

논문 2008-45SC-3-9

캡슐형 내시경 구동을 위한 무선 에너지 전송

(A Wireless Energy Transmission For Capsule Endoscopes)

서민성*, 고영석*, 박시홍**

(Min-Sung Seo, Young-Suk Ko, and Shihong Park)

요약

기존의 캡슐형 내시경은 공간적 제약으로 인해 약 30mW 용량의 1차 전지를 사용한다. 그러나 1차 전지를 사용하는 방식은 배터리 용량의 한계와 1회용 소모품으로 가격이 비싸다. 이러한 문제를 해결하기 위해 신체 외부에서 캡슐형 내시경에 무선으로 에너지를 전송 방식을 제안하였다. 제안된 방식은 송·수신측 양단에 LC공진 회로를 이용하여 10~20cm의 공극을 통해 송신측 코일에서 캡슐형 내시경으로 에너지를 전달하는 방식이다. 위치와 방향성에 상관없이 에너지 효율의 증가를 위해 수신측 코일은 페라이트 코어를 이용한 3축 권선 방식을 이용하였다. 실험에 의한 측정 결과 제안된 방식은 수신측 회로에 안정적으로 30mW의 전력을 공급할 수 있음을 확인하였다.

Abstract

Capsule endoscopes generally use primary cells as a power source due to its limited space. However, the primary cells have several limitations such as high cost, limited power and no reuse. To solve these problems, a new wireless energy transmission method is proposed. The proposed approach uses air-gap transformer concepts and LC resonance to transmit energy from transmitter(primary side) to capsule endoscopes(secondary side). The ferrite core with 3-axis winding is used to increase energy transfer efficiency regardless of direction and location. The experimental results show that the proposed method stably supplies 30mW power to secondary circuit.

Keywords : Capsule endoscopes, Air-gap, ferrite core, 3-axis

I. 서론

내시경 진단이란 광학계를 함께 사용할 수 있는 관을 몸속에 넣어 신체 내부를 관찰하여 병변을 확인하고 치료 할 수 있는 효과적인 진단 방식이다. 그러나 기존의 fiber scope를 이용한 내시경 진단은 검사에 따르는 고통과 불편감으로 인해 많은 환자들이 내시경 검사를 회피하고, 신체 깊숙한 소장은 진단하지 못하는 어려움이 있다. 이러한 필요로 인해 개발된 캡슐형 내시경은 물과 함께 삼키게 되면, 연동운동에 의해 위와 소장, 대장을 통과하며 위와 장 내부의 영상을 송출하고 이 영

상을 기록하여 진단에 이용한다.

국산 캡슐형 내시경인 Miro는 약 30mW 용량의 1차 전지를 사용하여 구동된다. 그러나 1차 전지를 이용하는 방식은 사용시간에 제한성과, 배터리 내용물의 체내로의 유출을 막기 위해 밀봉을 하게 되어 1회용 소모품으로서 가격이 비싸고, 배터리 전력의 한계로 인해 지속적인 고품질의 영상 전송 및 기능의 다양화를 피하기가 어려운 실정이다.

이러한 문제점은 신체 밖에서 무선으로 에너지를 전달하여 해결할 수 있다. 기존의 의료용 기기 중에서도 인공심장용으로 무선에너지 전송에 대한 연구가 활발히 진행되었다. 인공심장용 무선에너지 전송장치는 1차측과 2차측의 공극이 1~2cm 정도이고, 2차측이 체내에 매립되어 고정된 형태이다.^[1~2] 이러한 특징은 신체 외부와 10~20cm거리의 체내에서 이동하며 그 방향성을 알 수 없는 캡슐형 내시경에 에너지 전송방식에는 적용

* 학생회원, ** 정회원 단국대학교 전자컴퓨터공학과
(Department of Electronic and Computer
Engineering, Dankook University)

※ 이 연구는 2007학년도 단국대학교 대학연구비의 지원으로 연구되었음

접수일자: 2008년1월9일, 수정완료일: 2008년4월29일

하기가 어렵다. 기존의 Induction Coupling 방식을 사용한 무선전력 공급의 경우 송신 시스템의 과열과, 수신부에 페라이트 코어를 이용하지 않아 수신 효율이 떨어지는 문제점을 나타내었다.^[3]

본 논문에서는 위치와 방향성에 상관없이 10~20cm 거리의 캡슐형 내시경 Miro에 최소 30mW의 에너지 전송을 목표로 송·수신 회로를 구성하여 테스트 하였다.

II. 송·수신 회로의 구성 및 동작

그림 1은 송·수신 회로도를 보여준다. 송신회로는 Gate구동회로, Half-Bridge MOSFET, 공진 커패시터, Freewheeling Diode, 송신측 코일로 구성된다. 이러한 송신 회로의 구성은 125kHz대의 구형파 입력 펄스를 공진시켜 송신측 코일내부에 자계를 발생시키고, 발생된 자계는 10~20cm의 공극을 통해 수신측 코일에 전압을 유기시킨다. 125kHz대의 자계에서는 신체내부의 장기들에 의한 열적 흡수가 거의 존재하지 않다는 연구 결과가 있다^[4]. 이러한 연구 결과로 공극을 통한 에너지 전달결과가 실제 신체를 통한 에너지 전달의 결과와 유사할 것임을 예상할 수 있다.

