

완전이식형 인공심장 구동을 위한 무선에너지 전송시스템의 개발

°안재득, 이우철, 김희찬, 민병구

서울대학교 의과대학 의공학교실

Transcutaneous Energy Transmission System Development for driving totally implantable total artificial heart

JM Ahn, WC Lee, HC Kim, BG Min

Department of Biomedical Engineering
College of Medicine
Seoul National University

ABSTRACT : In systems in which inductive coupling between a pancake-shaped coil on the surface of the body and a similar coil within the body is utilized for the transport of electromagnetic energy, the minimization of temperature rise in the tissue is intimately related to the achievement of minimum losses in the region of the implanted coil. The new class of amplifiers, named "class E", for inverter is defined and is illustrated by a detailed description and a set of design equations for one simple member of the class. For TET circuit the authors measured 65 to 76 percent efficiency at 198kHz at 30 to 50 W output from IRF250 MOSFET transistor.

I. 서 론

무선 에너지 전송 시스템 (Transcutaneous energy transmission system)은 완전 이식형 인공 심장을 환자 피부에 감염의 위험성 없이 무선으로 안정된 직류 전압을 공급하기 위해서 오늘날 많은 연구가 진행되고 있다. TETS (무선 에너지 전송 시스템)은 체외의 1차 코일의 교류 신호가 체내에 이식된 2차 코일로 에너지를 전송하는 부분과 여기서 발생하는 교류 신호를 받아 안정된 직류 전압을 만드는 브릿지 다이오드를 구성하고 있으며, 특히 이들 소자들이 체내에 이식 되었을때 생체에 미치는 영향등은 자세히 연구될 필요가 있다. TET시스템을 그림 1에서 알수 있듯이 전원의 종류 별로 분류하면 다음과 같다.

- [1] 직류로 부터 안정된 교류 전압
- [2] 교류로 부터 안정된 교류 전압
- [3] 교류로 부터 안정된 직류 전압

본 연구에서는 이들 전원들 가운데 [1]은 class-E 인버터가 제로 전압 스위칭 방식으로 95% 이상의 효율을 갖도록 설계되었으며 [2]는 TET코일 영역으로서 고효율을 얻기 위해서 입력 신호에 대한 반사 신호의 비로 표현되는 S-파라메타의 원리와 컴퓨터 시뮬레이션 알고리즘을 소개했다. 최소의 반사 신호와 최대의 입사 신호를 갖는 값을

실제 제작에 이용하였다.

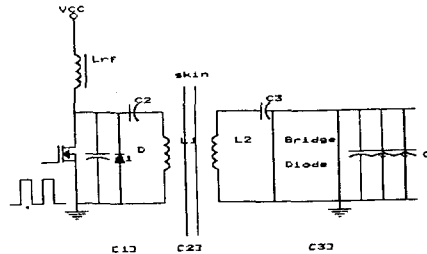


그림 1 TET 시스템 회로

[3]은 교류로 부터 안정된 직류 전압을 얻어내는 방식으로 여러가지 회로가 있으나 본 시스템은 일반적으로 널리 이용되는 브릿지 다이오드를 이용한 리니어 레귤레이터식을 도입했다. 이들 전원들 가운데 생체 적합성 연구에 가장 큰 인자로 작용하는 [2], [3] 전원 장치에서 피부에 접촉하는 전자 소자들의 안정성과 신뢰도 검토 그리고 코일과 소자들의 온도를 구체적으로 연구해야 할 것이다. TET 시스템의 최종단인 출력측 리플 방지를 위한 전해 콘덴서에서도 발열이 생겨서 온도 분포가 형성 될 수 있는데 이는 콘덴서의 등가 직렬저항 성분에 기인한다고 볼 수 있다. 인공 심장 구동 중 2개의 RF코일 사이에 전송 되는 에너지를 피부를 가운데 두고 부하에 따른 교류 전압의 변동 범위를 측정해서 최대, 최소의 교류 전압비를 알 필요가 있다. TET 시스템의 효율을 측정 계산하고 출력 전력대 효율 및

출력 전압대 전류를 도표화 해서 실제 임상에 참고 자료가 되도록 했다. 이렇게 해서 얻어진 데이터를 평가하고, 개선해야 할 영역을 개선하고 그 결과로 TET 시스템의 회로를 결정 했다. 또한 프린트 기판의 레이아웃을 만들 때에도 히트 싱크의 열을 효과적으로 발산 시키는 것과 다른 소자에 노이즈 방지를 최대화할 수 있도록 위치 설정을 염두해 두었다.

