

# 의료용 무선에너지 전송 시스템의 전달 코일특성 해석

이동준, 김희찬, \*양두영, 민병구  
서울대학교 의과대학 의공학교실  
\*제주대학교 공과대학 통신공학과

## Analysis of Electromagnetic characteristics of Energy Transmission Coil of a TETS

Dong Joon Lee, Hee Chan Kim, \*Doo Young Yang, Byung Goo Min  
Dept. of Biomedical Eng., Seoul Univ.  
\*Dept. of Commucation Eng., Cheju Univ.

### 요 약

완전이식 모터구동형 인공심장과 같은 전기에너지를 사용하는 인공장기를 이식한 환자에게 감염의 위험이 없이 안정적인 파워를 공급하기 위한 위하여 연구되고 있는 무선 에너지 전송 시스템(Transcutaneous Energy Transmission System, TETS)을 개발하였다. 본 연구팀에 의해 개발된 모터구동형 인공심장용 TET System의 경우, 인공심장의 안정적인 구동을 위해 평균 40Watt에서 최대 90Watt를 전송하여야 하는데, 시스템의 전송효율이 20-50Watt 전송시에는 77%이상이지만 출력이 그 이상으로 증가하면 효율이 떨어지는 문제점이 있다. 이를 해결하기 위해서는 실제 전송장치의 구동회로 및 회로를 구성하고 있는 각 소자들의 성능개선 등이 시도되어야 하나, 근본적으로는 에너지 전달코일을 포함한 전체 시스템의 동작에 대한 분석이 선행되어야 한다. 본 연구에서는 개발된 TET시스템에 대한 전자기적인 모델링과 해석을 통하여 고출력에서의 효율 감소 억제 및 전체 효율 증가를 이루기 위한 조건을 제시하고, 실험을 통하여 향상된 성능을 확인하였다.

어 있는 2차 솔레노이드 코일에 유도기전력을 야기하여 전력을 전송한다. 이 때 2차 코일에 유도되는 전압파형은 1차 코일에 인가된 파형과 위상이 정반대인 정현파형이다. 이는 1차 코일과 2차 코일간의 상호 인덕턴스에 기인한 것으로 본 연구에서는 주로 이 1, 2차 코일의 인덕턴스 및 상호 인덕턴스를 전자기적으로 해석하는데 주안점을 두었으며 이때 솔레노이드의 길이, 반경, 형태 등 외형상의 파라메타들을 결정하였고 그 결과를 실험치와 비교 확인하였다.

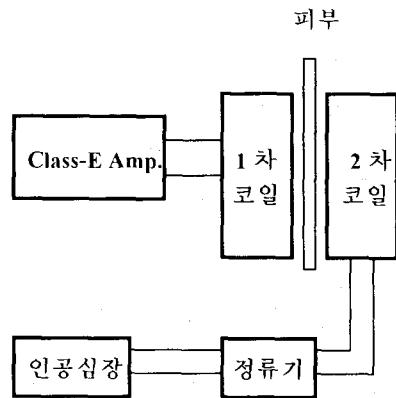
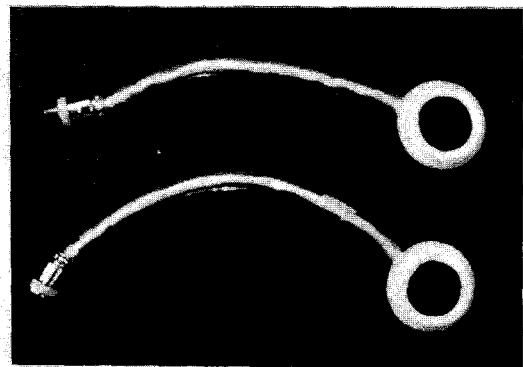