수신회로는 3축 수신 코일과 각각의 공진 커패시터, 3개의 쇼트키 다이오드, 캡슐형 내시경에 일정전압을 공급해 줄 LDO(Low Dropout Voltage Regulator)를 이용하여 그림 1과 같이 구성하였다. 이러한 수신 회로의 구성은 소자의 개수를 줄여줌으로서 캡슐형 내시경이 가지는 공간적인 제약성을 해결해 주었고, 쇼트키 다이오드와 LDO를 사용하여 3축 수신 전압 중 가장 높은 축의 전압을 큰 전압강하 없이 부하에 전달할 수 있게 하였다.

송·수신측 코일간의 10~20cm의 공극으로 송·수신

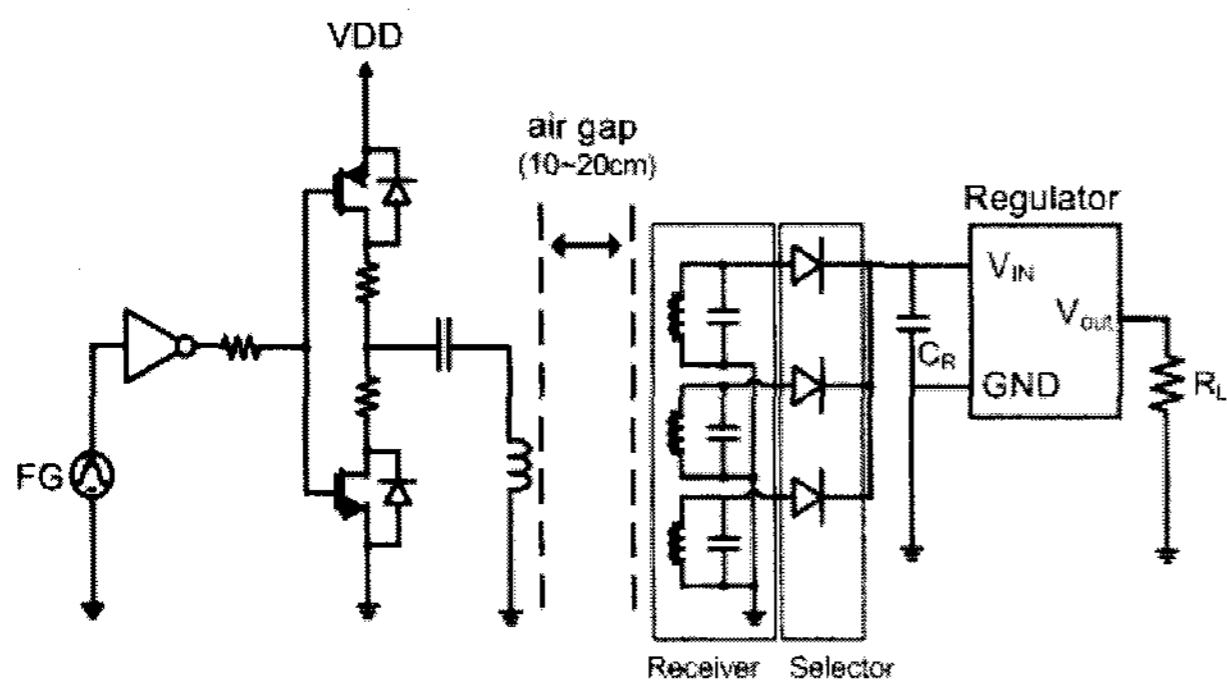


그림 1. 캡슐형 내시경 구동을 위한 송·수신회로도
Fig. 1. Schematic diagram of air-gap transformer for Capsule endoscopes.

양단회로 간에는 큰 누설 인덕턴스가 생겨 전압 및 전류 효율을 낮추게 된다. 이러한 누설 인덕턴스의 영향을 보상해 주기 위해 송·수신 양단 공진회로를 이용하였다.

III. 송·수신 회로의 코일구조

1. 송신측 코일 구조

그림 2는 송신측 코일 구조를 보여준다. 송신측 코일은 신체size를 고려하여 제작한 400mm*250mm*400mm 크기의 나무틀과 직경 1.1mm의 코일로 구성된다^[5].

초당 2~3장의 사진의 찍어서 전송해야 하는 캡슐형 내시경의 특징으로 인해서 신체 내부에서 캡슐형 내시경의 동작이 멈추는 경우가 생겨서는 안 되므로 송신측 코일 내부에서는 위치와 방향성에 상관없이 수신측 코일에 최소 30mW의 에너지를 전달해야 한다.