II. 이 문

A. Class-E 인버터

클래스-E공진 인버터의 기본 회로가 그림 1에 주어져 있다. 단일 스위치와 하나의 인덕터와 콘덴서로 구성되는데 스위치 소자로서는 IRF250 MOSFET을 사용했다. 스위칭의 기본 동작은 트랜지스터의 접합 캐패시턴스 문제로 파워 디바이스로 하여금 유도성 턴 오프와 용량성 턴 온으로 동작한다.

FET가 유도성 부하로 온-오프할 때 피크 di/dt값을 갖는 전압 스파이크가 발생할 수 있으므로 드레인과 그라운드 사이에 고속 다이오드를 구성해서 높은 스위칭 스트레스와 스위칭 손실을 줄일려고 했다. 스위치가 온 될때 FET의 Cds 성분 때문에 축적되는 에너지(1/2 Cds Vs²)값 만큼 디바이스 안에서 소모된다. Class-E 인버터의 전압 전류파형은 그림 2에 구체적으로 나타나 있다.

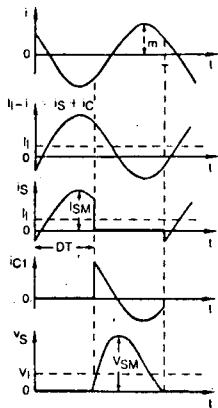


그림 2 Class-E 인버터에서 전압과 전류 파형

L-C직렬 공진 회로에서 흐르는 전류는 사인파이다. 따라서 스위치와 셉트 캐패시터(C₁)와의 병렬 조합으로 흐르는 전류는 정현파에서 약간 시프트된 I₁ - i₁가 되는데 이것은 스위치가 온 일때 스위치에 흐르는 전류가 된다. 스위치가 온 일때 전압은 거의 제로에 가깝고, 스위치가 오프일 때는 C₁에 흐르는 전류가 캐패시터와 스위치에서 나타난 전압(V_S)를 형성한다. 스위치가 제로 전압에서 온 동작을 하

로 이상적인 경우 턴 온 스위치 손실은 제로이고 턴 온 스위칭 노이즈를 최소화할 수 있었다. 인버터 설계에서 필요한 3개의 변수 C₁, C₂, L₁의 값은 다음식에서 계산할 수 있다.

$$L_1 = \frac{Q_L R}{2\pi f} \dots\dots\dots (1)$$

$$C_1 = \frac{1}{2\pi f R} \left(\frac{\pi^2}{R} + 1 \right) \left(\frac{\pi}{2} \right) = \frac{1}{2\pi f R 5.447} \dots\dots\dots (2)$$

$$C_2 = \left(\frac{1}{(2\pi f)^2 L_1} \right) \left(1 + \frac{1.42}{Q_L - 2.08} \right) = C_1 \left(\frac{5.447}{Q_L} \right) \left(1 + \frac{1.42}{Q_L - 2.08} \right) \dots\dots (3)$$

$$R = \frac{(V_{CC} - V_{DS(sat)})^2}{P} \left(\frac{2}{\left(\frac{\pi^2}{4} + 1 \right)} \right) = 0.577 \frac{(V_{CC} - V_{DS(sat)})^2}{P} \dots\dots\dots (4)$$

B. TET RF 코일

인버터단으로부터 유도된 정현파를 피부 표면에 부착된 1차 코일에 인가되어 체내 이식된 코일로 에너지를 전송한다.

