

고자장 3T MRI 장비에서 동물영상을 위한 솔레노이드 RF코일 개발

이홍석¹, 우동철², 민광홍³, 김용권³, 이흥규^{2,3}, 최보영²

목적 : 본 연구는 3 T MRI 장비에 적합한 동물영상용 솔레노이드 (solenoid) 코일을 개발하고 최적화한 후, 실제 동물모델에 대한 영상을 획득하는 것을 목표로 수행되었다.

대상 및 방법 : 솔레노이드 코일은 반경 4 cm, 길이 10 cm의 아크릴 구조물에 너비 2 cm, 두께 0.05 cm, 길이 10 cm의 구리테일로 3번 감긴 형태로 제작하였고, 구리테일을 감을 때는 실린더 축과 수직이 되도록 감았으며 테일간의 간격은 2 cm로 하였다. 축전지 (capacitor)는 2-100 pF사이의 용량을 이용하였고, 코일은 수신 전용으로서 디자인되었다.

결과 : 개발된 솔레노이드 코일의 신호대 잡음비 (Signal to Noise Ratio; SNR)는 CuSO₄ 수용액 팬텀(CuSO₄; 0.7 g/L)에서 985, 쥐 (rat)를 이용한 동물실험에서 995이었고, Q-factor는 unload된 경우 203-206, load된 경우 84-89정도로 측정되었다. 솔레노이드 코일을 이용하여 획득한 영상은 상대적으로 해상도 (resolution)가 높았으며, 코일 시뮬레이션 (simulation)을 통해서 얻은 RF field의 균질성 (homogeneity) 또한 매우 우수하였다.

결론 : 본 연구를 통하여 고자장 3T MRI 장비에서 쥐와 같은 작은 동물의 영상을 획득할 때 솔레노이드 코일을 사용하면 보다 향상된 영상의 대조도, 해상도, 선명도를 얻을 수 있는 가능성을 확인 할 수 있었다.

서 론

MRI의 의학적 이용에 있어서 가장 중요한 것은 인체 내에서 정상조직과 구분되는 병변에 관련된 선명한 해부학적 정보를 제공하는 것이다 (1). 해부학적 정보 중, 가장 중요한 것 중 하나가 높은 해상도(resolution)이다 (2). 여기서 해상도에 미치는 여러 가지 중요한 요소가 있는데, 그 중 RF코일은 대상 내의 수소입자 들에게 RF에너지를 순간적으로 적용하고, 그 적용된 자기공명신호가 이완하는 양을 시간적으로 감지하는 안테나 역할을 하기 때문에 매우 중요한 역할을 한다 (3). 물론 신호대잡음비(signal to noise ratio: SNR)가 높다는 것이 반드시 해상도가 높다는 것은 아니지만 (4), 신호대잡음비가 높은

것이 해상도를 높이는데 중요한 요소임은 분명하다 (5).

최근까지 솔레노이드(solenoid)형 RF 코일은 수직형 (vertical) 영구자석을 이용한 임상용 MRI 에서는 많이 사용되어 왔지만, 수평형(horizontal) 초전도(superconductor) 자석을 이용한 MRI에서 개발된 바가 없다. 첫 번째 이유는 RF코일의 역할 중 하나는 외부자기장 방향과 일치한 순자기화 (M)의 방향을 90도, 180도 등으로 꺾이게 하는 작용인데 수평형 MRI 장비에서 인체를 테이블에 눕힌 상태에서 어느 부위도 솔레노이드 형태의 RF코일로는 90도, 180 등의 각도로 순자기화 방향을 꺾이게 할 수 없기 때문이다. 또한 두 번째 이유는 인체 각 부위의 두부, 무릎, 유방 등을 촬영할 코일 크기를 임의대로 작게 만들 수 없기 때문이다. 즉, 일반적인 인체의 평균 사이즈로 코일이 개발되기 때문이다. 그러나, 쥐와 같이 대

대한자기공명외과학회지 11:20-26(2007)

¹가톨릭대학교 의과대학 의학과

²가톨릭대학교 의과대학 의공학교실

³아이슬테크놀로지㈜

접 수 : 2007년 2월 20일, 채 택 : 2007년 4월 2일

통신저자 : 최보영, (137-040) 서울시 서초구 반포동 505번지, 가톨릭대학교 의과대학 의공학교실

Tel. (02)590-2427 Fax. (02) 590-2425 E-mail: bychoe@catholic.ac.kr

상 자체의 크기가 작은 경우, 수평형 에서 동물 촬영용으로서 작은 크기의 솔레노이드형 RF코일 개발은 얼마든지 가능하다.