송신측 코일을 균일한 간격으로 권선 하였을 경우 코일 내부 자계의 세기는 중앙부분에 비해 상단과 하단

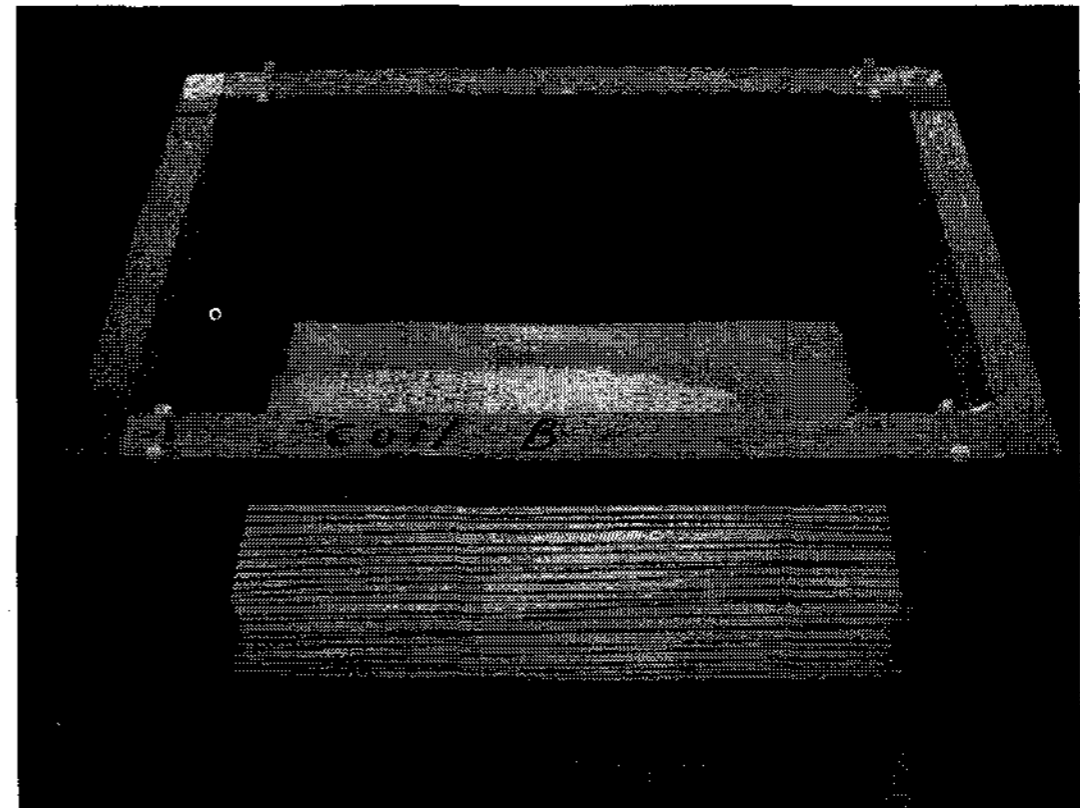


그림 2. 송신측 코일구조
Fig. 2. The Coil structure of primary side.

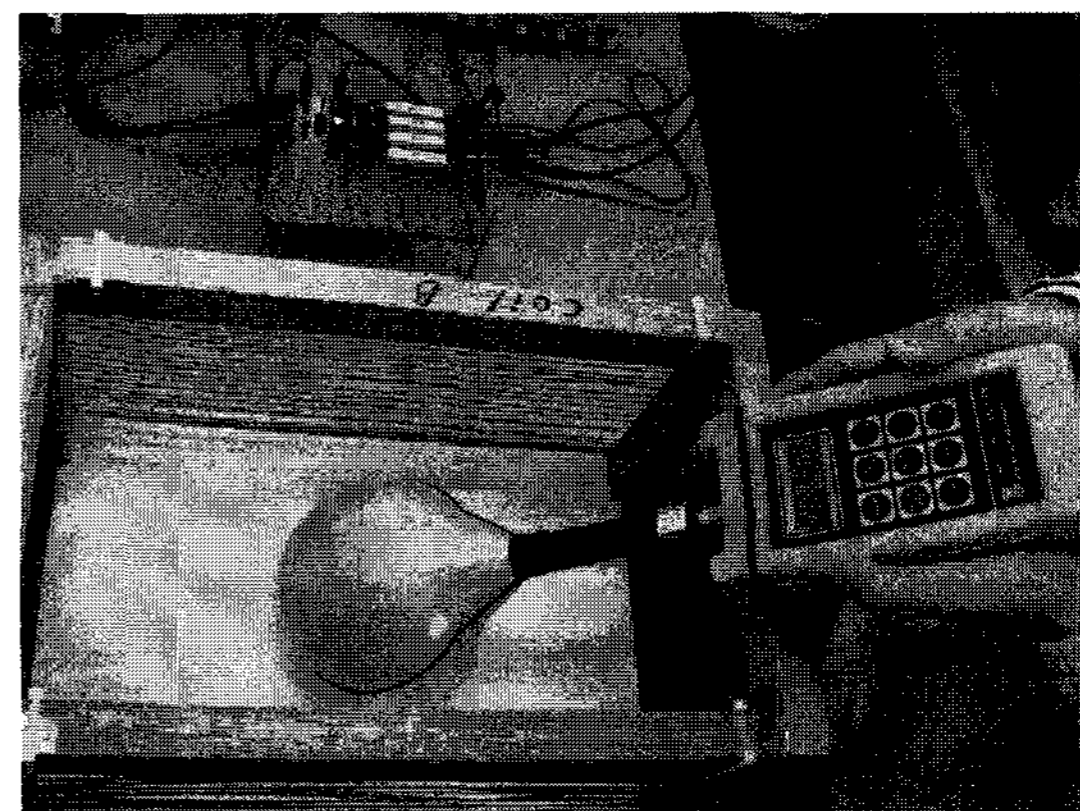


그림 3. 송신측 코일 내부의 자계 측정
Fig. 3. The measurement of magnetic field in primary coil.

표 1. 송신측 코일내부의 자기세기 측정결과 [A/m]
Table 1. The measurements of magnetic field in primary coil [A/m].

위치 권선방식	상단	중앙	하단
헬름홀츠형 응용 권선	74.5	92.7	68.3
균일간격 권선	56.0	75.9	50.3

부분이 상대적으로 약하게 분포된다. 이러한 자기 분포는 캡슐형 내시경이 상단과 하단부분에 위치 시 캡슐형 내시경의 수신회로에 낮은 전압을 유기하여서 동작을 멈추게 하는 원인이 될 수 있으므로, 송신측 코일은 헬름홀츠 코일을 응용한 형태로 권선하여 상단과 하단부분의 자기 세기를 높여 코일내의 전체적인 자기 분포 편차를 줄였다.

