

인공심장용 무선에너지 전송 시스템의 개발

이 우철 ^o안 재목 이 상훈 민 병구

서울 대학 병원 의공학과

Development of Transcutaneous energy Transmission System for Implantable Total Artificial Heart

Lee W.C Ahn J.M Lee S.H Min B.G

Dept. of Biomedical Eng. Seoul National University Hospital

Abstract

To make electromechanical total artificial heart implantable inside the body, transcutaneous energy transmission system was designed and simulated by using PSPICE program. The fabricated system was evaluated by using Mock cuiculation system and showed comparable performance with the D.C power supply

1. 서론

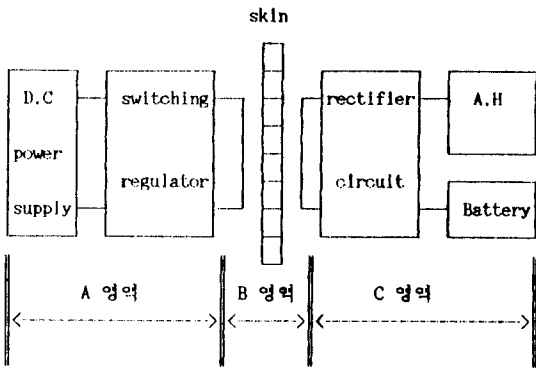
오늘날 활발히 연구되고 있는 인공장기의 개발에 있어 에너지 전송선을 체내로 직접 연결하지 않고 인공장기를 구동할 수 있는 방법에 관한 관심이 고조되고 있다. 본 연구는 한국형 전기기계식 인공심장을 무선으로 구동시키기 위한 무선 에너지 전송 시스템을 설계하였고, 설계된 시스템을 시뮬레이션을 통하여 평가하여 보았으며, 시스템을 제작하여 모의 순환장치를 이용한 인공심장 구동 시험을 하여 보았다.

과거에는 에너지를 전송하기 위하여 전송선을 표피를 통하여 체내로 직접 연결하는 PET (Percutaneous Energy Transmission) 방식을 이용하여 인공장기를 구동하였으나 오랜시간이 지난후에 전송선을 통한 세균의 감염으로 환자의 생명에 치명적인 타격을 주었다. 이를 해결하기 위한 방법중의 하나로 무선에너지전송방식(TET: Transcutaneous Energy Transmission)을 개발하게 되었고, PET에 비하여 복잡하고 효율이 낮은 단점을 갖고 있긴 하지만 세균의 감염을 막을 수 있기 때문에 시스템의 복잡성을 고려해서라도 반드시 개발되어야 한

다. TET 방식은 유도성 연결(Inductive Coupling)을 통하여 에너지를 전달한다. 특히 본 연구에서는 마그네틱 코어를 사용하지 않고 팬 케이크(Pan Cake)모양의 공기 코어에 의한 에너지 전송방식을 사용하였다. 이 시스템은 페라이트(Ferrite)코어에 의하여 제작한 시스템보다 에너지 정도는 낮지만 열 소모가 적어 강제적인 냉각을 하지 않아도 된다는 장점을 갖고 있다. 따라서 본 연구에 사용된 TET 시스템은 피부표면에 닿는 1차 코일과 체내의 피하조직에 내장되는 2차 코일로 형성되며, 1차와 2차 코일의 형상에 따라 상호 인덕턴스가 변화하는 고로 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 최적의 코일형상을 찾아내고, 효율을 증가시킬 수 있는 방향으로의 스위칭 회로와 정류회로를 설계하고 이의 성능을 시뮬레이션을 통하여 평가하여 보았다.

2. 시스템의 구성

무선에너지전송(TET) 시스템은 그림 1)과 같이 직류전원, 스위칭 레귤레이터, 1차와 2차코일, 정류회로및 백업배터리(Battery)로 구성된다. 스위칭 레귤레이터에서는 직류전원으로 부터 나오는 에너지를 트랜스포머(Transformer)를 사용하여 100 KHz 이상의 교류에너지로 변환하고 이를 1차 코일과 커패시턴스에 의하여 공진시킴으로 고압의 정현파가 1차측 코일에 흐르며, 이로 인하여 2 차측에 에너지가 전송된다. 2차측에 전송된 에너지는 정류회로에 의하여 직류성분으로 변환되며, 이 출력전원이 인공심장을 구동시키는데 사용된다. 백업용배터리는 체내에 내장되는 것인데, 이는 비상시에 에너지 전송없이도 일정시간동안 에너지를 공급하며 부하가 커질경우 전송된 에너지만으로 부족한 경우가 생기는데, 이때 이 Battery 가 요긴하게 사용된다.