그림 1

### 1. 서론

무선에너지 전송시스템은 1) 직류전원을 교류정현파로 바꾸어주는 변환기, 2) 이를 전송하는 전송 1,2차 코일, 3) 전송된 교류전력을 직류로 바꾸어주는 정류기 등 크게 세부분으로 구성된다. 직류/교류 변환기는 Class E Amplifier로 설계하였고, 정류기는 Shottky Diode Bridge를 이용하였다. 본 연구에서 해석하고자한 전송코일은 아래의 그림 1 에서처럼 체외의 1차 솔레노이드 코일에 인가된 교류 정현파신호가 경피질내에 삽입되



TETS 전송코일의 실물사진

전송코일의 전자기적 해석

전송코일이 가지고 있는 도체 임피던스, Self Inductance, Mutual Inductance 는 고유한 값이 아니라 주파수의 함수이다. 이를 Maxwell's Equation 을 이용하여 해석하여 솔레노이드의 주파수에 따른 도체 임피던스, Self Inductance, Mutual Inductance 을 구하였다.

1. Circular Cross-Section Wire 에 대한 도체저항의 계산

Maxwell's Equation 에서 도체상의 변위전류가 zero 이므로,

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{J} \quad (1)$$

$$\nabla \times \vec{E} = -j\omega\mu\vec{H} \quad (2)$$

$$\vec{J} = \sigma\vec{E} \quad (3)$$

전송코일의 재료로 쓰인 Wire 가 Circular Cross-Section 을 갖으므로 전류에 대한 파동방정식을 유도하여 원통좌표계로 파동해석하면,

$$\frac{d^2 J_z}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{dJ_z}{dr} + T^2 J_z = 0 \quad (4)$$

여기서,

$$T = \sqrt{-j\omega\mu\sigma} = (j)^{\frac{1}{2}} \frac{2}{\sqrt{\pi f \mu \sigma}}$$

식(4)는 Bessel 방정식이므로 그 해를 구하면 zero 차 Bessel 함수와 zero 차 Hankel 함수의 조합으로 이루어지는데,  $r=0$  일때 전류는 0 인데 zero 차 Hankel 함수가 무한한 값을 갖게되어 물리적으로 불가능하므로,

$$J_z = A J_0(\text{Tr}) \quad (5)$$

$r=r_0$  인 반경을 갖는 도체표면에서의 전류는 Ohm's Law 에 의해,

$$J_z = \sigma E_0 \quad (E_0: \text{공급된 전계의 진폭}) \quad (6)$$

에 대입하면,

$$J_z = \sigma E_0 \frac{J_0(\text{Tr})}{J_0(\text{Tr}_0)} \quad (7)$$

이를 바탕으로 도체 임피던스를 계산하면,

$$\oint \vec{H} \cdot d\vec{L} = I \quad \text{에서} \quad 2\pi r_0 H_\phi|_{r=r_0} = I \quad (8)$$

Maxwell's Eqn 으로부터  $z, \phi$  방향의 변화가 없는 방정식을 풀면,

$$\nabla \times \vec{E} = -j\omega\mu\vec{H} \quad \text{에서} \quad H_\phi = \frac{1}{j\omega\mu} \frac{dE_z}{dr} \quad (9)$$

여기서,

$$E_z = \frac{J_z}{\sigma} = E \frac{J_0(\text{Tr})}{J_0(\text{Tr}_0)}$$

$$H_\phi = \frac{E_0 T J_0'(\text{Tr})}{j\omega\mu J_0(\text{Tr}_0)} = -\frac{\sigma E_0 J_0'(\text{Tr})}{T J_0(\text{Tr}_0)}$$

이때,

$$J_0'(\text{Tr}) = \frac{dJ_0(\text{Tr})}{d(\text{Tr})}$$

Eqn.(8)으로부터

$$I = 2\pi r_0 H_\phi = -\frac{2\pi r_0 \sigma E_0 J_0'(\text{Tr})}{T J_0(\text{Tr}_0)} \quad (10)$$

따라서 단위길이당 Wire 의 Impedance 는

$$Z_i = \frac{E_z|_{r=r_0}}{I} = -\frac{T J_0(\text{Tr}_0)}{2\pi r_0 \sigma J_0'(\text{Tr}_0)} \quad (11)$$

