

## 생체 이식형 무선에너지 전송 시스템 개발

\*영남대학교의료원 생의공학과, †영남대학교 의과대학 생리학교실  
‡영남대학교 공과대학 전자정보공학부

유동수\* · 이준하† · 서희돈‡ · 이상화\*

생체에 이식되는 장치에 사용하기 위한 무선에너지 전송 시스템을 개발하였다. 이것은 체내에 이식된 장치에 경피적으로 전기에너지를 공급할 수 있는 것이다. 경피적으로 결합된 트랜스포머의 권선간의 거리는 인간의 피부 두께를 고려하여 약 10~20 mm이다. 본 연구에서는 Class-E 공진증폭기를 사용하여 높은 효율을 얻고자 하였다. 최대 전류는 각 주파수에서 50 mA 이상의 전류를 얻을 수 있었다. 개발된 시스템은 500 kHz, 1 MHz 및 4 MHz의 서로 다른 주파수에서 정확하게 동작하고 있다는 것을 보여주고 있다.

**중심단어:** 무선에너지 전송, Class-E 공진증폭기

### 서 론

전자공학, 컴퓨터공학, 의공학 등의 공학기술의 급속한 발전은 유전공학 등과 더불어 인간의 평균수명을 증가시키는데 지대한 역할을 하고 있다. 이러한 공학기술을 바탕으로 질병이나 불의의 사고로 장기를 잃거나 손상되었을 때 인공기관으로 대체하여 보다 나은 삶을 영위하도록 하기 위한 연구개발이 활발히 진행되고 있다.<sup>1)</sup> 인공장기들 중에서 체내에 삽입하는 것으로 인공고막, 인공각막, 인공관절, 인공판막 등과 같이 에너지원이 불필요한 수동적인 인공장기들도 있지만, 에너지를 필요로 하는 능동적 기능의 Pacemaker, 인공심장, 인공귀 등과 같은 인공장기들이 있다. 능동적 기능의 인공장기에 장기간 안정적으로 전기에너지를 공급하기 위한 매카니즘의 개발은 인공장기 본체의 개발과 함께 필수적으로 이루어져야 하는 부분이다. 생체 내의 시스템에 전원을 공급하는 방식에는 생체전지, 원자력전지, 일차전지를 이용하는 방법과 유도 결합에 의해 전력을 공급하는 방법 등이 있다.<sup>2)</sup> 하지만, 전지를 이용하는 방법은 수명이 유한하므로 장기간의 안정적인 전력공급이라는 측면에서 유도 결합에 의한 전력공급방식이 오래 전부터 많은 연구가 진행되어 왔다.<sup>3,4)</sup>

본 연구에서는 체내에 전력을 공급하기 위하여 500 kHz, 1 MHz 및 4 MHz의 주파수를 대상으로 한 기존의 B급 및 C급 증폭기에 비해 효율이 높은 Class-E 공진증폭기<sup>5)</sup>를 이용한 무선에너지 전송 시스템을 개발하고, 이 시스템에 대한 성능 평가 및 체내장치에 충분한 전력이 전달되는지에 대한 실효성 여부를 확인하였다.

### 재료 및 방법

#### 1. 시스템 구성

무선 에너지 전송 시스템의 기본적인 개념은 체외에 존재하는 구동장치가 직류전원을 스위칭 소자에 의해 교류로 변환하여 1차측 송신코일에 교류전압을 인가함으로써, 체내에 이식된 2차측 코일에 교류신호가 유도되고, 이 유도된 신호를 정류회로에 의하여 직류전원을 획득하는 방식으로 전체시스템에 대한 구성을 Fig. 1에서 보여주고 있다.

본 연구에서는 체내에 삽입하는 장치의 크기를 가능한 최소화 하기 위하여 서로 다른 500 kHz, 1 MHz, 4 MHz의 세 종류 주파수를 대상으로 주파수의 변화에 따른 코일의 크기 및 전송되는 전력의 변화 등을 비교하였다.

#### 1) Pulse generator

본 실험에서는 Active Switch (IRF510, Fairchild, USA)를 구동하기 위한 스위칭 주파수로는 500 kHz, 1 MHz 및 4 MHz의 세 종류의 주파수를 사용하고 있으며, 다양한 주파

본 연구는 보건복지부 보건의료기술 진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(과제 고유번호: 02-PJ3-PG6-EV10-001).