현재까지 인체대상으로 하는 임상 시험 전 시행하는 동물연구에서, 연구용 동물을 대상으로 3T (Tesla) 전신용 영상을 획득하기 위하여 새장 코일과 같은 parallel alignment 코일이 주로 사용되어왔다. 물론 perpendicular alignment 코일을 사용하기 위해 초전도체를 이용하여 horizontal bore를 갖춘 자기공명영상장비 장비를 이론적으로 만들 수 있지만, 현재 기술과 비용으로서는 불가능하다. 특히 3 T MRI 에서 영상을 획득할 때, 대상물에서 공명주파수(resonance frequency)를 감지하는 RF 코일은 고자장에서 더욱 더 공명주파수(123.48 MHz)와 일치(matching) 하도록 제작하는 것이 코일의 민감도(susceptibility)를 증가시키는데 있어서 매우 중요한 문제가 된다 (6). 또한 고자장 3 T MRI 에서 RF field의 균질성(homogeneity)을 유지하기가 매우 어렵다. 이런 문제들로 인하여 3T와 같은 고자기장에서 영상을 획득하는 것은 정확한 공명주파수에서 공명을 유도하기 위해서 작은 용량의 민감한 가변축전지(variable capacitor)를 필요로 하게 된다. 그리하여 이와 같이 고주파에서 작동할 수 있는 RF 코일을 제작할 수 있게 되면 높은 신호대 잡음비와 민감한 Q-factor 값을 얻을 수 있으므로 높은 해상도의 영상을 얻을 수 있다.

그러므로 본 연구에서는 3 T 고자장에서 우수한 균질성을 유지하면서 효율적인 시간 안에 제작할 수 있는 솔레노이드 코일을 제작하여 동물영상 획득 시 높은 신호대 잡음비와 Q-factor 값을 획득하고자 한다. 이를 통해서 동물 전신촬영 시 고자장 MRI장비에서 보다 우수한 영상을 얻을 수 있는 방법으로 솔레노이드 형태의 RF코일이 사용 가능한 지 확인하고자 하였다.

대상 및 방법

1. 이론

솔레노이드 코일의 내부에서 발생하는 유도 자기장은 앙페르 법칙(Ampere's Law)에 따라 투과도(permeability) 및 길이 당 솔레노이드 코일의 감긴 수 그리고 전류의 세기에 비례한다 (7).

$$BL = \mu NI, B = \mu nI \quad [1]$$

($\mu = \mu_0 \mu_r$, μ_r = relative permeability, $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$ T m/A)

솔레노이드 코일을 제작하는데 있어서 자기장의 세기를 증가시키기 위해서 투과도는 바꾸지 않고 코일의 감은 수를 증가시키면 되나, 감긴 수가 증가할수록 솔레노이드 코일의 자체의 인덕턴스(inductance)도 같이 증가하게 되므로 3 T에서 최적화된 이미지를 얻기 위해 부족한 낮은 Q-factor와 민감도(sensitivity)를 가지게 된다 (8). 본 연구에서는 3번을 감아 인덕턴스를 조정하여 높은 민감도를 얻을 수 있도록 조정하였

다.

한편, RF코일의 제작에 있어서 가장 기본적인 것이 저항(resistance), 인덕턴스, 축전지 용량(capacitance) 이다. 공명주파수는 다음과 같이 표현 할 수 있는데, RF 코일의 인덕턴스와 축전지의 용량의 조합에 의해 결정되며, 공명주파수는 인덕턴스와 축전지의 용량을 조절함으로써 얻을 수 있었다 (9, 10).

$$\omega = \frac{1}{r\sqrt{(L_{total} - M_{total})C}} \quad [2]$$

RF 코일을 통해 얻는 신호의 최대강도 (maximal strength)는 자기장의 세기 (B_0)에 비례한다. 이는 1.5 T에서 보다 3 T의 고자장에서 좀 더 강한 강도(intensity)의 이미지를 얻을 수 있다는 의미가 된다 (11).

$$M_0 = \frac{Nr^2h^2B_0}{4kT} \quad [3]$$

(T; absolute temperature, N; the number of magnetic moments per unit volume)

2. 하드웨어와 코일 디자인

본 연구에 수행한 모든 실험은 국내 (주)아이솔테크놀로지 (ISOL Technology)에 설치되어 있는 인체 전신형 Forte II (ISOL-HITACHI™) 3T MRI/MRS 장비를 이용하여 수행되었다.

솔레노이드 코일은 아크릴 구조물에 너비 2 cm, 두께 0.05 cm, 길이 10 cm의 구리 테잎으로 3번 감긴 형태로 제작하였다. 구리 테잎을 감을 때는 실린더 축과 수직이 되도록 감았으며 테잎간의 간격은 2 cm으로 하였다. 가변축전지 (variable capacitor)는 2-100 pF 사이에 해당하는 용량을 이용하였다. 코일은 수신 전용으로 디자인 되었으며, 그 구조는 다음과 같은 회로도 (circuit)로서 구성되었다 (Figure 1). Figure 1과 같이 균형일치 (balanced matching) (50 Ω)가 이루어지도록 하였으며, 수동 짝지움 방지 회로 (passive decoupling circuit)를 추가하여 transmission RF 코일과의 짝지움 (coupling)을 방지하도록 하였고, 최종 개발된 솔레노이드 코일은 Figure 2에서 보여진다.

