

Localized MRI/MRS를 위한 차폐된 두뇌촬영용 R^2 -경사자계코일*

오창현, 양윤정, 김선경, 이 윤, 이홍규**, 안창범***
고려대학교 전자및정보공학부 및 (주)메디슨**, 광운대학교***

Actively-Shielded Brain-Only R^2 -Gradient Coil for Localized MRI/MRS*

C.H. Oh, Y.J. Yang, S.K. Kim, Y. Yi, H.K. Lee**, and C.B. Ahn***
Department of Electronics and Info. Engr., Korea University, Medison Ltd.**,
and Kwangwoon University***

ABSTRACT

An actively-shielded r^2 -gradient coil has been developed for brain localized MRI or MRS. Spatial localization is very useful for spatial volume selection in MRI or MR Spectroscopy(MRS). The radial(or r^2 -) gradient coil is useful in reducing the artifact or in improving the SNR by selecting the volume with less number of RF pulses. It is, however, difficult to implement the coil with a gradient intensity strong enough to use it for practical whole-body MRI system. For example, the smallest volume size for selection is just 6 cm in diameter with a 250 Ampere of current driving for a whole-body system (in case of 70-cm-diameter). In this study, an asymmetric r^2 -coil with a small diameter of 35 cm has been designed and implemented for brain localized MRI or MRS. An 8-rod high-pass-type birdcage RF coil has also been implemented. The coil set has been developed for 1.0 Tesla Medison MRI system and its performance has been verified experimentally.

서 론

이 논문의 목적은 Brain MRI/MRS를 위한 공간선택용 소형 r^2 -경사자계코일을 개발하는 것이다.

MRS에서는 공간선택을 위해, MRI에서는 FOV를 줄이기 위해 Spatial localization은 매우 효율적이다. 특히 Radial(또는 r^2 -) 경사자계코일은 3차원적 공간선택을 위한 RF 펄스의 개수를 줄여 공간선택 중 생기는 artifact를 줄이고 SNR을 크게 하는 등의 장점을 가지고 있다[1, 2].

* : 본 연구는 한국과학재단 (과제번호: 94-0100-09-01-3) 및 보건복지부 (G7과제)의 도움으로 수행되었음.

그러나 whole-body 상용시스템에서는 실제로 유용하게 쓰일 정도의 크기를 가진 경사자계를 만드는 것이 어려워 (250Amp의 큰 전류로도 임상적으로 쓰이기에는 너무 큰 직경이 6cm 이상인 volume만을 선택가능[3]) 과거에는 동물실험용 small-bore system에서나 사용되었다.

경사자계의 강도가 낮은 것을 극복하기 위해 평면 모양의 코일을 사용하는 방법이 그 후 제안되었으나 사용면적이 비교적 좁다는 점이 단점이다[4]. 이 논문에서는 인체의 두뇌 MRI나 MRS에 유용한 35cm의 적은 직경을 가진 코일을 설계, 제작하여 실험적으로 그 성능을 입증하였다.

이 론

두뇌의 촬영을 위한 r^2 gradient 코일은 적은 직경의 primary layer(직경 35cm)와 차폐를 위한 shield layer(직경 45cm)로 이루어져 있다. 그 전류분포는 Target field approach를 적용하여 최소전력 방법으로 다음과 같이 설계하였다.

Primary coil의 전류분포 $i_p(z)$ 에 의해 발생하는 임의의 위치(x_0, y_0, z_0)에서의 Z방향 자기유도의 크기 B_z 는 아래와 같이 주어진다.

$$B_z(x_0, y_0, z_0) = \int_z i_p(z) B_r(x_0, y_0, z_0; r_p, z) + i_p(z) \int_z i_s(z' - z) B_r(x_0, y_0, z_0; r_s, z') dz'$$

여기서 r_p, r_s 는 각각 primary, shield layer의 반지름, $B_r(x_0, y_0, z_0; r, z_1)$ 는 $z=z_1$ 에 위치한 반지름 r 의 1-Ampere loop current element에 의한 (x_0, y_0, z_0)에서의 z방향 자기유도의 크기이며, $i_s(z)$ 는 $z=0$ 에 위치한 1-Amp 1-loop primary 코일을 차폐하는 차폐전류의 분포이다. 여기에서 B_z 의 Target 위치에서의 조건을 만족하며 $\int_z i_p^2(z) dz$ 를 최소로 하는 $i_p(z)$ 를

Lagrange Multiplier를 사용하여 구한다.