그림 3은 자기세기 측정기를 이용하여 송신측 코일 내부의 자기세기를 측정하고 있는 모습이다. 코일과 가까울수록 자기 세기가 크게 측정 되었으므로, 코일과 가장 거리가 먼 가운데 부분을 측정하여 표 1에 나타내었다. 측정 결과는 헬름홀츠 형태를 응용한 코일 권선 방식이 균일하게 권선한 경우에 비해 상단과 하단부분의 내부자기 세기를 상승시킬 수 있음을 보여준다.

2. 수신측 코일 구조

그림 4는 수신측 코일 구조를 보여준다. 수신측 코일은 수신 회로와 결합 하였을 때 기존의 캡슐형 내시경에 사용되는 배터리 두개 정도의 크기인 직경 10mm, 높이 9mm보다 작아야 한다. 이를 위해 직경 9.5mm 높이 6.80mm의 페라이트 코어를 3축 권선이 용이하게 제작하고 직경 0.17mm의 코일을 권선하였으며, 수신측 회로의 PCB 기판은 직경 9mm 두께 0.4mm로 제작하였다. 수신 회로에 필요한 각종 소자와 권선한 페라이트 코어를 결합하였을 때의 최종 크기는 직경 9.7mm, 높이 9.5mm 로 캡슐형 내시경 내 배터리 자리에 위치하고, 송신측 코일의 내부에서 에너지를 수신하여 동작하게 된다. 수신측 코일은 페라이트 코어를 이용한 3축 구성으로 모든 방향에서 에너지를 수신할 수 있게 하였으며, 페라이트 코어는 높은 비(比)투자율로 자계를 집중시켜 인덕턴스를 증가시키는 역할을 한다^[6]. 표 2는 직경과 높이가 같은 페라이트 코어와 공심 코어에 직경이 0.17mm인 코일을 30턴씩 감은 후 LCR-meter를 이용하여 100kHz의 주파수에

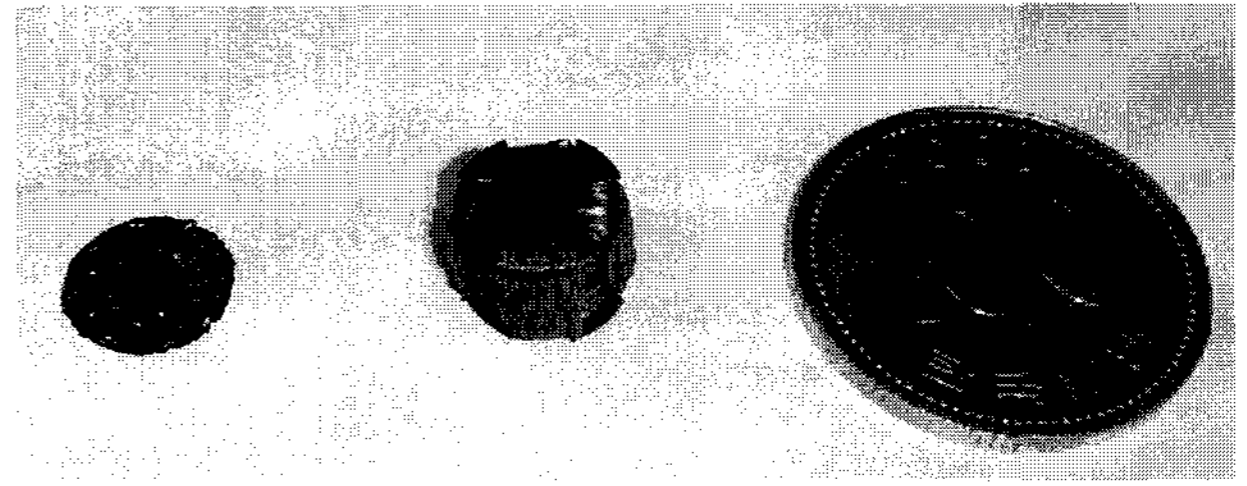


그림 4. 수신측 회로 및 코일구조
Fig. 4. The Circuit and Coil structure of secondary side.



그림 5. 캡슐형 내시경 (미로캠)^[8]
Fig. 5. The Capsule endoscope (MiroCam)^[8].

표 2. 페라이트 코어와 공심 코어 사용시 L, R, Q 측정
Table 2. L, R, And Q Measurements At Various Cores.

	L [uH]	R [Ω]	Q
페라이트 코어	26.78	0.606	27.76
공심 코어	5.96	0.627	5.793

서 인덕턴스와 저항 값을 측정한 결과이다. Q값은 Quality factor로 식(1)에 의해 구해진다. Q값이 높은 경우 수신 효율을 높일 수 있지만 주파수 Bandwidth가 줄어드는 단점이 있다. 리액턴스 $X_L = j\omega L$ 로 주파수에 비례하여 증가하며, Rs값 역시 skin depth현상으로 인해 주파수 증가에 따라 증가한다^[7].

$$Q_0 = \frac{X_L}{R_s} \tag{1}$$

IV. 실험에 의한 측정 결과

1. 실험 Parameter

표 3은 실험 parameter 이다. 식(2)와 (3)은 각각 공

표 3. 실험 parameter

Table 3. The Experiment parameter.

parameter	값	단위
VDD	15	V
송신측 코일 인덕턴스	505.64	uH
송신측 코일 저항	1.146	Ω
송신측 코일 Quality factor	277.8	-
송신측 공진 커패시터	3	nF
입력 주파수	127.28,	kHz,
수신측 코일 인덕턴스(X)	107.08	uH
수신측 코일 인덕턴스(Y)	105.26	uH
수신측 코일 인덕턴스(Z)	104.39	uH
수신측 공진 커패시터	14	nF
수신측 출력전압	3.3	V
수신측 부하	510	Ω

진주파수와 Bandwidth를 구하는 공식이다. 공식에 의해 구한 공진주파수는 129.35 kHz로 실제 실험에서의 공진주파수와 거의 같음을 알 수 있다. 계산된 송신측의 Bandwidth는 약 0.5kHz로 주파수에 매우 민감함을 알 수 있다. 계산에 의한 수신측 회로의 공진주파수는 129.98kHz이며, Bandwidth는 약 3.61kHz이다.