3. 시뮬레이션

제작된 코일을 실제 실험에 사용하기 전에 XFDTD-™ (Finite Difference Time Domain-method)을 이용하여 시뮬레이션을 하였다. 사용된 XFDTD-™ method는 현재 3D 전자기장 장비 등의 시뮬레이션 해석에 가장 널리 쓰이는 방식이다.

4. 대상

동물은 쥐 (rat)를 사용하였고, 쥐의 무게는 240g이었다. Ketamin Hydrosulfate 마취제를 이용하여 안락사 시킨 후, 24 시간이 경과되지 않은 상태에서 영상을 획득하였다. 여기서 안락사를 시킨 이유는 실험장소까지 동물 수송을 용이하게 하며, 실험 시에도 동물의 움직임을 최소화하여 실험을 용이하게 하기 위함이었다. MRI 영상을 획득할 때 외부 자기장 (B0 magnetic field) 에 수직이 되도록 코일을 정렬시켰다 (Figure 3). Copper sulfate 수용액 펜텀(CuSO₄; 0.7g/L) 및 동물을 촬영할 때 각각 네트워크 분석기 (network analyzer; Hewlett-Packard, HP4195A)로 공명주파수 (123.48 MHz; proton Larmor frequency)를 정확히 일치시킨 후, 최적화된 영상이 산출할 수 있도록 조정하였다

결 과

1. 자기장 시뮬레이션

Figure 4는 표면 코일의 수직인 방향을 z방향으로 잡고 자기장의 y-z plane, x-y plane의 자기장의 분포를 보여준다. X-y 평면에서는 솔레노이드의 입구 부분에서 균질성이 떨어지는 자기장 분포를 보이나 솔레노이드 코일 중심 부분에서는 균질한 분포를 보일 것으로 예측할 수 있다. 마찬가지로 Y-Z plane에서 코일 주변은 코일 내부중심 보다 균질성이 상당히 저하되는 것을 볼 수 있다. 그러나 코일 내부 중심은 Figure 4

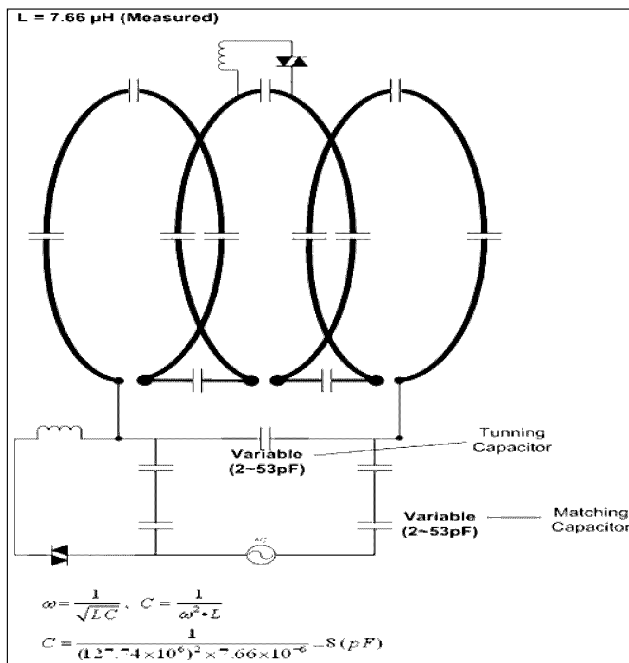


Fig. 1. 솔레노이드 코일 설계도. 가변 캐피시터 (2-53 pF) 2개를 포함되었고, 각각 tuning과 matching 작업을 하여 정확히 123.48 MHz에 공명하도록 조정하였음. 임피던스는 7.66. μH로 측정되었음.

에서도 확인할 수 있듯이 매우 균질한 자기장 분포가 나타날 것을 예측할 수 있다.

2. 코일의 작동

제작된 코일의 Q-factor와 bandwidth의 값은 Table 1에 제시되어 있다. 제작된 코일을 네트워크 분석기를 이용하여 3T에서 작동할 수 있는 정확한 공명주파수를 확보하였다.

