

# Tailored RF 경자사계반향(TRFGE) 자기공명영상(MRI)에서 유체에 의한 영상신호 변화 : 유체유입효과와 영상면내를 흐르는 유체의 효과에 대하여

문치웅\*·김상태\*\*·노용만\*\*\*·임태환\*·\*\*\*\*·조장희\*\*\*\*\*

= Abstract =

## Flow Effects on Tailored RF Gradient Echo (TRFGE) Magnetic Resonance Imaging : In-flow and In-Plane Flow Effect

C.W. Mun\*, S.T. Kim\*\*, Y.M. RO\*\*\*, T.-H. Lim\*·\*\*\*\*, Z.H. Cho\*\*\*\*\*

In this paper, we have reported two interesting flow effects arising in the TRFGE sequence using water flow phantom. First, we have shown that the TRFGE sequence is indeed not affected by "in-flow" effect from the unsaturated spins flowing into the imaging slice. Second, the enhancement of "in-plane flow" signal in the readout gradient direction was observed when the TRFGE sequence was used without flow compensation. These two results have many interesting applications in MR imaging other than fMRI. Results obtained were also compared with the results obtained by the conventional gradient echo(CG) imaging.

Experiments were performed at 4.7T MRI/S animal system (Biospec, BRUKER, Switzerland). A cylindrical phantom was made using acryl and a vinyl tube was inserted at the center(Fig. 1). The whole cylinder was filled with water doped with  $MnCl_2$  and the center tube was filled with saline which flows in parallel to the main magnetic field along the tube. Tailored RF pulse was designed to have quadratic ( $z^2$ ) phase distribution in slice direction(z). Imaging parameters were TR/TE = 55~85/10msec, flip angle = 30°, slice thickness = 2mm, matrix size = 256x256, and FOV = 10cm.

*In-flow effect* : Axial images were obtained with and without flow using the CGE and TRFGE sequences, respectively. The flow direction was perpendicular to the image slice.

*In-plane flow* : Sagittal images were obtained with and without flow using the TRGE sequence. The readout gradient was applied in parallel to the flow direction.

We have observed that the "in-flow" effect did not affect the TRFGE image, while "in-plane flow" running along the readout gradient direction enhanced the signal in the TRFGE sequence when flow compensation gradient scheme was not used.

**Key words** : MRI, Tailored RF, Gradient echo, In-flow effect, In-plane flow

\* 삼성종합기술원 의료기기 연구실

\* Medical Electronics Team, Advanced Institute of Technology

\*\* 아산생명과학연구소 방사선의학연구과

\*\* Dept. of Radiological Science, Asan Institute for Life Sciences

\*\*\* 대전대학교, 컴퓨터공학과

\*\*\* Dept. of Computer Engineering, Taejon University

\*\*\*\* 울산대학교 의과대학, 서울중앙병원, 진단방사선과

\*\*\*\* Dept. of Diagnostic Radiology, Asan Medical Center, University of Ulsan Collage of Medicine

\*\*\*\*\* 한국과학기술원, 정보 및 통신공학과

\*\*\*\*\* Dept. of Information and Communication Engineering, KAIST

본 연구는 1995년도 아산생명과학연구소의 지원을 받아 이루어졌음(code 번호 : 019)

통신저자 : 문치웅, (138-040) 서울시 강남구 일원동 50 삼성생명과학연구소, 의료 기기 연구팀,

Tel. (02)3410-3773, FAX. (02)3410-3779

## 서 론

Tailored RF를 이용하여 조직간에 자화율(susceptibility) 차이가 있는 부위의 신호를 증가시킬 수 있는 경사자계 반향(Tailored RF Gradient Echo:TRFGE) 영상법이 최근 소개되었고 이를 이용한 정맥혈관 조영영상(venography), 뇌기능영상(brain functional MRI)법 등에 대해보고 된 바가 있다[1-6]. 자기공명영상법 중에서 일반적으로 사용되고 있는 경사자계 반향(Conventional Gradient Echo:CGE) 영상법은 T2\* 효과와 유체유입효과(in-flow effect)에 의해서 영상신호의 대조도(contrast)가 영향을 받는다[7]. 여기서 유체유입효과라 함은 GE 영상법에서 조직의 T1 이완시간(T1 relaxation time)보다 짧은 영상 펄스열(imaging pulse sequence)의 반복시간(repetition time:TR) 때문에 영상절편(imaging slice) 내의 신호는 영상정보를 획득하는 동안에 포화상태가 되지만 절편(slice) 밖에서 혈관을 통해 흘러 들어온 혈액은 포화되지 않은 평형상태(equilibrium state)에서 신호를 발생하므로 주변 조직에 비해 유체의 신호강도(SI: signal intensity)가 강조되는 것을 말한다[8]. 혈액구성 성분 중 hemoglobin의 산화상태 즉 oxyhemoglobin과 deoxyhemoglobin의 구성비에 따른 자화율 변화에 따라 T2\* 효과가 달라서 MRI의 영상신호차가 생기는 것을 BOLD (Blood oxygen level dependent) 조영효과라고 한다[9-12]. 이 두 효과는 인체내의 생리적 변화를 관찰할 수 있는 매우 중요한 자기공명영상의 변수로 알려져 있다.

감각, 지각 그리고 운동작업 등에 의해 활성화된 두뇌의 국소적인 생리변화는 뇌의 혈류(cerebral blood flow: CBF and cerebral blood volume:CBV) 뿐만 아니라 혈중 oxy-/deoxy-hemoglobin 농도, 물질대사 작용 등을 변화시킨다[13]. 혈류 변화는 혈류역학적(hemodynamics)으로 뇌기능을 해석하는데 도움이 되며, BOLD 조영 효과는 뇌기능에 의한 혈액의 산소 공급상태를 나타내기 때문에 이 두 효과를 분리하여 영상을 한 다는 것은 임상적으로 중요한 의미를 갖는다[14]. CGE 영상에서 뇌의 외부자극에 대한 반응으로 발생하는 혈류의 변화와 혈중 oxy-/deoxy-hemoglobin 농도 변화는 각각 유체유입효과와 BOLD 조영효과로 동시에 나타나기 때문에 이 두 효과가 분리된 영상을 얻기가 어려웠다. T2\* 강조 영상에서 혈류에 의한 유체유입효과 영향을 줄이기 위해 여러 가지 방법이 사용되고 있는데 그 중의 하나가 자화율효과 강조에 사용되던 TRFGE 영상법을 이용하는 것이다[1-6]. Tailored RF는 간단한 수식으로 표현되는 sinc나 Gaussian 모양의 RF 파를 사용하지 않고 절편내의 스피

들이 RF로 여기된 후 2차원의 위상분포를 갖도록 하는 것과 같은 영상의 목적에 맞게 특수 설계되어 만들어 지는 RF를 말한다. 이때 Tailored RF를 사용하는 GE 영상법을 TRFGE 영상법이라고 한다.