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (2)$$

$$BW = \frac{f_0}{Q_0} \quad (3)$$

2. LDO에 input capacitor를 사용한 수신회로

그림 6은 1차측에서 전달되는 입력전압의 파형과 2차측 공진회로에서 수신되는 수신전압 파형을 보여주고 있다. 수신전압의 파형은 X축, Y축, Z축의 파형이며 위상 차이는 거의 없으며, 각축의 수신되는 전압의 크기는 송신코일 내의 수신회로의 위치와 방향에 따라 달라 지지만, Selector단의 다이오드에 의해서 가장 큰 축의 전압이 LDO의 입력으로 전달된다. 이렇게 각 축의 전압의 크기가 다른 이유는 3축으로 구성된 수신코일의 effective surface가 서로 달라서 쇠교하는 자속의 양이 서로 다르기 때문이다. 자계 세기가 상대적으로 약한 상단 및 하단 부분의 중앙에서 수신코일이 X축, Y축, Z축 어느 방향과도 정방향으로 직교 하지 않을 경우 수신회로에 최소 전압이 유기가 되는데, 이 조건에서도

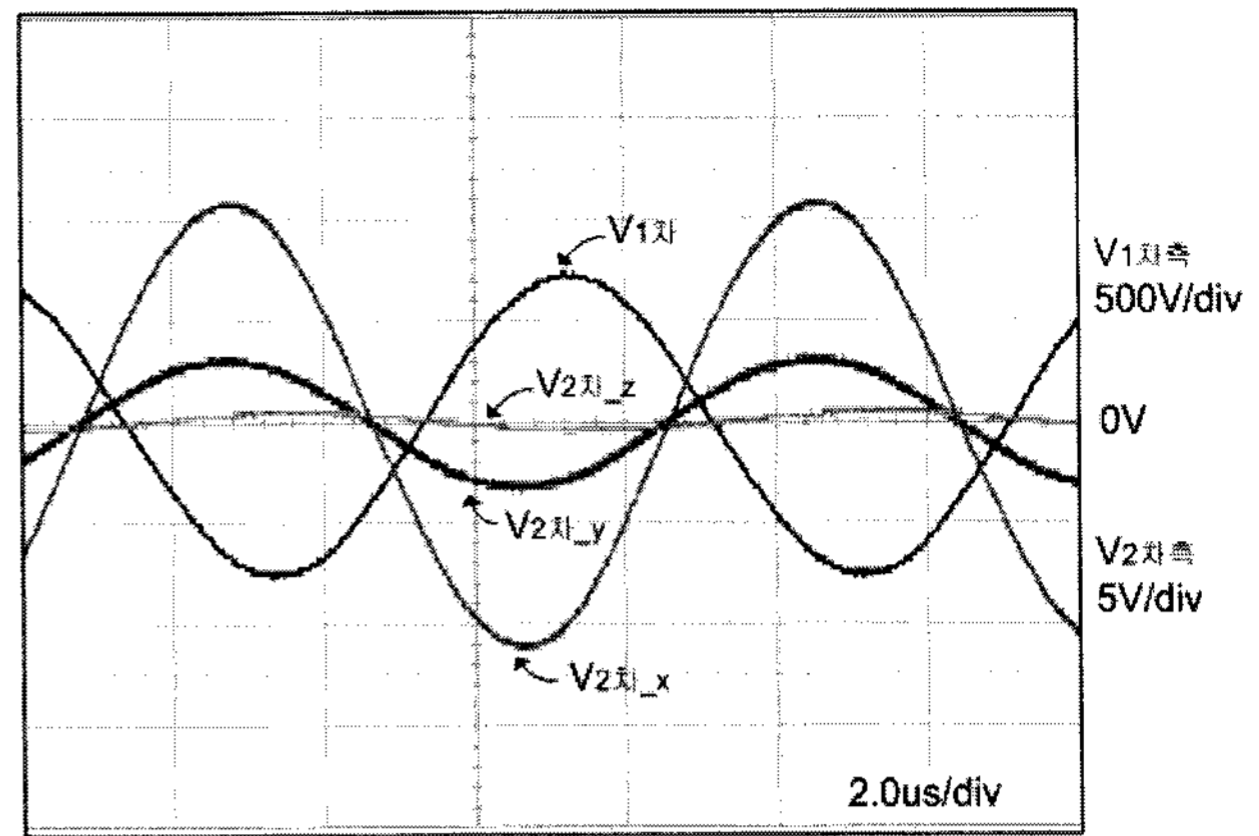


그림 6. 송신측 공진 전압과 각 축의 수신 전압
Fig. 6. Schematic diagram of the primary and secondary circuit.