제작된 코일의 주파수를 공명주파수에 일치시킬 때 사용한

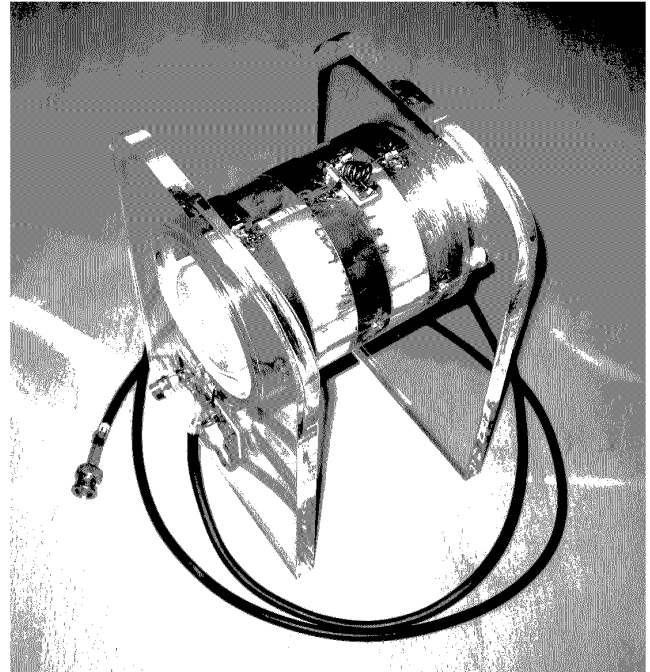


Fig. 2. 3 T MRI 장비에 사용하기 위하여 network analyzer로 matching된 123.48 MHz 솔레노이드 코일

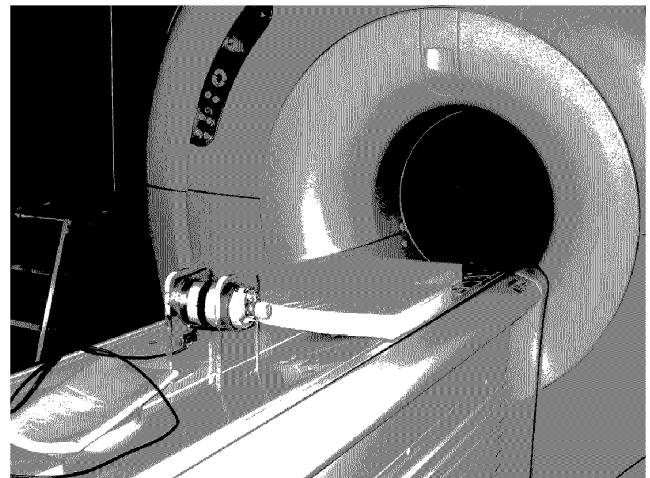


Fig. 3. 3 T MRI 장비에 장착된 솔레노이드 코일의 모습. 코일의 위치는 MRI 영상을 획득할 때 B₀ Magnetic field (외부 자기장)에 수직이 되도록 자리맞춤.

Table 1. SNR, Q factor & bandwidth of solenoid coil

		Solenoid coil	
		CuSO ₄ 0.7 g/L	Rat
SNR		985	995
Q factor	Unloaded	205.8	203.4
	Loaded	89	84
Bandwidth	Unloaded	1.4 MHz	1.2 MHz
	Loaded	0.6 MHz	0.7 MHz

팬텀 (phantom)은 직접 제작한 copper sulfate 수용액 팬텀 (CuSO₄: 0.7 g/L) 과 길이 20 cm의 동물 (rat)을 이용하였다. 또한 T1-강조 MR영상을 획득하기 위하여 사용한 MRI 매개변수 (parameter)은 FOV (field of view)= 150×150 mm, TR (repetition time) / TE (echo time) = 300/ 15 ms, NEX=2, slice thickness/gap = 5.0/0.5, Matrix= 256×128 이었고, 펄스시퀀스는 spin echo 방식을 이용하였다. 결과물로서 획득한 팬텀 영상 (Figure 5)에서 영상의 왜곡 없이 균질한 용액 상태를 잘 보여 주고 있다. 실험동물의 영상은 Figure