각 TET 코일의 모양은 그림 3과 같다. 왼쪽 부분의 코일은 생체에 적합하도록 실리콘으로 텔레메트리 센서와 함께 물딩을 했으며 펠레세인으로 코팅한 후 고온 다습한 조건(섭씨55도)의 오븐에서 12시간 드라이 한다. 코일의 각 파라메타 값들은 표1에 주어졌다.

	1차 코일	2차 코일
내경	3.3 Cm	3.3 Cm
외경	7.2 Cm	6.8 Cm
인덕턴스	15.5 μH	8 μH
턴수	14	8

표 1) 코일의 파라메타

코일에 접선 방향으로 돌출한 부분은 LM35DZ IC의 온도 센서로써 동물실험을 통해 실제 체내의 온도 분포의 변화를 알아보기 위함이다.

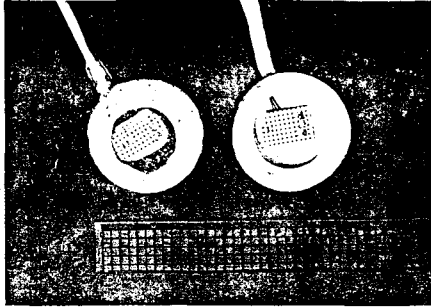


그림 3 TET RF 코일 (좌)2차 (우)1차

팬 케이크 모양을 가진 RF코일이 피부를 사이에 두고 평행 하면서 최대의 상호 인덕턴스를 갖도록 그림 4에서 처럼 위치를 설정한다.

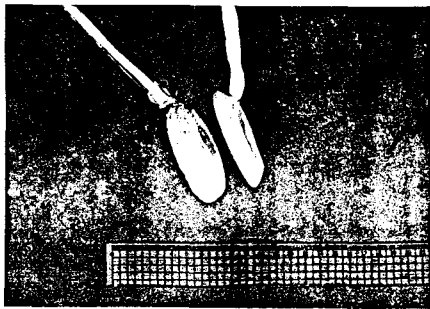


그림 4 코일 접속 위치

이와같은 RF 코일 사이에 정현파 신호를 원활히 전송하기 위해서 two-port 네트워크를 이용해서 해석 분석했다.

주로 임피던스와 어드미턴스 매트릭스 방식이 주로 이용되고 있지만 정확한 입력신호에 대한 반사신호의 비율을 해석하는데는 많은 어려움을 안고 있다. 따라서 본 연구에서는 스퀠터링 매트릭스를 사용해서 네트워크를 분석했다. 스퀠터링 매트릭스의 정의는 한 포트에서의 입력 전압신호 (V_n')에 대한 같은 포트에서의 반사신호(V_n'')의 관계를 표현하는 방식이다. 그 외 멀티 네트워크에서도 다른 포트를 터미네이션 해서 회로망 해석이 가능하다.

최대 전력 이익을 얻도록 하기위해서 임의의 전원과 임피던스를 갖는 two-port네트워크의 전력 전달 특성을 고려해야 한다. 일반적으로 임의의 전원과 부하임피던스를 가진 two-port 네트워크를 그림5와 같이 구성할 수 있다.

그림5를 스퀠터링 매트릭스로 표현하면 다음과 같다.

$$\begin{bmatrix} V_1^- \\ V_2^- \\ \vdots \\ V_N^- \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} & \dots & S_{1N} \\ S_{21} & S_{22} & \dots & S_{2N} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ S_{N1} & S_{N2} & \dots & S_{NN} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_1^+ \\ V_2^+ \\ \vdots \\ V_N^+ \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$\begin{matrix} \text{혹은} & \begin{bmatrix} r & r & r & r & r \\ l & l & l & l & l \end{bmatrix} \\ & V^- = S V^+ \dots \dots \dots (6) \end{matrix}$$

따라서

$$S_{ij} = V_i^- / V_j^+ \quad |V_k^+ = 0 \text{ for } k \neq j \dots \dots (7)$$