조[1,2,5,6] 등은 Tailored RF를 이용한 경사자계 영상법(TRFGE sequence)을 이용하면 유체유입효과에 의한 조영증강현상을 줄여 BOLD 효과만에 의한 신호변화를 관찰할 수 있다고 보고하였다. 본 연구에서는 유체보상경사자계법을 사용하지 않으면 TRFGE 영상법에서 절편내를 흐르는 유체(in-plane flow)의 신호가 같은 방향으로 가해진 관독경사자계에 의해서 강조될 수 있음을 설명하고 이를 유체 모형을 이용하여 실험으로 증명해 보이자 한다. 지금까지 TRFGE 영상법에서의 in-plane flow 영향은 연구되어 보고된 바 없었다.

## 유체에 의한 영상신호 변화

일반적으로 경사자계 반향(CGЕ)기법은 영상정보 획득 시간(Scan Time)이 짧고 유체유입효과와 T2\*에 민감하기 때문에 혈관 조영영상, 뇌기능 영상 등에 응용되고 있다[5,9-13]. CGE 영상 파형에 의해 수신되는 경사자계 반향신호(Gradient echo signal)의 크기 S(t)는 T2\* 영향을 고려하면 다음의 수식 (1)로 표현된다[15-18].

$$S(t) = \int_r SI(r) \cdot e^{(-jr \int_r T_2^* G(t) dt)} \cdot dr \quad (1)$$

MR 신호 S(t)를 2차원 Fourier 변환하여 얻을 수 있는 영상 신호 크기(signal intensity) SI(r)는 T1, T2\* 이완을 고려했을 때 SI(r) = SI'(r) \cdot (1 - e^{-T1}) \cdot e^{-\frac{t}{T2^\*}} 로 주어진다. 위의 수식 (1)에서 r는 직계좌표계로 표시되는 공간상의 위치이고, SI'(r)는 수소원자핵스핀밀도 ρ(r)에 비례하는 함수이다. 일반적으로 평형상태(equilibrium state, TR >> T1)에서 얻는 신호의 크기(SI)는 수식 (2)에 나타난 바와 같이 RF의 숙임각(flip angle:θ)이 90°에 가까울 수록 커진다.

$$SI(r) \propto \sin(\theta) \quad (2)$$

하지만 GE영상법의 TR은 짧게는 수 msec에서 길게는 수 백 msec 까지로 시료의 T1에 비해 짧기 때문에 식 (1)에서 보는 것처럼 선택 절편 내에서 검출되는 신호는 포화(saturation)되어 평형상태에서 수신된 신호보다 작다. 이 경우는 식 (2)에 따르지 않고 RF 파형의 숙임각이 0°에서 점점 커짐에 따라 신호의 크기도 점점 커지다가 어느 순간부터는 숙임각이 90°에 가까워 질 수록 다시 작아진다. 이때 최대의 신호를 내는 RF 파형의 숙임각 α를 Ernst Angle이라 부르며 다음의 식 (3)으로 구

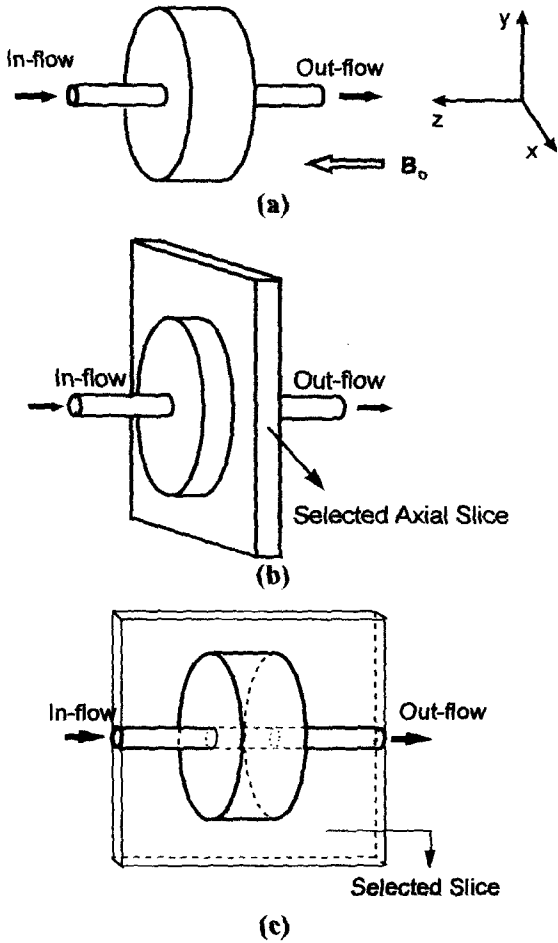


그림 1. (a) 실험에 사용된 유체 모형의 구조. 자화율효과 즉, T2\*의 영향을 줄이기 위하여 비닐 관에서 흐르는 유체의 방향을 주 자장(B0)의 방향인 z 축 방향으로 하였다. (b) 횡단면 영상의 절편 (c) 시상단면 영상의 절편  
 Fig. 1. (a) Schematic diagram of flow phantom. To reduce susceptibility effect, i.e., T2\* effect, the direction of flow running through a vinyl tube is parallel with main magnetic field B0 (z axis). (b) Slice of axial image. (c) Slice of sagittal image

할 수 있다[18].

$$\alpha = \cos^{-1}(e^{-\frac{TR}{T1}}) \quad (3)$$

윗 식으로부터  $\alpha$ 값은 TR과 대상 체의 T1 값에 따라 달라짐을 알 수 있다. TR동안 선택된 절편으로 유입된 신호는 평형상태의 신호크기를 가지므로 속입각이 클수록 주변보다 밝은 영상신호를 낸다. 이와 같은 이유로 GE 영상에서 TR(<<T1)동안 절편 내로 유입되는 새로운 유체의 신호가 주변보다 밝게나오는 유체유입효과를 나타낸다.

TRFGE 영상 법에서 사용하는 Tailored RF는 절편내의 정지해 있는 조직은 물론이고 절편축 방향으로 흐르는

유체의 스핀을 절편축 방향으로 위상분산 시켜서 영상신호를 감소시킨다. 즉 TRFGE 영상에서는 유체유입효과를 일으키는 스핀들은 tailored RF와 절편선택경사자장(Gs)에 의해 여기(exciting)되는 과정에서 절편방향으로 위상이 분산되어 신호가 감쇄하므로 유체유입효과에 의한 영상신호의 증가 현상은 일어나지 않는다.

