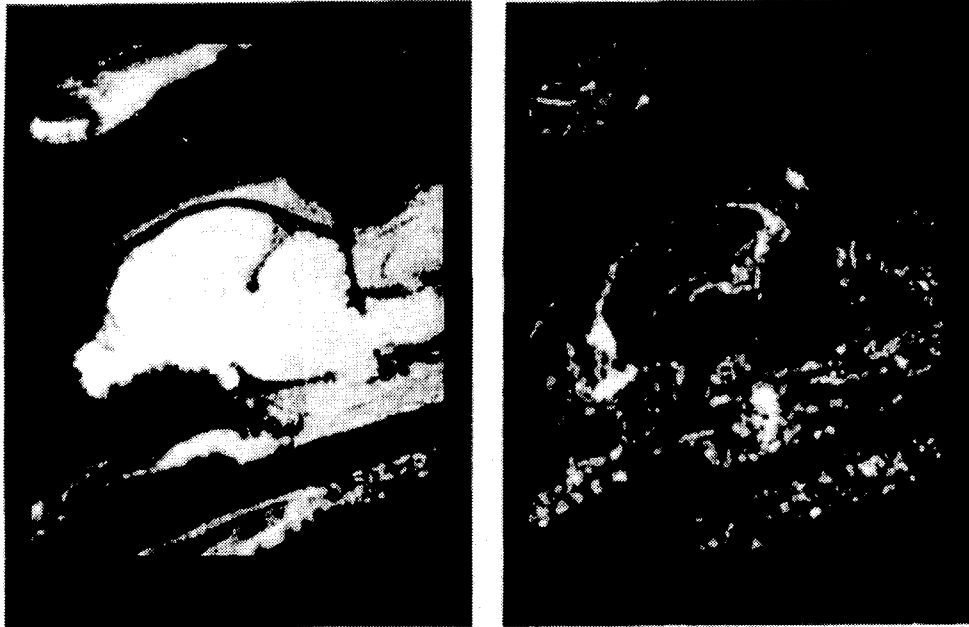


(a)



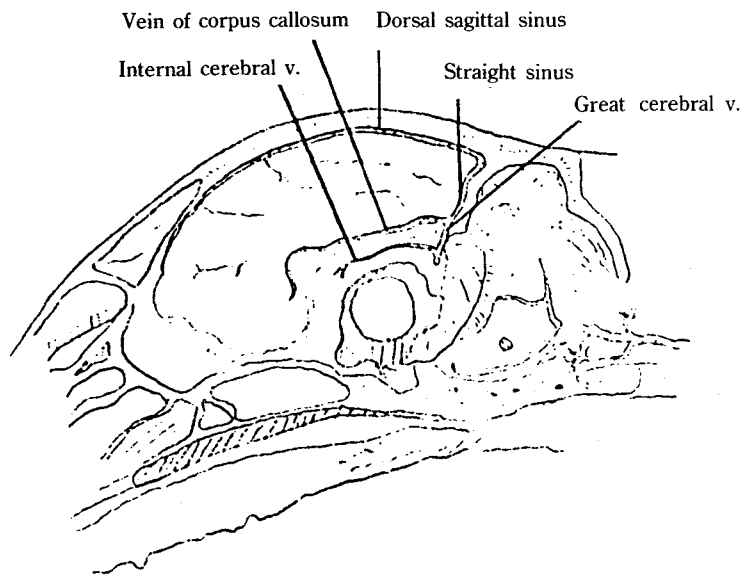
(b)

그림 3. Phantom으로 얻은 자기공명영상 (a) sinc RF 파형으로 얻은 일반 GE 영상 (b) Tailored RF 파형으로 얻은 TRGE 영상



(a)

(b)



(c)

그림 4. 고양이 뇌의 시단면(sagittal veiw) 자기공명영상과 해부학적 그림의 비교 (a) sinc RF 파형으로 얻은 일반 GE 영상 (b) Tailored RF 파형으로 얻은 TRGE 영상 (c) 고양이 뇌의 자기공명영상과 해부학적 시단면 그림을 비교하면 GE 영상보다 TRGE 영상에서 여러가지 정맥혈관이 잘 나타나고 있음을 알 수 있다.