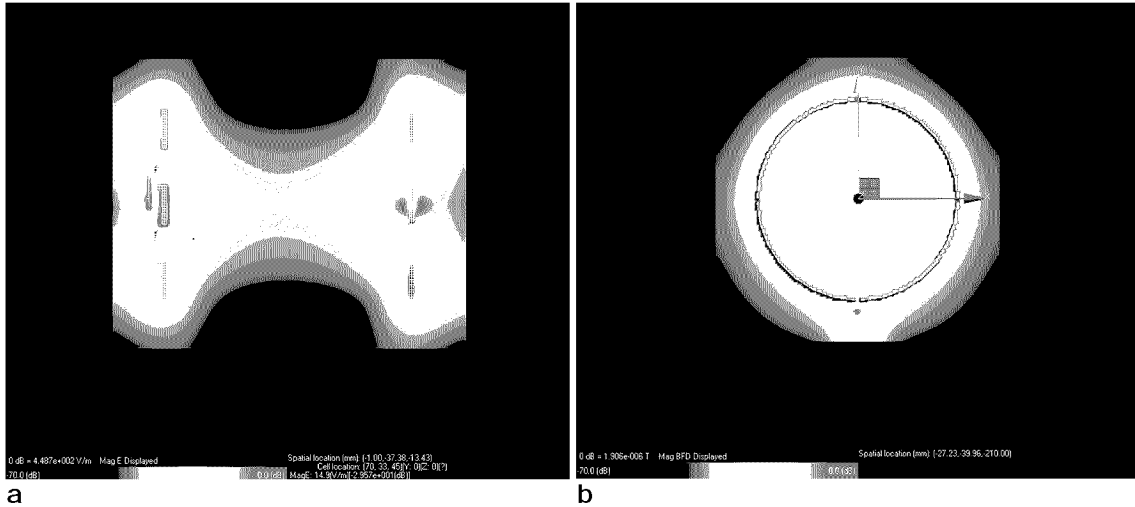


Fig. 4. A. X-y-plane B field, 코일에 생긴 자기장의x-y plane 자기장의 분포를 보여줌. X-y 평면에서는 솔레노이드의 입구 부분에서 균질성이 떨어지는 자기장 분포를 보이나, 솔레노이드 코일 중심 부분에서는 균질한 분포를 보임.
B. Y-z plane center B field, 코일에 생긴 자기장의y-z plane 자기장의 분포를 보여줌. Y-z plane에서는 코일 주변으로는 코일 내부 중심 보다는 균질 성이 떨어지게 보이나, 코일 내부중심은 어느 정도의 균질한 자기장 분포가 나타날 것을 예측할 수 있음.

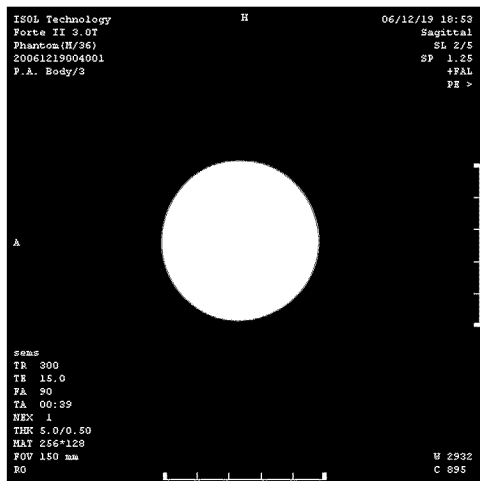


Fig. 5. 축상 (axial) T1-강조 팬텀 영상, 전반적으로 영상의 왜곡없이 균질한 용액상태와 같은 균질한 이미지를 잘 보여 주고 있음.

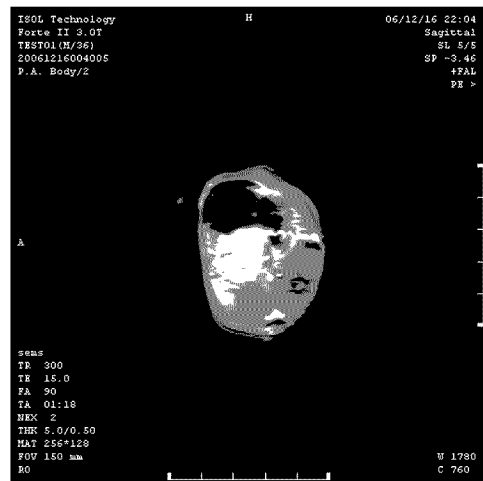


Fig. 6. 시상 (sagittal) T1-강조 Rat 영상, 흉부 척추 레벨에서 위장, 대장, 근육, 척추 등이 명확히 관찰됨.

6,7에 제시되어 있다. Figure 6은 관상(sagittal) T1-강조 영상으로서 흉부 척추 레벨에서 위장, 대장, 근육, 척추 등이 잘 관찰된다. Figure 7은 시상(coronal) T1-강조 영상으로서 쥐의 머리부터 꼬리 부분 까지 비교적 선명한 영상을 보여준다. 또한 척추, 근육과 내부 장기 등의 구분이 비교적 선명하게 구분 가능하고, 개체 전신이 하나의 영상 안에 전체적으로 균질하게 나타났다.

고 찰

현재까지 3 T MRI를 이용하여 동물의 전신영상을 획득하기 위하여 사용되는 솔레노이드 RF 코일은 충분히 연구가 진행되어 오지 않았다. 국내뿐만 아니라 국외에서도 솔레노이드 코일을 이용하여 동물의 전신영상을 얻기 위해 시행된 연구는 미비했다. 실제로 현재 수평형(horizontal) MRI magnetic bore를 이용한 연구에 사용되는 RF 코일의 대부분은 새장 코일과 같은 parallel alignment의 코일이 대부분이며, 솔레노이드는 거의 사용되지 않고 있다.