CGE 영상은 보편적으로 sinc 모양의 RF pulse를 사용하며 절편내의 스핀들이 동일 위상이 되게 하여 최대의 신호가 되도록 선택경사자장(Gs)을 조정한다. TRFGE 영상은 절편내의 스핀들이 절편축 방향으로 linear-ramp 함수,  $\Phi(z) = 2\pi \frac{z}{z_0}$ , 또는 2차함수,  $\Phi(z) = 2\pi (\frac{z}{z_0})^2$ , 의 위상분포를 갖도록 RF를 설계한다. 여기서 절편의 두께를 TH라고 하면 절편 가장자리의 위치 z는 TH/2 로 표현할 수 있다.

그림 1 처럼 원통에 MnCl2로 doping한 물을 채우고 그 중앙으로 가는 비닐 관을 관통시켜 식염수가 흐르도록 모형을 생각해 보자. 이 모형의 관을 통해 물이 주자장(B0) 방향(z)으로 흐르면서 관내 유체의 속도는 중앙이 V0로 가장 빠르고 관벽쪽으로 갈수록 점점 느려지는 2차 포물선의 속도분포를 가진 층류(laminar flow)를 형성한다고 가정하면 관내 임의의 위치 r에서 z 방향성분의 속도분포 Vz(r)는 다음과 같이 표시된다.

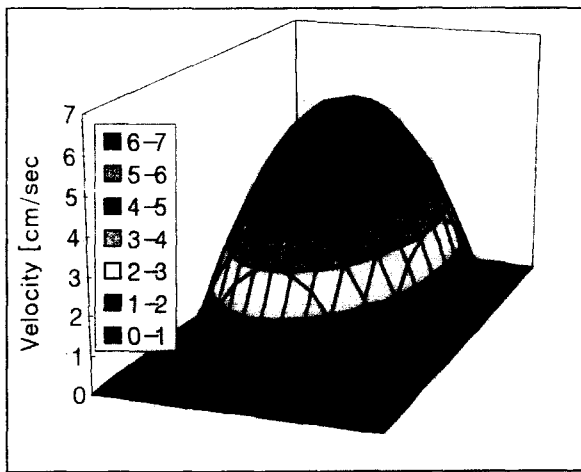
$$V_z(r) = V_0 \cdot (1 - r^2/R^2) \quad (4)$$

여기서 Vz(r)는 관내 임의의 위치 (x, y)에서 z 방향의 유속을, r는 관의 중앙(x0, y0)에서 (x, y)까지의 거리  $\sqrt{(x-x_0)^2 + (y-y_0)^2}$ 를, R는 비닐 관의 반지름을 나타낸다. 그림 2(a)는 윗 식으로부터 최대속도 V0의 층류가 흐르는 비닐관내의 이론적인 속도분포를 보인 것이다. 수직 축은 유속의 크기를, 수평축은 관의 횡단면에서 공간적 위치를 나타낸다. 식 (4)에서 y=y0로 하여 유속의 분포를 살펴보면 Vz(x)는 다음과 같은 식이 되고 이는 그림 2(a)에서 관의 중앙을 x 또는 y축으로 따라가면서 보면 그림 2(b)와 같고 다음의 식 (5)로 표현할 수 있다.

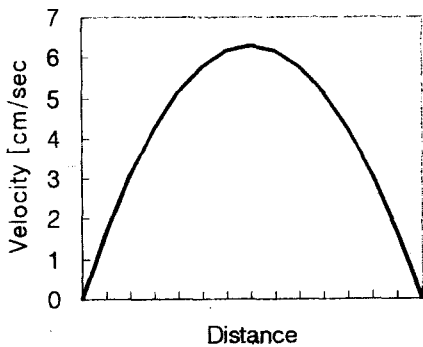
$$V_z(x) = V_0 \cdot [1 - (x-x_0)^2/R^2] \quad (5)$$

시상면 영상을 생각하면 절편의 방향은 x 축 방향이 되며 각 화소(pixel)내에 있는 스핀들의 위상이 절편 양쪽 가장자리에서 2 $\pi$ 가 되고 2차 곡선 모양(x<sup>2</sup>)의 분포가 되도록 tailored RF를 설계했다고 가정하자. 이와 같은 tailored rf pulse에 의하여 절편방향으로 2차 함수의 위상 분포를 갖게 됨을 그림 3(a)에 나타냈다. 그림 3(b)는 (a)그림에서 x축을 따라가며 위상의 분포를 관찰한 것이다. 모형의 관내 유속분포가 위의 식(4)와 같을 때 TRFGE 펄스열에서 어떤 현상이 나타나는 지 살펴보자.

절편선택 경사자계(Gs)가 z 축으로 가해져 Gs=Gz의



(a)



(b)

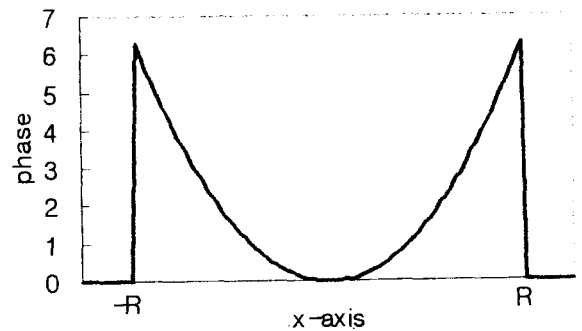
그림 2. 관속을 흐르는 층류 유체(Laminar flow)가 6.28cm/sec일 때의 컴퓨터로 모의 계산한 속도분포. (a)관의 한 단면에서의 속도 분포를 3차원으로 묘사한 그림. (b)관의 중앙선을 따라 본 층류의 속도분포

Fig. 2. Computer-simulated velocity distribution of laminar flow in the tube. (a) Perspective view of velocity distribution at a plane of tube. (b) Cut view of the velocity distribution of laminar flow along the center of tube

관계를 갖는 횡단면(axial view) 영상을 생각해보자. 수식 (4)에서 처럼 유체에 의한 속도 분포는 z 축과 직교(orthogonal)하는 x-y 평면에서 변한다. Tailored RF pulse와 Gs에 의해서 절편이 선택되면서 화소 내부의 스핀들은 수식 (4)의 속도 분포와는 관계없이 z 축방향으로 탈 위상(dephasing)을 하게 된다. 즉 횡단면 영상에서 유체 스핀들에 의한 신호는 앞에서 설명한 유체유입효과에도 불구하고 tailored RF에 의해 각 화소 내에서 스핀들이 절편방향으로 탈 위상 되어 신호강조현상이 일어나지 않고 정지(static)해있는 스핀들에서 나오는 신호와 같이 영상신호가 작다.



