

다중코일방식에 기초한 원격 생체 정보 측정을 위한 무선전력전송 기술

Wireless Power Transmission Technology for Implantable Telemetry Device based on Multiple Transmit Coils

유영기*

Young-Kee Ryu*

요약 신약개발이나 동물연구 등에서 연구대상 동물이 케이지(cage) 안에서 자유롭게 움직이고 있는 상태에서 무선으로 다량의 데이터를 수집하는 장치는 실험동물 신체 내부에 배터리로 구동되는 소형발신기를 내장시켜 혈압, 온도, 심박수, Electrocardiogram(ECG), Electroencephalography(EEG) 등의 정보를 근접통신을 통해 근처의 수신기로 전달하게 된다. 이러한 장비는 한정된 내부의 배터리를 이용하기 때문에 측정시간의 한계가 있으며, 이러한 문제를 해결하기 위해서 전자기유도방식의 단점인 발신부와 수신부사이의 거리가 멀어질 때 발생하는 효율저하문제를 극복하기 위하여 다중코일 구조를 이용한 무선전력전송 구동 드라이버를 제안하였으며, 다중코일 중 수신부가 놓인 코일을 선택하기 위한 수신부 감지 장치도 제시되었다. 또한 실험을 통하여 제안된 구동드라이버 및 수신부 감지 회로의 구동 조건 선정 과정을 제시하였다.

Abstract The implanted telemetry system provides the monitoring of species while they move within their cages. Species monitored include mice, rats, rabbits, dogs, pigs, primates, sheep, horses, cattle, and others. A miniature transmitter implanted in each animal measures one or more parameters. Parameters measured include arterial pressure, intra-pleural pressure, left ventricular pressure, intra-ocular pressure, bladder pressure, ECG, EMG, EEG, EOG, temperature, activity, and other parameters and transmits the data via radio frequency signals to a nearby receiver. Every conventional dedicated transmitter contains one or more sensors, cpu and battery. Due to the expected life of battery, the measuring time is limited. To overcome these problems, electromagnetic inductive coupling based wireless power transmission technology using multiple transmit coils were proposed. Each coil having different active area are driven by the coil driver. In this research, parallel resonance based coil driver was proposed. In addition, the device to detect where the receiver is positioned was proposed. From the experiments we show how to determine the driving condition of coil driver.

Key Words : Telemetry system, Wireless power transfer system, Multiple transmit coil drive

1. 서 론

19세기 말 미국의 발명가 니콜라 테슬라(Nikola

Tesla)에 의해 처음 등장한 무선전력전송 기술은 2007년 MIT의 Marin Soljagic 교수^[1]에 의한 새로운 방식의 무선전력전송 기술이 소개되기까지 꾸준한 발전을 하고 있

*정회원, 신문대학교 기계 ICT 융합공학부
접수일자 2015년 3월 19일, 수정완료 2015년 4월 7일
게재확정일자 2015년 4월 10일

Received: 19 March, 2015 / Revised: 7 April, 2015 /

Accepted: 10 April, 2015

*Corresponding Author: ryu@sunmoon.ac.kr

School of Mechanical and ICT Convergence Engineering, Korea

으며, 현재 국내 뿐만 아니라 국외에서도 커다란 이슈가 되고 있다.

무선전력전송 기술은 미래 생활을 바꿔놓을 유망기술로써 사회경제적 파급효과가 매우 크고, 타 연구 분야와 융합함으로써 기능과 성능향상에 큰 영향을 미칠 수 있다. 신약개발이나 동물연구 등에서 실험동물 케이지(Open top cage) 안에서 자유롭게 움직이고 있는 상태에서 무선으로 다량의 데이터를 수집하는 시스템은 필수적인 연구장비라 할 수 있다. 이러한 시스템은 자유롭게 움직이는 실험용 동물의 체내에 배터리로 구동되는 소형발신기를 내장시켜 혈압, 온도, 심박수, Electrocardiogram(ECG), Electroencephalography(EEG)등의 정보를 근접통신을 통해 근처의 수신기로 전달하게 된다. 이러한 생명공학 관련 장비는 배터리를 이용하기 때문에 측정시간이 제한적이고, 전력소비를 고려하여 범용의 통신기술보다는 자체적으로 개발된 통신기법을 이용한다. 따라서 데이터 수집을 위해 범용 통신방법 대신 특수한 자체통신방법을 사용하게 되어 시중에 쉽게 지원하는 범용통신 기술관련 부품과 소프트웨어를 사용할 수 없었다. 내장된 소형 배터리 대신 무선전력전송기술을 융합하여 저전력 부품을 사용해야 만하는 문제점을 극복한다면 범용통신 기술을 적용할 수 있고, 이미 개발된 다양한 통신기술을 기반으로 하는 소프트웨어를 사용하여 저렴하면서도 다양한 해석이 가능할 것이다. 대면적의 케이지에서 실험동물이 자유롭게 활동하여도 기존의 무선전력전송기술을 이용하여 무선으로 수신기에 전력을 전송한다면 사용시간 제약과 범용통신 기술 활용을 통하여 발전된 무선 데이터 수집을 지원하는 원격 측정 시스템을 제공할 수 있을 것이다.

