

# 이식형 FES 시스템의 경피적 에너지 및 데이터 전송

이 준 하

영남대학교 의과대학 생화학·분자생물학교실

## A Transcutaneous Energy and Data Transmission for Implantable FES Devices

Joon Ha Lee

*Department of Biochemistry and Molecular Biology  
College of Medicine, Yeungnam University, Daegu, Korea*

—Abstract—

**Background** : Inductive coupling links are frequently used for powering of implanted devices for functional electrical stimulation (FES) and cochlear. They are used in applications where implanted batteries are not capable of supplying a sufficient amount of power over the time of implantation or where continuous data exchange with external components is necessary like in a leg pacemaker.

**Materials and Methods** : This paper describes an inductive power transmission link, which was developed for an implantable stimulator for direct stimulation of denervated muscles. The carrier frequency is around 1 MHz, the transmitter coil has a diameter of 46 mm, and the implant coil is 46 mm. Data transmission to the implant with amplitude shift keying (ASK) and back to the transmitter with passive telemetry can be added without major design changes.

**Results** : We chose the range of coil spacing (2 to 30 mm) to care for lateral misalignment, as it occurs in practical use. If the transmitter coil has a well defined and reliable position in respect to the implant, a smaller working range might be sufficient. Under these conditions the link can be operated in fixed frequency mode, and reaches even higher efficiencies of up to 37%. The link transmits a current of 50 mA over a distance range of 2-15 mm with an efficiency of more than 20% in tracking frequency.

**Conclusion :** The efficiency of the link was optimized with different approaches. A class E transmitter was used to minimize losses of the power stage. The geometry and material of the transmitter coil was optimized for maximum coupling. Phase lock techniques were used to achieve frequency tracking, keeping the transmitter optimally tuned at different coupling conditions caused by coil distance variations.

**Key Words :** Functional electrical stimulation (FES), Implantable FES

## 서 론

이식형 전자장치의 전원 공급에 대한 방법으로 유도결합을 통한 에너지 전송에 관한 많은 연구가 행해지고 있다. 인공 심장과 같은 이식형 심장 보조장치는 유도되는 거리가 짧기 때문에 전송효율이 상당히 높게 나타난다. Miller 등<sup>1)</sup>은 5 mm 코일간격에서 80%의 효율은 가진 60 W의 전력을 얻었다고 발표했다. 일반적으로 이식형 기능적 전기자극(Functional electrical stimulation, FES)에 사용되는 전력은 매우 낮고 작동거리를 수 cm이다. 비교적 먼 거리에서 전력전송 형태인 인공 와우 장치와 횡격막 pacemaker 등은 임상적으로 현재 응용되고 있다.<sup>2)</sup> 유도결합에 의한 전력공급 방식은 항상 전자기파에 대한 노출로 인한 인체 유해성의 논란이 되어오고 있다.<sup>3)</sup> 때문에 이식된 전기자극장치의 자극시간동안만 전력을 전송하는 방법으로 LSK (load shift keying) 변조방식<sup>4)</sup>을 사용한다. 이는 이식부의 전력 수신회로의 공진 상태를 변화시켰을 때 발생하는 송신 코일에서의 전압의 변화를 기준전압과 비교하여 이진 신호로서 인식을 하게 된다. 그러나 사람마다 피부두께가 다양하고 시간이 흐름에 따라 변할 가능성이 있다. 이것은 두 코일간의 결합 계수에 영향을 주어 LSK 변조방식을 사용한

신호 전달시에 고정된 기준전압을 사용한 경우는 정확하게 신호를 전달받지 못할 가능성이 있다. 또 다른 방법으로 송신코일의 위치를 조정하여 최대 전압에 도달할 때 까지 조절하여 전력과 데이터의 송수신 오차를 개선할 수 있는 ASK (amplitude shift keying) 변조방식을 제안하였다.<sup>5)</sup>

