

부분적인 경사자계를 이용한 고속 자기공명 영상촬영기법

양윤정·이종권·정성택*·조장희*·오창현

= Abstract =

Fast MR Imaging Technique by Using Locally-Linear Gradient Field

Y.J. Yang, J.K. Lee, S.T. Jeong*, Z.H. Cho*, C.H. Oh

The purpose of this paper is to propose a new localized imaging method of reduced imaging time using a locally-linear gradient. Since most fast MR(Magnetic Resonance) imaging methods need the whole k -space(Spatial frequency space) data corresponding to the whole imaging area, there are limitations in reducing the minimum imaging time. The imaging method proposed in this paper uses a specially-made gradient coil generating a local ramp-shape field and uniform field outside of the imaging area. Conventional imaging sequences can be used without any RF/gradient pulse sequence modifications except the change in the number of encoding steps and the field of view.

Key words : Locally-linear gradient, Localized imaging method, k -space data, Local ramp-shape field, Uniform field, Encoding steps, field of view.

서론

대부분의 고속 자기공명 영상법들은 k -space 데이터를 얻는 방법에 따라 분류된다. 그 방법들로는 (i)Echo-planar 방법과 같은 고속으로 경사자계를 스위칭하는 방법^{1,2)}과 (ii)FLASH³⁾와 같이 고속으로 RF로 excitation을 하는 방법이 있다. 그러나 이러한 방법들은 전체 영상 영역에 대응하는 모든 k -space 데이터를 필요로 하기 때문에 최소 영상시간을 줄이는데 한계가 있다. 이런 경우에는 ISIS 또는 Stimulated echoes^{4,5)}와 같은 방법으로 공간을 선택하여 영상영역을 줄임으로써 영상촬영 시간을 감소시킬 수 있다. 그러나, 이러한 방법들은 RF와 경사자계 펄스를 추가로 가해야 하며 이에 따라 신호가 불안정하거나 적어지게 된다.

영상 기법

이 논문에서 제시한 영상기법은 국부적으로는 선형자계를 가지고 영상영역 바깥에서는 균일한 자계를 가지도록 특별히 고안된 경사자계 코일을 사용한다. 이 방법은 Multislice 또는 gradient-echo 영상과 같은 일반적인 영상 sequence들에서 encoding 개수와 FOV를 변화시키는 것 외에 어떠한 RF/gradient 펄스 sequence의 변형없이 사용될 수 있다.

본 논문에서 사용된 특수 경사자계코일의 자계 pattern을 그림1에 보였다. $|x| \leq x_0$ 의 영역에서는 보통의 선형 경사자계 모형과 같으나 그 바깥의 자계는 평평한 분포를 갖는다. 만약 우리가 이러한 경사자계를 사용하여 encoding gradient를 가한다면 $x < -x_0$ 또는 $x > x_0$ 의 영역이 하나의 주파수 성분으로 대응된다. 이 경우 이런 영역들은 최종 영상에서는 각각 한 개의 선으로 압축된다. 만약 물체가 $|x| \leq x_{max}$ 의 영역에 분포한다면 동일한 해상

고려대학교 자연과학대학 전자및정보공학부

Department of Electronics and Information Engineering, Korea University, Chochiwon, Chungnam, Korea

* 한국과학기술원 서울분원 정보및통신공학과

* Department of Information and Communications Engineering, KAIST, Seoul, Korea

통신저자 : 오창현, (339-700) 충남 연기군 조치원읍 고려대학교 전자및정보공학부, Tel.(0415)60-1353, Fax.(0415)867-4442

+ 본 연구는 한국과학재단의 특정연구사업의 지원을 받았음(과제번호 : 94-0100-09-10-3).

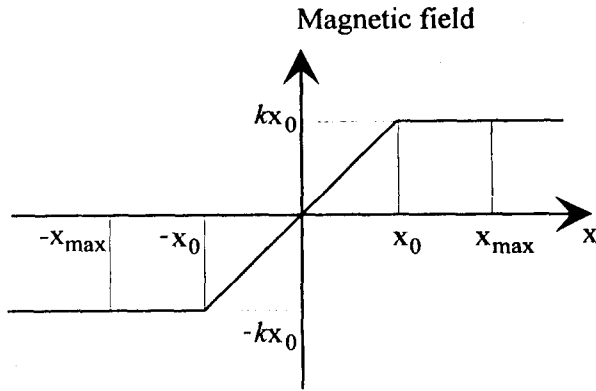


그림 1. 제안된 영상 기법에 사용하기 위한 이상적인 부분 경사자계 패턴
 Fig. 1. The ideal locally-linear field pattern for the proposed imaging method

도를 가지는 $|x| \leq x_0$ 영역의 최소 영상시간은 $\frac{x_0}{x_{max}}$ 의 비율로 줄어든다. 다른 사용 방법으로는, 만약 우리가 $|x| \leq x_0$ 의 FOV로 더 많은 encoding 갯수를 사용한다면 좀 더 나은 해상도를 가진 영상을 얻을 수 있다.