이 논문은 2005년 9월 12일 접수하여 2005년 9월 20일 채택되었음.

책임저자 : 유동수, 대구시 남구 대명동 317-1

영남대학교의료원 생의공학과

Tel: 053)620-4537, Fax: 053)-629-1344

E-mail: ydsods@med.yu.ac.kr

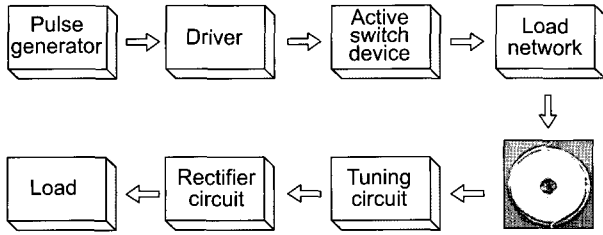


Fig. 1. Block diagram of transcutaneous energy transmission system for implantable device.

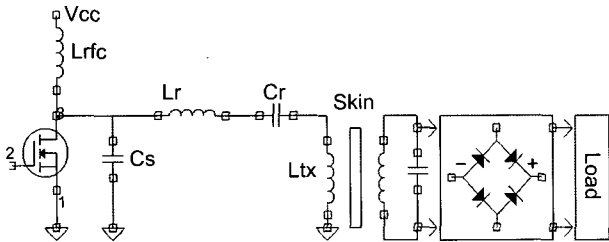


Fig. 2. Active switch device & load network.

수들을 손쉽게 안정적으로 획득함과 동시에 이들 주파수에 대한 전환을 편리하게 하기 위하여 50%의 듀티비를 나타내고 있는 8 MHz의 OSC (Oscillator)를 사용하였다. 8 MHz의 OSC로부터 다양한 주파수로 분주하기 위하여 CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) IC인 4040을 이용하여 실험에 사용하는 주파수를 쉽게 얻었다.

2) Driver

드라이버의 역할은 IRF510 MOSFET (Metal-Oxide Semiconductor Field-Effect Transistor)에 지정된 주파수의 안정적인 교류전력을 공급하기 위하여 P형의 2SC2334와 N형의 2SA1010 트랜지스터를 사용하여 푸시-풀 회로를 구성하였다. 또한, 푸시-풀 회로와 MOSFET의 Gate 사이에 커플링 콘덴서 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 Ω 정도의 저항성(Resistive)을 띠고 있으므로, 페라이트 트랜스는 수 십 Ω의 푸시-풀 회로 출력 임피던스를 수 Ω의 Gate 입력 임피던스와 매칭하여 충분한 구동전력이 전달되도록 하였다.

3) Active switch device & load network

스위칭 소자로 MOSFET를 사용하였으며, 기존의 Class-B (60%) 및 Class-C (75%)에 비해 상대적으로 효율이 높고 안정적인 동작을 나타내는 Class-E 증폭기(90%)를 사용하였다. Active Switch Device & Load Network의 구성은 Fig. 2와

Table 1. Primary coils at each frequency.

F (Hz)	N (turns)	L* (uH)	R (ohms)	Q <sup>†</sup>
500 k	100	230	2.9	1.72
1 M	60	125	2.2	2.45
4 M	14	7.5	0.7	12.2

\*Inductance, †Selectivity

Table 2. Secondary coils at each frequency.

F (Hz)	N (turns)	L (uH)	R (ohms)	Q
500 k	60	86	1.8	2.9
1 M	50	118	2.2	2.55
4 M	27	16	1.2	7.72

같다.

증폭기의 효율을 높인다는 것은 공급되는 입력전력으로 부터 전력소비를 최소화하여 출력전력에 나타나는 유효전력의 비율을 높이는 것으로, 대부분의 RF 증폭기에서는 출력소자에서 높은 전력 소비를 발생한다. 하지만 본 연구에서 채택한 Class-E 증폭기의 기본적인 개념은 높은 전압과 전류를 공급하지만, 하나의 주기에서 나타나는 전압과 전류의 적(product)이 제로가 되도록 하는 방법으로 동시에 전압과 전류가 존재하지 않게 함으로써 이상적으로는 전력의 소비를 제로가 되게 하는 증폭기이다. Class-E 증폭기의 Load 네트워크에서는 MOSFET가 turn-on 되기 전에 드레인에 연결된 셉트캐패시터(Cs)를 완전히 방전시키기 위한 소자의 값을 적절히 선택하고 조정하여야 한다.