본 논문에서는 유도결합에 의한 전력을 공급하기 위한 E급 전력 증폭기는 매우 높은 효율을 갖는 스위칭방식을 이용한 증폭기로서 1975년에 Sokal<sup>6)</sup> 등에 의해 제안되어 졌고, Raab<sup>7)</sup>에 의해 세부적으로 분석되었다. 기본 주파수에서 스위치로 동작하는 능동소자와 직렬 공진회로와 병렬 캐패시터를 포함하는 부하 회로망으로 구성되어 있다. 스위치가 On/Off로 될 때 시간영역에서 전압과 전류 파형이 서로 겹치는 부분이 적어야 100%에 가까운 높은 효율을 가질 수 있다. 송수신 코일간격이 30 mm 이내에서 적절히 이용할 수 있는 1 MHz의 E급 전력증폭 송신기를 제작하였으며, 위상동기 루프(phase locked loop, PLL)방식을 사용하여 최대의 전송 에너지를 얻기 위하여 전송 주파수를 추적해 전력 전송효율을 얻었다. 또한 아날로그 선로를 통한 디지털 신호의 전송으로 ASK 변조방식을 채택하여 내부 이식부의 전력구동의 실효성을 실험을 통해 확인하였다.

## 재료 및 방법

### Inductive coupling

유도전력결합은 60년대 초에 인공심장 보조 장치와 인공 와우 장치에 전력을 공급하기 위하여 처음으로 개발되었다. 소위 경피적 에너지 전송(Transcutaneous Energy Transfer, TET)이라 불리는 이러한 결합방식은 기본적으로 자속을 발생시키는 외부코일을 통해 높은 주파수의 큰 전류를 유도시킬 수 있는 외부 전력 변환기로 이루어져 있다. 이러한 자속에 의해 내부코일에 유기되는 전압을 정류하여 내부에 이식되는 장치에 필요한 정 전압으로 유지시켜 준다. 경피적 에너지 전송 시스템의 기본구조를 Fig. 1에 나타내었다.

최근에 수많은 회로개발과 특정 전력요구에 필요한 코일설계에 대한 많은 연구가 있어 왔으나 전력전송 효율을 최대로 높이기 위한 노력이 있어 왔음에도 불구하고 전력유도결합의 결과는 큰 성과는 없었다. 본 연구에서는 회로 설계를 최소화하고, 내부회로와 기하학적인 코일 설계를 하였다.

### External Coil Driver

생체 내부에 이식될 FES 시스템으로 송신 코일간의 결합유도에 의한 전력 및 데이터를 피부를 통과하여 무선으로 전송되어야 한

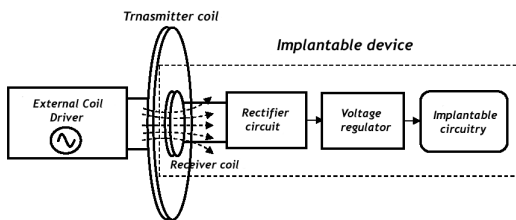


Fig. 1. Schematic diagram of an inductive link.

다. 여러 가지 전력 증폭기중에서 E급 전력 증폭기는 유도결합을 통해 고주파 전력(Radio Frequency power)을 생체에 전송하여 전기자극장치의 동작을 충분히 할 수 있다고 제안하였다.<sup>8)</sup> 유도결합은 페라이트 철심을 통하여 전자 유도되는 일반적인 전기 변압기형태가 아닌 공심으로 유도되는 무선 안테나 형태이다.

RF 반송주파수(carrier frequency)가 높게 되면 전송율은 높으나 생체조직에 전자기 에너지로서 흡수하여, 열로 축적되는 양이 낮은 반송주파수에 비해서 훨씬 많이 나타난다고 보고되어 있다.<sup>9)</sup> 또한 상업용 방송주파수 범위를 사용해서는 안 된다는 전파법규를 준수해야 하므로 본 연구에서는 1 MHz를 반송 주파수로 설정하여 실험을 했다.