코일의 설계

Target field approach method⁶⁾를 이용해 부분적인 경사자계 코일을 설계하는 순서는 다음과 같다. 코일의 크기는 xz 평면상에 가로, 세로 각각 40cm의 평면형으로서 영상촬영의 중심은 코일의 중심에서 10cm 위에 있는 것으로 가정했다.

(1) x-방향으로 향하는 미소전류소를 xz 평면상에 x, z 방향 각각 시작점 1cm부터 2cm 간격으로 20×20 으로 배치시킨 후 각각의 Target position에서의 각각의 전류소로부터의 z-방향 자계를 구한다. 이렇게 구한 자계값을 행렬 **G**로 놓는다. Target position은 영상촬영 부분의 중심을 기준으로 정한 후 각각의 Target field intensity를 정한다. x-방향의 전류가 (x_0, y_0, z_0) 에 있을 때 (x, y, z) 에서의 z-방향 자기장의 크기를 구하는 식은 다음과 같다.

$$B_z = \frac{\mu_0 I_x \Delta x}{4\pi} \cdot \frac{y - y_0}{((x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2)^{\frac{3}{2}}}$$

여기에서 μ_0 는 자유공간에서의 permeability 이고 I_x 는 Ampere단위의 전류이며 Δx 는 전류소의 길이이다.

(2) 최적화된 2차원적 전류분포는 다음의 (a), (b) 두 가지 조건을 만족시키면서 cost 인 $e^2 = \mathbf{i}^T \mathbf{i}$ 를 최소화함

로서 구할 수 있다. 여기에서 **i**는 x-방향, z-방향 전류분포를 나타내는 800개의 원소를 갖는 column vector이고 **i**는 그것의 transposition이다.

(a) $\mathbf{G} \mathbf{i} = \mathbf{l}$. 이 조건은 target position에서 원하는 자기장의 세기를 갖도록 하기 위한 조건이다. **G**는 각각의 target position에서의 x, z 평면에 위치한 미소 전류소로부터의 자기장의 크기의 행렬 형태이다. 그리고 **l**은 각각의 Target position 에서 원하는 자기장의 세기 값을 나타낸다.

(b) $\nabla \cdot \mathbf{i} = 0$. 이 조건은 전류의 연속성을 위한 조건이며 x, z 방향의 전류 모두를 고려하였다. 이 논문에서는 인접한 네개의 영역에서 밖으로 향하는 여덟개의 전류의 합이 영이 되도록 하여 전류의 연속성을 가지도록 하여 주었다⁷⁾.

이 조건은 역시 행렬식으로 $\mathbf{A} \mathbf{i} = \mathbf{0}$ 의 형태로 주어질 수 있다. 여기서 **A**의 각행은 **i**에서 8개의 전류소의 점을 표시해 주며 **0**은 0의 값을 갖는 column vector이고 그 길이는 연속조건의 갯수가 된다.

위의 (a), (b) 두 가지 조건을 합해서 행렬 형태로 나타낸 식은 $\mathbf{N} \mathbf{i} = \mathbf{c}$ 이다.

단, $\mathbf{N} = \begin{bmatrix} \mathbf{G} \\ \dots \\ \mathbf{A} \end{bmatrix}$, $\mathbf{c} = \begin{bmatrix} \mathbf{l} \\ \dots \\ \mathbf{0} \end{bmatrix}$ 이다. 그해는 Lagrange Multiplier를 이용하여 쉽게 구할 수 있다.

$$f(\mathbf{i}, \boldsymbol{\lambda}) = \mathbf{i}^T \mathbf{i} + \boldsymbol{\lambda}^T (\mathbf{N} \mathbf{i} - \mathbf{c})$$

$$\partial f / \partial \mathbf{i} = \mathbf{0}, \partial f / \partial \boldsymbol{\lambda} = \mathbf{0}$$

그러면 전력을 최소화 하는 **i**의 해는 $\mathbf{i} = \mathbf{N}^T [\mathbf{N} \mathbf{N}^T]^{-1} \mathbf{c}$ 이 된다.