(a)



(b)

그림 3. (a)Tailored rf에 의해 선택된 절편내의 3차원 스핀 위상 분포. x축을 절편 선택방향,  $x_0$ 를 절편의 중앙, 절편의 두께를  $2R$ , 절편 양끝에서의 위상을  $2\pi$ 라고 하면  $\phi(x) = \phi_{max} (x-x_0)^2/R^2$ 의 위상분포를 갖는다. y축의 위상은 균일하다. (b) 절편방향인 x축상의 위상분포

Fig. 3. (a) Quadratic phase distribution of spins within slice selected by tailored rf pulse. If slice selection axis is x, slice center  $x_0$ , slice thickness  $2R$ , phase at both slice edge  $2\pi$ , then phase distribution function can be written as  $\phi(x) = \phi_{max} (x-x_0)^2/R^2$ . (b) Phase distribution along the slice selection axis(x)

유체 관을 포함하는 시상면(sagittal view) 영상을 생각하면 x 방향이 절편방향이 되고 관내의 유속분포는 식 (5)와 같이 된다. 복잡함을 피하기 위해 관의 지름 ( $2R$ )과 선택된 영상의 절편두께가 같고(slice thickness= $2R$ ) 절편의 가장자리( $\pm R$ )에서 스핀의 위상이  $2\pi$ 가 되도록 tailored RF를 설계했다고 가정하자. 또 혈관의 중심이 절편의 중심과  $x=x_0$ 에서 일치한다고 가정한다. 영상의 단면을 선택할 때 tailored RF pulse에 의해 형성되는 절

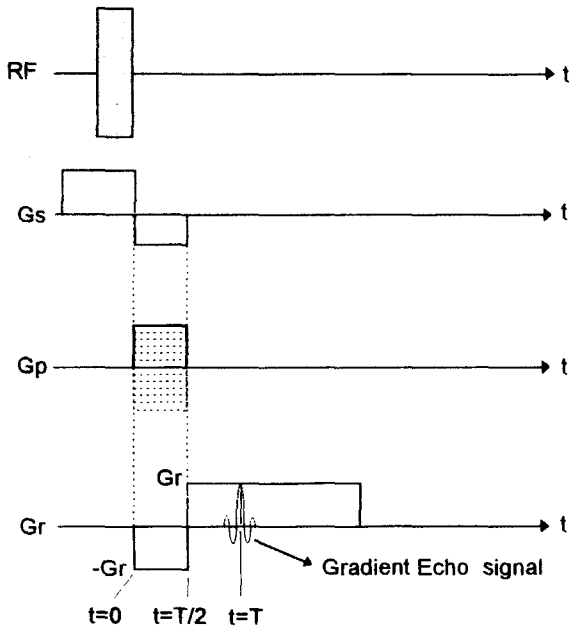


그림 4. 경사자장 반향 영상 펄스열. 사각형으로 된 RF의 파형을 sinc 또는 Gaussian과 같은 일반적인 파형을 사용하면 CGE가 되고 Tailored RF를 사용하면 TRFGE 펄스열 파형이 된다

Fig. 4. Gradient echo imaging pulse sequence. If rectangular pulse is conventional wave, e. g., sinc or gaussian, this sequence is called conventional gradient echo sequence, if tailored rf pulse, tailored rf gradient echo sequence

편방향(x)의 스핀들 위상  $\Phi_{TRF}(x)$ 가 그림 3에 보인 것처럼 2차 함수 분포를 갖도록 설계했다면 그 위상분포  $\Phi_{TRF}(x)$ 는 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\Phi_{TRF}(x) = \Phi_{max} \cdot (x-x_0)^2/R^2 \quad (6)$$

그림 4의 펄스열을 이용하여 GE 영상을 얻을 때 관독 경사자장 Gr(t)은 관독경사자장 방향으로 흐르는 유체의 스핀들 위상을 변화게 한다. Gr(t)가 처음 가해지기 시작 되는 시간을 0, 여기서부터 경사자계반향신호가(gradient echo signal) 정점(peak) 되는 시간을 T라고 하자. 그러면 Gr(t)가 극성이 바뀌는 순간의 시간은 T/2가 된다. 이때 정지하고 있던 스핀들은 모두 T 시간에서 원래의 위상으로 재집결(rephasing)하여 반향신호의 정점을 만들지만 유체의 스핀들은 속도에 따라서 위상( $\Phi_{Gr}$ )이 다음의 식 (7)과 같이 달라진다[7]. 이 때문에 생기는 위상분포를 유체부호화 위상분포(flow-encoded phase distribution)  $\Phi_{Gr}(x)$ 라고 정의하자. 임의의 위치 x에서  $\Phi_{Gr}(x)$ 는 그 위치에서 스핀의 속도와 경사자장에 의해 다음과 같이 계산된다.

$$\Phi_{Gr}(x) = \int_0^T r \cdot G_r(t) \cdot V_z(t) \cdot t \cdot dt \quad (7)$$

그림 4의 Gr 파형과 수식 (5)에 의해 수식 (7)은 다음과 같이 고칠 수 있다.

$$\begin{aligned} \Phi_{Gr}(x) &= r \cdot V_o \cdot [1-(x-x_0)^2/R^2] \cdot \frac{Gr}{2} \cdot \\ &\quad [-t^2 \Big|_0^{T/2} + t^2 \Big|_{T/2}^T] \\ &= r \cdot Gr \cdot V_o \cdot [1-(x-x_0)^2/R^2] \cdot \frac{T^2}{4} \quad (8) \end{aligned}$$

식 (5)와 (8)로 부터 유체관내의 위상분포와 속도 분포는  $[1-(x-x_0)^2/R^2]$ 의 같은 모양을 갖게 됨을 알 수 있다. 실제로 TRFGE 영상에서 화소내의 스핀들 위상  $\Phi(x)$ 는 tailored RF에 의해서 절편을 선택하는 과정에서 생기는 위상분포  $\Phi_{TRF}(x)$ 와 신호가 수신될 때 관독경사자장에 의해 발생하는 유체부호화 위상  $\Phi_{Gr}(x)$ 이 함께 더해져서 관찰된다. 즉, 수식 (6)과 (8)로 부터  $\Phi(x)$ 는 다음과 같이 된다.