IV. 결 과

그림 3에서는 원통형의 phantom에 대해서 횡단면(axial)방향으로 얻은 GE 영상(a)과 TRGE 영상(b)을 보여주고 있다. 물과 아크릴, 물과 공기는 서로 다른 자화율을 갖고 있어서 그들의 경계선에서 생기는 지엽적인 자장의 왜곡(distortion)에 의해 공간적으로 자장의 경사(ΔB)가 생긴다. 따라서 이 부분에 있는 원자핵들의 세차주파수($\gamma\Delta B$)는 위치에 따라 달라지고 시간이 지날수록 이웃한 핵스핀들끼리의 위상은 점점 벌어져 한 화적소내의 위상흐트러짐(dephasing)이 GE영상에서는 식(1)에서 보인 것처럼 가로축이완 신호감쇄(transversal relaxation decay, T_2^* decay)로 나타난다. 그림 3(a)를 보면 phantom속에 들어있는 공기와 $MnCl_2$ 수용액의 경계부근에서 이 두 물질의 자화율차이(T_2^*)에 의한 영상신호의 왜곡이 있음을 보여주고 있다. phantom내의 오른쪽 위에 위치한 작은 원이 왼쪽의 작은 원과는 달리 주위의 검은 원에서 약간 오른쪽으로 치우쳐있는 것은 그 안의 용액이 식용유이기 때문에 주파수 부호화 경사자계방향(x 축방향)으로의 화학적 이동(chemical shift)에 의해 위치의 이동이 있음을 보여주고 있다. 그림 3(b)는 TRGE 영상과형으로 얻은 자화율 강조 phantom 영상이다. GE 영상과는 달리 phantom 내부의 영상신호는 억제되어 거의 주위배경(background)과 비슷한 밝기를 나타내고 있으며 수용액과 공기의 경계선부분이 가장 밝은 부분으로 나타나 있다. 그리고 phantom의 가장자리 즉 아크릴과 수용액의 경계선에서도 신호가 약간 밝게 나옴을 알 수 있다.

앞의 phantom에서와 같은 영상변수로 얻은 고양이 뇌의 시단면 영상을 그림 4에 보였다. 영상의 화소내에서 스핀의 밀도와 T_2^* 영향이 강조된 그림 4(a)의 GE 영상을 보면 SNR이 그림 4(b)에 비해 훨씬 좋고 고양이 뇌의 해부학적 구조도 잘 나타나 있다. 그러나 그림 4(a)를 보면 뇌의 내부에 약간 어두운 선들이 보이는데 이들이 백질(white matter)과 회백질(gray matter)간의 대조도(contrast)차이 때문인지 아니면 정맥혈관속의 deoxyhomoglobin 성분에 의한 T_2^* 강조 때문인지 해석하기가 어렵다. TRGE 방법에 의해 얻어진 그림 4(b) 영상을 보면 일반조직은 어렵게 보이기 때문에 신호대 잡음비가 낮아 보이기는 하나 그림 4(c)의 고양이 뇌의 해부학적 구조와 비교해 볼때 Dosal sagittal sinus, straight sinus, Internal cerebral vein 등의 정맥혈관들이 선명하게 나타나고 있다.

V. 고 찰

일반적인 GE 영상으로 얻은 그림 3(a)는 phantom내에 들어있는 공기와 수용액의 경계 부분에서 T_2^* 에 의한 부자유스러운 신호의 왜곡이 있음을 보여주고 있다.^{8, 17} TRGE방법으로 얻어진 그림 3(b)에서는 T_2^* 효과가 있는 부분은 강조되어 밝게 나타나고 그 외의 부분은 어둡게 보이고 있음을 알 수 있다.^{13, 14} GE 영상은 화소내의 스핀밀도 정보와 식(1)에 나타난 것처럼 T_2 에 지엽적으로 비균일한 자장의 영향이 결합된 T_2^* 신호의 감쇄 정보를 포함하고 있다.