결과 및 토론

앞절에서 설명한 방법으로 Target field approach를 사용하여 그림1에서 보인 자계 pattern을 가진 표면경사자계 코일(surface gradient coil)을 설계, 제작했다. Target field 세기는 x축을 따라 일곱 개를 $x=0, \pm 1, \pm 5, \pm 10\text{cm}$ 의 위치에 정해 주었다. 국부경사자계는 $-3\text{cm} \leq x \leq 3\text{cm}$ 에서 선형인 것으로 가정하였으며 코일의 위치는 $y=-10\text{cm}$ 로 정했다. 그림2에 설계된 코일의 구리선 배열과 실제로 제작된 코일의 사진을 보였다. 전류를 크게 하기 위하여 직경 2mm의 구리선을 두번 배열하여 제작하였으며 예폭시로 고정하였다.

그림2와 같이 설계된 코일로 부터 얻어진 자장의 세기 ($-10\text{cm} \leq x \leq 10\text{cm}$, $-3\text{cm} \leq z \leq 3\text{cm}$, $y=0\text{cm}$)를 그림3에 보였다. 그림4에서는 일반적인 선형경사자계와 이상적

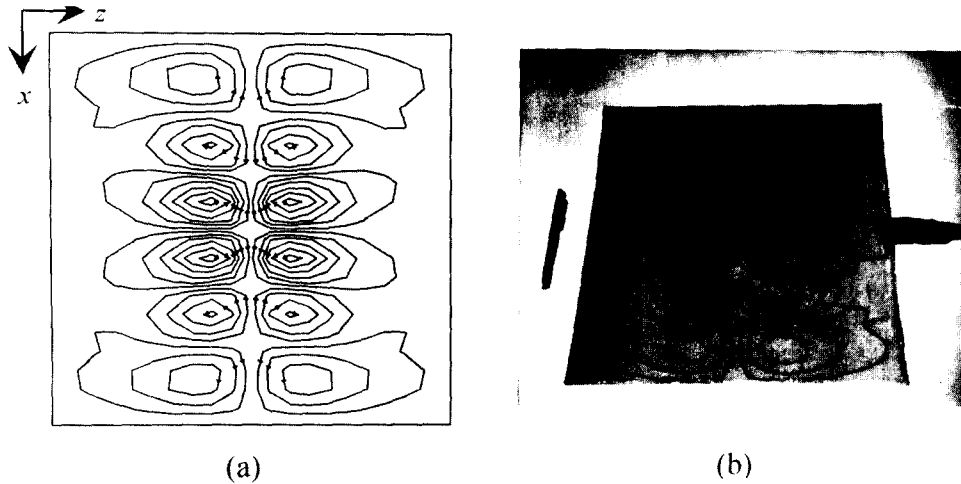


그림 2. 그림1의 자계패턴을 만들기 위해 설계된 표면경사자계 코일(surface gradient coil)의 구리선 배열(a)과 제작된 코일의 사진(b)
 Fig. 2. The wire arrangement to produce the specified locally-linear magnetic field. (a)Wire layout and (b)The photograph of the constructed coil

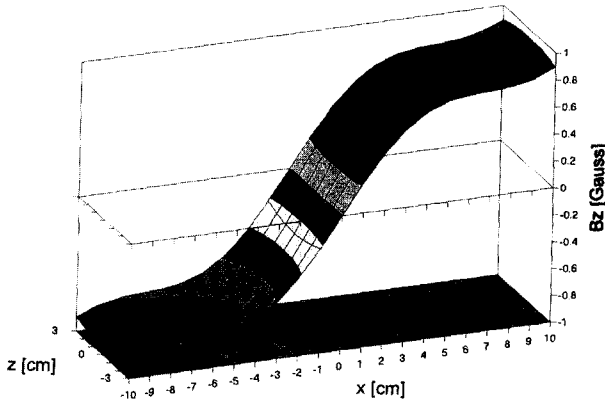


그림 3. Target field approach method로 설계한 구리선 배열 (그림 2)을 사용하여 계산한 자장의 세기($-10\text{cm} \leq x \leq 10\text{cm}$, $-3\text{cm} \leq z \leq 3\text{cm}$, $y = 0\text{cm}$)
 Fig. 3. B_z for $-10\text{cm} \leq x \leq 10\text{cm}$, $-3\text{cm} \leq z \leq 3\text{cm}$, $y = 0\text{cm}$ for the coil designed by using the target field approach method

인 국부 경사자계를 비교했다. 그림4(a)에 그림3의 자장을 $x \geq 0\text{cm}$ 의 범위에서 보였으며 그림4(b)와 그림4(c)에 이상적인 국부영상용 자계 pattern과 일반적인 선형 경사 자계 pattern을 각각 보였다. 설계, 제작된 코일로부터 거의 이상적인 자장을 얻을 수 있음을 알 수 있다.