(그림 1) BLOCK DIAGRAM

3. 연구방법

본 연구에서는 전체 시스템을 우선 크게 세 영역으로 나누어 회로 해석과 컴퓨터 시뮬레이션을 중심으로 기능을 설명하고, 다음은 전 시스템을 하나로 역어서 에너지 전송효율을 계산하고 최종적으로 모의순환장치를 이용하여 인공심장을 구동하여 보겠다.

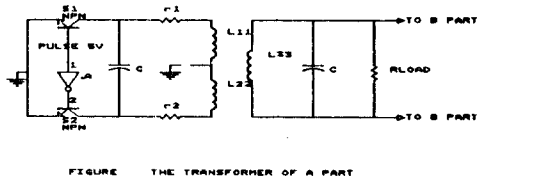
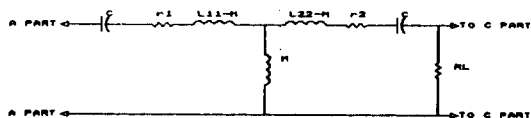


FIGURE THE TRANSFORMER OF A PART



(그림 2) 스위칭 레귤레이터 및 등가회로

1) 스위칭 레귤레이터

이의 목적은 직류전원을 교류전원으로 변환시키는 장치이며, 동작원리는 그림 2)와 같다. 그림에서 보듯이 2개의 NPN 트랜지스터를 스위치로 사용하며, S1, S2를 온/오프(On/Off)시켰을때 변압기의 1차측에 구형파를 가하게 된다. 스위치를 구동할 경우 자체적인 발진(Oscillation)에 의하여 스위치 동작이 이루어 질수 있도록 할 수 있으나 이런경우 스위칭 스트레스가 크고, 스위칭 손실이 크므로 고주파 동작이 크게 제한된다. 또

한 스위칭시 노이즈도 문제가 되기 때문에 본 연구에서는 이러한 문제를 없애기 위한 트랜지스터 스위치를 사용하였다.

스위치의 On/Off 에 의한 변압기의 동작특성을 알기 위하여 변압기 구동용 회로를 구성하고 시뮬레이션을 통하여 성능을 평가할 수 있다.

스위칭 회로를 시뮬레이션하기 위하여서는 커패시턴스에피선트(Coupling Coefficient)와 각 코일의 자체 및 상호 인덕턴스를 구해야 하며, 공진에 필요한 최적의 주파수 및 이 주파수를 얻기 위한 캐패시턴스(Capacitance)값을 계산하여야 한다. Coupling Coefficient 와 각 코일의 인덕턴스를 구하기 위하여 그림 3)의 회로에서 변압기 부분을 그림 3(a)와 같은 등가회로로 표시하고 변압기를 그림 3(b)와 같은 신호흐름도로 부터 다음과 같은 식을 전개할 수 있다.

$$V_3 = V_1 + V_2 \quad \dots\dots\dots 1)$$

$$I = I_3 + I_2$$

$$I = I_3 + I_1 \quad (I_1=I_2) \quad \dots\dots\dots 2)$$

$$\phi_3 = \phi_1 + \phi_2 \quad \dots\dots\dots 3)$$

여기서

$$\begin{bmatrix} \phi_1 \\ \phi_2 \\ \phi_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_{11} & M_1 & M_2 \\ M_1 & L_{22} & M_2 \\ M_2 & M_2 & L_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I_1 \\ I_2 \\ I_3 \end{bmatrix}$$

$$\begin{matrix} \updownarrow \\ L_{11} & L_{12} & L_{13} \\ L_{21} & L_{22} & L_{23} \\ L_{31} & L_{32} & L_{33} \end{matrix} \quad \dots\dots\dots 4)$$

이 매트릭스(Matrix)를 (3)식에 대입하여 전개하면

$$\begin{aligned} M_2 I_1 + M_2 I_2 + L_{33} I_3 &= \\ = L_{11} I_1 + M_1 I_2 + M_2 I_3 + M_1 I_1 + L_{22} I_2 + M_2 I_3 \quad \dots\dots\dots 5) \end{aligned}$$

여기서 $I_1 = I_2$ 의 관계를 사용하여 (5)식을 정리하면 (6)식과 같이 된다.