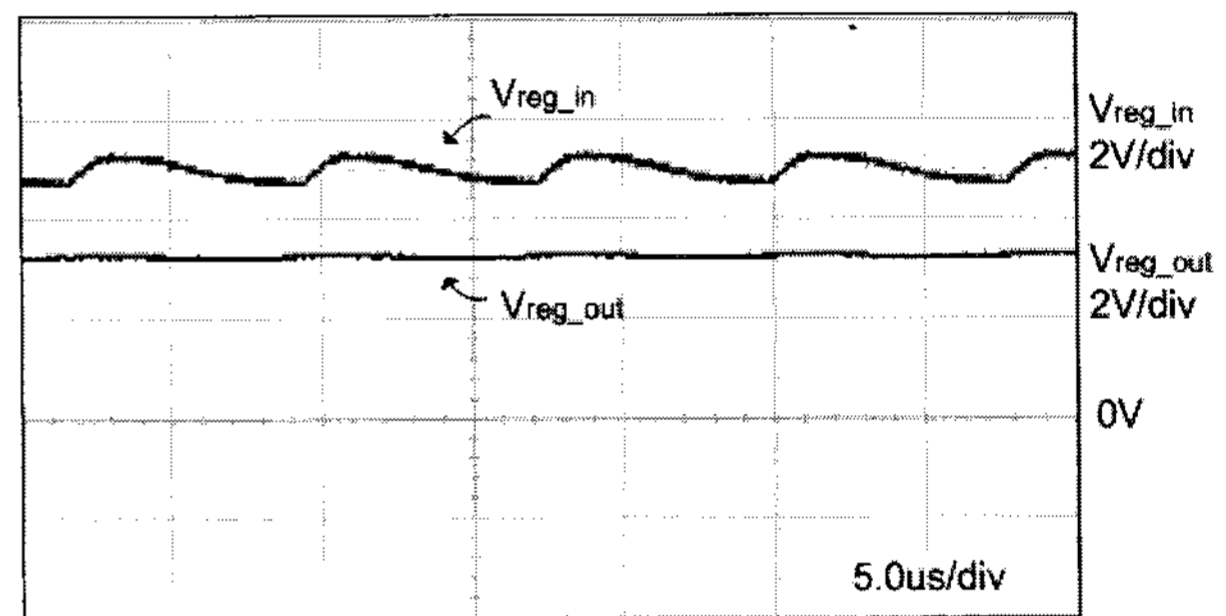


그림 7. 레귤레이터의 입·출력 전압(C_R을 포함한 경우)
Fig. 7. Regulator Input And Output Voltage (With C_R).

측정결과 30mW 이상의 전력을 부하에 안정적으로 공급할 수 있는 것을 확인하였다.

그림 7은 수신부회로의 레귤레이터 입·출력 전압을 측정한 결과를 나타낸다. 레귤레이터 입력단의 커패시터 C_R이 정류 역할을 하여 비교적 평활한 입력을 레귤레이터 입력에 공급한다. 측정은 두가지 부하 조건에서 실시 되었는데, 첫 번째 조건은 현재 사용되고 있는 캡슐형 내시경 부하조건인 20mW에 해당하는 부하 510Ω인 경우와 두 번째 조건은 최대 출력을 평가하기 위한 부하로 200Ω을 사용하였다. 그림 7은 첫 번째 조건에서 위치 및 방향에 관계없이 부하 510Ω 조건에서 3.3V의 DC전압을 안정적으로 공급하는 것을 보여 준다. 두 번째 조건에서 최대 전력 공급능력을 확인할 수 있으며 실험결과 위치와 방향에 상관없이 최소 30mW의 전력을 공급할 수 있음을 확인하였다. 다음의 식은 출력부하 전력을 나타내는 식이다.

$$P = \frac{V^2}{R_L} \quad (4)$$

3. LDO에 Diode Feedback을 사용한 수신회로

LDO의 입력단에 input capacitor를 사용한 수신회로는 안정된 입력 전압을 유지시키고 LDO의 Start-up 문제를 해결하는 역할을 수행하지만 다이오드가 턴온 될 경우 공진주파수에 영향을 주어 수신효율을 낮게 한다. 그래서 공진에 영향을 미치지 않는 새로운 수신회로(그림 8)를 제안하였다. 그림 8에서와 같이 입력단의 Capacitor를 제거하고 레귤레이터의 Output전압을 레귤레이터의 입력단으로 Diode Feedback하는 구조를 제안하였다. 다이오드의 역할은 수신된 입력전압이 출력전압보다 낮을 때 다이오드가 도통되어 LDO의 Start-up 지연 문제를 없애고 입력전압이 출력 전압보다 높을 경우에는 턴오프 되어 공진에 영향 없이 125kHz 주파수에서 레귤레이터가 동작할 수 있도록 하였다. 그 결과 LC 공진에 영향을 미치지 않고 수신 전압을 Regulator

의 입력으로 전달 할 수 있게 되어, 각 축의 수신전압이 기존의 수신회로에 비해 더 낮은 경우에도 캡슐형 내시경을 동작 시킬 수 있음을 확인하였다. 이에 따라 송신측에서 보내는 에너지의 크기를 줄일 수 있게 된다. 이것은 송신 코일 내부에 좀 더 낮은 자계를 발생시켜도 된다는 것을 의미하는 것으로 에너지 효율을 증가시키는 효과를 얻게 된다.

그림 9는 수신부가 같은 부하, 위치 및 방향의 조건에서 기존의 수신회로와 제안 된 수신회로의 레귤레이터의 Output전압을 측정하여 비교한 결과를 나타낸다. 결과에서 볼 수 있듯이 입력단의 Capacitor를 제거하였음에도 Feedback을 통해서 Start-up문제가 해결되고, 기존의 회로에 비해 전력 효율이 상승하였음을 확인하였다.