제안된 코일은 한국과학기술원의 2.0Tesla MRI시스템에서 국부고속 촬영을 위해 (Encoding 갯수를 줄이는) 사용하였으며 그 결과중의 하나를 그림5에 보였다. 그림5(a)에서는 일반적인 선형 x 경사자계 코일을 가지고

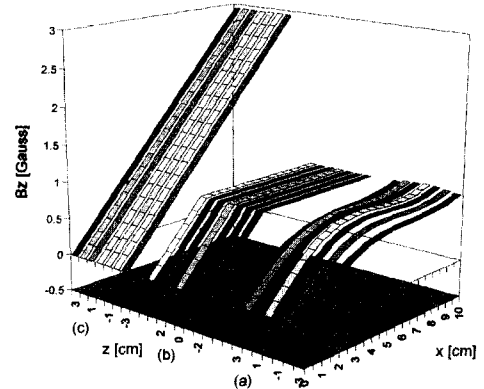


그림 4. (a) Target field approach method로 설계한 구리선 배열(그림 2)을 사용하여 계산한 $-3\text{cm} \leq z \leq 3\text{cm}$ 에서의 자장의 세기. (b) 이상적인 자계패턴. (c) 일반적인 선형경사자계 패턴. 설계된 코일로부터 얻어진 그림 (a)의 자장 패턴이 그림(b)의 자장 패턴과 거의 같음을 알 수 있다.
 Fig. 4. (a) The magnetic field map for $-3\text{cm} \leq z \leq 3\text{cm}$ obtained from the wire arrangement designed by using the target field approach method. (b) Ideal field map (c) A linear gradient field. The field pattern in(a), which is obtained from the designed coil, is close to the one in (b)

Fourier 영상기법을 사용하여 얻은 128×128 coronal 영상(FOV : 256mm)을 보였으며 그림5(b)에서는 FOV 128mm로 얻은 64×64 영상을 보였다. Encoding 간의 시간은 300msec로서 영상시간은 (a)의 경우 38.4sec (c)의 경우 19.2sec로서 제안된 방법을 사용해 영상시간을 반으로 줄일 수 있었음을 알 수 있다. 그림5(b)에서는 encoding