E급 전력 증폭기를 설계하는데 주의해야 할 점은 송신 코일을 통해 높은 공진 전압과 전류가 유도되는 임계 동작점을 찾아내는 것이다. 이론적으로 스위칭 능동소자는 180도 도통각 밖에서는 같은 시각에 전압과 전류가 동시에 나타나지 않아야 한다. 이 특성을 zero voltage switching이라 하며 최적의 동작점을 찾기 위해서 성분값을 튜닝하는 것이 가장 어려운 문제이다. E급 전력 증폭기의 안정성과 효율성

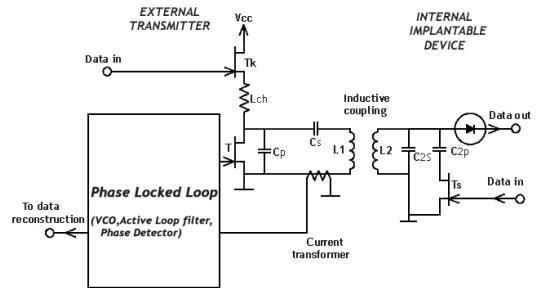


Fig. 2. Principle circuit of the transmitter and the implant device.

을 좋게 하기 위해서는 Fig. 2의 직렬 캐패시터  $C_s$ 를 열적효과에 거의 영향이 없는 NPO (negative/positive zero-temperature-coefficient) 계수를 가진 캐패시터를 사용해야 한다. 특히 스위칭 능동소자는 스위칭 주파수와 공진 주파수 사이의 부정합(mismatch)은 전력 손실이 발생되어 파손되는 경향이 많이 일어났다. 드라이브의 스위칭 주파수가 자동으로 공진주파수에 근접하게 조절하는 자기발전부를 케환회로로 사용하여 부가적인 전력손실을 줄였다.<sup>8, 10)</sup>

데이터 변조는 송신 코일에서 전자기파형으로 주위에 에너지를 방사하기 위해서는 더 높은 반송 주파수에 데이터 신호를 실어 보내는 것이다. 데이터 변조의 기본구조를 설계하기 위해서는 전력 증폭기의 정합과 간단하게 복조 회로가 되도록 하였다. ASK 변조방식은 아나로그 신호의 진폭이 디지털 신호열에 의해 변환되는 변조 방식이다. 2진법에서 1이면 정현파 신호가 존재하고 그 부호가 0이면 정현파 신호가 존재하지 않는 간단한 구조이다. 또한 ASK 복조기는 동기식으로 ASK 반송파 신호와 동일한 위상과 주파수를 가진 기준 반송파를 이용하여 디지털 신호를 복구하는 방법이다. 복구된 반송파 신호와 ASK신호가 혼합기에 입력되고 혼합기의 출력은 반송파의 두배의 주파수로 ASK신호의 진폭에 따라 전송되어 복조되어 진다. 또한 반송파의 복구는 PLL (phase locked loop)인 CD4046A를 이용하여 원하는 주파수와 출력 주파수의 차이가 발생하면 그 차이에 해당하는 펄스 값을 적당히 조절하여 VCO (voltage controlled oscillator)의 값으로 변환되어 지고 이 VCO의 출력 주파수를 원하는 주파수로 얻기 위하여 무한 루프를 돌리는 것이다.

본 연구에 사용한 MOSFET은 IRF510이며 중심주파수를 안정적으로 공급하기 위하여 P형 2SC2334와 N형 2SA1010 트랜지스터를 사용하여 푸시-풀 회로를 구성하였다. 또한, 푸시-풀 회로와 MOSFET의 gate 사이에 커플링 캐패시터 및 직렬로 연결된 공진 코일 및 페라이트 트랜스를 구성하여 드라이버 회로와 스위칭 소자 사이에서 적절한 매칭 네트워크의 역할을 하도록 하였다. Gate의 임피던스는 작은 값이며, 수  $\Omega$  정도의 저항성(Resistive)를 띄고 있으므로, 페라이트 트랜스는 수 십 $\Omega$ 의 푸시-풀 회로 출력 임피던스를 수  $\Omega$ 의 Gate 입력 임피던스와 정합시켜 충분한 구동전력이 전달되도록 하였다.