$$\begin{aligned} \Phi(x) &= \Phi_{TRF}(x) + \Phi_{Gr}(x) \\ &= \Phi_{max} \cdot (x-x_0)^2/R^2 \\ &\quad + r \cdot Gr \cdot V_o \cdot [1-(x-x_0)^2/R^2] \cdot T^2/4 \quad (9) \end{aligned}$$

위의 수식에서  $\Phi(x)$ 를 정리하면 다음과 같이 된다.

$$\begin{aligned} \Phi(x) &= \gamma \cdot Gr \cdot V_o \cdot T^2/4 \\ &\quad + (\Phi_{max} - \gamma \cdot Gr \cdot V_o \cdot T^2/4) \cdot (x-x_0)^2/R^2 \quad (10) \end{aligned}$$

위의 식 (10)의 제 2항에서  $\Phi_{max}(x)$ 가  $\gamma \cdot Gr \cdot V_o \cdot T^2/4$ 와 같도록 tailored RF 파형을 조절하면  $\Phi(x)$ 는 다음의 식 (11)과 같이 되어 위상함수  $\Phi(x)$ 는 위치변수 x와 무관한 상수가 된다.

$$\Phi(x) = \gamma \cdot Gr \cdot V_o \cdot T^2/4 \quad (11)$$

위의 결과는 화소(pixel) 내의 스핀들이 절편의 방향(x)으로 x축 상에서 위상이 재집결(rephasing)함을 의미한다. 즉 비닐관내의 층류를 이루는 스핀들은 절편방향(x)으로 위상이 재집결(rephasing)하여 신호가 강조된다. 이 현상은 tailored rf 파형에 의한 스핀들의 위상을 경사자계에 의해 생기는 유체의 위상부호화(flow related phase encoding)가 서로 상쇄되도록 함으로써 발생한다. 그림 5(a)에는 절편방향(x)과 영상 면의 한 축(y)에서 본 위상분포  $\Phi(x,y)$ 를 computer로 계산하여 보였다. 관의 중앙부( $y=y_0$ )에서 x축방향으로 위상이 고른 것은 수식 (10)에서 설명한 바와 같다. 그림 5(b)에서는 그림 5(a)의 위상분포에서 x축 방향으로 스핀들의 벡터 합을 구하여 y-축 방향으로 그 분포를 나타낸 것이다. 관의 중앙부에서 신호가 강조되고 양쪽 가장자리에서는 신호의 굴곡이 있음을 알 수 있다.  $\Phi_{max}$ 는  $2\pi$ 보다 작아야 하므로 유체신호가 강조되기 위한 관내 층류의 최대속도는 다음

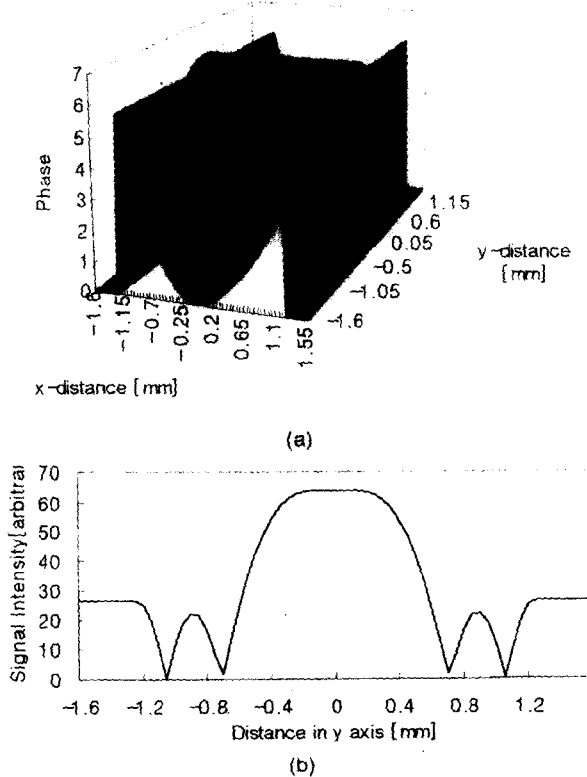


그림 5. (a) tailored rf에 의한 위상분포  $\Phi_{TRF}(x)$ 와 관독경사자계의 유체 스핀들에 대한 영향으로 생겨나는 위상분포  $\Phi_G(x)$ 가 합쳐져서 생기는 위상  $\Phi(x)$ 을 3 차원 graph로 본 그림. 관 중앙에서 rephasing이 일어나 신호의 감소현상이 생긴다. (b) 실제 영상에서 관내의 신호크기 모양을 살피기 위해 x축 방향으로 각 스핀들의 위상으로부터, 벡터 합을 구하고 y축 방향으로의 신호 변화를 본 그림

Fig. 5. (a) Perspective view of phase distribution,  $\Phi(x)$ , in slice selected by tailored rf pulse. This phase comes from summing the quadratic phase  $\Phi_{TRF}(x)$  and  $\Phi_G(x)$ . Along the slice selection direction (x-axis) at center of the tube uniform phase distribution occurs. (b) The signal intensity distribution in y-axis produced by summing spin vectors in x-direction

의 조건을 만족해야 한다.

$$V_{\alpha, \max} < 8\pi/(\gamma \cdot Gr \cdot T^2) \quad (12)$$

### 대상 및 방법

본 연구의 타당성을 알아보기 위해 유체 모형과 내구경이 30cm 이고 주자장의 세기가 4.7T(Tesla:1.0T=10,000 Gauss)인 동물실험용 MRI/S Biospec(스위스 Bruker 사 제품) system을 사용하여 예비실험을 하였다. 경사자계 코일은 그 내경이 144mm로, x, y, z, 세 방향 모두의 최대 경사자계 세기가 13G/cm인 규격을 갖추고 있다. RF코일은 RF파 전송과 MR 신호 수신을 동시에 할 수

있는 내경이 12cm 짜리 slot-tube 형을 사용하였다(Bruker 사 제품). 실험에 사용된 유체 모형은 그림 1의 모양으로 자체 제작하였다. 두께 2cm, 지름 4cm의 원통 중앙에 지름 3.1mm의 비닐 관을 관통하게 하였다. 모형 속은 증류수를  $MnCl_2$ 로 doping하여 채웠고 비닐 관(유체관)으로는 식염수(saline)를 주자장( $B_0$ )와 같은 방향인 z 방향으로 약 4cm/sec의 속도로 흐를 수 있도록 하였다.

