

## 진단용 자기공명영상장치의 삽입 코일에 관한 연구

이용문, 임근호<sup>1</sup>, 서대건<sup>2</sup>, 김왕곤, 홍진웅<sup>3</sup>

서울산업대학교 전기공학과, <sup>1</sup> 광운대학교 전기공학과, <sup>2</sup> 서울아산병원

### A Study on the Insertional Coil of MRI Device for Diagnosis

Yong Moon Lee, Keun Ho Lim<sup>1</sup>, Dae Keon Seo<sup>2</sup>, Wang Gon Kim, Jin Woong Hong<sup>3</sup>

Seoul Nation Uni. Polytechnology, <sup>1</sup> Kwangwoon Uni. <sup>2</sup> Asan Medical Center

#### Abstract

Endovaginal and endorectal receiver only surface coil were designed for MR imaging(MRI) and <sup>1</sup>H MR spectroscopy(MRS) for the uterine cervix and the prostate. The shape of endovaginal coil wire was rectangular with round corner. The shape of endorectal coil wire was long elliptic shape during insertion and circular shape after insertion. Conventional spin echo and fast spin echo sequences were used as T1 and T2 weighted imaging sequences, respectively. 3D volume localized *in vivo* <sup>1</sup>H MR spectroscopy of the human cervix and prostate was performed using PRESS or STEAM localization method. Using home-built endvaginal and endorectal coils, excellent T1 and T2 images were obtained to visualize early cervical and prostate tumors. 3D volume localized *in vivo* <sup>1</sup>H MRS was useful to differentiate the cancerous tissue from the normal tissue.

**keyword** : MR imaging, MR spectroscopy, endovaginal and endorectal surface coil, cervix, prostate

### 1. 서 론

자기공명영상(magnetic resonance image; MRI)은 의학계에 소개된 이후 획기적인 발전을 이루었고 현재도 영상의 질(quality)을 높여 진단적가치를 향상시키기 위한 많은 연구들이 이루어 지고 있다. 자기공명분광법(magnetic resonance spectroscopy; MRS)도 임상에 적용하기 위해 세계적으로 많은 연구들이 활발하게 진행되고 있다. 그러나 아직까지도 인체내 깊숙이 자리잡은 장기들의 정확한 진단을 하기에는 한계가 있다. 이를 극복하기 위해 자기공명 신호의 획득을 위하여 사용되는 코일을 병소 혹은 보고자 하는 인체내 장기 가까이 위치시켜 MR 영상 및 분광(spectrum)을 향상시키려는 여러 가지 시도들이 추진 되고 있다. 그 중에서도 여성의 자궁과 남성의 전립선은 인체 깊숙이 자리잡은 장기이지만 인체내 삽입을 통하여 코일을 장기 가까이 위치시킬 수 있다.

현재 경직장코일(endorectal surface coil)은 상품

화[Medrad, Pittsburgh, PA]되어 전립선암뿐만 아니라 자궁경부암의 진단에 쓰이고 있다. 그러나 이 코일은 기하학적 왜곡이 생기기 쉽고 일회용으로 생산 판매되고, 또한 가격이 매우 비싼 편이다. 이에 본 연구에서는 쓰기 간편하면서도 계속적으로 사용이 가능한 인체 삽입코일을 질내표면코일과 경직장표면코일로 따로 제작하고, 몸통코일에서 얻은 영상 및 분광보다 삽입코일로 얻은 영상 및 분광정보가 자궁경부암 및 전립선암의 조기진단 및 병기결정에 중요한 정보를 제공해 줄 수 있는지 평가하여 삽입코일의 유용성에 대하여 알아보고자 한다.

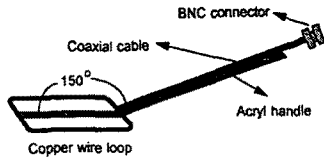
### 2. 실험

인체내 삽입표면코일은 자궁경부용으로는 질내표면코일을 전립선용으로는 경직장표면코일을 제작했으며 신호를 검출하기위한 정합회로를 조성하고 General Electric 1.5[T] SIGNA MRI

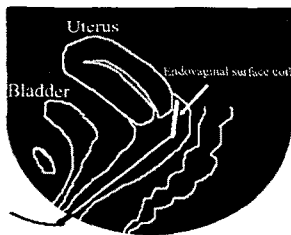
(Milwaukee, WI, U.S.A., V5.4) 장치를 이용하여 MRI와 MRS를 사용하여 실험하였다.