V. 결론 및 향후 연구 방향

송·수신측 양단 공진회로와 페라이트 코어를 이용한 3축 구성으로 수신회로에 최소 30mW의 전력이 위치와 방향에 관계없이 안정적으로 수신되고, 레귤레이터를 통해 3.3V의 전압이 부하에 안정적으로 공급됨을 확인하였다. 또한 Diode feedback을 이용한 수신회로의 구성으로 수신측 공진에 영향을 미치지 않는 DC 정류 회로를 통해 전송효율을 높일 수 있음을 확인하였다. 에너지 전송효율의 증가는 송신측에서 발생시키는 자계의 세기를 줄이는 것을 가능케 함으로써 EMI(Electro Magnetic Interference)문제 해결에도 도움을 줄 것으로 보인다. 향후 제작된 수신회로는 실제 캡슐형 내시경에 적용하여 동작 확인 및 동물 실험 등을 통해 발생하는 문제점 등을 보완해야 되고, 수신 모듈 크기 축소와 기능의 다양화를 위해 에너지 전송 효율을 높일 수 있는 방안이 계속 해서 연구 되어져야 할 것이다

참고 문헌

[1] 이우철, 안재목, 이상훈, 민병구 “인공심장용 무선 에너지 전송 시스템의 개발,” 대한전자공학회 학술회의 (자동제어 학술회의 논문집) 제1권, 762 ~ 767쪽, 1991년 1월
 [2] M.Watada et al., “The development of core-type Transcutaneous Energy Transmission System for artificial heart.” Proce. of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, Shanghai, China, September

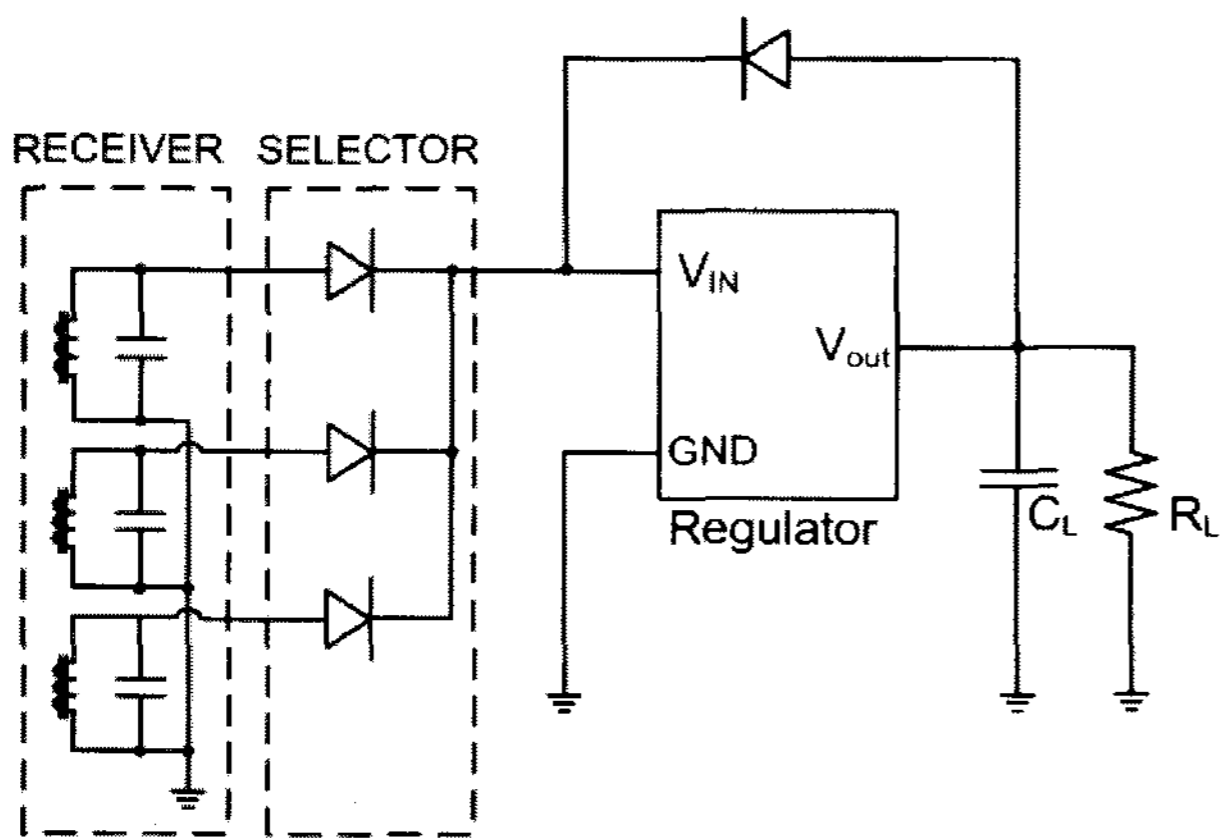


그림 8. Diode feedback방식을 이용한 수신 회로도
 Fig. 8. Schematic diagram of secondary circuit using the Diode feedback method.