여기서 S_{ii} : i 포트에서 바라다본 반사계수

S_{ij} : j 포트에서 i 포트에 전파되는 전파계수

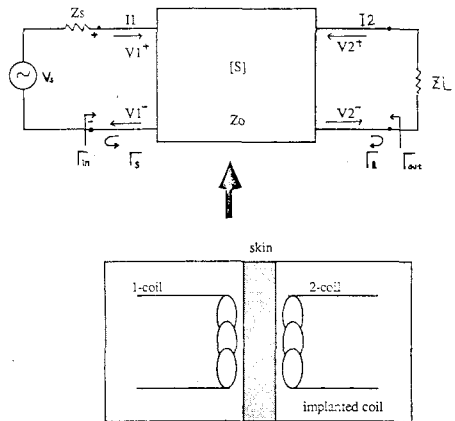


그림 5 RF코일 해석을 위한 two-port 네트워크

만약 $S_{11} = 0$ 와 $S_{ij} = 1$ 이 되도록 한다면 네트워크가 최대 전력 전달을 얻을 수 있게된다. 본 연구에서는 다음과 같은 알고리즘을 구성해서 최대 전력 요구에 맞는 파라메타들의 값을 계산해냈다(그림6)

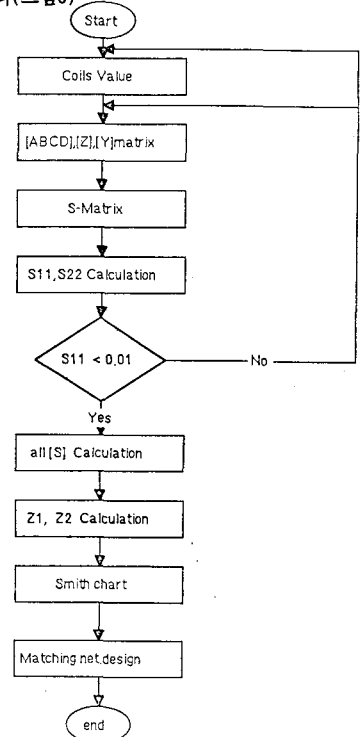


그림 6 S-파라메타 알고리즘

다음의 그림7은 컴퓨터 시뮬레이션을 위한 TET RF코일의 3가지 타입을 가정하고 스퀘어링 매트릭스이론의 바탕으로 최적의 인덕턴스와 공진콘덴서의 파라메타를 결정했다.

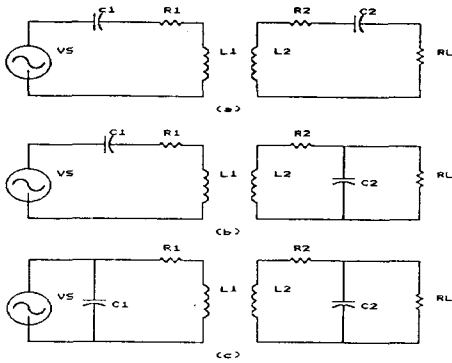


그림 7 TET RF코일의 최대 에너지 전송방식

(a)타입1: 전압입력, 전류출력 (b)타입2: 전압입력, 전압출력
(c)타입3: 전류입력, 전압출력 R_1, R_2 : 코일의 내부저항

3가지 RF코일의 타입들을 컴퓨터 시뮬레이션에서 얻어진 결과는 표2처럼 나타났다.

	TYPE 1	TYPE 2	TYPE 3
DC resistance	independent	dependent	dependent
Efficiency	high	mid	low
Frequency	sensitive	insensitive	sensitive
Load RL	sensitive	insensitive	insensitive

표 2 3가지 타입의 특성

본 연구에서 고효율을 갖는 시스템을 얻기위해서 타입1을 이용했고 코일의 dc저항과 부하저항에따른 시뮬레이션이 그림 8,9에 나타났다.