#### Data transmission

수신부로 데이터를 송신하기 위하여 MOSFET ( $T_k$ )를 사용하였고 수신부에 최대전력이 공급될 때 로우(low)상태가 되며, 외부에서 전력이 공급되지 않으면 하이 상태를 나타내게 된다. 능동소자로 사용하는 T에 병렬로 연결된  $C_p$ 와 RFC (radio frequency choke)인  $L_{ch}$ , 그리고 입력 캐패시터  $C_s$ 는 저역필터 역할을 하게 된다. 이 필터를 이용하여 최대 데이터 전송속도를 조절할 수 있다. 본 연구에서는 양방향 전송방식으로 속도는 9600 bits/s가 되게 설계했다. MOSFET  $T_s$ 의 2차 공진회로( $L_2$ ,  $C_{2s}$ )는 병렬로 연결된  $C_{2p}$ 에 의해 스위칭되는 455 kHz의 ASK반송파를 사용하여 송신 전력증폭기를 OOK (on-off keying)시킨다(Fig. 3).

#### 코일의 설계

RF 송신 코일의 설계는 여러 가지 방법에 따라 결합효율에 영향을 많이 받는다. Donaldson<sup>11)</sup>

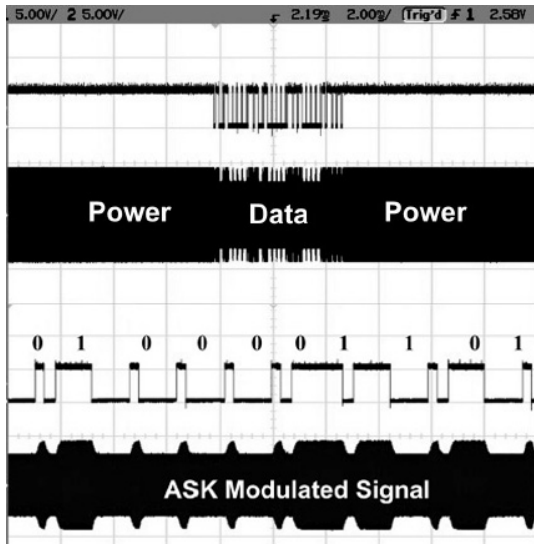


Fig. 3. A typical example of timing diagram for transmitted power and encoded data modulated at 1 MHz.

은 이식되는 코일의 기하학적인 구조와 코일 간격에 대한 최대 결합계수를 얻기 위해서는 적합한 송신 코일의 직경이 정해진다는 것을 발표하였다. 유도결합에 의한 에너지 전송장치에 사용되는 코일은 송신 코일에 정현파 교류 신호를 인가하여 경피질 내에 삽입된 수신 코일에 에너지를 전송한다. 이때 송수신 코일에서의 에너지 손실은 주로 내부저항에 의한 것으로 이를 최소화하기 위하여 직경 70  $\mu\text{m}$  구리선, 20가닥으로 꼬인 리쯔선(Litz Wire)를 사용하고 동일한 직경의 단선에 비해 코일의 표면적이 훨씬 크므로 고주파에서는 표피효과에 의한 코일 내부저항의 감소로 손실을 감소시킬 수 있다. 최대 결합계수를 얻기 위하여 트랜스포머 권선의 형태에 대한 연구가 많이 있었지만<sup>12, 13)</sup>, 본 연구에서는 코일 간의 매칭을 보다 편리하게 하기 위하여 기하적인 구조를 나선형(spiral-shaped type)으로 하고 코일 간의 공극

거리는 경피질의 두께를 고려하여 10~20 mm의 공극에서 전력의 변화를 관찰하였다. Fig. 4는 제작된 전력 송수신용 코일의 구조이다.  $L_1$ 과  $L_2$ 를 각각의 코일의 자체 인덕턴스(self-inductance),  $M_{12}$ 를 두 코일간의 상호 인덕턴스(mutual inductance)라고 할 때, 식(1)로 나타내는 두 코일간의 결합계수(coupling coefficient,  $k$ )는 다음과 같이 표현된다.