Low Frequency 일 경우  $\text{Tr}_0$  가 작으므로 Function 로 Series Expasion 으로 치환, 식(11)을 근사하면,

$$Z_i \cong \frac{1}{\pi r_0^2 \sigma} [1 + \frac{1}{48} (r_0^2 \pi f \mu \sigma)] + j \frac{\omega \mu}{8\pi} = R_i + j\omega L_i \quad (12)$$

따라서 Skin effect 에 의해 나타나는 손실저항  $R_i$  는

$$R_i = \frac{1}{\pi r_0^2 \sigma} [1 + \frac{1}{48} (r_0^2 \pi f \mu \sigma)] \quad (13)$$

High frequency 인 경우  $\text{Tr}_0$  가 크므로,

$$\frac{J_0(\text{Tr}_0)}{J_0'(\text{Tr}_0)} \cong -j$$

따라서

$$Z_i \cong \frac{j(j)^{\frac{1}{2}}}{\sqrt{2\pi r_0 \sigma} \frac{1}{\sqrt{\pi f \mu \sigma}}} = \frac{(1+j)}{2\pi r_0} \frac{1}{\sigma / \sqrt{\pi f \mu \sigma}} \quad (14)$$

위와 마찬가지로  $R_i$  는

$$R_i = \frac{1}{2\pi r_0} \sqrt{\frac{\pi f \mu}{\sigma}} \quad (15)$$

2. 전송코일의 Self-Inductance 의 계산

Wire 를 가지고 loop 를 만들었을 때 Self-Inductance 를 계산하였다.

Biot-Savart Law 를 적용하면,

$$d\vec{r}' = \hat{a}_\phi b d\phi'$$

$$\vec{R} = \hat{a}_z z - \hat{a}_\rho b \quad \text{에서}$$

$$R = \sqrt{z^2 + b^2}$$

$$d\vec{r}' \times \vec{R} = \hat{a}_\rho b z d\phi' + \hat{a}_z b^2 d\phi'$$

Source point 로부터 field point P(0,0,z) 에 생기는 자속밀도는

$$\vec{B} = \frac{\mu_0 I_s}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{d\vec{r}' \times \vec{a}_r}{R^2} = \frac{\mu_0 b^2 I_s}{2(z^2 + b^2)^{\frac{3}{2}}} \hat{a}_z \quad (16)$$

이 되고 이로부터, loop 중심 (0,0,0)에서의 자속밀도는,

$$\vec{B} = \frac{\mu_0 b^2}{2b^3} I_s \hat{a}_z \quad (17)$$

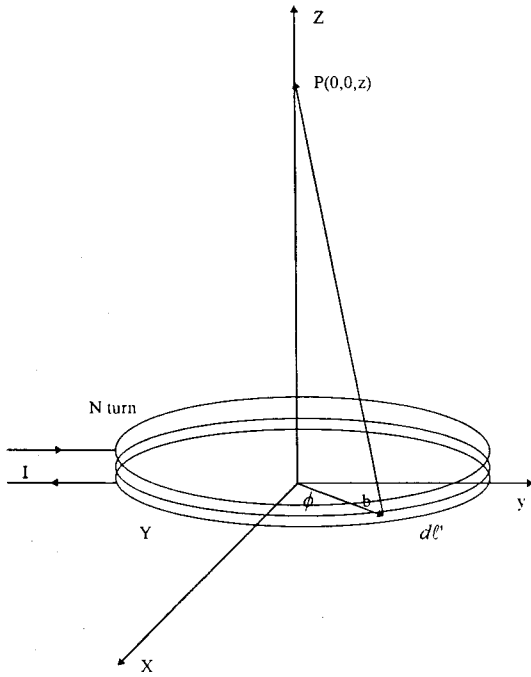


그림 2

따라서 N 번감은 Solenoid 의 자속밀도는,

$$\vec{B} = \frac{\mu_0 N I_s}{2b} \vec{a}_z \quad (18)$$

그런데, Solenoid 전류  $I_s$  는 공급된 전류 I 와 다르다.