MR 영상은 일반적인 CGE파형과 TRFGE파형을 이용하여 횡단면(axial view)과 시상면(sagittal view)의 방향으로 얻었다. 유체가 흐르는 방향이 횡단면 영상에서는 절편의 방향과 수직이 되어 유체유입효과를, 시상면 영상에서는 관독경사자계와 같은 평면에 있어서 In-plane flow의 영향을 중점적으로 관찰할 수 있도록 하였다. 각각의 실험에서 유체 관에 유체를 흐렸을 때와 흘러지 않았을 때 영상에서 유체신호의 증감 결과를 비교하였다. rf의 설계는 BRUKER사 제품의 ASPECT 3000 computer를 이용해 PASCAL 언어를 이용하고 결과는 amplitude와 phase의 형태로 만들었다[3]. CGE 방법에서는 널리 사용되고 있는 sinc 모양의 rf pulse를 사용하였다. TRFGE 방법에서의 Tailored RF 는 앞에서 설명한 것처럼 절편 방향으로 2차( $z^2$ )의 위상 분포를 이루고 절편의 양쪽 가장자리에서 위상이  $2\pi$ 가 되도록 설계하였다. TR, TE 및 속도각은 각각 약 55/85(횡단면/시상면)msec, 9msec,  $30^\circ$ 로 하였다. 절편두께, 영상크기, FOV는 각각 2mm,  $256 \times 256$ , 10cm로 하였다. 유체 관을 중심으로 양쪽 각 1장씩을 포함하는 3장의 시상면 영상을 얻었다. 시상면 영상을 얻을 때 관독경사자계 Gr의 방향을 유체가 흐르는 방향과 같은 방향(z)으로 한 번 영상을 얻고, 또 한 번은 Gr의 방향을 유체가 흐르는 방향과 수직(y) 방향으로 하여 얻은 이들 영상에서 유체신호의 변화를 비교한다.

### 결과 및 고찰

횡단면 영상에서는 CGE 영상과 TRFGE 영상에서 유체유입효과가 다르게 관찰되었다. 그림 6에서 (a)와 (b)는 CGE 방법으로 얻은 영상이고 (c)와 (d)는 TRFGE 방법으로 얻은 영상이다. 또 (a)와 (c)는 유체 관에 유체가 정지한 상태에서 얻은 영상이고 (b)와 (d)는 유체를 흘리면서 얻은 영상이다. 이 실험에서는 예상했던 바와 같이 CGE 영상에서 그림 6(b)처럼 유체유입 효과 때문에 유체관내의 유체신호가 강조되어 밝게 나타났다. 하지만 그림 6(d)의 TRFGE 영상에서는 유체신호가 강조되지 않고 어둡게 나타났다. 그림 7에서는 그림 6의 각 영상에서 유체 관을 지나는 중앙선을 따라 영상신호가 변화는 모양을 그래프로 그린 것이다. 역시 그림 7(b)의

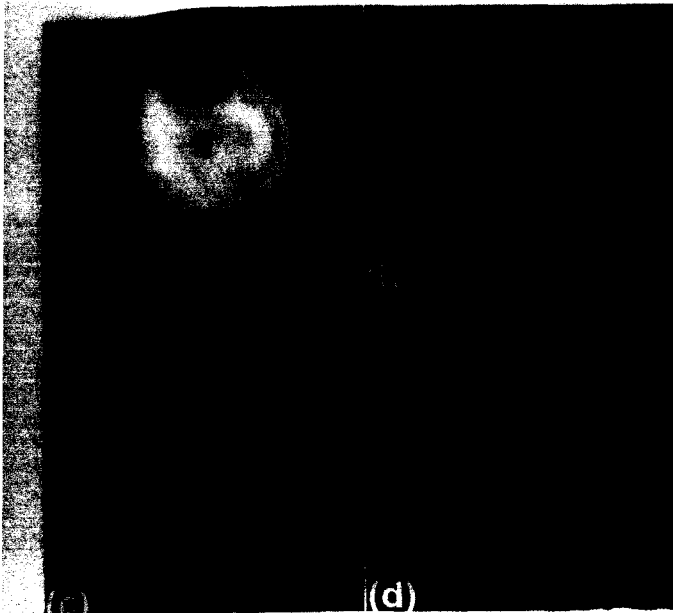


그림 6. 유체 모형용 이용한 유체유입 효과 실험. (a) 유체가 흐르지 않을 때의 CGE 영상. (b) 유체가 흐를 때의 CGE 영상. 유체유입효과에 의해서 유체 관의 신호가 밝아졌다. (c) 유체가 없을 때의 TRFGE 영상. (d) 유체가 흐를 때의 TRFGE 영상. (b)에서의 영상과는 달리 유체유입 효과가 나타나지 않았다

Fig. 6. Experimental results of in-flow effect using flow phantom. (a) CGE image without flow. (b) CGE image with flow. Signal enhancement in flow tube due to in-flow effect was observed. (c) TRFGE image without flow. (d) TRFGE image with flow. No signal enhancement in flow tube was observed

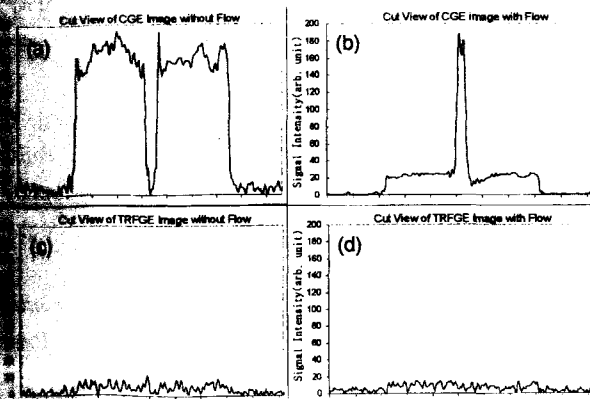


그림 7. 그림 6의 영상에서 유체 관의 중앙선을 따라가며 본 영상신호의 변화 (a) 유체가 흐르지 않을 때의 CGE 영상. (b) 유체가 흐를 때의 CGE 영상. 유체유입효과에 의해서 유체 관의 신호가 밝아졌다. (c) 유체가 없을 때의 TRFGE 영상. (d) 유체가 흐를 때의 TRFGE 영상. (b)에서의 영상과는 달리 유체유입 효과가 나타나지 않았다

Fig. 7. Image cut view of Fig. 6 along the center line of the tube (a) CGE image without flow. (b) CGE image with flow. Signal enhancement in flow tube due to in-flow effect was observed. (c) TRFGE image without flow. (d) TRFGE image with flow. No signal enhancement in flow tube was observed