$$k = \frac{M}{\sqrt{L_1 L_2}} \quad (1)$$

두 코일간의 결합계수를 높이기 위하여 상호 인덕턴스는 증가시키고 자체 인덕턴스는 감소시켜야 한다. 상호 인덕턴스를 증가시키기

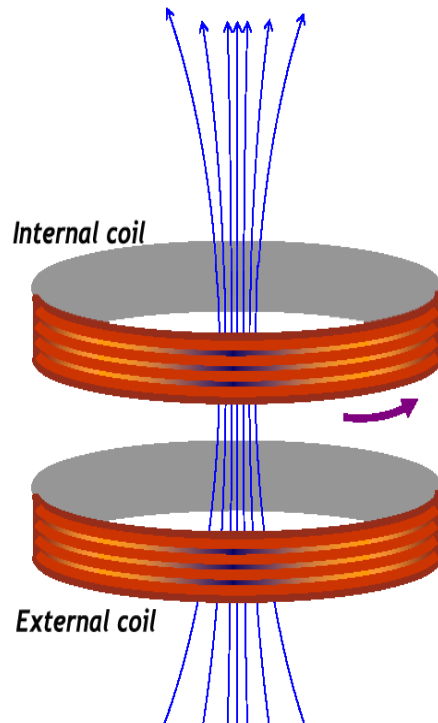


Fig. 4. Schematic arrangement of two coaxial coils.

위해서는 두 코일간의 형태와 크기가 같아야 하므로 송수신 코일의 형태와 크기를 같게 만들었다. 마주보는 두 나선형 코일의 감은 수를 증가시키면 일정 수까지는 각 코일의 자체 인덕턴스의 증가분보다 상호 인덕턴스의 증가분이 크므로 결합계수가 증가하나, 식(2)에서처럼 코일의 외직경(outer diameter,  $d_{max}$ )과 내직경(inner diameter,  $d_{min}$ )의 비가

$$\frac{d_{min}}{d_{max}} < 0.4 \quad (2)$$

이하가 되면 더 이상의 결합계수에 대한 이득은 거의 없고, 오히려 코일의 자체 인덕턴스의 증가로 인해 부하로의 전력전달효율을 떨어뜨리는 결과를 가져오게 되므로 코일의 송수신 코일의 직경은 46 mm로 결정하였다.<sup>14)</sup> 또한 두 코일은 정확히 정렬되어야 하나 이식된 코일의 정확한 위치를 외부에서는 볼 수 없으므로 비정렬(misalignment)에 대한 실험을 행하였다. 송수신 코일의 제원은 Table 1에 나타내었다.

### Tuning and Rectifier

송신 코일로부터 유입된 신호는 병렬공진회로에 의해 동조된 정현파 신호를 직류전원으로 변환하기 위하여 브릿지 정류회로를 채택하였다. 브릿지 정류회로에서 출력된 직류전원은 크기가 일정하지 않고 코일의 공극거리에 따라

변하므로 안정된 +5 V의 전압을 획득하기 위하여 +5 V의 3단자 전압 레귤레이터(7805)를 사용하여 입력에 대하여 안정된 전압을 얻을 수 있도록 하였다. 하지만 전력을 평가하기 위한 실험에서는 브릿지 정류회로에서 출력되는 전력을 부하저항(100 Ω, 5 W)을 삽입하여 측정하였다.

## 결 과

본 연구에서는 전송 주파수에 대한 전력 전송율을 알아보기 위하여 500 kHz, 1 MHz 및 4 MHz의 세 종류의 전력 증폭기를 제작하여 각각의 주파수에 대하여 송수신 코일의 공극을 2~30 mm 사이로 변화하였을 때의 전류의 변화를 정류회로의 부하에 100 Ω, 5 W 저항을 사용하여 측정하였다.

Fig. 5와 Fig. 6은 먼저 공극의 거리를 10 mm 및 20 mm로 고정한 상태에서 송신 및 수신 코일의 신호가 가장 안정된 상태가 되도록 수

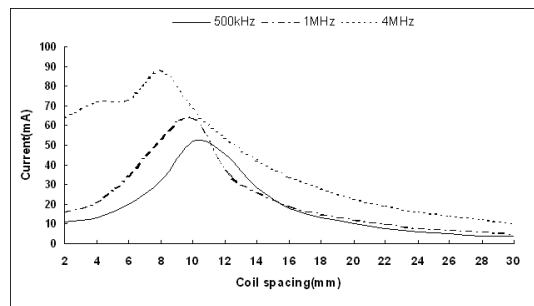


Fig. 5. Variation of transmitter current against spacing distance for 10 mm resonant distance.