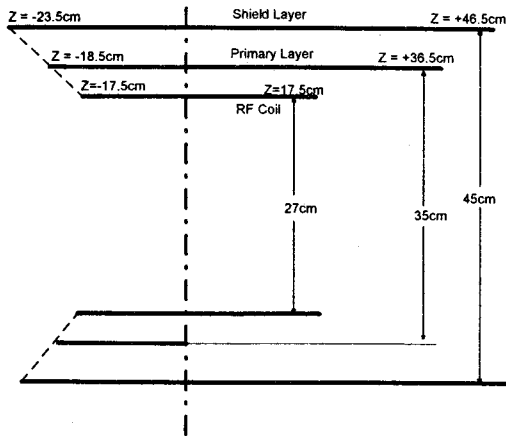


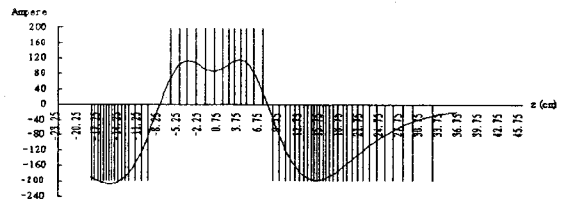
그림 1. 제안된 r^2 -경사자계코일과 고주파코일의 모양. 인체의 두뇌 촬영을 위해 비대칭적으로 제작되었다.

결 과

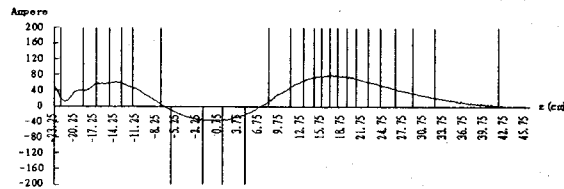
설계된 r^2 -경사자계코일의 모양과 크기를 그림 1에 보였다. 머리를 넣을 수 있게 한쪽에 중심을 두어 비대칭성을 갖게 제작하였다. Z-방향 자기유도의 크기를 x-y 평면에서 radial 방향으로 변하게 하기 위해 Target field는 $r=0, 2, 6\text{cm}$ 에 각각 r^2 에 비례하게 주었다. 전체 길이는 70cm로 설계되었으며 0.5cm 간격으로 loop-current element를 정의하였다.

그림 2에 설계된 전류의 분포를 보였다. 연속적인 전류분포를 일정한 전류를 가진 wire로 구현하기 위해 위치를 조정하여 비 연속적이지만 크기가 같은 동선의 위치를 표시하였다. R^2 -경사자계의 크기는 $7 \times 10^{-3} \text{ G/cm}^2/\text{Amp}$ 로 계산되었다.

원통형 아크릴 frame에 3.0mm 연동선을 감아 에폭시로 고정하였으며 그 성능은 실험으로 측정하여 확인하였다. Active shielding 효과는 초전도자석의 제일 안쪽에 위치한 conducting surface의 직경을 86cm로 가정했을 때 99% 이상이었다(eddy current는 1% 이내로 줄어듦). 실험 결과는 이론으로 추정된 결과와 일치하였다.



(a) Primary layer



(b) Shield layer

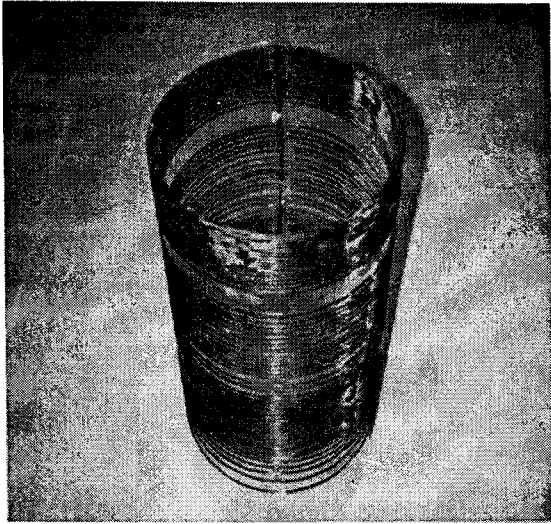
그림 2. 설계된 코일의 전류 분포. 점선으로 연속적인 전류분포를 보였다.

함께 쓰일 RF 코일은 27cm 직경으로 8개의 rod를 가진 High-pass Birdcage (Quadrature-type) 타입으로 구현하였으며 별도의 시험을 거쳐 영상을 얻었다. Unloaded Q는 510, loaded Q는 162이었다.

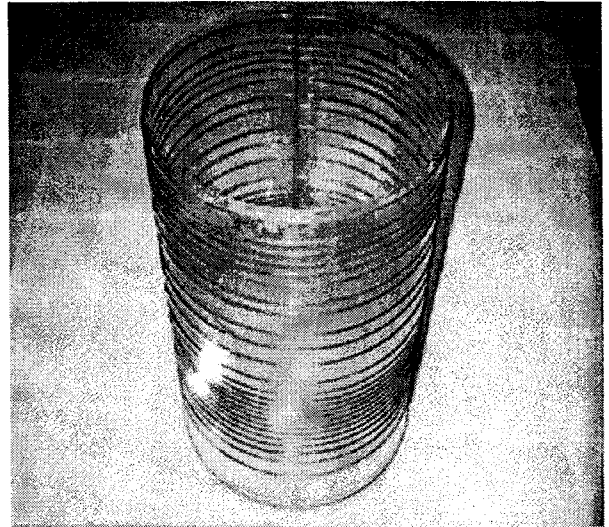
그림 3에 제작된 코일의 사진을 보였다. 그림 3(a)는 primary layer, 그림 3(b)는 shield layer, 그림 3(c)는 RF 코일을 보였으며 합한 모양을 그림 3(d)에 보였다. 시뮬레이션으로 얻은 x-y 평면에서의 B_z 를 그림 4에 보였다. B_z 가 radial 방향으로 변하는 것을 볼 수 있다.