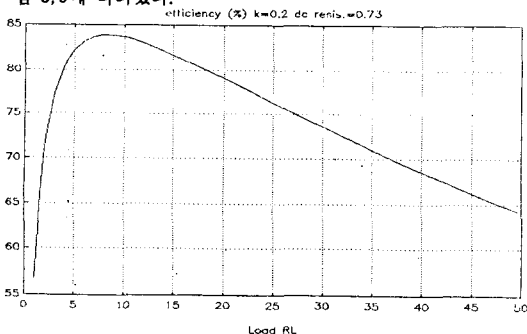


그림 8 부하저항에따른 효율

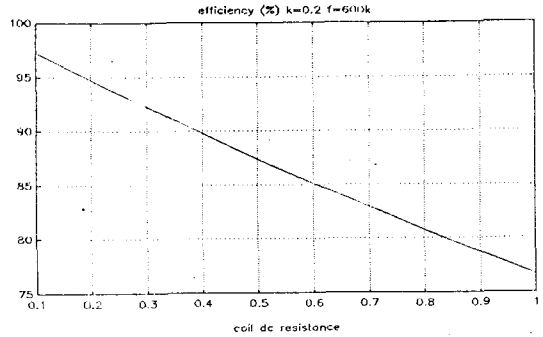


그림 9 TET RF코일 dc저항과 효율

C. 코일 손실

코일은 피부와 직접 맞닿는 부분이므로 코일손실이 클경우 체내의 온도상승으로 환자에 치명적인 영향을 줄수있기때문에 손실을 최소화 하는코일의 선택과 정확한 수학적계산으로 손실문제를 해결하는것이 바람직하다. 따라서 코일의 손실은 생체내의 주변조직에 최소한의 영향으로 인공실장에 필요한 안정된 전원을 공급하기 위함이다. 그림10은 코일 손실을 분석하기위한 적절한 등가회로이다.

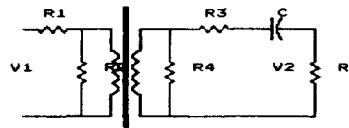


그림 10 전력손실계산을 위한 코일 등가회로

등가회로는 코일의 내부저항과 주변조직의 모든손실은 직,병렬저항으로 표현했다. 이를 해석해서 손실최소의 조건을 찾아 코일선택과 알맞는 부하저항을 계산할 수 있다. 정전파는 일차 코일의 터미널에 공급되어서 이식될 이차코일로 교류신호가 전달된다. 부하를 R,C로 직렬연결하고, R_1 과 R_2 의 직렬저항은 매우작으며 R_1 과 R_4 의 병렬저항은 매우크다고 가정한다. 2차 루프 주변의 전압등가 방정식은

$$0 = j\omega M I_1 + I_2 R \quad \dots \dots \dots (8)$$

I_1, I_2 : rms phasors M: 상호 인덕턴스

2차코일 터미널 전압은

$$V_2 = I_2 (R - j/(\omega C)) = I_2 (R - i\omega L_2) \quad \dots \dots \dots (9)$$

이고 일차 루프 주변의 전압등가 방정식은

$$V_1 = j\omega L_1 I_1 + i\omega M I_2 \quad \dots \dots \dots (10)$$

이다. 따라서 2차전류의 실효값은

$$|I_2| = (P/R)^{1/2} \quad \dots \dots \dots (11)$$

이고 P: 로드로 전달된 출력

식(7)과 (11)로부터

$$|I_1| = (PR)^{1/2} / (\omega M) \quad \dots \dots \dots (12)$$

식(9)와 (11)에서부터

$$|V_2| = P^{1/2} (R + (\omega L_2)^2)^{1/2} \dots\dots\dots (13)$$

으로 표현이 가능하다.

식(8), (10), (11)로부터 V_1 의 실효값은 다음과 같다.

$$|V_1| = P^{1/2} \left\{ \frac{RL_1^2}{M^2} \frac{(\omega M)^2}{R} \right\}^{1/2} \dots\dots\dots (14)$$

따라서 1차 터미널과 부하 사이에서의 전력손실은 다음과 같다.

$$P_{loss} = |I_1|^2 R_1 + |V_1|^2 / R_2 + |I_2|^2 R_3 + |V_2|^2 / R_4 \dots\dots\dots (15)$$

식 (11), (12), (13), (14)을 식 (15)에 대입하면

$$P_{loss} = P \left\{ \frac{RR_1}{(\omega M)^2} + \frac{1}{R_2} \left[\frac{RL_1^2}{M^2} + \frac{(\omega M)^2}{R} \right] + \frac{R_3}{R} + \frac{1}{R_4} \left[R + \frac{(\omega L_2)^2}{R} \right] \right\} \dots\dots\dots (16)$$

이 된다.

