

Development of Birdcage RF coil for 3T Animal MR Imaging

가톨릭대학교 의과대학 의공학교실, 건국대학교 수의과대학*

추명자 · 최보영 · 강세권 · 최치봉* · 이형구 · 서태석

목적 : 사람에 비하여 크기가 현저히 작은 동물의 자기공명영상 촬영을 위하여 상용으로 인체에 적용하는 Head 코일보다 원통 반지름이 작은 Low-Pass Type Birdcage 코일을 제작함으로써 보다 큰 신호대 잡음비 (Signal-to-Noise Ratio: SNR)를 얻고자 하였다.

방법 : 자기공명영상을 얻기 위해 Spin Echo 펄스시퀀스와 Fast Spin Echo 펄스시퀀스를 사용하였다. T1 강조영상을 얻기 위한 Spin Echo 펄스시퀀스의 매개변수는 TR/TE=300/17 ms, Matrix=256×256, Field Of View (FOV)=150 mm, Slice Thickness=2 mm 이었다. T2 강조영상을 얻기 위한 Fast Spin Echo 펄스시퀀스의 매개변수는 TR/TE=3000/96 ms, Matrix=256×256, Field Of View (FOV)=150 mm, Slice Thickness=2 mm 이었다. 원통의 지름이 13 cm인 Birdcage 코일은 12개의 elements로 구성되어 있으며 길이는 22 cm로 제작되었다.

결과 : 코일 원통의 반지름의 크기에 따른 SNR을 비교하기 위하여 인체용 Knee 코일과 동물용으로 제작된 코일을 이용하여 각각의 팬텀 영상을 획득하였다. 팬텀 영상으로부터 측정된 SNR의 값을 통해 반지름이 작은 동물용 코일의 SNR이 더 크다는 걸 확인할 수 있었다.

토의 및 결론 : 본 연구를 통하여 같은 형태의 Birdcage 코일일 경우 원통의 반지름에 따라 SNR이 다르며, 특히 반지름이 작을 때 SNR이 더 크다는 것을 알 수 있었다. 따라서 코일의 크기에 비해 촬영하고자 하는 대상물의 부피가 작은 경우 대상물의 부피에 맞추어 코일을 제작하면 SNR이 보다 뛰어난 영상을 얻을 수 있을 것으로 사료된다.

중심단어 : Birdcage coil, Signal-to-Noise ratio (SNR)

서 론

고자장 3T 자기공명영상(MRI) 시스템에서 기존의 1.5 T MRI에 비하여 높은 신호대잡음비를 이용하여 고해상도의 영상을 얻어낼 수 있는 것은 큰 장점 중의 하나이다. 이러한 장점을 인체에 비해 모든 기관이 작은 동물영상을 얻는데 적용할 수 있다면, 동물을 이용한 다양한 임상적 실험에서도 더 많은 해부학적 및 기능적 정보를 얻을 수 있을 것이다. 또한 고자장 3T 자기공명영상 시스템에서는 작은 Field-of-view (FOV)에서 보다 향상된 해상도와 높은 Signal-to-noise ratio (SNR)의 영상을 얻을 수 있다. 따라서 보다 효율적인 Radio frequency (RF) 코일의 개발이 동반된다면 더 높은

SNR의 영상을 얻을 수 있을 것이다.

일반적으로 양질의 자기공명영상을 얻기 위한 요소 가운데 다른 많은 주요 요소가 있지만 그 중 가장 중요한 요소 가운데 하나가 RF코일이다. RF코일에서 가장 중요한 특징 중 하나는 자장균일도(Magnetic field homogeneity)이다. 자장균일도는 자기공명영상의 신호대잡음비(SNR)에 큰 영향을 끼친다. 높은 Quality (Q) factor 역시 SNR을 최대화하는데 아주 중요한 역할을 한다. 즉 Q factor가 높으면 높을수록 높은 SNR을 얻을 수 있다. 또한 SNR을 높이고 공간 해상도의 향상을 위하여 모든 자기공명 연구는 고자장을 선호하고 있다. 그러나 고자장으로 갈수록 Susceptibility의 문제가 더욱 대두된다.¹⁻⁵⁾ 따라서 자장균일도와 높은 Q factor를 유지하면서 특정 주파수에서 작동하는 RF resonator를 만든다는 것은 고자장 자기공명영상을 얻는데 매우 중요한 일이다.