전신 마취된 고양이의 머리에 대해서도 phantom에서와 같은 영상조건으로 실험 하였다. 그림 4(a)의 GE영상은 TRGE 영상에 비해 SNR이 좋은 반면 스핀밀도와 T_2^* 가 모두 강조되어 있어 또 다른 반향시간(TE)으로 얻은 영상 없이는 두 정보를 분리하기가 힘들다.¹⁸ 하지만 TRGE 영상은 스핀밀도 정보는 억제하면서 T_2^* 정보만을 뽑아 낼 수가 있다. TRGE방법으로 얻은 영상의 단점은 그림 3(b)와 그림 4(b)에서 나타난 것처럼 자화율에 의한 위상분산의 보상이 tailored RF로도 완전하지 않고 또 주로 조직의 경계선만 보이기 때문에 SNR이 좋아 보이지 않는다. 하지만 GE

영상에서는 분명하지 않은 정맥혈관의 정보를 보다 분명하게 얻을 수 있다는 데서 이 기법의 의미를 찾아 볼 수가 있다. GE영상은 절편내로 유입되는 혈류에 의해 신호증감(in-flow effect)이 있는 반면¹⁹ TRGE 영상은 이 혈류의 영향을 적게 받는다. 경사자계가 가해진 방향의 혈류에 의해 위상이 변하기는 하나 속도에 비례하여 혈류자체의 스핀위상만 변하며 주위의 위상을 흐트리지 않는다. 또 인체내의 혈류 속도정도로는 한 화소내 혈류 스핀들간의 위상이 서로 상쇄될 정도로 분산되지 않기 때문에 TRGE 영상법의 tailored-RF 파형에 의해서 다른 일반조직과 마찬가지로 신호가 감쇄하게 된다. 이는 곧 생리적 조건에 따른 혈액중의 oxy-/deoxy-hemoglobin 성분비의 변화에 대한 연구를 하는데 GE 보다 TRGE 방법이 유리하다는 것을 의미한다. 따라서 GE 영상과 TRGE 영상은 서로 상호 보완적 관계에서 임상적인 정보를 제공할 것으로 보인다.

본 연구에서 수행한 고양이에 대한 실험은 고자장에서 TRGE기법으로 정맥조영영상을 얻음으로써 임상적용의 가능성을 확인하였다. 고자장에서는 자화율의 차이가 더욱 커져 T2* 효과가 증대되고 높은 SNR의 영상을 얻을 수 있다. 하지만 TRGE 방법이 실제 임상에 적용되기 위해서는 SNR을 더욱 높이고 정맥 이외의 신호를 효율적으로 억제하여 영상신호의 해석을 더욱 용이하게 하는 등 아직 많은 문제점을 해결해야 할 필요가 있다. T2*의 원인 중 하나인 비균질 자장은 자화율 뿐만 아니라 주자석(main magnet) 자체의 비균질 자장(inhomogeneity)과 경사자계가 가해질 때마다 주자석의 내부에서 유도되는 와전류(eddy current)에 의해 생성된다. 특히 와전류는 가해지는 경사자계 파형을 왜곡시키기 때문에 GE 영상에 심각한 악영향을 끼치기도 한다. 따라서 비균질 자장과 와전류는 보정되어야만 TRGE 방법에서 순수하게 자화율만 강조된 양질의 영상을 얻을 수 있다. 한걸음 더 나아가 고양이의 생리적 상태 즉 마취된 고양이에 강제호흡에 의해 공급되는 O₂와 N₂O의 비에 따른 영상신호의 변화 관찰 및 그 해석에 관한 연구나, 혈액 순환역학(hemodynamics)에 따른 영상신호(contrast 및 intensity) 변화에 대한 연구, 그리고 보다 효율적이고 새로운 영상파형이나 영상조건은 없는지 등의 연구를 보다 심도있게 해야 할 것이다.

참고문헌

1. P.C. Lauterbur : Image formation by induced local interactions : examples employing nuclear magnetic resonance : Nature. 242, 190-191(1973)
2. A. Abragam : The principles of nuclear magnetism : Oxford, Clarendon Press. 57(1961)
3. C.P. Slichter : Principles of magnetic resonance : Springer-Verlag Berlin Heidelberg, New York, 96(1978)
4. M.L. Martin, J.J. Delpuech, G.J. Martin : Practical NMR spectroscopy : Heyden & Son Ltd. 7(1980)
5. S.C. Chu, Y. Xu, Balchi, and C.S. Springer : Bulk magnetic susceptibility shifts in NMR studies of compartmentalized samples : use of paramagnetic reagents : Mang. Reson. Med. 13, 239-262 (1990)
6. K.M. Lüdeke, P. Röschmann, R. Tischler : Susceptibility artifacts in NMR imaging : Magn. Reson. Imaging. 3, 329-343(1985)
7. H.W. Park, Y.M. Ro, Z.H. Cho : Measurement of the magnetic susceptibility effect in high-field NMR imaging : Phys. Med. Biol., 33(3), 339-349(1988)
8. A. Ericsson, A. Hemmingsson, B. Jung, G.O. Sperver : Calculation of MRI artifacts caused by static field disturbances : Phys. Med. Bio. 33(10), 1103-1112(1988)
9. N. Yamada, S. Imakita, T. Sakuma, Y. Nishimura, Y. Yamada, H. Naito, T. Nishimura, M. Taka-