여기서 편의상 기호를 바꾸어 정의하면 전력손실은 다음과 같다.

$$D_1 = R_1 / (\omega L_1), \quad D_2 = (\omega L_1) / R_2, \quad D_3 = R_3 / R, \quad D_4 = (\omega L_2) / R_4$$

$$P_{loss} = \frac{P}{k} \left\{ \frac{R}{(\omega L_1 k)} (D_1 + D_2 + k^2 D_4) + \frac{(\omega L_2 k)}{R (D_3 + D_4 + k^2 D_2)} \right\} \dots\dots\dots (17)$$

P_{loss} 를 R에 대해서 미분하고 결과를 "0"으로 놓으면 최소전력손실을 위한 부하조건은

$$R_{opt} = (\omega L_2 k) \left\{ \frac{(D_3 + D_4 + k^2 D_2)}{(D_1 + D_2 + k^2 D_4)} \right\}^{1/2} \dots\dots\dots (18)$$

이다. 윗식을 다시정리하면 2차 코일의 적정 인덕턴스값이 주어진다.

$$L_{2opt} = (R / \omega k) \left\{ \frac{(D_3 + D_4 + k^2 D_2)}{(D_1 + D_2 + k^2 D_4)} \right\}^{1/2} \dots\dots\dots (19)$$

L_2 의 값은 부하저항에 대해서 최소의 손실을 갖는다. 따라서 TET 시스템의 전체효율의 변화는 코일의 부하저항에 따른 손실로 기인 한다는것을 알 수 있다.

III 결과

이상의 이론을 바탕으로 TET회로를 설계 및 제작한 실제 시스템은 그림11과 같다.

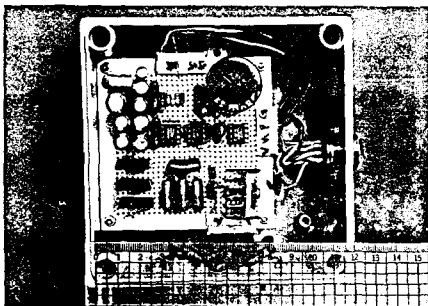


그림 11 TET 시스템

클래스 E 앰플리파이어 인버터가 단일 트랜지스터 스위치와 부하단의 네트워크 디자인을 통해서 간단하면서 효율이 높은 시스템을 구성할 수 있었다. 체내에 이식된 코일의 크기를 최소화 하면서 상호인덕턴스를 높일 수 있는 편케이크 방식으로 정현파 입력신호에대한 반사가 최소가 되도록 회로를 설계했다. 전송된 출력 전력대 효율의 관계는 그림12에서 볼수 있고 그림13은 출력 전압대 전류의 크기를 나타낸다. 실제 인공심장을 구동 했을때 출력 전압의 변화는 20 - 28 볼트의 변동이 있었지만 그 범위에서 인공심장을 무리없이 구동할 수 있었음을 확인했다. 1,2차코일의 에너지손실로서 발열한 온도는 섭씨 42도로 측정 되었다. 온도를 낮추는 방법으로는 상호인덕턴스를 높여주어 코일의 내부저항에 영향을 받지않고 에너지를 전송하는 것이다. 이와 같은 방식은 RF코일의 셀프인덕턴스값이 높아 이식될 소자의 부피가 상대적으로 커지게된다. 따라서 적당한 크기를 갖는 코일에 손실최소화를 갖도록 하기 위해서는 코일의 내부저항이 되도록 적은 것을 요구한다.