RF코일 중 Birdcage 형태는 균일도가 높은 Volume 코일로 잘 알려져 있다.⁶⁾ 다른 형태의 Volume 코일인

이 논문은 2001년 4월 2일에 접수하여 5월 22일에 채택됨.
 통신저자: 최보영, 가톨릭대학교 의과대학 의공학교실
 서울시 서초구 반포동 505번지
 Tel: 02)590-2427, 팩스: 02)590-2425,
 E-mail: bychoe@cmc.cuk.ac.kr

Saddle type의 코일이나 Slotted tube resonator에 비해 RF field uniformity가 뛰어나고, Signal-to-noise ratio (SNR)이 높고,⁶⁾ Circularly polarized field를 만들어 내기 위해 Quadrature type로 제작하기 쉬운 구조이다.^{7,8)} 또한 이 코일은 대개 Whole-body system에서 사용되어지고 근래 Mini-imaging을 위해서도 적용되어지고 있다.⁹⁾ 대개 고자장에서 부피가 작은 Sample의 영상을 얻는 경우 솔레노이드(Solenoidal) RF 코일을 흔히 사용한다. 솔레노이드 RF 코일은 설계하기 쉽고, 높은 SNR을 제공하고, 지름에 대한 적당한 길이를 가진다면 상당히 균일한 장을 만들어 낼 수 있다. 그러나 고자장에서의 경우, 지름에 대한 적당한 길이를 만족시킨다는 것은 어렵다. 더 낮은 Inductance가 요구되어지고 더 짧은 Solenoid가 사용되어진다. 또한 Solenoid RF 코일의 Geometry는 전자석에서의 Plant study에서는 이상적이나,¹⁾ Transverse geometry로 인해 초전도 고자장 내에서 행해지는 연구에는 적당치 않다. 따라서 본 연구에서는 기존에 사용해 왔던 Head, Knee 코일보다 크기가 작은 Low-pass type Birdcage 코일의 SNR을 측정, 평가하여 지름 2 cm이하의 뇌를 가진 동물(개나 쥐)들을 위해 설계된 RF 코일의 유용성에 대하여 보여 주고자 한다.

재료 및 방법

Magnum 3.0T (Madinus Co, Korea) MRI scanner를 사용하였고, Birdcage type의 Knee 코일과 직접 제작한

지름이 작은 동물용 코일(Fig. 1)을 사용하여 영상을 얻었다. Body coil이 갖추어지지 않은 상태이므로 제작된 코일은 Transceive type이다. 팬텀 영상과 Rat의 영상을 얻기 위해 사용된 Sequence는 다음과 같다. Spin echo pulse sequence를 사용하여 T1 강조 영상을 얻었으며 매개변수는 TR/TE=300/17 ms, Matrix=256×256, Field of view (FOV)=150 mm, Slice thickness=2 mm, Slice 개수는 10장이었고, T2 강조 영상을 얻기 위해 사용된 Fast spin echo pulse sequence의 매개변수는 TR/TE=3000/96 ms, Matrix=256×256, FOV=150 mm, Slice Thickness=2 mm, Slice 개수는 10장이었다.

사용된 동물은 가톨릭의과학연구원 동물실험실에서 사육한 Rat으로서 품종은 Sprague-dawley (SD)이었다. Rat은 표준치 실험실 먹이를 섭취하였으며 MRI 촬영을 위하여 마취를 하였다. 마취할 때 사용된 약품은 ketamin hydrochloride이었으며 용량은 75 mg/kg이었다.

직접 제작한 동물용 Birdcage 코일은(Fig. 1)의 구조와 같이 내경 13 cm의 아크릴 원통틀을 사용하였고, 원통의 두께는 5 mm이다. 총 12개의 elements로 이루어진 동물용 Birdcage 코일은 폭 6 mm, 길이 20 cm, 두께 0.05 mm의 구리테이프를 사용하였다. Elements의 양쪽 끝을 둘러싼 Ring은 폭 8 mm의 동일한 구리테이프를 사용하였다.

SNR의 평가를 위하여 동물용 Birdcage 코일과 Knee coil을 비교 검토하였다. 사용한 팬텀은 지름 10 cm, 길이 18 cm의 원통형으로 팬텀 안에는 증류수를 채웠다.