$$(2M_1 - 2M_2 + L_{11} + L_{22}) I_2 = (L_{33} - 2M_2) I_3 \quad \dots\dots\dots 6)$$

만약 $M = M_1 = M_2$ 라면

$$(L_{11} + L_{22}) I_2 = (L_{33} - 2M) I_3 \quad \dots\dots\dots 7)$$

(7)식을 이용하여 변압기의 등가회로를 구성하면 그림 3(c)와 같이 되며, 여기서 이 회로가 공진주파수에서 동작될 수 있도록 커패시턴스의 값을 설정할때 이 값은 약 0.02 uF이 된다. 한편 구성된 변압기의 상호 인덕턴스는

식 (8)와 같으며, 본 연구에서 실제 구현한 변압기의 L_{11}, L_{22}, L_{33} 는 각각 32.6uF인고로 변압기의 상호 인덕턴스는 16.3 uF이 된다. 이 경우Coupling Coefficient 는 식 (8)와 같이 되며 이때 동작주파수를 143 KHz로 결정했는데 그 이유는 공진코일의 설계부분에서 다시 설명하겠다.

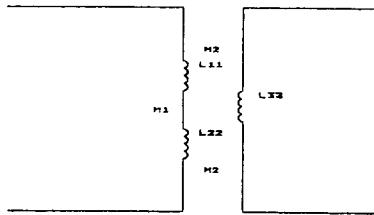
$$|M| = \frac{L_{33} - (L_{11} + L_{22})}{2}$$

coupling coefficient

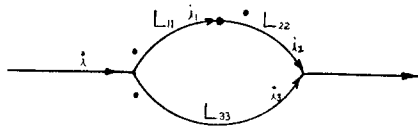
$$K = M / (L_1 \cdot L_2)^{1/2} \dots\dots\dots 8)$$

2)공진코일

공진코일은 스위칭 레귤레이터로부터 나오는 교류전압을 전송시킬수 있는 1차 코일과 전송된 에너지를 체내에서 받아 인공심장을 구동시킬수 있는 2차 코일로 나누어 진다. 여기서 1차측 코일은 체외에 있기 때문에



(그림 3(a)) 공진 코일



(그림 3(b)) 신호 흐름도

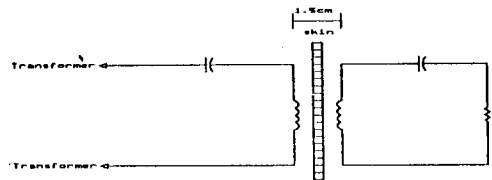
모양이나 크기에 크게 제한을 받지않지만 2차측 코일은 체내의 피하조직에 매립되어야 하는고로 그크기나 모양에 큰 제약을 받게 된다. 따라서 코일의 설계및 제작에 있어서 1차측 코일은 효율을 높일수 있는 방향으로 설계되어야 하고 2차측 코일은 가능하면 적은 크기를 갖고 체내에 매립된 상태에서도 1차측 코일과 동심원상에 위치할수 있도록 하기 위하여 볼록렌즈형으로 제작되는 것이 좋다고 알려져있다. 그리고 체내에 매립되었을때 생체조직으로부터 나오는 체액이 코일과 접

촉하여 오동작을 일으키거나 코일의 누설전류가 다른 조직에 영향을 미치는 것을 방지하기 위하여 생체적합성이 좋은 물질로 코일을 보호하는 것도 현재 매우 중요한 이슈가 되고 있다.

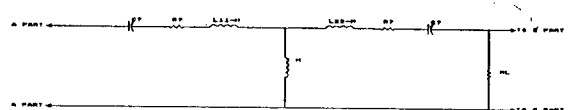
한편 공진코일을 제작하였을때 스킨이펙트(Skin Effect)에 의하여 코일에 열이 심하게 발생하게 되며 전 반적인 코일의 효율을 저하시키게 되는데, 본 연구에서는 이를 방지하기위하여 리츠(Litz)선을 사용하였다.

이러한 관점에서 코일을 설계하기 위하여 우선 코일의 모양과 턴(Turn)수를 결정하는 것이 중요하다. 코일의 모양에서 2차측은 볼록렌즈형이 유리하며, 1차측은 볼록렌즈형 2차코일과 동심원을 이루기에 유리한 팬케이크(Pan-Cake) 형을 선택하였다. 공진을 발생시키는데 필요한 캐패시턴스(Capacitance)는 100KHz 이상의 주파수에서도 열 문제를 발생시키지 않는 폴리프로필렌캐패시턴스(polypropyllene Capacitor)를 사용하였다.