$$I_s = \frac{R}{R + R_1} I = \frac{1}{\frac{1}{\pi r_0^2 \sigma} + \frac{1}{2\pi r_0 \sigma / \sqrt{\pi f \mu \sigma}}} I$$

$$= \frac{1}{1 + \frac{r_0}{2} \sqrt{\pi f \mu \sigma}} I \quad (19)$$

따라서,

$$\vec{B} = \frac{\mu_0 N I_s}{2b} \vec{a}_z = \frac{\mu_0 N I}{2b} \left( \frac{1}{1 + \frac{r_0}{2} \sqrt{\pi f \mu \sigma}} \right) \vec{a}_z \quad (20)$$

그러므로 총자속은,

$$\Phi = \int_V \vec{B} \cdot d\vec{s} = \frac{\mu_0 N I}{2b} \left( \frac{1}{1 + \frac{r_0}{2} \sqrt{\pi f \mu \sigma}} \right) \int_0^{2\pi} \int_0^b r dr d\phi'$$

$$= \frac{\pi b \mu_0 N I}{2(1 + \frac{r_0}{2} \sqrt{\pi f \mu \sigma})} \quad (21)$$

그러므로 Self-Inductance 는,

$$L = \frac{\Phi}{I} = \frac{\pi b \mu_0 N}{2(1 + \frac{r_0}{2} \sqrt{\pi f \mu \sigma})} \quad (22)$$

where,  $r_0$  : Wire 의 반경 [m]

$b$  : loop 의 반경 [m]

$\mu_0$  : Permeability of air

$\mu$  : Permeability of Copper

$\sigma$  : Conductivity of Copper

와 같은 식으로 계산할 수 있다.

### 3. 전송코일간의 Mutual Inductance 의 계산

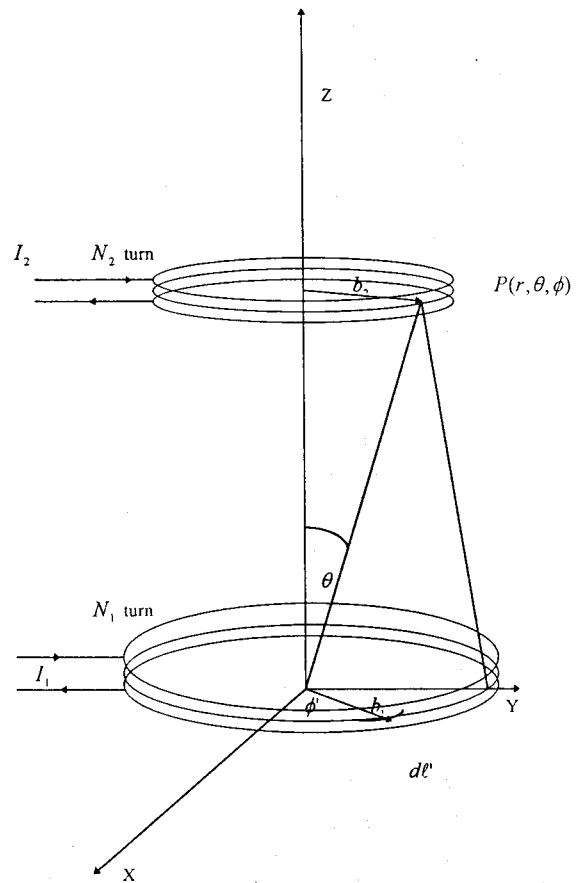


그림 3

하단 loop 로부터 상단 loop 의 P 점에 미치는 Vector Magnetic Potential  $\vec{A}_{12}$  는

$$\vec{A}_{12} = \frac{\mu_0 I_{1s}}{4\pi} \oint \frac{d\vec{\ell}}{R_1}$$

$$= \frac{\mu_0 I_{1s}}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{b_1 \sin \phi'}{R_1} d\phi' \vec{a}_\phi \quad (23)$$