결 론

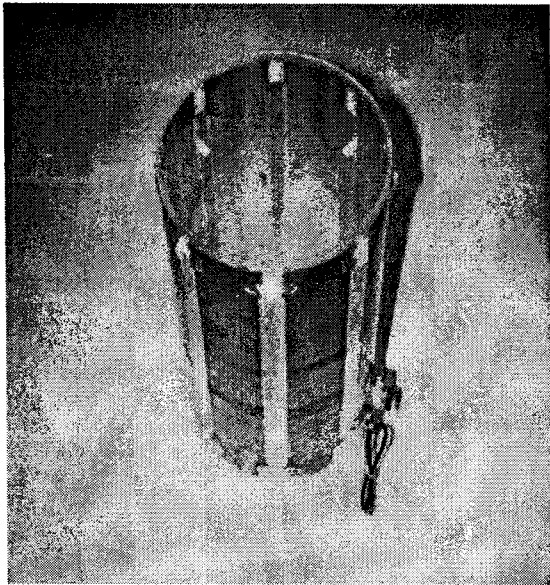
제작된 r^2 -경사자계코일과 RF코일은 공간선택에 의한 MRI 또는 MRS에 매우 유용할 것으로 보이며 현재는 1.0Tesla whole-body MRI시스템의 내부에 장착하여 실험중이다.



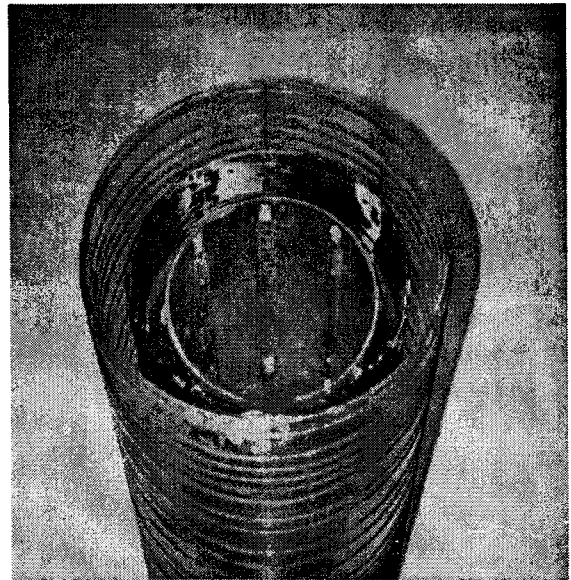
(a) Primary layer



(b) Shield layer



(c) RF 코일



(d) 조립된 코일들

그림 3. 제작된 코일의 사진

참고문헌

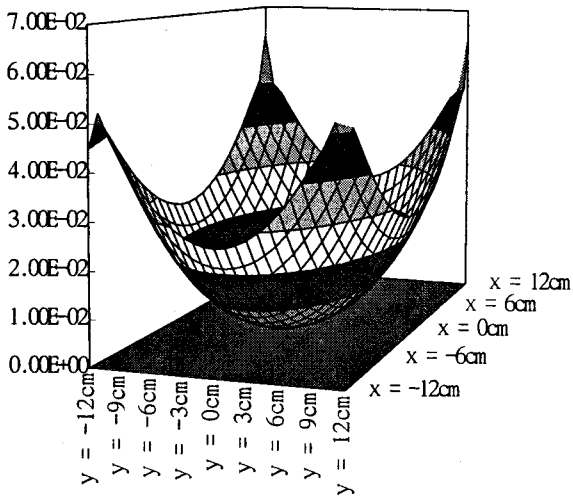


그림 4. B_z [Tesla] in the x-y plane (전류 = 200 Ampe re). Radial방향으로 변하는 자장의 패턴을 볼 수 있다.

1. Oh, C.H., Hilal, S.K., Cho, Z.H., Mun, I.K., *New spatial localization method using pulsed high-order field gradients (SHOT: Selection with High-Order gradient)*, Magn. Reson. Med., 18-1: 63-70, 1991.
2. Oh, C.H., Lee, J.K., Yang, Y.J., Yi, Y., Cho, Z.H., *SHOT Using Surface Gradient Coils (SGC)*, Proc. SMR II: 755, 1994.
3. Oh, C.H. and Hilal, S.K., *Method and apparatus for spatial localization of magnetic resonance signals*. U.S. Patent # 5,122,748, 1992.
4. Lee, J.K., Yang, Y.J., Choi, H.J., Oh, C.H., *High-order surface gradient coil design using target field approach*, J. KOSOMBE, 17-1: 19-23, 1996.