4) 코일의 설계

유도결합에 의한 에너지 전송장치는 1차 코일에 정현파 교류 신호를 인가하여 경피질 내에 삽입된 2차 코일에 에너지를 전송한다. 이때 1차 및 2차 코일에서의 에너지 손실은 주로 내부저항에 의한 것으로 이를 최소화하기 위하여 직경 0.1 mm, 8가닥으로 구성된 리쯔선(Litz Wire)을 사용하였다. 리쯔선은 동일한 직경의 단선에 비해 코일의 표면적이 훨씬크므로 고주파에서는 표피효과에 의한 코일 내부 저항의 감소로 전력의 손실을 감소시킬 수 있다.

최대 결합계수를 얻기 위하여 트랜스포머 권선의 형태에 대한 연구가 많이 있었지만,<sup>6,7)</sup> 본 연구에서는 코일 간의 매칭을 보다 편리하게 하기 위하여 기하학적 구조를 도넛 모양으로 하고 코일 간의 공극거리는 경피질의 두께를 고려하여 10~20 mm의 공극에서 전력의 변화를 관찰하였다.

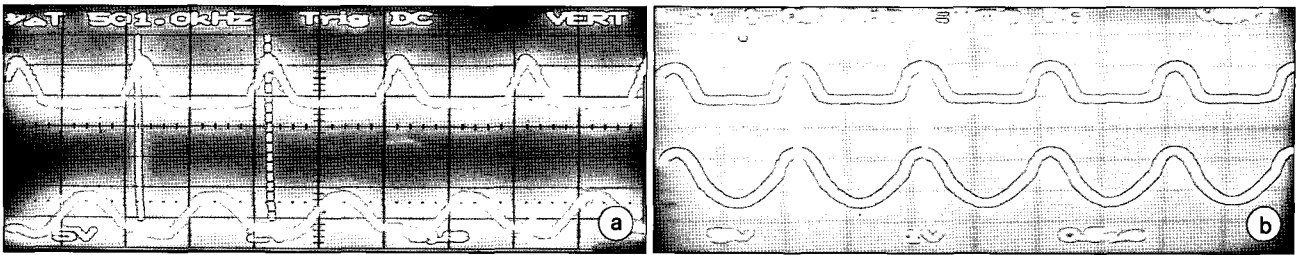


Fig. 3. Experimental waveforms of drain-source in MOSFET, (a) 500 kHz (upper 50 v/div, lower 200 v/div), (b) 1 MHz (upper 50 v/div, lower 100 v/div).

Table 1과 Table 2는 각 주파수에 사용된 코일에 대한 제원을 나타내고 있다.

### 5) Tuning 및 정류회로

1차 코일로부터 유입된 신호는 병렬공진회로에 의해 동조된 정현파 신호를 직류전원으로 변환하기 위하여 브릿지 정류회로를 채택하였다. 브릿지 회로에서 출력된 직류전원은 크기가 일정하지 않고 코일의 공극거리에 따라 변하므로 안정된 +5V의 전압을 획득하기 위하여 +5V의 3단자 전압 레귤레이터(7805)를 사용하여 입력에 대하여 안정된 전압을 얻을 수 있도록 하였다. 하지만 전력을 평가하기 위한 실험에서는 브릿지 정류회로에서 출력되는 전력을 Load 저항(100Ω, 5W)을 삽입하여 측정하였다.

## 결 과

본 연구에서 개발된 Class-E 공진증폭기를 이용한 무선 에너지 전송장치에서는 500 kHz, 1 MHz 및 4 MHz의 세 종류 주파수를 대상으로 하여 각각의 주파수에 대하여 1차 및 2차 코일의 공극을 2~30 mm 사이로 변화하였을 때의 전류의 변화를 정류회로의 부하에 100Ω, 5 W 저항을 사용하여 측정하였다.

실험에서는 먼저 공극의 거리를 10 mm, 16 mm 및 20 mm의 세 종류로 고정한 상태에서 1차 및 2차 코일의 신호가 가장 안정된 상태가 되도록 수신부에 존재하는 공진회로의 인덕턴스 L, 커패시턴스 C 값을 조정후, 2~30 mm의 공극 거리를 변화하여 측정하였다. 이것은 환자의 피부 두께를 고려하여 10~20 mm 사이의 세 위치의 공극 거리를 기준으로 상대적인 거리에 따른 전력변화를 서로 비교함으로써 그 상관관계를 보고자하였다.