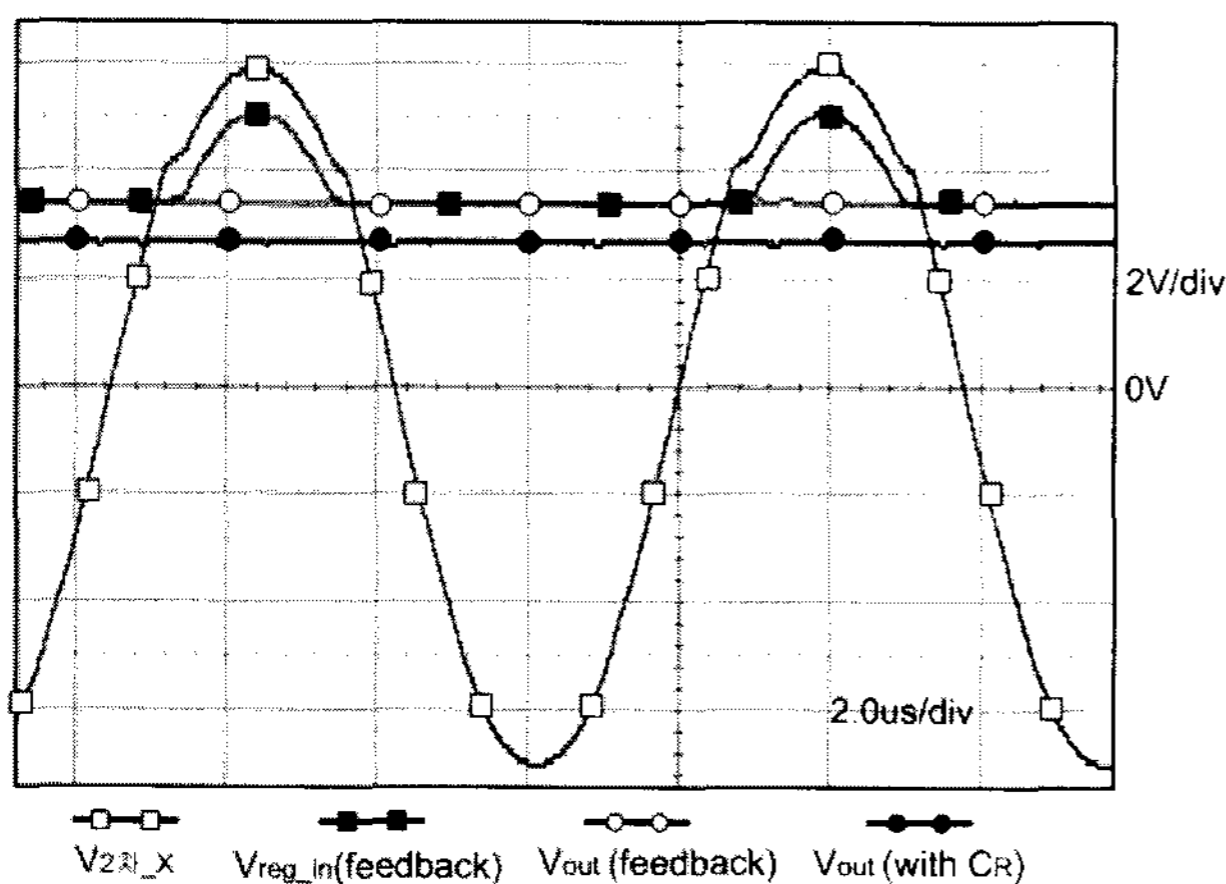


그림 9. 피드백 다이오드를 사용한 레귤레이터의 입·출력 전압
 Fig. 9. Regulator Input And Output Voltage using the feedback diode.

- 1-4, 2005.
- [3] 김종원, 김종대, 류문호, 이지형, 박판윤, "Induction Coupling 방식에 의한 캡슐형 내시경의 무선 전력 공급 기술 개발에 관한 연구", 산업자원부, pp. 60-94, 2005
- [4] Youn-Myoung Gimm et al., "125 kHz magnetic field attenuation characteristics in some of the homogeneous human organs," Electronic Proceedings of the 2007 International Symposium on Antennas and Propagation, pp. 430-433, Niigata, Japan, April 2007.
- [5] <http://sizekorea.ats.go.kr/>
- [6] 구본철, 유재성, 김운명, "고주파 자계 환경내(內)에서의 페라이트 코어의 자계 해석", 춘계 마이크로파 및 전파전파 학술대회 논문집, pp. 549-552, 국민대학교, 2007년 5월.
- [7] James Hardy, "High Frequency Design circuit", Prentice Hall, pp. 25-43, 1979
- [8] <http://i3system.com/>
- [9] A. Ghahary, And B. H. Cho, "Design of a Transcutaneous Energy Transmission System Using a Series Resonant Converter," IEEE Trans. ON Power Electronics, VOL.7, No.2, April, 1992.

저 자 소 개



서 민 성(학생회원)
 2007년 단국대학교 전기 전자
 컴퓨터 공학부 학사졸업.
 2007년~현재 단국대학교 전자
 전기 공학과 석사 재학.
 <주관심분야 : 전력전자, 아날로그
 집적회로 설계>



고 영 석(학생회원)
 2008년 단국대학교 전기전자
 컴퓨터 공학부 학사졸업.
 2008년~현재 단국대학교 전자
 전기 공학과 석사 재학.
 <주관심분야 : 전력전자, 아날로
 그 집적회로 설계>



박 시 홍(정회원)
 1988년 연세대학교 전기공학과
 학사 졸업.
 2001년 University of Wisconsin
 - Madison 석사.
 2004년 University of Wisconsin
 - Madison 박사.
 2005년~현재 단국대학교 전자전기공학부 조교수
 <주관심분야 : Analog and Power IC Design,
 Power Module Design, Automotive Power IC
 Design, Power Electronics>