새장 코일에 비하여 솔레노이드 코일은 이론적으로 더 높은 RF field를 제공함으로써 동물 전신영상의 신호대잡음비(signal to noise ratio: SNR)를 높일 수 있을 것으로 예상된다. 뿐만 아니라 1.5 T보다 고자장인 3 T를 이용할 경우 SNR의 증가도 예상된다. 한편, 코일을 제작하는데 있어서 새장 코일은 그 과정이 회로도 등 솔레노이드에 비해서 복잡한 반면 솔레노이드 코일은 비교적 단순하다. 즉, 솔레노이드 코일 개발하는데 소요되는 시간은 새장 코일 제작하는 시간에 비하여 상대적으로 짧기 때문에 제작기간을 효과적으로 단축할 수 있다.

솔레노이드 코일은 고자장에서는 새장 코일에 비해서 비록

균질하지는 않지만 높은 자기장이 코일 내부에 유도되어 영상의 해상도를 높일 수 있다 (12). 또한 새장 코일에서는 부위별 국소자기장이 발생하여 높은 SNR의 영상을 획득하기 어렵다. 그 뿐만 아니라 제작 과정 중 회로 구조의 복잡함으로 인하여 정확한 공명주파수에 일치하기 위하여 다양한 가변 축전지의 배열을 바꾸는 등의 작업이 필요하여 많은 시간을 소모하게 한다.

MRI를 이용하여 동물의 조직 영상을 보는데 있어, RF design 코일이 쓰이는데, 같은 코일을 이용하여서도 고자장에 맞는 주파수에서 공명이 되는 코일을 제작함으로써 좀 더 향상된 영상을 얻을 수 있을 것이다. 특히 동물과 같은 작은 대상의 영상을 얻는데는 자기장의 균질성 보다는 SNR값이 더욱 중요하므로 솔레노이드 코일이 이런 면에서 가장 적합하다고 판단된다.

본 연구에서 개발된 솔레노이드 코일은 고자장에서 매우 효율적으로 작동하였고 비교적 높은 해상도의 영상들을 제공하였다. 물론, 다른 연구와 실험 설계가 달라 직접적인 비교는 어렵다. 그러나 본 연구의 SNR값이 약 1000에 가까웠던 것은 다른 몇몇 연구에서의 RF코일에서 보여준 SNR값이 10에서부터 700전후였던 것을 감안 한다면 매우 향상된 값을 알 수 있다(13, 14, 22). 이를 통해서 동물실험에서 안정성을 확보한 후 생체외(in vitro) 영상이나 혹은 신생아(neonate)의 영상을 얻는 등의 임상예의 이용이 충분히 가능할 것으로 기대할 수 있다. 이는 고해상도 산출이 가능한 솔레노이드 코일을 사용하여 신생아의 전신 영상을 획득할 수 있다는 점에서 더욱 유용성이 높다 (13).

물론 솔레노이드 코일을 이용한 임상영상을 얻는데 있어서 코일의 종류 및 자기장의 세기 이외에 고려할 요소로서 촬영 대상의 크기 및 코일의 conductivity등 많은 요소가 고려되어야 하며, 이러한 요소를 배제하고 단순히 솔레노이드 코일이 우수하다고 할 수는 없다. 그러나 같은 부피의 코일을 제작하는 경우, 효율적으로 이미지의 해상도를 증가시킬 수 있는 방법으로 솔레노이드가 우수한 것은 분명한 사실이다. 이는 여러가지 RF 코일을 개발할 경우, 솔레노이드 코일이 효과적으로 RF 자기장을 제공하기 때문이다 (14).

한편, 질병의 정확한 진단을 위해선 코일의 민감도가 뛰어나야 하며, 균질한 것이 중요하다 (15). 솔레노이드에서 발생하는 RF 자기장은 솔레노이드 그 강도에 있어서도 높은 것이 특징이다 (16). 따라서 솔레노이드 코일이 인체용으로 개발된다면 민감도가 향상된 영상을 얻을 수 있기 때문에 지금까지 진단하기 어렵거나, 지나쳤던 병변을 찾아낼 수 있을 것으로 기대할 수 있다. 단, 현재로서는 초전도체 시스템 상에서 성인 대상보다 신생아 혹은 저체중아 그리고 미숙아과 같은 크기가 작은 인체를 대상으로 활용 가능성을 기대할 수 있다.

본 연구를 통하여 3 T 이상의 horizontal bore를 장착한 MRI 장비에서 고해상도 영상을 얻기 위해서 솔레노이드 코일이 우수할 것이라는 가능성을 확인할 수 있었다. 또한, 최근 전세계적인 관심이 모아지고 있는 줄기세포의 방사선 물질을 표지화

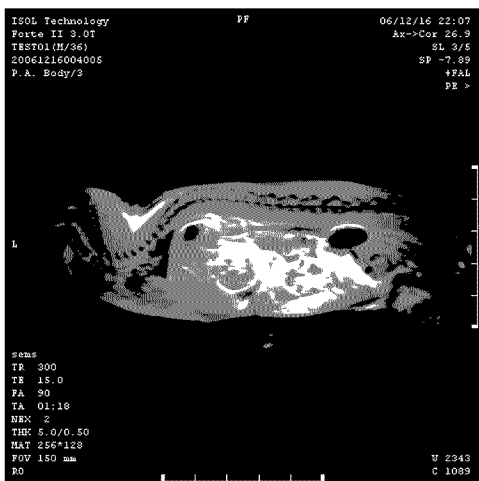


Fig. 7. 관상 (coronal) T1-강조 Rat 영상, 부두부터 꼬리 부분 까지 비교적 선명한 영상을 나타내고, 척추, 근육 그리고 내부 장기 등의 구분이 비교적 용이하며, 개체 하나의 전반적 영상 질이 매우 양호함.