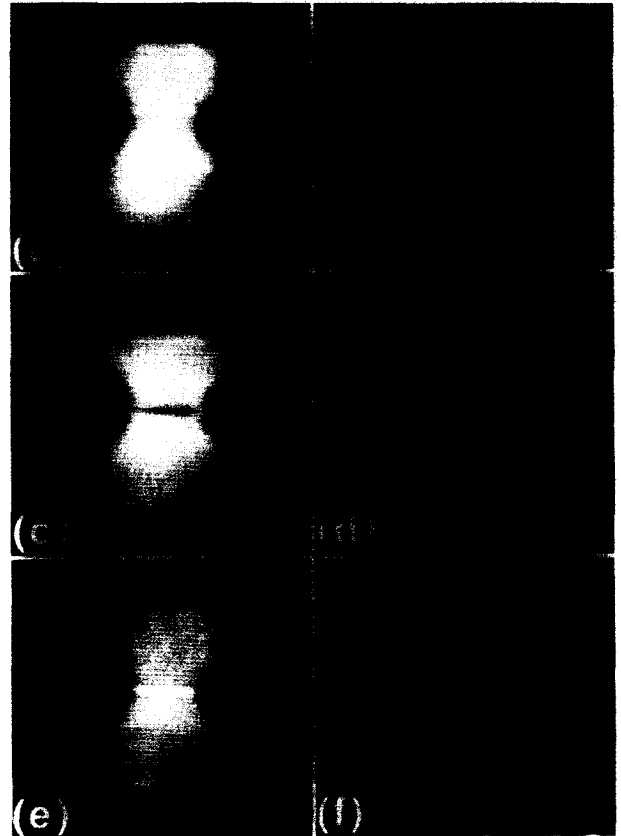


그림 8. 유체 모형 실험 결과: 유체를 흘리지 않았을 때의 (a) CGE 영상과 (b) TRFGE 영상. 유체를 3.9cm/sec로 흘리고 주파수 부호화 경사자계를 유체가 흐르는 z 방향으로 하여 얻은 (c) CGE 영상과 (d) TRFGE 영상. 주파수부호화 경사자계를 유체와 수직인 y 방향으로 했을 때의 (e) CGE 영상과 (f) TRFGE 영상

Fig. 8. Flow phantom images: (a) CGE and (b) TRFGE images without flow. (c) CGE and (d) TRFGE images with 3.9cm/sec of flow velocity and z-directional frequency encoding gradient (parallel to flow direction). (e) CGE and (f) TRFGE images with same flow and y-directional frequency encoding gradient (vertical to flow direction)

CGE 영상에서는 유체유입에 의한 영상신호 강조가 잘 나타나 있고 그림 7(d)의 TRFGE 영상에서는 유체 신호가 강조되지 않아 (c)와 같은 신호의 모양을 보여주고 있다.

그림 8의 시상면 영상에서는 유체보상 경사자장법을 이용하지 않은 TRFGE 영상 법에서 판독경사자장과 같은 방향으로 흐르는 in-plane flow가 강조되는 현상을 관찰하였다. 앞에서 설명한 것처럼 절편을 선택할 때 유체 모형의 유체 관이 영상 면에 포함되도록 하였다. 물을 흘리지 않았을 때 즉 유체의 속도가 0일 때의 CGE 영상과 TRFGE 영상을 그림 8(a)와 (b)에서 각각 보이고 있다. 그림에는 보이지 않았으나 유체가 흐르지 않으면 ( $V_z=0$ ) 판독 경사자장과 위상부호화 경사자장의 방향이 바뀌어도

같은 결과가 관찰되었다. 그림 8(c)와 (d)는 판독 경사자장의 방향을 유체가 흐르는 방향(화살표 방향)과 같게 하고( $G_r // V_r$ ) 모형 내의 유체 속도를 3.9cm/sec로 조절하여 얻은 영상이다. 그림 8(c)의 CGE 방법으로 얻은 영상을 보면 화적소 내에서의 층류에 의한 유속분포로 탈위상(dephasing)이 발생하여 영상신호의 감소가 유체 관 내부에서 관찰되었고(화살표 사이), 그림 8(d)의 TRFGE 영상에서는 판독 경사자장과 같은 방향의 유체신호가 뚜렷하게 강조되었다(화살표 사이). 또 TRFGE영상에서 관 주위에 [그림 5(b)]와 같은 신호의 모양을 관찰할 수 있었다. 하지만 판독 경사자장의 방향이 유체와 수직 방향( $G_r \perp V_r$ )일 때는 그림 8(e)의 CGE 영상에서나 그림 8(f)의 TRFGE영상에서 모두 그림 8(a), (b)에서처럼 유체가 흐르지 않을 때와 같은 결과를 보여 주었다. 그림에는 보이지 않았으나 RF pulse의 축임각을 변화시켰을 때( $30^\circ \sim 90^\circ$ )일때 모두 같은 양상을 보였다.

본 연구에서 제안된 방법은 tailored rf pulse에 의해 절편이 선택될 때 스핀들이 절편 방향으로 임의의 위상분포를 갖도록 rf pulse를 설계할 수 있다. 선택 절편내의 스핀들이 원하는 위상분포를 가지고 여기(exciting)되면 위치정보를 얻기 위해 위상부호화 경사자장(Phase encoding gradient,  $G_p$ )과 판독경사자장(reading gradient,  $G_r$ )이 가해지면서 신호를 수집하게 된다. 이때 유체스핀들은 경사자장에 의해서도 속도분포에 따라 위상이 달라진다. 특히  $G_p$ 보다  $G_r$ 에 의해 유체신호의 위상은 더 큰 영향을 받는다. 이때 rf에 의해 절편이 선택될 때 생성되는 스핀의 위상과 판독경사자장에 의해 만들어지는 스핀 위상이 서로 상쇄되도록 Tailored rf를 설계하면 화적소 내의 위상분산을 막을 수가 있어서 유체신호를 크게 할 수가 있다. Tailored rf를 사용한 경사자계반향 영상은 이전 연구[1-5]에서 보고된 것처럼 두 조직간의 자화율 차이가 있을 때 이 경계면에서 스핀위상의 분산을 억제하여 영상신호를 강조할 뿐만 아니라 본 연구에서 보인 바와 같이 판독경사자장 방향으로 흐르는 절편내의 유체신호도 강조함을 알 수 있었다. 또 TR이 T1보다 짧을 필요도 없어 와전류의 영향이 작은 상태로 영상을 얻을 수 있어서 경사자장 코일이나 증폭기의 부담이 작은 장점이 있을 것으로 기대된다.