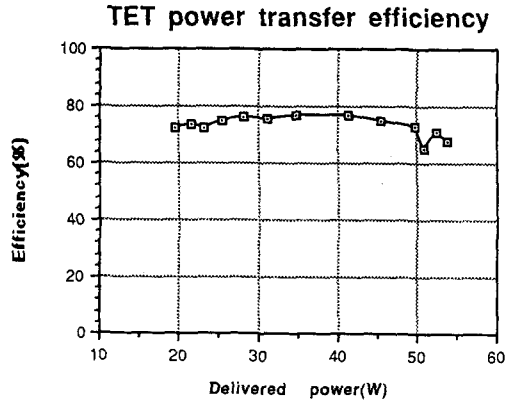


그림 12 전송된 출력 전력대 효율

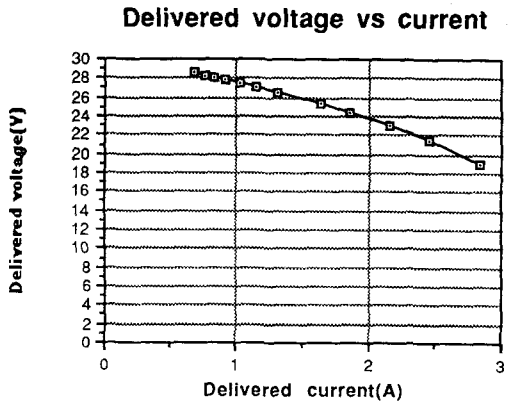


그림 13 전송된 출력전압대 전류

IV 토의

에너지 전송 코일을 생체내에 부착하였을때, 생체의 조건에 따라 변하는 공진주파수를 제공하기위해서 지속적인 적응성을 요구 한다. 인공심장에 무리가 없이 안전한 에너지 전송을 얻도록 하기 위해서 우수한 디바이스 선택과 열 발생 문제를 해결할 수 있는 최대한의 히트 싱크가 되도록 소자들의 위치 설정도 매우 중요하다. 손실부분에서는 1차코일(체의)에서도 주요 손실부분이 있으나 이러한 손실은 체내의 코일에서 발생하는 여러가지 문제들이 없으므로 지금은 큰관심의 대상이 아니었다. 그러나 시스템전체의 효율성에 대해서는 분명히 고려의 대상이 되어야 할 것이다. 그외의 손실로서는 2개의 코일사이에서 전류에 기인한 시변 자기장에 의해서 전계가 형성되고 이 전계가 다시 전류를 야기시켜 결과적으로 조직에서의 전력손실을 갖게 한다. 시변자기유도에 기인된 전계와 관련된 손실은 본 연구에서 제외되었지만 앞으로 계속 연구되어야만 할것이다.

V 참고문헌

- [1] N. O. Sokal and A. D. Sokal, "Class E-A new class of high-efficiency tuned single-ended switching power amplifiers," IEEE J. Solid-State Circuit, vol. SC-10, pp. 168-178, June 1975
- [2] R. E. Zulinski and J. W. Steadman, "Class-E power amplifiers and frequency multifiers with dc-feed inductance," IEEE Trans. Circuits Syst., vol. CAS-34 pp. 1074-1087, sept. 1987.
- [3] M. K. Kazimierczuk, "Class-E zero-voltage-switching rectifier with a series capacitor," IEEE Trans. Circuits Syst., vol. 36, pp. 926-928, June 1989.
- [4] M. K. Kazimierczuk, "Class-E tuned power amplifier with nonsinusoidal output voltage," IEEE J. Solid-State Circuits, vol. SC-21, pp. 575-581, Aug. 1986.
- [5] J. W. Fuller, "Apparatus for efficient power transfer through a tissue barrier," IEEE Trans. Biomed. Eng. (Short Comm.), vol. BME-15, Jan. 1968, pp. 63-65
- [6] C. F. Andren, M. A. Fadali, V. L. Gott, and S. R. Topaz, "The skin tunnel transformer. A new system that permits both high efficiency transfer of power and telemetry of data through the intact skin," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-15, Oct. 1968, pp. 278-280