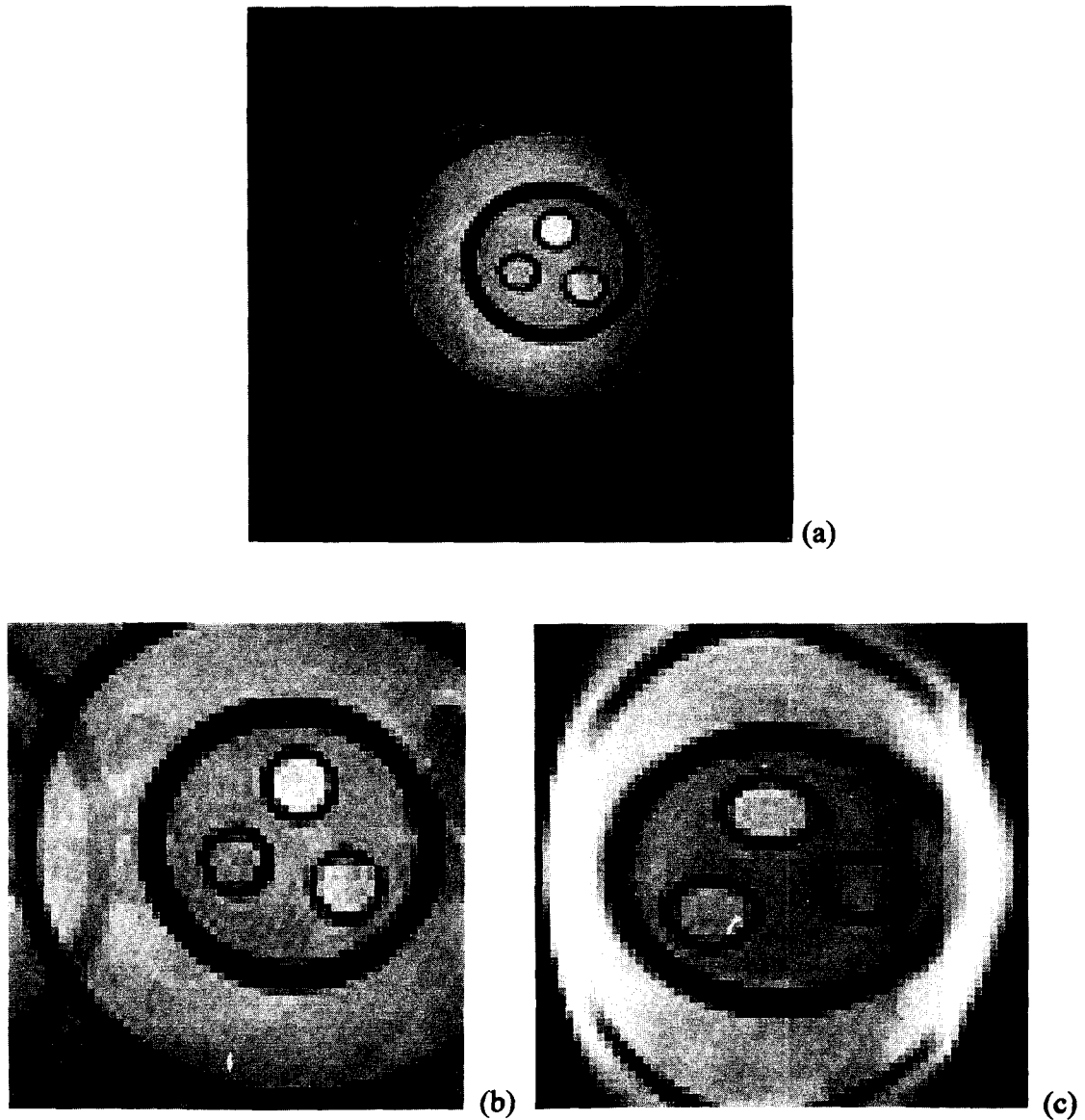


그림 5. 일반적인 x 경사자계와 제안된 부분경사자계를 사용하여 얻은 영상의 비교

- (a) 일반적인 x 경사자계 코일로 얻은 영상
(FOV : 256mm, 128 encoding steps)
- (b) 일반적인 x 경사자계 코일로 얻은 영상
(FOV : 128mm, 64 encoding steps)
- (c) 제안된 부분경사자계 코일로 얻은 영상
(FOV : 128mm, 64 encoding steps)

Fig. 5. Comparison of images obtained by using the conventional x gradient, and by using the proposed locally-linear gradient

- (a) Image from the conventional x gradient coil
(FOV : 256mm, 128 encoding steps)
- (b) Image from the conventional x gradient coil
(FOV : 258mm, 64 encoding steps)
- (c) Image from the proposed locally-linear gradient coil
(FOV : 228mm, 64 encoding steps)

갯수를 줄였기 때문에 영상에 접혀진 부분이 보이며 제안된 국부경사자계를 사용하여 얻은 그림5(c)에서는 그림5(b)와 같은 64개의 encoding 갯수를 사용하였는데 같은 해상도를 가지면서도 어떠한 겹쳐짐도 보이지 않는다. 단, 그림5(c)의 영상을 얻기 위해서는 비선형적인 경사자계를 사용하고 양쪽 경계면에는 시그널이 집중되므로 부분적으로 찌그러지거나 매우 밝은 부분이 생길 수 있으나 이와 같은 문제는 영상을 얻고자 하는 부분을 중심의 선형경사자계 부분에 위치시키고 Display강도를 조정하여 해결할 수 있다.

참 고 문 헌

1. Mansfield, P., J. Phys. C., Vol. 10, p. L55, 1977.
2. Meyer, C.H., Hu, B.S., Nishimura, Macovski, "Fast spiral coronary artery imaging", Magn. Reson. Med., Vol. 28, pp. 202-213, 1992.
3. Haase, A., "Snapshot FLASH MRI. Applications to T_1 , T_2 , and chemical shift imaging", Magn. Reson. Med., Vol. 13, pp. 77-89, 1990.
4. Ordidge, R.J., Connely, A., Lohman, J.A.B., J., "Image-selected in vivo spectroscopy (ISIS). A new technique for spatially selective NMR spectroscopy", Magn. Res., Vol. 66, pp. 283-294, 1986.
5. Mills, P., Chew, W., Litt, A., Moseley, M., "Localized imaging using stimulated echoes", Magn. Res., Med., Vol. 5, pp. 384-389, 1987.
6. Turner, R., "Comparison of minimum inductance and minimum power gradient coil design strategies", Proc. SMRM XI., p. 4031, 1992.
7. Martens, M.A., Petropoulos, L.S., Brown, R.W., "Insertable biplanar gradient coils for magnetic resonance imaging", Rev. Sci. Instrum., Vol. 62-11, pp. 2639-2645, 1991.