공진코일의 동작특성을 시뮬레이션을 통하여 검토하기 위하여 그림 4(a)와 같이 구성된 공진회로를 그림 4(b)와 같이 등가회로로써 구성하여 보았다.



(그림 4(a)) 1차, 2차. 코일 회로



(그림 4(b)) 코일 등가회로

이회로에 KCL을 적용하면 다음과 같은 방정식을 얻을 수 있다.

$$V = \frac{1}{C_1} q_1 + R_1 \frac{dq_1}{dt} + (L_1 - M) \frac{d^2q_1}{dt^2} + M \left(\frac{d^2q_1}{dt^2} - \frac{d^2q_2}{dt^2} \right) \dots\dots 9)$$

$$0 = \frac{1}{C_2} q_2 + R_2 \frac{dq_2}{dt} + (L_2 - M) \frac{d^2q_2}{dt^2} + M \left(\frac{d^2q_2}{dt^2} - \frac{d^2q_1}{dt^2} \right) + RL \frac{dq_2}{dt} \dots\dots\dots 10)$$

이 방정식에서의 공진조건은 다음과 같은 방정식으로 나타낼 수 있다.

$$\frac{1}{C_1} - (L_1 - M) \omega^2 = 0 \dots\dots\dots 11)$$

$$\omega = \left(\frac{1}{C_1(L_1 - M)} \right)^{1/2} \quad f_1 = \frac{1}{2\pi [C_1(L_1 - M)]^{1/2}}$$

$$\omega = \left(\frac{1}{C_2(L_2 - M)} \right)^{1/2} \quad f_1 = \frac{1}{2\pi [C_2(L_2 - M)]^{1/2}}$$

.....12)

이 식으로부터 알 수 있듯이 전체적인 시스템의 공진 주파수에 영향을 미칠 수 있는 요소들은 C1, C2, L1, L2, M 이 있는데, C2와 L2는 여러가지 제한 조건들로 인하여 고정되며, 결국 C1, L1, M이 공진주파수의 결정에 요소가 된다. 그러나 Capacitance의 값도 어느정도 고정이 되어야 하는고로 실제 코일의 설계와 관련하여 공진주파수를 결정할 수 있는 요소로 L1과 M이 되며, 이들은 모두 코일의 Turn수와 직경에 의하여 결정된다. 그러나 직경은 2차 코일에 의하여 결정되는 요소이기 때문에 코일의 적당한 Turn수의 결정이 코일설계에 가장 중요한 요소가 된다.

코일의 Turn수를 줄이면 무게를 줄일 수 있고 공진주파수를 증가시키기 때문에 효율을 증가시킬 수 있다는 점에서 유리하나, 높은 공진주파수에 의한 시스템의 다른 부분에서의 파워오실레이션 (Power Oscillation)으로 인한 효율의 저하때문에 Turn수를 어느이상 줄일수도 없다. 따라서 본 연구에서는 이러한 2가지 사항을 고려하여 143KHz의 공진주파수를 임의로 선정하였다.

한편 Turn수는 시스템의 효율과도 밀접한 관계가 있는데 본 연구에서 이 관계를 알아보기 위하여 그림 5(b))의 등가회로에서 에너지를 소모하는 저항성분에서의 전력을 다음과 같은 방정식을 사용하여 계산하여 보았다.

r1에서의 power loss

$$P_1(r_1) = [(r_2 + R_L)E / (\omega_0^2 M^2 + r_1(r_2 + R_L))]^2 \cdot r_1 \quad \dots \dots 13)$$

r2에서의 power loss

$$P_2(r_2) = [\omega_0 ME / (\omega_0^2 M^2 + r_1(r_2 + R_L))]^2 \cdot r_2 \quad \dots \dots 14)$$

RL에서의 power loss

$$P_L(r_L) = [\omega_0 ME / (\omega_0^2 M^2 + r_1(r_2 + R_L))]^2 \cdot r_L \quad \dots \dots 15)$$

여기서 전체효율은

$$\eta = \frac{P_L}{P_1 + P_2 + P_L} \quad \dots \dots 16)$$

이며, 이식에 식 (13), (14), (15)을 대입하면 효율은 다음과 같다.