2.1 삽입표면코일 제작

질내표면코일의 코일선(coil wire)은 모서리가 둥글고 크기는 4.5×7[cm]로 하였다. 질내표면코일을 반듯이 누운 환자의 질 내로 삽입하였을 경우 코일선은 평균적으로 수평과 약 30°가량 기울어진다. 이를 극복하기 위해 손잡이를 코일선 끝에서 약 150°정도 구부러지게 한다. 이는 질내표면코일을 질 내로 삽입하였을 경우 코일선이 주자장 방향과 90°가 되도록 해서 신호의 검출효율감소를 방지하기 위해서이다. 코일선은 에나멜 코팅된 구리선으로



(a) Schematic diagram of the endovaginal surface coil.



(b) Schematic drawing of the endovaginal surface coil after insertion.

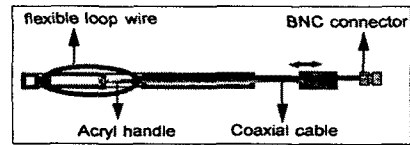
그림 1. 질내표면코일과 질내삽입시 구성도.

Fig. 1. Schematic diagram and drawing of the endovaginal surface coil after insertion.

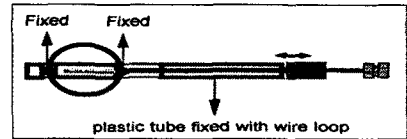
만들고 절연 및 피막 보호용으로 수축튜브(thermal tube)를 씌운다. 코일선 끝에는 50[Ω]의 동축선으로 연결하여 손잡이에 고정시켰다.

경직장표면코일의 코일선은 구리선을 사용하여 코일선이 타원과 원모양 사이에서 변할 수 있게 하였다. 코일의 크기는 원모양을 했을 때 지름이 5[cm]가 넘지 않게 하였다. 경직장표면코일을 경직장내에 삽입할 때는 타원 모양으로 하여 환자의

통증을 줄이고 삽입 후에는 코일선이 원모양을 유지할 수 있도록 하였다. 동축선의 다른 끝에는 BNC(bayonet neil-concelman; BNC) 컨넥터를 달아 정합회로(tuning circuit)와 연결되게 하였다. 회로스펙트럼 분석기(network/ spectrum analyzer, HP4195A, USA)를 이용하여 비부하(unloaded)와 부하(loaded)의 Q값을 측정하였다.



(a) Schematic diagram during insertion.



(b) Schematic diagram after insertion.

그림 2. 경직장표면코일의 구성도.

Fig. 2. Schematic diagram of the endorectal surface coil.

2.2 정합회로(tuning circuit)

RF(radio frequency; RF)는 몸통 코일로 가해주고 삽입표면코일은 신호 검출만하게 한다. 정합회로는 질내표면코일과 경직장표면코일 모두 같은 방식을 사용한다. 극성을 반대로 하여 연결된 다이오드는 검출회로를 보호하기 위한 것이다. 코일선은 체내에 위치하기 때문에 정합회로와는 거리를 두어야 하므로 공명주파수인 63.88[MHz]의 반파장( $\lambda/2$ ) 길이인 약 1.57[m]의 동축선으로 정합회로와 연결한다. 콘덴서는 가변콘덴서를 사용하였다.

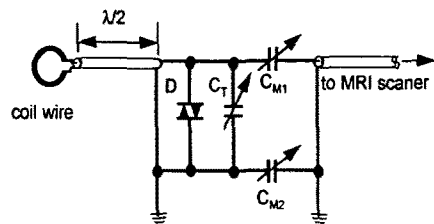


그림 3. 정합회로도.

Fig. 3. Circuit diagram of the tuning.

**2.3 대사물질 팬텀(phantom) 제작**

MR 분광용 수소 대사물질(metabolic) 팬텀의 조성은 36.7[mmol/L]의 N-아세틸 아스파르테이트(N-acetylaspartate; NAA), 25.0[mmol/L]의 크레아틴(Creatine; Cr), 6.3[mmol/L]의 콜린 클로라이드(Choline chloride; Cho), 30.0[mmol/L]의 글루타메이트(Glutamate)와 22.5[mmol/L]의 마이오 이노시톨(myo-Inositol; mI)에 대사물질들을 포타슘 인산 완충액 (potassium phosphate buffer, sigma, USA)에 용해시켜 산도(pH) 7.15의 대사물질 팬텀을 제작하였다.