유체보상 경사자장(Gradient moment nulling을 이용한 flow compensation)을 판독경사자장 ( $G_r$ )에 적용할 경우에는 스핀들의 속도분포  $V_z(x)$ 에 관계없이 수식 (7)의  $\phi_{G_r}(x)$ 가 상수가 되기 때문에 Tailored RF에 의한 위상분포를 상쇄시키지 못한다. 이는 유체보상 경사자장을 이용한 TRFGE 펄스열는 절편 내를 흐르는 유체에 의한 신호강조 현상이 일어나지 않는다는 의미이다. 따라서 뇌 기능 영상에서 혈류변화와는 무관하게 혈중의 산소량 변

화만을 관찰하기 위해서는 유체보상 경사자장을 이용한 TRFGE 펄스열를 사용하여야 한다는 것을 알 수 있다.

Tailored RF를 이용한 혈관조영술은 자화율효과를 이용했기 때문에 주로 정맥혈관을 영상화하는 기법이었으며 [1-3] 동맥 혈관을 보기 위해서는 Gd-DTPA를 정맥에 주사하여 신호의 크기 변화를 관찰하는 혈류 역학적 기법을 [19] 사용하여야 하는 단점을 지니고 있었다. 하지만 제안된 방법이 혈관조영술에 응용될 경우 한 번의 혈관조영 영상에 정동맥 두 혈관 모두의 영상화가 가능할 것으로 기대된다.

## 참 고 문 헌

1. Z.H. Cho, Y.M. Ro, and T.H. Lim, "NMR Venography using the Susceptibility Effect Produced by Deoxyhemoglobin", Magn. Reson. Med., Vol. 28., No. 1, 25-38, 1992.
2. Y.M. Ro, and Z.H. Cho, "A New Frontier of Blood Imaging using Susceptibility Effect and Tailored RF Pulses", Magn. Reson. Med. Vol. 28, 237-248, 1992.
3. 문치웅, 김상태, 이대근, 임태환, 노용만, 조장희, 이윤, "4.7T 고자장 초전도 자석에서 Tailored RF를 이용한 고양이 뇌의 자화율 강조 영상 법에 의한 혈관 조영술", 의학물리, 제 5권, 제 1호, 55-66, 1994.
4. 문치웅, 노용만, 임태환, 조장희: 자기공명 Tailored-RF 경사자계반향 영상 법을 이용한 고양이 뇌에서의 First-Pass 관찰: 대한의용생체공학회, 제 16권, 제 2 호, 209-216 1995년.
5. Z.H. Cho, Y.M. Ro, S.H. Park, S.C. Chung, and R. Ong, "NMR Functional Imaging using Tailored RF Gradient Echo Sequence-A True Susceptibility Measurement Technique", Proc. of SMR, Vol. 2, 1994.
6. Z.H. Cho, and Y.M. Ro, "Reduction of Susceptibility Artifact in Gradient-Echo Imaging", Mag. Reson. Med., Vol. 23, 193-200, 1992.
7. 문치웅, "핵자기 공명 단층 촬영에서 유속 영상의 일 반적인 고찰과 관상동맥 조영 술에의 응용에 관한 연구", 박사학위 논문집, 한국과학기술원, 1991.
8. A.D. Elster, "Question and Answers in Magnetic Resonance Imaging", Mosby, 167-170, 1994.
9. K. K. Kwong, J.W. Belliveau, D.A. Chesler, I.E. Goldberg, R.M. Weisskoff, B.P. Poncelet, D.N. Kennedy, B.E. Hoppel, M.S. Cohen, R. Turner, H. M. Cheng, T.J. Brady, and B.R. Rosen, "Dynamic



- Magnetic Resonance Imaging of Human Brain Activity during Primary Sensory Stimulation*", Proc. Natl. Acad. Sci. USA, Vol. 89, 5675-5679, 1992.
10. 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. Vol. 14, 68-78, 1990.
  11. 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),
  12. S. Ogawa, D.W. Tank, R. Menon, J.M. Ellermann, S.G. Kim, H. Merkle, K. Ugurbil, "Intrinsic Signal Changes Accompanying Sensory Stimulation: Functional Brain Mapping with Magnetic Resonance Imaging", Proc. Natl. Acad. Sci. USA, Vol. 89, 5951-5955, 1992.
  13. S. Ogawa, R.S. Menon, D.W. Tank, S.-G. Kim, H. Merkle, J.M. Ellermann, and K. Ugurbil, "Functional Brain Mapping by Blood Oxygenation Level-Dependent Contrast Magnetic Resonance Imaging: A Comparison of Signal Characteristics with a Biophysical Model", Biophys. J. Vol. 64, 803-812, 1993.
  14. B.E. Hoppel, R.M. Weisskoff, K.R. Thulborn, J.B. Moore, K.K. Kwong, B.R. Rosen, "Measurement of Regional Blood Oxygenation and Cerebral Hemodynamics", Magn. Reson. Med. Vol. 30, 715-723, 1993.
  15. A. Abragam, "The Principles of Nuclear Magnetism", Oxford University Press, London, 1961.
  16. T. Farrar and E. Becker, "Pulse and fourier Transform NMR", Academic Press, New York, 1971.
  17. D. Shaw, "Fourier Transform N.M.R. Spectroscopy", Elsevier, New York, 1976.
  18. P. Mansfield and P.G. Morris, "NMR Imaging in Biomedicine", Academic Press, New York, 1982.
  19. B.R. Rosen, J.W. Belliveau, J.M. Venea, and t.J. Brady, "Perfusion Imaging with NMR Contrast Agents", Magn. Reson. Med., Vol. 14, 249-265, 1990.

=국문초록=

본 연구에서는 유체보상 경사자장 기법(flow-compensation-gradient or gradient-moment nulling method)을 이용하지 않는 Tailored RF를 이용한 TRFGE(tailored rf gradient echo) 영상에는 유체유입효과(in-flow effect)가 나타나지 않지만 절편(slice)내에서 판독경사자장(reading gradient)과 같은 방향으로 흐르는 유체는 신호가 강조가 됨을 이론과 실험으로 보였다. 절편 내에서 판독경사자장과 같은 방향으로 흐르는 유체의 신호가 TRFGE 영상에서 강조되는 이유를 이론적으로 설명하였으며 이 이론을 뒷받침 할 실험을 위해 유체 모형 제작하였다. 원통 모양의 물 모형 중앙으로 유체 관을 통해 식염수(saline)가 주자장( $B_0$ )와 평행인 z 축 방향으로 흐를 수 있도록 하였다. 유체가 흐를 때와 흐르지 않을 때 CGE(conventional gradient echo) 영상과 TRFGE 영상을 얻어 각각 비교하였다. 유체 유입효과를 관찰하기 위해서는 횡단면(axial)의 영상을 얻었고 절편 내에서 판독경사자장과 같은 방향으로 흐르는 유체의 영상신호를 관찰하기 위해서 시상면(sagittal) 영상을 얻었다.