- miya : Evaluation of the susceptibility effect on the phase images of a simple gradient echo : Radiology, 175, 561-565(1990)
10. I.R. Young, G.M. Bydder, S. Khenia, A.G. Collins : Assessment of phase and amplitude effects due to susceptibility variations in MR imaging of the brain : J. Comput. Assist. Tomogr. 13(3), 490-494(1989)
 11. S. Ogawa, T.M. Lee, A.S. Nayak, P. Glynn : Oxygenation-sensitive contrast in magnetic resonance image of rodent brain at high magnetic fields : Magn. Reson. Med. 14, 68-78(1990).
 12. S. Ogawa, T.M. Lee, A.R. Kay, D.W. Tank : Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation : Proc. Natl. Acad. Sci. 87, 9868-9872(1990)
 13. Z.H. Cho, and Y.M. Ro : Reduction of susceptibility artifact in gradient-echo imaging : Mag. Reson. Med. 23, 193-200(1992)
 14. Y.M. Ro, and Z.H. Cho : A new frontier of blood imaging using susceptibility effect and tailored RF pulses : Magn. Reson. Med. 28, 237-248(1992)
 15. A.S. Hall, A.G. Collins, D.J. Bryant, I.R. Young, G.M. Bydder : Use of solvent suppression technique to enhance changes due to susceptibility variations in magnetic resonance imaging : Magn. Reson. Med. 9, 411-418(1989)
 16. R.M. Weisskoff, and S. Kiihne : MRI susceptometry : Image-based measurement of absolute susceptibility of MR contrast agents and human blood : Magn. Reson. Med. 24, 375-383(1992)
 17. C.T.W. Moonen, G. Liu, P.V. Gelderen, G. Sobering, A fast gradient-recalled MRI technique with increased sensitivity to dynamic susceptibility effects : Magn. Reson. Med. 26, 184-189 (1992)
 18. Z.H. Cho, C.W. Mun, R.M. Friedenbergl : MR angiography of coronary vessels with 2-D planar image scanning : Magn. Reson. Med. 20, 134-143(1991)

Susceptibility-Contrast-Enhanced MR Venography of Cat Brain Using Tailored RF Pulse at High Magnetic Field of 4.7 Tesla Superconducting Magnet

C.W. Mun, S.T. Kim, T.K. Lee, T.H. Lim*

NMR Lab. Asan Institute for Life Sciences

*Department of Radiology, Asan Medical Center, College of Medicine, Ulsan University

Y.M. Ro

Department of Computer Sciences, Taejon University

Z.H. Cho

Department of Information Communication, KAIST

Y. Yi

Department of Medical Electronics, Korea University, Korea

Abstract

After proving home-made imaging pulse sequences including tailored RF pulse by phantom, susceptibility-contrast-enhanced MR venograms of cat brain were obtained using tailored RF gradient-echo(TRGE) method. Sagittal MR imaging of the cat brain obtained by TRGE technique shows several veins, for example, dorsal sagittal sinus, straight sinus, vein of corpus callosum and internal cerebral vein, etc., compared with cats anatomical figure. Tailored RF waveform was generated by PASCAL language in ASPECT 3000 computer(Switzerland, Bruker). Rectangular-shaped slice profile with bi-linear ramp function as phase distribution in the slice, at which maximum value was 2π , was fourier transformed to make tailored RF pulse. Experimental MR imaging parameters were TR/TE=205/10 msec, slice thickness TH=7mm, matrix size=256×256, in-plane resolution=0.62×0.31mm², and field of view(FOV)=8cm for both conventional gradient-echo(GE) imaging and TRGE imaging techniques.