$\eta =$

$$\frac{\omega_0^2 K_m^2 N_1^2 N_2^2 R_L}{(K_{r2} N_2 + R_L)^2 K_{r1} N_1 + \omega_0^2 K_m^2 N_1^2 N_2^2 (K_{r2} N_2 + R_L)} \quad \dots \dots 17)$$

N1, N2 : 1, 2차 coil turn 수

Kr1, Kr2 : 1, 2차 coil의 turn당 resistance

Km : mutual inductance per turn

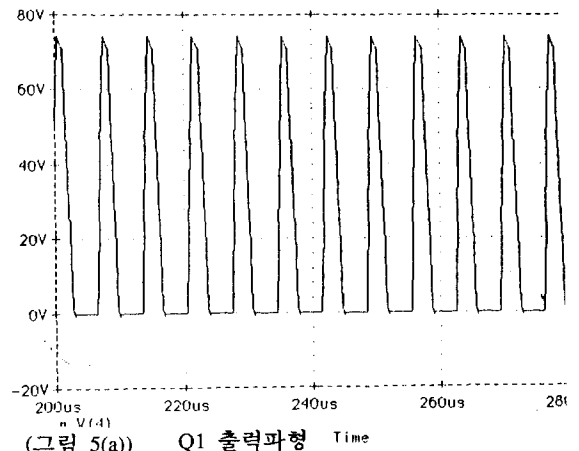
이 방정식으로부터 알 수 있듯이 1차코일의 Turn수는 시스템의 효율을 결정하는데 있어 매우 중요하며, 본 연구에서는 코일의 Turn수와 부하저항의 변화에 따른 효율을 계산하고, 이를 코일설계를 위한 기본자료로서 사용하였다.

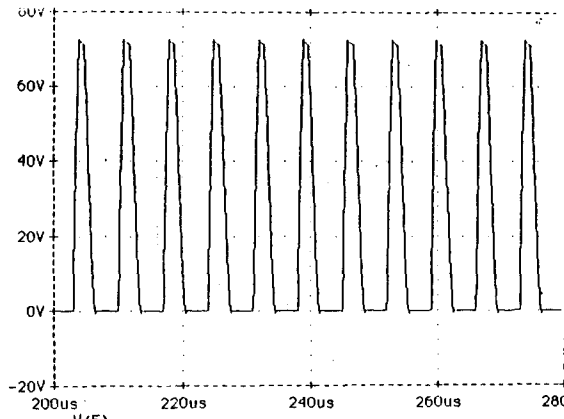
3) 정류회로

정류회로는 2차측 코일을 통하여 전송된 에너지를 다시 직류성분으로 변화시켜 내장된 인공심장을 구동시키는 기능을 하게된다. 이때 정류회로는 체내에 매립되어야 하기 때문에 안정성(Reliability), 크기 및 효율이 전반적으로 고려되어 설계되어야 한다. 본 연구에서 정류를 위한 다이오드로는 비교적 파괴전압이 높은 쇼트키(Schottky) 다이오드를 사용하여 구성하였으며, 그림 7)과 같은 회로로써 구성되어 있다.

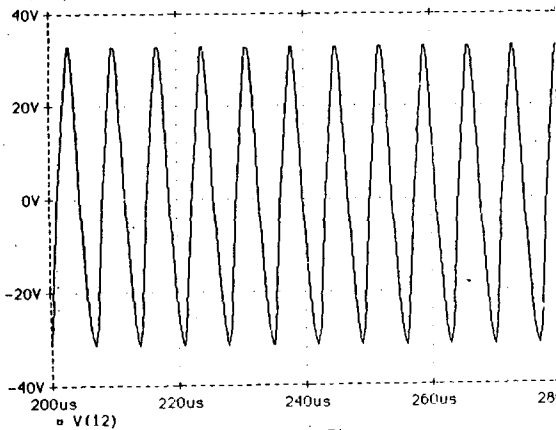
4. 결과

설계한 스위칭 레귤레이터를 피스파이스 (PSPICE) 프로그램 시뮬레이션하여 보았으며, 그림 8(a), 8(b), 8(c))는 각각 스위치 Q1, Q2에 걸리는 전압 및 변압기의 출력 전압 파형이다. 이때 스위치로 작용하는 2개의 NPN 트랜지스터로 주입되는 입력펄스파는 등각주파수에 맞게 조절되었다.