**2.4 자기공명영상(MRI)**

환자의 사전 승낙을 받은 후에 제작된 질내 및 경직장표면코일을 이용하여 영상 및 분광정보를 얻었다. T1 강조영상은 일반 스핀에코(spin echo; SE) 영상법을, T2 강조영상은 고속스핀에코(turbo spin echo; turbo-SE) 영상법을 각각 이용하였다. 영상배열의 크기(image matrix size)는 256×256, 절편두께(slice thickness; TH)는 4[mm], 신호가산 평균(number of excitation; NEX)은 2, 영상영역크기(field of view; FOV)는 몸통코일로는 24~32[cm], 삽입표면코일 사용할 때는 14[cm]로 하였다. T1 강조 영상의 반복시간(repetition time; TR)은 500[msec], 에코시간(echo time; TE)는 16[msec]로 하고 T2 강조영상의 반복시간은 2000[msec]였다. 스핀에코 시퀀스(sequence)로 횡단면(axial plane)의 T1 강조영상을 얻어 코일의 위치를 확인한 후 고속스핀에코 시퀀스로 횡단면(axial plane), 시상단면(sagittal plane), 관상단면 (coronal plane)의 T2 강조영상을 차례로 얻었다.

**2.5 자기공명분광(MRS)**

자궁경부 및 전립선에 대한 생체 내에서의 국소 수소 자기공명 분광정보 획득은 PROBE(ptoton brain exam) 프로그램(GE Co., Milwaukee, MI, USA)에 내장되어 있는 PRESS(point resolved spectroscopy) 또는 STEAM (stimulated echo acquisition method) 방법을 사용하였다. 이때 사용된 MRS 변수는 반복시간 TR=3000[msec]로 하고, 에코시간 및 체적소크기는 PRESS 방법일 때 135[msec]와 2.25[ml], STEAM 방법에서는 20[msec]와 8[ml]로 각각 한다. 이렇게 얻은 분광 정보는 선스팍 10 위크스테이션(SUN sparc 10

workstation, 마이크로컴퓨터사, 미국)으로 옮겨진 후 SA/GE(spectrum analysis/ general electric) 분석프로그램으로 사후처리(post-processing) 및 출력을 수행하였다.

**3. 결과 및 고찰**

질내표면코일과 경직장표면코일의 부하가 없을 때의 Q값은 모두 61로 같았다. 또 환자의 환부에 삽입코일을 고정시킨 후의 Q값은 각각 36, 43이었다. 그림 4에 몸통코일로 얻은 영상은 넓고 균등하게 보여주고 있으나 질내표면코일로 얻은 영상은 해상도가 높으면서도 SNR(signal to noise ratio; SNR)이 좋은 영상을 보여준다.

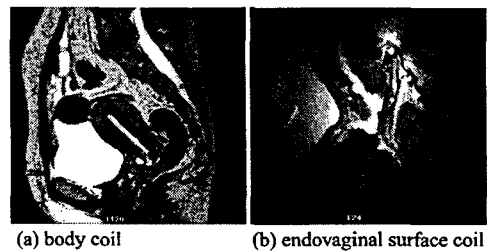


그림 4. 몸통코일과 질내표면코일의 자궁경부 자기공명영상.

Fig. 4. Uterine cervix MRI of the body coil and the endovaginal surface coil.

그림 5는 삽입표면코일로부터 약 2.5cm 떨어진 곳에서 대사물질 팬텀에서 측정한 SNR과 몸통코일 SNR이다. 몸통코일로 얻은 분광정보의 SNR보다 표면코일로 얻은 분광정보의 SNR이 훨씬 높았다. 또한 PRESS보다는 STEAM이 경직장표면코일에서 가장 좋은 SNR을 보여 주었다.

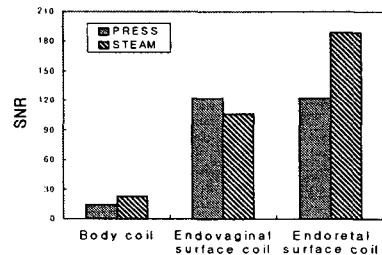


그림 5. 자기공명분광의 SNR 비교.  
Fig. 5. Comparison of the SNR.

자궁경부암 및 전립선암 환자에 대한 실험에 사용한 코일선의 크기로 얻은 영상의 FOV를 14[cm]로 하였을 때 자궁경부 및 전립선 그리고 그 주변의 질병의 진단에 충분히 큰 영상의 시야를 보여 주었다. 또한 SNR의 고해상도 영상을 얻을 수 있어 암조직의 크기를 기존의 방법에 비해 정확히 측정할 수 있었다.