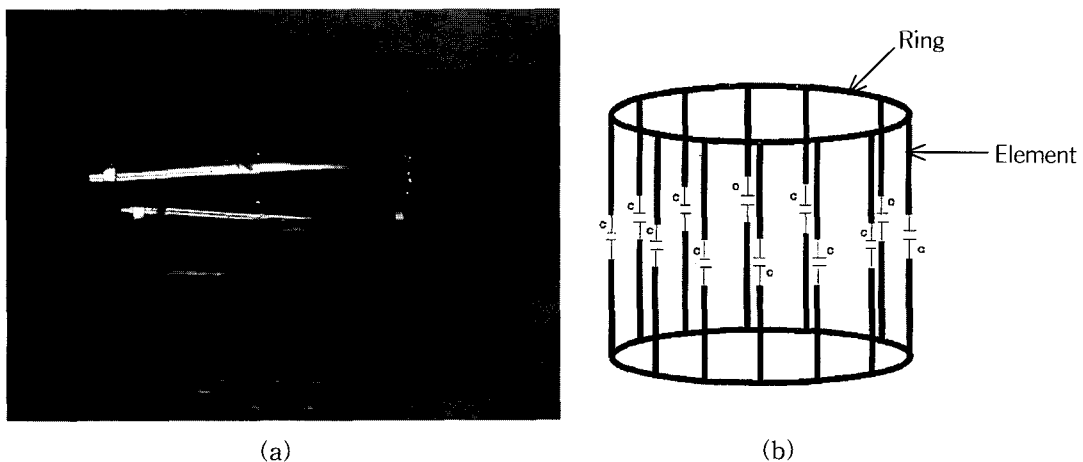


Fig. 1. A. Low-pass type Birdcage coil for animal MRI B. Design of Birdcage coil. (a) Ring (b) Element.

각각의 코일을 사용하여 얻은 영상의 각 Slice 중심에서 Signal을 측정하였고, Background의 Signal을 측정하여 SNR을 계산하였다.¹⁰⁾ 측정된 Slices는 총 10장이었으며 각 Slice 당 신호평균(Signal average), 잡음평균(Noise average), 신호대잡음비를 얻었다.

결 과

12개의 Elements를 가진 코일은 7개의 공명 Mode가 잘 나타남을 볼 수 있었다,^{11, 12)} 7개의 Mode 가운데 가장 균일한 B1 자기장을 형성하는 두 번째 Mode (Mode 1)를 3T 공명주파수(127.75 MHz)에 Tuning시켰다. Q값의 경우, 제작된 코일의 매개변수에 의해 수식으로 계산되어진 값은 93.1¹⁵⁾ 이었고 측정되어진 값은 98.6이었다. Quadrature 채널간의 Isolation의 경우 그 차이가 20 dB 이상이었다.

동물용 코일의 향상된 SNR을 수치적으로 보이기 위하여 Knee 코일과 동물용 코일을 사용하여 얻은 팬텀 영상으로부터 SNR을 측정 후 계산하였다(Table 1). Table 1에서 보여주는 것과 같이 동물용 코일의 SNR은 평균 243.2 이었고 Knee 코일은 평균 129.7로서 약 두배 정도로 증가함을 알 수 있었다. 각각의 코일에서 얻은 슬라이스의 SNR은 거의 비슷한 수치를 기록하였다. 동물용 코일과 Kee코일의 신호강도는 약 5600대로서 큰 차이를 나타내지 않았지만, 동물용 코일의 잡음평균이 Knee 코일에 비하여 35 dB 이상 상당히 감소되었다.

Table 1. SNR in each slice with birdcage coil for animal imaging

Slice No.	Signal Avg.	Noise Avg.	Noise Std.	SNR
1	5626.84	43.06	23.20	240.7
2	5639.02	42.90	23.18	241.4
3	5650.63	43.00	23.00	243.8
4	5666.37	42.38	23.10	243.5
5	5688.48	42.40	22.98	245.7
6	5702.52	42.38	22.95	246.6
7	5680.20	42.90	22.95	245.6
8	5665.00	42.80	23.16	242.8
9	5650.24	42.60	23.08	243.0
10	5630.08	43.02	23.49	237.8
Mean	5662.94	42.74	23.11	243.2

Fig. 2에서와 같이 Rat의 뇌(Brain)와 척수(Spinal cord)가 증가된 SNR로 인해 높은 Contrast의 영상을 얻을 수 있었다. 또한 복강 장기에 있어서도 간, 위, 장간막, 소장 등의 정확한 해부학적 정보를 얻을 수 있었으며, 흉강에서도 심장과 종격동, 기관, 대동맥 등의 구분을 확인할 수 있었다. 그리고 높은 Quality의 전체적인 신체근육 영상을 획득할 수 있었다.