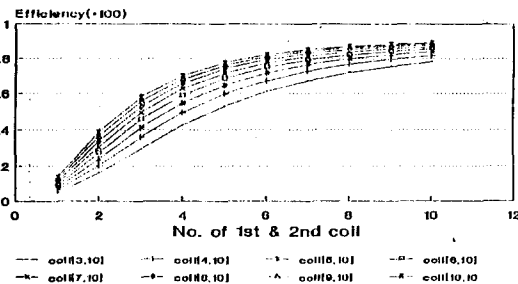
(그림 5(b)) Q2 출력파형 Time



(그림 5(c)) 트랜스포머 출력파형 Time

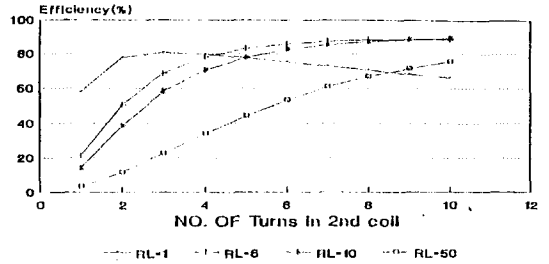
그림 6(a)와 6(b)에는 코일의 Turn수에 대한 효율과 부하저항의 변화에 대한 효율의 변화를 나타낸 그림이다. 그림에서 알 수 있듯이 부하저항이 적은 경우는 2차측의 코일의 Turn수가 증가한다고 최대의 효율을 내는 것이 아니어서 인공심장과 같이 부하가 여러 범위로 바뀌는 경우에는 2차측 코일의 Turn 수가 코일의 모양과 크기에 크게 영향을 주지 않는 범위에서 결정되어야 한다. 그리고 1차측 코일은 Turn수가 많은 것이 효율면에서 유리하나 앞에서 제시했던 여러 문제때문에 적당한 트레이드 오프(Trade off)가 행해져야 한다고 생각된다.

Efficiency of Transmission



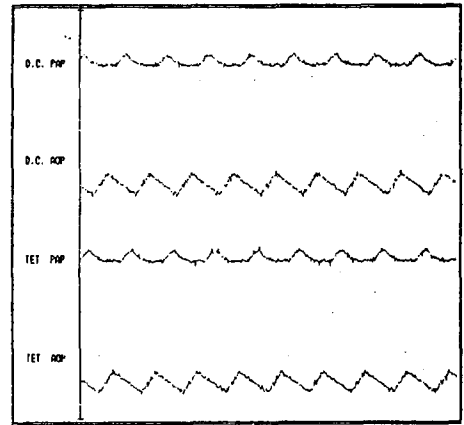
(그림 6(a))

Efficiency varying with RL 10 turns in primary coil



(그림 6(b))

그림 7)에는 설계된 시스템을 제작하고 이를 모의순환 장치를 이용하여 인공심장을 구동시켰을 때 측정된 대동맥압이며, 실제 24 볼트의 직류전원으로 구동시키는 경우와 비교하여도 큰 차이가 없음을 그림에서 보여주고 있다.



(그림 7) Pressures in Mock Circulation System.
(Mean AOP : 100 mmHg, Mean PAP : 24 mmHg)

5. 고찰

이상에서 인공심장을 구동하기 위한 무선에너지 전송 장치를 설계하고 이를 시뮬레이션 프로그램을 통하여 평가하여 보았고 설계된 시스템으로 실제 인공심장을 구동하였을 때 직류전원을 직접적으로 사용하였을 경우와 별 차이가 없음을 발견하였다. 그러나 설계 및 시뮬레이션 결과가 실제로 제작한 시스템에 정확하게 반영되기 위하여는 아직도 고려되어야 할 요소들이 많이 있고, 특히 이 시스템으로 인공심장을 구동할 때 생체의 움직임으로 인하여 공진코일사이의 간격이 벌어지거나 동심원상에 위치하지 않을 경우 전체적인 시스템의 효율이 많이 저하되는데, 이러한 현상을 극복하면서 동작될 수 있는 강인한(Robust)무선에너지전송(TET)시스템의 구성이 앞으로 해결되어야 할 과제이다.

Reference

1. W.S. Pierce: The Artificial Heart -1986: Partical Fulfillment of a promise. Trans Am Soc Artif Intern Organs Vol32(1): 5-10, 1987.
2. Paul Didisheim, Don B. Olson: Infection and Thromboembolism with Cardiovascular Devices. Vol35(1): 54-70, 1987.
3. K. Koshiji, et al. : Analysis of Efficiency and experimental consideration of energy transmission system to drive total implanted artificial Heart. Jap Artif Organs 16(1) : 167-170, 1987.
4. S.H. Lee, et al. : A study on the Transcutaneous Energ Transmission System for Moter-Driven Artificial Heart : Proc. KJJC-BME : 85-89, 1989.