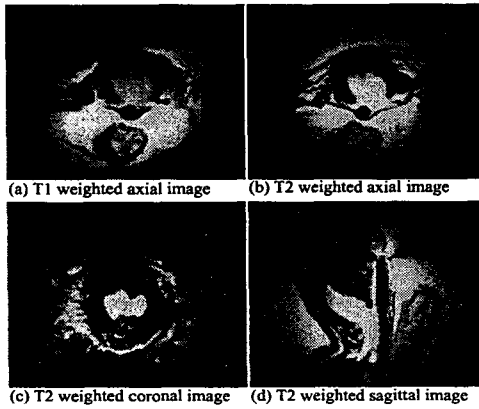


그림 6. 질내표면코일로 얻은 자궁경부 MR 영상.  
Fig. 6. Uterine cervix MRI obtained by endovaginal surface coil.

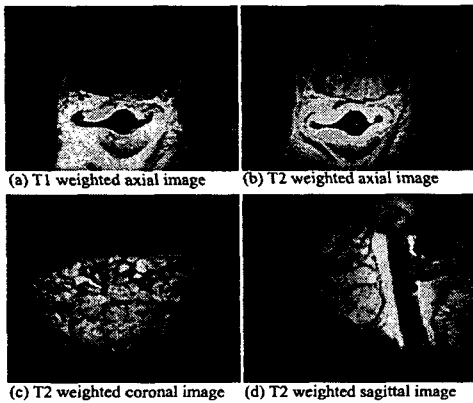


그림 7. 경직장표면코일로 얻은 전립선 T2강조 영상.  
Fig. 7. Prostate MRI obtained by endorectal surface coil.

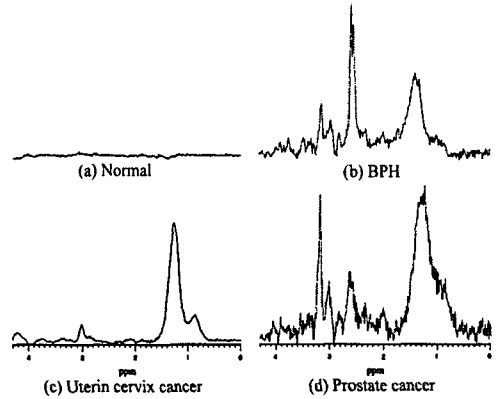


그림 8. 정상인(a)과 자궁경부암 환자(c), 전립선비후증(b)과 전립선암 환자(d)의 자기공명분광.  
Fig. 8. MRS of the normal(a) and the uterine cervix cancer(c), the BPH(b) and the cancer of the human prostate(d).

정상인 자궁경부에서 측정된 수소분광은 정점(peak)이 거의 보이지 않지만 자궁경부암의 경우에는 중성지방의 큰 정점이 0.9[ppm]과 1.3[ppm] 부근에서 특징적으로 보인다. 전립선비후증(benign prostatic hyperplasia: BPH)에서 얻은 분광은 암조직에서 얻은 분광에 비해 중성지방의 분광정점은 낮고 2.6 [ppm]의 구연산염(citrate) 분광점은 높게 나타났다.

### 결론

삽입표면코일들과 정합회로는 기존의 상품화된 경직장표면코일보다 적은 비용으로 자체 제작하여 아주 높은 신호 대 잡음비와 높은 고해상도의 자궁경부 및 전립선의 T1과 T2 강조영상을 얻을 수 있었을 뿐만 아니라 이들로부터 양질의 분광정보를 얻을 수 있었다. 또한 삽입표면코일을 이용하는 것이 기존의 몸통코일을 사용하는 것보다 병기결정에 있어서 보다 정확한 결론을 얻을 수 있었다.

연구가 진행중인 다른 삽입코일은 위 점막의 층을 단면으로 얻으려는 내시경적 코일이나 혈관에 코일을 삽입하여 영상을 얻으려는 연구들이 있다. 이러한 인체내 삽입코일은 중재적 MR영역에도 응용할 수 있으리라 짐작되고 국소적인 부위나 병변을 좀더 세밀하게 보기 위해서 사용되는 삽입코일

은 영상영역 크기가 작은 단점에도 불구하고 사용 시 많은 이점이 있으리라 생각된다.

### 참고 문헌

- [1] S. H. Kim, B. I. Choi, Y. M. Choi, M. C. Han, and C. Kim, "Uterine Cervical Carcinoma: Comparison of CT and MR Findings", Radiology, Vol. 175, p. 45, 1990.
- [2] B. N. Milestone, M. D. Schnall, and H. Y. Kressel, "Cervical Carcinoma: MR Imaging with Endorectal Surface Coil." Radiology, Vol. 180, p. 91-95, 1991.
- [3] W. H. Hayt, "Engineering Electromagnetics", McGraw-Hill, 1980.
- [4] J. H. Lee, and T. H. Liml. "Localized Single Voxel  $^1\text{H}$  MRS Toward Routine Clinical Use", 대한방사선의학회지. Vol. 34, No. 2 p.185-191, 1996.