이때,

$$\begin{aligned} \frac{1}{R_1} &= \frac{1}{(R^2 + b_1^2 - 2b_1R \sin \theta \sin \phi')^{\frac{1}{2}}} \\ &= \frac{1}{\sqrt{R^2 + b_1^2}} + \frac{1}{2} \frac{2b_1R \sin \theta \sin \phi'}{\sqrt{(R^2 + b_1^2)^3}} \\ &= \frac{3b_1^2R^2 \sin^2 \theta \sin^2 \phi'}{2\sqrt{(R^2 + b_1^2)^5}} \quad (24) \\ &= + \frac{5b_1^3R^3 \sin^3 \theta \sin^3 \phi'}{2\sqrt{(R^2 + b_1^2)^7}} + \text{High. Order. Terms} \end{aligned}$$

여기서  $I_{1s}$ 는 식(19)에서의  $I_s$ 의 하단 loop에서의 성분이고 식(24)를 식(23)에 대입한 적분식을 정리하여  $\bar{A}_{12}$ 를 구하면,

$$\bar{A}_{12} = \frac{\mu_0 I_{1s}}{4\pi} \hat{a}_\phi \left[ \frac{\pi b_1 b_2}{\sqrt{(R^2 + b_1^2)^3}} + \frac{15}{8} \frac{\pi b_1^3 b_2^3}{\sqrt{(R^2 + b_1^2)^7}} \right] \quad (25)$$

따라서  $\bar{A}_{12}$ 에 의해서 생기는 총상호자속  $\Phi_{12}$ 는,

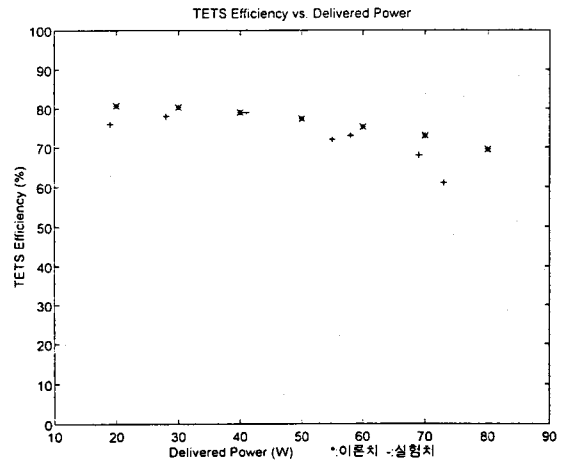
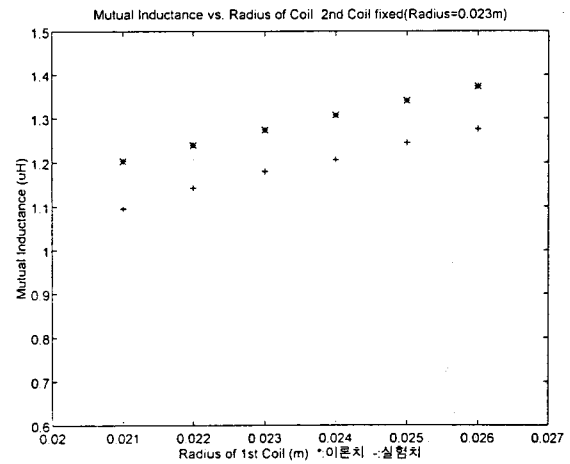
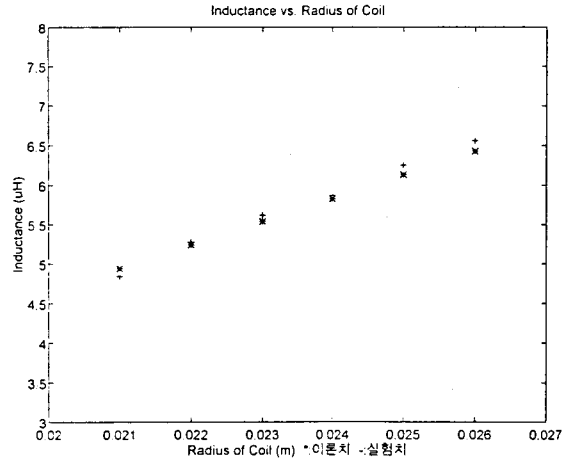
$$\begin{aligned} \Phi_{12} &= N_1 \int_S \bar{B}_{12} \cdot d\bar{S} = N_1 \int_S \bar{V} \times \bar{A}_{12} \cdot d\bar{S} \\ &= N_1 \oint_{C_2} \bar{A}_{12} \cdot d\bar{\ell}_2 = N_1 \int_0^{2\pi} A_{12} b_2 d\phi \\ &= \frac{\mu_0 b_1 b_2 N_1 I_{1s}}{2} \left[ \frac{\pi b_1 b_2}{\sqrt{(R^2 + b_1^2)^3}} + \frac{15}{8} \frac{\pi b_1^3 b_2^3}{\sqrt{(R^2 + b_1^2)^7}} \right] \quad (26) \end{aligned}$$