Fig. 3은 주파수에 따른 Oscilloscope 상의 파형을 보여주고 있으며, Fig. 3a는 500 kHz에서의 파형을 나타내는 것으로 Ch 1은 드레인-소오스 사이의 전압, Ch 2는 1차 코일의

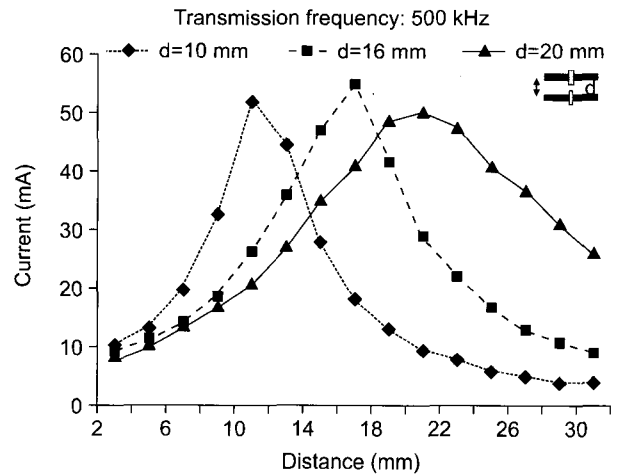


Fig. 4. Comparison of secondary current at different peak point for 500 kHz.

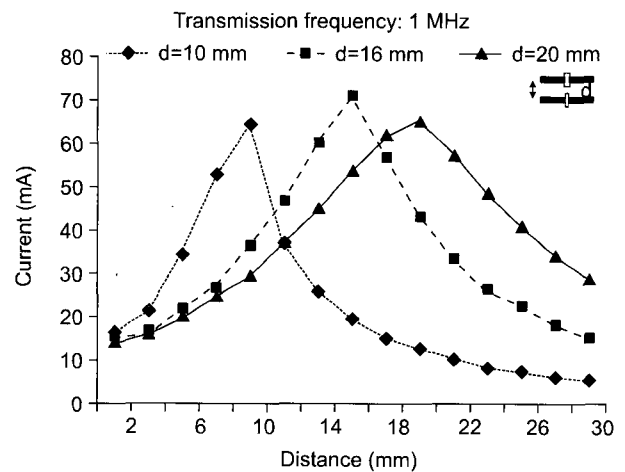


Fig. 5. Comparison of secondary current at different peak point for 1 MHz.

출력파형을 나타내고 있다. Fig. 3b는 1 MHz에서의 파형을 나타내는 것으로 Ch 1은 드레인-소오스 사이의 전압, Ch 2

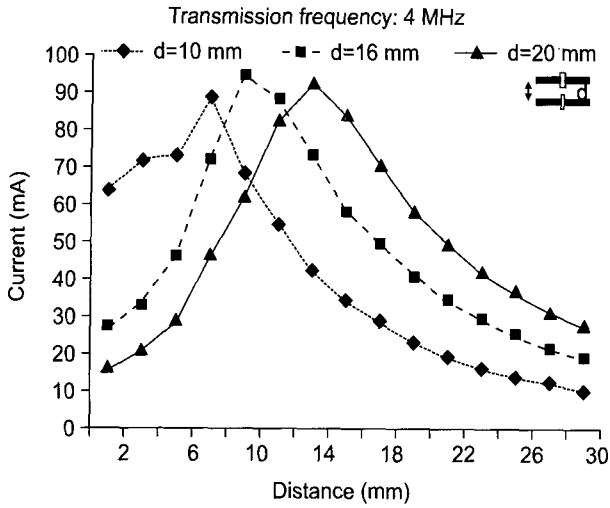


Fig. 6. Comparison of secondary current at different peak point for 4 MHz.