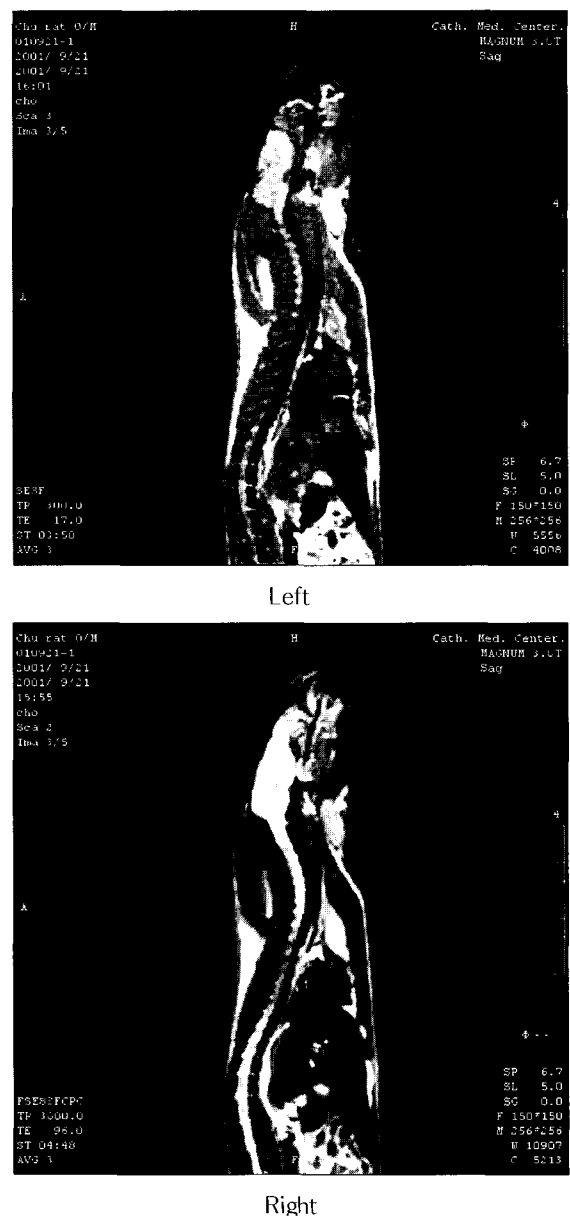


Fig. 2. Rat Images with animal coil.

Table 2. SNR in each slice with knee coil

Slice No.	Signal Avg.	Noise Avg.	Noise Std.	SNR
1	5619.98	78.68	42.97	129.0
2	5632.88	78.74	42.99	129.2
3	5646.39	78.69	42.95	129.6
4	5658.26	78.60	42.89	130.1
5	5669.35	78.65	42.98	130.1
6	5681.36	78.66	42.97	130.4
7	5671.59	78.62	42.95	130.2
8	5658.78	78.68	42.97	129.9
9	5645.39	78.74	42.96	129.6
10	5630.28	78.70	42.96	129.2
Mean	5651.43	78.68	42.96	129.7

고찰 및 결론

설계 제작된 3T 동물용 Birdcage 코일은 실험적 수치(Q값, Channel 간의 Isolation)와 Rat의 MR 영상을 통해 그 성능이 평가되었다. 동물용 코일과 Knee코일의 신호강도는 큰 차이를 나타내지 않았지만, 동물용 코일의 잡음평균이 Knee 코일에 비하여 상당히 감소되어 나온 것은 코일자체의 Quality가 우수하다는 것을 추정할 수 있다.

현재 고자장 Whole body scanner는 높아진 SNR, 향상된 공간 해상도와 영상 대조도를 통해 중추신경계나 fMRI 연구에 주로 사용되어지고 있다. 또한 위의 결과에서 보듯 이처럼 향상된 Technique은 용적이 작은 뇌를 가진 동물의 영상을 얻는 데에도 유용함을 알 수 있었다.

높은 SNR은 일반적인 MR 영상 뿐 아니라 MR 분광법에서도 대사 물질의 신호와 잡음의 신호를 구분해내는 공간 해상도를 높일 수 있기 때문에 동물의 MR 분광법에도 충분히 유용할 것이다.

현재 새로운 약물, 치료 방법의 연구 개발에 있어서 동물실험을 통해 연구의 신뢰도나 사람에게 적용함에 있어 안전도를 점검하는 것은 필수적으로 수반되어지는 과정이다. 이 때, 고자장이 제공하는 높은 SNR의 동물 영상을 이용한다면 연구에 큰 도움이 될 것이다.