하여 줄기세포의 위치 추적에 하려는 연구가 활발히 진행되고 있는데 (16), 본 연구에서 개발한 솔레노이드 코일을 사용하여 높은 해상도의 영상을 통하여 줄기세포 추적이 매우 용이하리라 사료된다.

본 연구에서 개발한 솔레노이드 코일의 특성 분석에서 3 T와 1.5 T 장비에서 적용했을 때 자장의 세기에 따라 SNR의 변화 (17)에 대한 정량적 평가와 솔레노이드 코일 사이즈에 따라 영상을 커버하는 FOV의 크기 또한 매우 민감하다는 보고 (18, 19)에 따라 실제로 FOV의 정량적 변화에 따른 분석을 후속 연구로서 수행할 필요가 있다고 판단된다. 또한 추가적으로 SNR을 최적화하기 위해서 솔레노이드 코일의 반지름이나 구리 테잎의 감는 횟수의 변화를 통해 SNR의 변화 양상을 보는 (20, 21) 추가적인 연구 또한 필요하다고 사료된다. 또한 이번 연구에서 얻은 영상이 움직임이 없는 대상으로부터 얻은 것이므로, 실제 살아있는 동물의 장기의 영상을 얻을 경우에는 비교적 움직임이 적은 뇌와 같은 장기에 좀 더 적합할 가능성도 있다. 이 부분에 대해서는 추가적인 연구가 필요하겠다.

본 연구를 통하여 현재 사용되고 있는 고자장 3 T MRI 장비에서 솔레노이드 코일을 이용하면 고해상도의 영상을 획득할 수 있기 때문에 더욱더 미세한 병변을 발견할 수 있으므로 조기 및 정밀 진단에 매우 도움을 줄 수 있다고 판단되고, 이에 따라 기초의학 연구 및 임상연구의 발전에 매우 중요한 의의가 있을 것으로 사료된다.

Acknowledgments

본 연구는 Seoul R&BD Program (10550), the Korea Health 21 R&D Project, Ministry of Health & Welfare, Republic of Korea (02-PJ3-PC6-EV07-0002), 2007년도 식품의약품 안전청 용역연구개발사업의 연구비지원 (07122-신기술 480)의 도움으로 이루어 졌으며 이에 감사드립니다.