Table 1. Characteristics of the coils used

	N (turn)	L (μH)	R (ohms)	Selectivity	Out Diameter
Internal coil	50	118	2.2	2.55	46 mm
External coil	60	125	2.2	2.45	46 mm

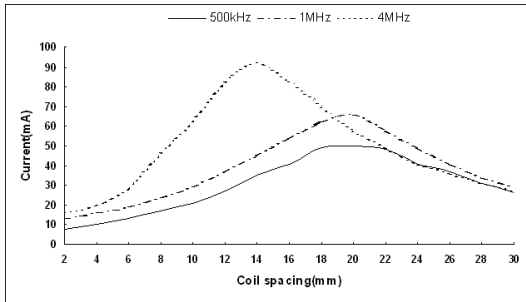


Fig. 6. Variation of transmitter current against spacing distance for 20 mm resonant distance.

신부에 존재하는 공진회로의 L, C 값을 조정 한 후, 2~30 mm의 공극 거리를 변화하여 측정 하였다. 주파수별로 송신 코일과 수신 코일의 중심을 일치시킨 경우를 0으로 하고 수신 코일의 중심이 벗어난 정도에 따라 2~30 mm까지의 이격에 따른 전류의 변화를 보여주는 것으로 Fig. 5는 10 mm의 수직 공극에서 Fig. 6은 20 mm에서의 수직 공극에서의 결과이다.

Fig. 7은 1 MHz E급 전력증폭기를 사용하여 송수신 코일의 비정렬 상태에서 발생하는 전력전송율의 변화를 보기 위하여 송수신 코일의 정렬된 상태 ( $d = 0$ )와 10 mm 이격되었을 때 송수신 코일의 공극거리에 따른 출력전류의 변화를 측정한 것이다.

Fig. 8은 1MHz E급 전력증폭기를 사용하여

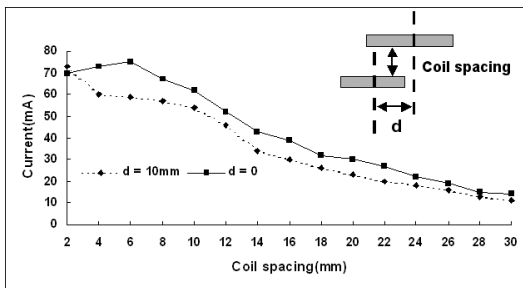


Fig. 7. Variation of transmitter current against spacing distance for lateral misalignment.

송수신 코일의 공극거리에 대해 PLL시스템을 이용하여 최대의 출력전류가 얻어질 때 까지 전류감지기로 부궤환시켜  $\pm 200$  kHz 정도의 주파수로 기본주파수에 가감하여 공극거리에 따른 전류변화를 추적해가는 방법이다. 본 연구에서 처음으로 제안한 일정한 출력전류를 얻기 위하여 반송주파수로 동조하는 방법이다. 추적주파수의 변화에 따른 송수신 코일의 최대 전류가 나타나는 거리를 10 mm 및 20 mm에서 동조가 되도록 2차측의 동조회로의 L 값과 C 값을 정한 후, 공극간의 거리를 변화시켜 부하에 나타나는 전류의 변화를 측정한 것이다.

위의 결과에서 살펴보면, Fig. 5와 Fig. 6은 전송주파수가 커질수록 에너지 전송효율이 높아지는 것으로 나타났다. 그러나 정합거리에서 최대의 효율이 나타나지 않고 더 짧은 거리에서 최대의 효율을 얻을 수 있었다. 또한 높은 주파수에서 생체조직에 대한 흡수량이 많아진다는 특성을 감안하여 본 연구에서 1 MHz를 반송주파수로 설정하여 실험을 하였다. Fig. 7은 이식되는 수신 코일을 외부에서 볼 수 없기 때문에 송수신 코일의 비정렬에 따른 에너지 전송율이 정확하게 정렬되었을 때보다 약 20% 정도 감소되었다. Fig. 8은 최대의 전류를 얻기