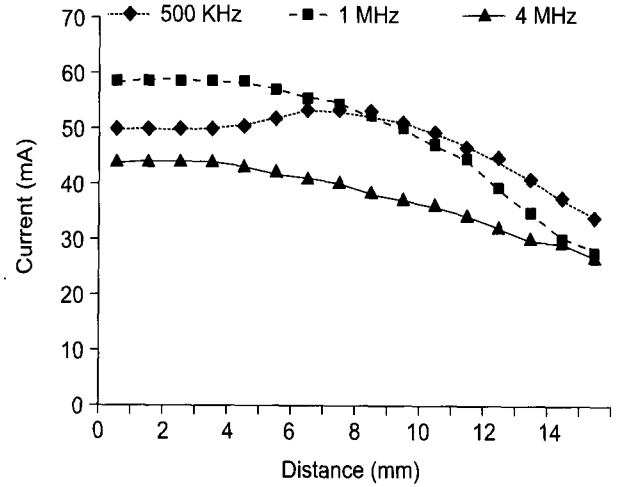


Fig. 8. Change of secondary current for center misalignment at a air-gap of 20 mm.

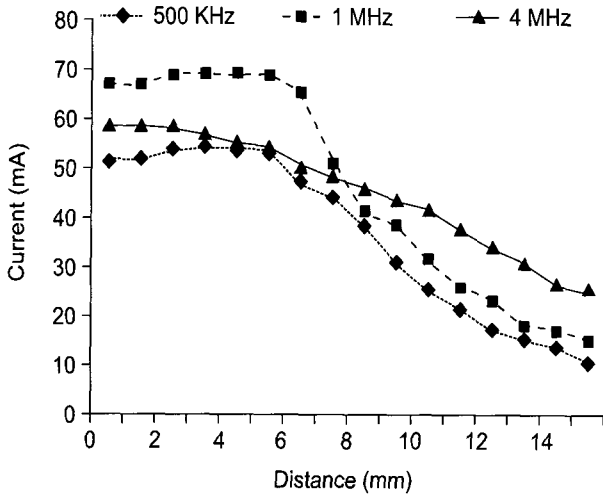


Fig. 7. Change of secondary current for center misalignment at a air-gap of 10 mm.

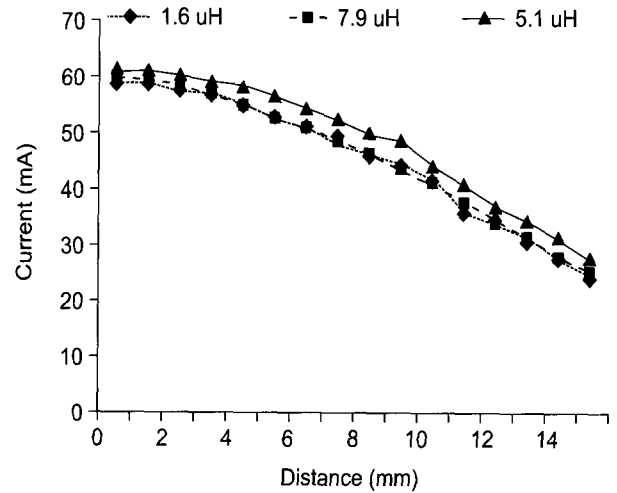


Fig. 9. Comparison of secondary current at different coil for 4 MHz.

는 1차 코일의 출력과형을 나타내고 있다.

아래의 Fig. 4~6은 각 주파수에 따른 1, 2차 코일의 최대 전류가 나타나는 거리를 10 mm, 16 mm 및 20 mm에 동조가 되도록 2차측의 동조회로의 L 값과 C 값을 정한 후, 공극간의 거리를 변화시켜 부하에 나타나는 전류의 양을 측정하였으며, Fig. 7, 8은 주파수별로 1차 코일과 2차 코일의 중심을 일치시킨 경우를 0으로 하고 2차 코일의 중심이 벗어난 정도에 따라 0~15 mm까지의 이격에 따른 전류의 변화를 보여주는 것으로 Fig. 7은 10 mm의 수직 공극에서 Fig. 8은 20 mm에서의 수직 공극에서의 결과이다.

위의 결과에서 살펴 보면, Fig. 4~6에서는 공극간의 거리를 고정하는 초기 거리가 짧을수록 peak 지점에 대한 공극의 거리에 따른 전류의 변화가 심하게 나타나고, 멀어질수록 감소하는 정도를 나타내는 좌우 분포곡선이 비슷한 형상을 보여주고 있다. Fig. 7, 8에서는 1차 코일과 2차 코일의 중심이 벗어난 이격거리에 따른 2차측의 부하의 전류의 변화를 나타내는 것으로 10 mm의 수직 공극에서의 수평 이격거리가 6 mm에서부터 모든 주파수에서 전류의 감소율이 비슷한 양상을 나타내고 있으며, 20 mm의 수직 공극에서의 경우에는 수평 이격거리가 멀어지는 정도에

따라 10 mm의 경우에 비해서 상대적으로 전류의 감소가 완만한 것을 보여 주고 있다. Fig. 9는 4 MHz의 주파수에서 2차 코일의 값에 변화를 주었을 경우의 전류의 변화를 관찰한 것으로 어느 정도의 L 값의 변화에는 수신되는 전력의 변화가 없다는 것을 보여주고 있다.