참 고 문 헌

- Busse H, Schmitgen A, Trantakis C, Schober R, Kahn T, Moche M. Advanced approach for intraoperative MRI guidance and potential benefit for neurosurgical applications. J Magn Reson Imaging 2006; 24:140-151.
- Riddell AM, Richardson C, Scurr E, Brown G. The development and optimization of high spatial resolution MRI for imaging the oesophagus using an external surface coil. Br J Radiol 2006; 79:873-879.
- Tugan ML, Chen G, Nalcioglu O. An inverse method to design RF coil arrays optimized for SENSE imaging. Phys Med Biol 2006; 51:6457-6469.
- Watanabe T, Schachtner J, Krizan M, Boretius S, Frahm J, Michaelis T. Manganese-enhanced 3D MRI of established and disrupted synaptic activity in the developing insect brain in vivo. J Neuroscience Methods 2006; 158:50-55.
- Pattany PM. 3T MR Imaging The Pros and Cons. ANJR Am J Neuroradiol 2004; 25:1455-1456.
- Julien V, Martine G, Fawzi B, Cyril P, Alexis A, Philippe H. B0 homogeneity throughout the monkey brain is strongly improved in the sphinx position as compared to the supine position. J Magn Reson Imaging 2006; 23:408-412.
- Jianming J. Electromagnetic analysis and design in magnetic resonance imaging. 1st ed. Illinois: CRC press, 1999:140-141.
- Alecci M, Romanzetti S, Kaffanke J, Celik A, Wegener HP, Shah NJ. Practical design of a 4 Tesla double-tuned RF surface coil for interleaved 1H and 23Na MRI of rat brain. J Magn Reson 2006; 181:203-211.
- Zhang X, Ugurbil K, Chen W. Micro-strip RF surface coil design for extremely high-field MRI and spectroscopy. Magn Reson Med 2001; 46:443-450.
- Kato H, Ishida T. Development of an agar phantom adaptable for simulation of various tissues in the range. Phys Med Biol 1987; 32(2):221-226.
- Routley NR, Carlton KJ. The HALO system--a light weight portable imaging system. Magn Reson Imaging 2004; 22:1145-1151.
- Borsboom HM, Claassen-Vujcic T, Gaykema HJ, Mehlkopf T. Low-frequency quadrature mode birdcage resonator. MAGMA 1997; 5:33-37.
- Graf H, Martirosian P, Schick F. Inductively coupled RF coils for examinations of small animals and objects in standard whole-body MR scanners. Medical Physics 2003; 30(6):1241-1245.
- Jeong EK, Kim DH, Kim MJ, Lee SH, Suh JS, Kwon YK. A solenoid-like coil producing transverse RF fields for MR imaging. J Magn Reson 1997; 127: 73-79.
- Robert LG, Rebecca RP. Evaluation of the RF field uniformity of a double-tuned 31P/1H birdcage RF coil for spin-echo MRI/MRS of the diabetic foot. J Magn Reson Imaging 2005; 22:427-432.
- Honma T, Honmou O, Iihoshi S, et al. Intravenous infusion of immortalized human mesenchymal stem cells protects against injury in a cerebral ischemia model in adult rat. Experimental Neurology 2006; 199(1):55-56.
- Wattjes MP, Harzheim M, Kuhl CK, et al. Does high-field MR imaging have an influence on the classification of patients with clinically isolated syndromes according to current diagnostic MR imaging criteria for multiple sclerosis? AJNR Am J Neuroradiol 2005; 27:1794-1798.
- Lupu M, Dimicoli JL, Volk A, Mispelter J. An efficient design for birdcage probes, dedicated to small-animal imaging experiments. MAGMA 2004; 17:363-371.
- Anumula S, Song H, Alexander C, Felix W. High-resolution black-blood MRI of the carotid vessel wall using phased-array coils at 1.5 and 3 Tesla. Acad Radiol 2005 ;12:1521-1526.
- Miller MJ, Mark LP, Khang C, Victor M. Anatomic relationship of the oculomotor nuclear medial longitudinal fasciculus in the midbrain. AJNR Am J Neuroradiol 1997; 18:111-113.
- Minard KR, Wind RA. Solenoidal microcoil design_Part II Optimizing winding parameters for maximum signal-to-noise performance. Magn Reson Med 2001; 133:190-210.

22. Susann B, Jens Wulfel, Frauke Zipp, et al. High-field diffusion tensor imaging of mouse brain in vivo using single-shot STEAM MRI. *J Neurosci Methods*. 2007 ;30;161(1):112-7.

23. Anumula S, Song HK, Wright AC, et al. High resolution black-blood MRI of the carotid vessel wall using phased-array coils at 1.5 and 3 Tesla *Acad Radiol*. 2005 ; 12(12):1521-6.

J. Korean Soc. Magn. Reson. Med. 11:20-26(2007)

Development of Solenoid RF Coil for Animal Imaging in 3T High Magnetic Field MRI

Hong-Seok Lee, B.S.¹, Dong-Cheol Woo, M.S.², Kwang-Hong Min, M.S.³, Yong-Kwon Kim, Ph.D.³, Heung-Kyu Lee, Ph.D.³, Bo-Young Choe, Ph.D.²

¹College of Medicine, The Catholic University of Korea

²Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, The Catholic University of Korea

³ISOL Technology

Purpose : The purpose of the present study was to develop and optimize solenoid coil for animal-model in 3 T MRI system and investigate and compare with the birdcage coil concerning the image quality with the various parameters such as SNR and Q-factor.

Materials and Methods : Solenoid coil for animal-model was made on the acryl structure (diameter 4 cm, length 10 cm) 3 times-winding cooper tape of width 2 cm, thickness 0.05 cm and length 10 cm with 2 cm interval between winded tapes. Capacitors from 2 pF to 100 pF were used, and the solenoid coil was designed for receiver only coil.

Results : SNR of the developed solenoid was 985 in CuSO₄ 0.7 g/L and 995 in rat experiment. Q-factor was 84 - 89 in unloaded condition and 203 - 206 in loaded condition.

Conclusion : The resolution of the image obtained from solenoid was relatively higher than that of the conventional birdcage coil. In addition, the homogeneity of RF field by coil simulation was significantly excellent. The present study demonstrated that the solenoid coil could be useful to obtain small animal images with better contrast, resolution, visibility than images from birdcage.

Index words : RF coil, solenoid coil, birdcage coil, SNR, Q-factor

Address reprint requests to : Bo-Young Choe, Ph.D, Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, The Catholic University of Korea, #505 Banpo-dong, Seocho-gu, Seoul 137-040, Korea
Tel. 82-2-590-2427 Fax. 82-2-590-2425 E-mail: bychoe@catholic.ac.kr