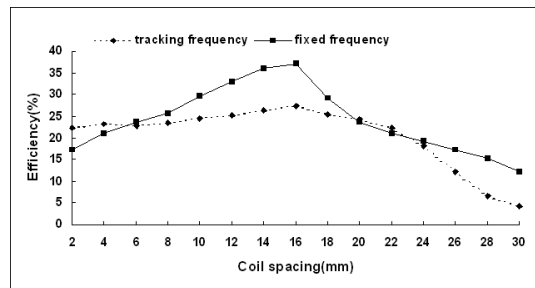


Fig. 8. Efficiency of the link over spacing distance for the frequency-tracking and fixed frequency transmitter.

위하여 반송주파수를 변화시켜 최적의 주파수로 동조시키는 방법으로, 2~30 mm의 공극거리에서 에너지 전송효율은 평균 20% 정도이며 최대의 에너지 효율은 27% 이었다. 1 MHz 고정주파수를 사용하여 얻은 값은 2~30 mm 공극거리 변화에 대한 평균값은 24% 이며, 최대의 에너지 효율은 37%이다. 추적주파수를 사용하였을 때, 에너지 전송효율은 떨어지나, 송수신 코일의 공극거리 2~15 mm까지는 1 MHz의 고정주파수에 비하여 변화폭이 완만하게 나타났다. Fig. 9는 유도결합을 이용하여 50 mA의 출력전류를 무선으로 얻을 수 있는 장치인 1 MHz E급 전력증폭기와 직경 46 mm의 송수신 코일이다.

### 고 찰

본 연구의 실험결과에서 전력 증폭기의 공진주파수와 송수신 코일의 공극거리의 변화에 따라 사용되는 각 소자들 간의 상관관계를 정확히 파악하여 보다 안정적으로 고효율의 전력을 획득하는 방법에 대한 연구가 계속되어야 과제이다. 여기서 반송주파수가 커지면 에너지

전송율을 상대적으로 높이는 것은 Ziaie 등<sup>9)</sup>의 결과와 잘 일치하였다. 그러나 정합된 거리에서 최대의 전송율이 나타나지 않은 것은 향후에 계속적으로 연구되어야 할 과제이다. 높은 주파수에서 피부효과가 훨씬 더 크게 나타나므로 송신 코일의 직경과 가닥수를 증가시켜 송수신 코일의 결합계수와 자체 인덕턴스의 개선이 필요할 것으로 보여진다. 본 연구에서 제시한 추적주파수 동조법에 의한 에너지 전송효율은 공극거리 15 mm 이내에서는 자체 인덕턴스와 결합계수의 변화 없이 잘 적용되어진다고 생각되지만, 공극거리가 커짐에 따라 동조점을 찾지 못하는 것은 제한 범위를 넘어선 것으로 생각되어지며 향후 좀더 넓은 주파수범위에서 동작할 수 있는 송수신 코일이 제작되어야 할 것이며 또한 주파수변화폭을 좀 더 세분화시켜 추적하는 방법으로 앞으로 계속적인 연구가 진행되어야 하겠다.

향후 과제로는 수신코일의 크기나 이식되는 피부의 두께를 고려하여 FES의 평균 부하 조건에서 최적의 코일 턴수와 크기, 인덕턴스를 갖도록 설계할 수 있도록 하며, 코일간의 전송시 발생하는 손실을 줄이기 위해서는 내부 저항을 최소화해야 하므로, 사용한 리츠선의 가닥수가 현재보다 증가될 경우 코일 내부에서 소모되는 손실을 줄일 수 있어, 향후 전송 효율이 개선 될 수 있을 것이다.

### 요 약

최근 첨단 과학의 발달과 함께 인체조직에 대한 적용도가 뛰어난 소재가 개발되어 초소형의 이식형 장치가 개선되어감에 따라 전력공급 방법의 다양한 연구가 이루어져 유도코일을 이

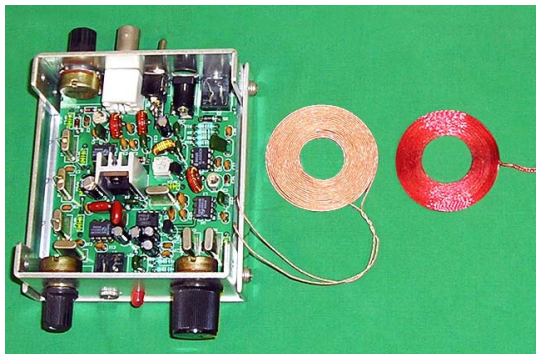


Fig. 9. Photography of the developed driver circuit together with internal and external coil.