### 고 찰

지금까지의 실험결과들을 통하여 향후 공진 증폭기에서 공진주파수의 변화에 따라 사용되는 각 소자들 간의 상관관계를 정확히 파악하여 보다 안정적으로 고효율의 전력을 획득하는 방법에 대한 연구를 계속 진행함과 동시에, 현재 실험에서 사용하고 있는 +15 V의 직류전원을 증가시켜 체내에 삽입되는 이식형 시스템에 공급되는 전력을 증대시키는 방안에 대한 추가적인 실험이 병행되어야 할 것이다. 또한, 현재에 비하여 사용하는 리프와이어의 직경이 더 크고 가닥수가 많은 것을 선택하여 내부저항을 보다 적게 하면 손실을 줄일 수 있으므로 효율이 개선될 수 있을 것이다.

### 결 론

본 연구에서는 에너지를 필요로 하는 능동적 기능의 Pacemaker, 인공심장 등과 같은 생체 이식형 장치에 필요한 에너지를 체외로부터 무선으로 전달하기 위하여 Class-E 공진증폭기를 사용한 장치를 개발하였다. 개발된 시스템에

의한 성능 평가에서는 각 주파수에 따라 수직공극 거리에 따른 전류의 변화, 수직공극의 거리를 고정한 상태에서 수평공극의 변화에 따른 전류의 변화 및 동일 주파수에서의 L 값의 변화에 대한 결과를 보여 주었다.

전송되는 전류의 크기가 50 mA 정도를 얻을 수 있다는 것은 전기 자극기와 같은 소형장치가 동작하는데 필요한 전력으로는 가능하다는 것을 알 수 있었다.

### 참 고 문 헌

1. 안재복, 이동준, 김희찬, 민병규: Development of transcutaneous energy transmission system for medical instrument. 의공학회지 16:447-455 (1995)
2. 梅井清久: 醫用工學의 基礎와 應用. 共立出版株式會社, 東京 (1980), pp. 398-423
3. 須磨辛藏: 醫用電子와 生體工學. 共立出版株式會社, 東京(1974), pp. 12-17
4. Seo HD, Esashi M, Matsuo T: Development of pulse powered command receiver for biotelemetry. Digest, Annual Conf. IEICE. 1985, Toyohashi, Japan, pp. 186
5. Raab FH: Idealized operation of the class E tuned power amplifiers. IEEE Transaction on circuits and systems. 24:725-735 (1977)
6. Flack FC, James ED, Schlapp DM: Mutual inductance of air cored coils: effect on design of radio frequency coupled implants. Med Biol Eng Comput 9:79-85 (1971)
7. Hochmair ES: System optimization for improved accuracy in transcutaneous signal and power transmission. IEEE Trans Biomed. Eng BME 31:177-186 (1989)

## Development of Transcutaneous Energy Transmission System for Implantable Devices

Dong-Soo Yoo\*, Joon-Ha Lee<sup>†</sup>, Hee-Don Seo<sup>‡</sup>, Sang-Hag Lee\*

\*Department of Biomedical Engineering, Yeungnam University Medical Center,

<sup>†</sup>Department of Physiology, College of Medicine, Yeungnam University,

<sup>‡</sup>Department of Electrical Engineering and Computer Science, Yeungnam University

As a part of implantable device in body, a transcutaneous energy transmission system has been developed. It would be desirable to transfer electrical energy to implantable devices transcutaneously. The distance between transcutaneous transformer windings are approximately equal to the thickness of the human's skin, nominally between 10~20 mm. Class-E resonant amplifier is used to drive a primary coil for high efficiency. Maximum current is above 50 mA at any frequency. The developed system shows that the circuit operates correctly at each frequency; 500 kHz, 1 MHz and 4 MHz.

**Key Words:** Transcutaneous energy transmission, Class-E resonant amplifier