그러므로 Mutual Inductance는

$$\begin{aligned} M_{12} &= \frac{N_2 \Phi_{12}}{I_{1s}} \\ &= \frac{\mu_0 b_1 b_2 N_1 N_2}{2} \left[ \frac{\pi b_1 b_2}{\sqrt{(R^2 + b_1^2)^3}} + \frac{15}{8} \frac{\pi b_1^3 b_2^3}{\sqrt{(R^2 + b_1^2)^7}} \right] \quad (27) \end{aligned}$$

### 결 과 및 고 찰

본 논문에서 제시한 전송코일의 전자기적 해석을 이용하여 계산된 TETS 코일의 각 파라메타 값들을 실험을 통한 측정값들과 비교하여 아래 그림들과 같은 결과를 얻었다. TETS의 효율이 이론치가 실험치에 비해서 고출력시 좋은 이유는 실험치에서의 조건보다 Mutual Inductance가 크기 때문이다. 이 결과가 보여 주듯이 TETS 개발시 이러한 파라메타를 고려하여 전송코일을 설계한다면 더욱 개선된 전송효율을 기대할 수 있을 것이다.



### 토 의

완전 이식형 인공심장의 임상적용에 있어 안정적인 전원의 공급은 해결해야 할 부분중의 하나

이다. 안정적인 전원을 공급하려면 공급장치의 전체적인 시스템의 신뢰성이 높아야한다. 신뢰도를 높이는 방법에 일환으로 시스템 효율의 증가는 상당한 중요성을 가진다.

본 연구는 TETS의 전송 코일을 전자기적으로 해석함으로써 고출력 전송시의 효율감소 억제 방안을 제시하였다. 따라서, 인공심장의 장기간의 구동에 대한 신뢰도를 향상시켰다.

한편, TETS의 효율을 개선하는데 있어서 구동 회로나 정류회로 등과 같은 구성성분들의 효율 증가, 또한 전송 코일의 기하학적 구조가 생체에 미치는 영향 등이 향후 해결해야 할 연구과제라 할 수 있다.

### 참 고 문 헌

- [1] Sherman C., Daly B., Basse K., et al. : Research and Development; Systems for transmitting energy through intact skin. Final Technical Report(N01-HV-0-2903-3) for Devices and Technology Branch, DHVD, Nation Heart, Lung and Blood Institute, Nation Institute of Health, July 1983.
- [2] Schuder J.C., Gold J.H., Stephenson H.E., " An inductively coupled RF system for the transmission of 1kW of power through the skin.", IEEE trans. Bio-med. Engr., vol. 18, No. 4, July 1971, pp. 265-273.
- [3] Driller J., Shllich B., "Design aids for simple magnet systems useful in biomedical applications", IEEE trans. Bio-med. Engr., vol. 20, No. 6, November 1973. ,pp 459 - 464.
- [4] 안재목, "완전이식형 인공심장을 위한 무선에너지 전송장치 개발", 석사 학위 논문, 서울대학교, 1994년 2월.