용하여 무선으로 전력을 전송하는 장치가 연구되어오고 있다. 이에 저자는 이론적인 효율이 가장 뛰어난 E급 전력증폭기를 사용하여 2~30 mm의 공극거리에서 가장 이상적인 주파수를 1 MHz로 설정하여 제작하였고, 직경 46 mm의 송수신 코일을 이용하여 코일의 비정렬에 대한 전송율이 이격거리가 10 mm 일 때, 20% 감소되었다. PLL을 사용하여 주파수추적동조법으로 공극거리 15 mm 이내에서는 완만하게 20% 정도의 에너지 전송효율을 얻을 수 있었다. 또한 최적의 공진거리에서 50 mA 정도의 출력 전류가 얻을 수 있다는 것은 초소형 전기 자극기와 같은 이식형 장치를 동작시키는데 구동 전력으로 가능하다는 것을 알 수 있었다.

#### 참 고 문 헌

1. Miller JA, Belanger G, Mussivand T. Development of an Autotuned Transcutaneous Energy Transfer System. *ASAIO Journal* 1993 July-Sept;39:706-10.
2. Thoma H, Gerner H, Holle J, Kluger P, Mayr W, Meister B, Schwanda G, Stohr H. The Phrenic Pacemaker. Substitution of Paralysed Functions in Tetraplegia. *ASAIO Journal* 1987 July-Sept;33(3):472-79.
3. IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz, IEEE International Committee on Electromagnetic Safety. *IEEE Std* 2005:C95.1.
4. Atluri S, Ghovanloo M. Design of a wideband power-efficient inductive wireless link for implantable biomedical devices using multiple carries. in *Proc 2nd International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, Arlington, USA 2005 Mar:533-37.
5. Zoubir H, Roland I, Jacques C. A high-efficiency power and data transmission system for biomedical implanted electronic devices. *Meas Sci Technol* 1996;7:192-201.
6. Sokal NO, Sokal A. Class E- A New Class of High-Efficiency Tuned single-Ended Switching Power Amplifiers. *IEEE J Solid-State Circuits*. 1975;10:168-76.
7. Raab FH. Idealized operation of the class E tuned power amplifier. *IEEE Trans Circuits*. 1977 Dec; Jul:25:725-35.
8. Zierhofer CM, Hochmair ES. High Efficiency Coupling-Insensitive Transcutaneous Power and Data Transmission Via an Inductive Link. *IEEE Trans Biol Eng* 1990 Jul;37(7):716-22.
9. Ziaie B, Nardin MD, Coghlan AR, Najafi K. A Single-Channel Implantable Microstimulator for Functional Neuromuscular Stimulation. *IEEE Trans Biol Eng* 1997 Oct;44(10):909-20.
10. Troyk PR, Schwan MA. Closed-loop class E transcutaneous power and data link for microimplants. *IEEE Trans Biomed Eng* 1992; 39:589-99.
11. Donaldson ND, Perkins TA. Analysis of Resonant Coupled Coils in the Design of Radio Frequency Transcutaneous Links. *Med & Biol Eng & Computing* 1983 Sept;21:612-27.
12. Flack FC, James ED, Schlapp DM. mutual inductance of air-cored coils: effect on design of radio frequency coupled implants. *Med Biol Eng Comput* 1971;9:79-85.
13. Hochmair ES. System optimization for improved accuracy in transcutaneous signal and power transmission. *IEEE Trans Biomed Eng BME* 1984;31:177-86.
14. Zierhofer CM, Hochmair ES. Geometric approach for coupling enhancement of magnetically coupled coils. *IEEE Trans Bio Eng* 1996 Jul;43(7): 708-14.