또한 최근 동물 임상분야에서 새로운 진단 Modality로써 MRI가 대두되고 있다. 그러나, 사람에 비해 부피가 훨씬 작은 동물임에도 불구하고 대상물에 비해 지나

치게 큰 인체용 코일을 그대로 사용해왔다. 이로 인해 대상물이 차지한 공간 이외의 배경 공간에서 발생하는 잡음이 영상의 질에 많은 영향을 끼치게 되었다. 따라서 높은 질의 동물영상을 얻기 위해 적절한 크기의 동물코일 개발이 절실히 요구되는 상황이다. 동물의 Brain (fMRI, MRA, MRS) 뿐만 아니라 복강 장기, 근육 등 특히 해부학적 형태의 차이에 따른 질병의 진단에 있어서 결과에서 제시한 질 높은 영상을 얻기 위해 동물용 코일의 개발은 주의임상진단의 영역을 획기적으로 확대시키는 결정적 역할을 할 것으로 사료된다.

참고 문헌

1. P. T. Callaghan, "Principles of Nuclear Magnetic Resonance Microscopy" Clarendon Press, Oxford, (1991)
2. Z. H. Cho, C. B. Ahn, S. C. Juh, H. K. Lee, R. E. Jacobs, S. Lee, J. H. Yi, and J. M. J, Med. Phys. 15:815 (1988)
3. R. W. Bowtell, G. D. Brown, P. M. Glover, M. McJury, and P. Mansfield, Philos. Trans. R. Soc. London Ser. A 333, 457 (1990)
4. W. Kockenberger and A. Metzler, Bruker Rep. 141, 21, (1995)
5. R. W. Bowtell, A. Peters, J. C. Sharp, P. Mansfield, E. W. Hsu, N. Aiken, A. Horsman, and S. J. Blackband, Magn. Reson. Med. 33:790 (1995)
6. E. Hayes, W. A. Edelstein, J. F. Schenck, O. M. Mueller, and M. Eash. An efficient, highly homogeneous radiofrequency coil for whole-body NMR imaging at 1.5T. J. Magn. Reson. 63:622 (1985)
7. R. Kurczewski, R. Pavlovich, J. W. Steidly, N. K. Rollins: Design of elliptically shaped quadrature pediatric body coils. Proc. SMRM 11th Annual Meeting, Berlin, pp. 4025 (1992)
8. E. Hayes, C. Mathis: Three wrist coil designs with high signal-to-noise performance. Proc. SMRM, 12th Annual Meeting, New York, pp.309 (1993)
9. Z. Crozier, K. Luescher, L. K. Forbes, and D. M. Doddrell, J. Magn. Reson. B 109, 1 (1995)
10. R. W. Bowtell, A. Peters, J. C. Sharp, P. Mansfield, E. W. Hsu, N. Aiken, A. Horsman, and S. J. Blackband, Magn. Reson. Med. 33:790 (1995)
11. D. I. Hoult and R. E. Richards, J. Magn. Reson. 24:71 (1976)
12. R. C. Gonzalez, R. E. Woods, Digital Image Processing, Addison Wesley (1993)
13. Roschmann P.: Analysis of mode spectra in cylindrical

- N-conductor transmission line resonators with expansion to low-, high- and band-pass birdcage structures. *Proc Soc Magn Res*, 2, 1000 (1995)
14. Leifer MC: Resonant modes of the birdcage coil J. *Magn Reson*, 124:51 (1997)
15. Michael D. Harpen: Radiative Losses of a Birdcage Resonator. *Mag. Reson. Med*, 29:713 (1998)

Development of Birdcage RF coil for 3T Animal MR Imaging

Myungja Chu, Boyoung Choe, Sekwon Kang,¹
Chibong Choi*, Hyongkoo Lee, Taesuk Suh

Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Catholic University of Korea
**Veterinary College, Konguk University*

We authors developed a new small-size birdcage RF coil for animal MR images. And we compared signal-to-noise ratio (SNR) of the new small coil with a conventional knee coil.

The dimension of the low-pass type birdcage coil with 12 elements at 3T MRI system are 13 cm outer diameter, 12 cm inner diameter and 20 cm length. For each element, the width of copper tape is 0.05 mm, thickness is 8 mm and length is 20 cm.

The small birdcage coil with 12 elements exhibited 7 resonance modes. The isolation of the quadrature channel could be achieved more than 20 dB. The coil quality factor (Q value) was 98.6. The SNR of the animal coil was 243.2 on the average and was about twice as high as the conventional knee coil.

The present study successfully demonstrated that the small birdcage coil could provide high quality animal MR images with the improved SNR. Therefore, it is expected that the small birdcage coil could be used in the clinical diagnosis and research studies for veterinary medicine in the near future.

Key word : Birdcage coil, Signal-to-Noise ratio (SNR)