일반적인 전자기유도방식 무선전력전송시스템은 발신코일과 수신코일 사이의 거리가 가깝고, 두 코일간의 상대적인 자세도 최적의 효율을 얻을 수 있도록 설계된다. 그러나 본 연구에서는 목표로 하고 있는 실험동물 케이지 안에서의 움직이는 동물 체내에 수신기를 내장하는 것은 앞에서 언급한 일반적인 전자기유도방식을 사용하기 힘들다. 발신코일에 대해서 수신코일의 위치 및 자세가 수시로 이동하고 예측할 수 없기 때문이다. 따라서 상대적으로 큰 공간에서 움직이는 동물 안에 수신기를 내장하는 경우에는 발신코일과 수신코일간의 커플링계수를 높이기 위해서 단일 발신 코일 구조보다는 여러 개의 발신코일이 각기 다른 영역을 담당하고, 수신코일이 위

치한 발신 코일 만 여기 시킨다면, 상대적으로 넓은 공간에서도 높은 효율의 성능을 예상 할 수 있다.^[2] 본 연구에서는 이러한 여러 개의 발신 코일을 사용하는 다중코일 구조를 고려한 발신 코일 구동 드라이버를 제안하였으며, 최소의 회로 추가로 수신기가 어느 코일 내에 위치하고 있는지를 검출하는 검출 회로를 제안하고자 한다.

II. 무선 전력전송 기술을 이용한 원격 생체 정보 특정 시스템

전자기유도방식은 무선전력전송기술 중 가장 상용화에 성공한 방식으로 마이클 패러데이(Michael Faraday)의 전자기유도 원리를 이용하는 방식이다.^[3,4,5] 기본적인 구조는 다수의 턴으로 감긴 두 개의 코일 즉 1차 코일과 2차 코일이 존재하고 두 코일이 일정한 거리를 유지하는 형태의 구조를 가진다. 송신기의 1차 코일에 전류가 흐르면 자기장(Magnetic Field)을 형성하며, 2차 코일에도 자기장이 형성한다. 이때 2차 코일에 형성된 자기장은 다시 2차 코일에 직접 전류의 흐름을 유도하여 수신기에 전력을 전달하게 된다. 전자기유도를 이용한 전력전송의 대표적인 사례인 트랜스포머는 전력변환을 위해서 주로 사용되었다.

변압기 구조에서 권선 수 및 코어(Core)의 종류 및 크기 와 두 코일간의 간격 코일의 굵기 등 다양한 변수를 조절하여 전력전달 효율을 조절할 수 있다. 뿐만 아니라 전자기유도원리를 이용하여 코어 없이 코일 대 코일로도 전력전송이 가능하고 다양한 변수를 조절하여 높은 효율을 나타낼 수 있다. 즉 유선 또는 직접적인 접촉 없이 2차 코일에 전류를 유도하여 전력을 전달 할 수 있으며, 1차 와 2차 코일의 감은 횟수에 따라 전압의 변화를 줄 수도 있다. 이러한 전자기유도 방식을 이용하면 거리 및 중심이 정확해야 하지만 1 대 1 충전 방식으로 충전효율이 자기공진 방식에 비해 상대적으로 높다는 장점을 가지고 있다.

그리고 저주파 자기장을 이용한 전자기유도 방식의 무선전력전송 장치는 거리에 제약이 있지만 방사 방식과 비교하여 인체와 주변기기에 전자파 장애 및 인체에 대한 문제가 적고, 다양한 분야에서 상업화 기술이 추진되고 있다. 이미 실용화된 제품으로 전동 칫솔, 비접촉형 IC 카드, RFID태그 등이 있으며, 최근 휴대용 기기 충전시

스텝 분야가 많은 관심을 받고 있다 본 연구에서는 이러한 전자기유도 방식의 장점인 인체와 주변기기에 전자파 장애 및 인체에 대한 문제가 적고, 다양한 분야에서 상업화 기술이 추진되고 있어 기술 활용이 용이하며, 동물실험에서는 그렇게 먼 거리의 전력 전송이 필요하지 않기 때문에 본 연구에서는 전자기유도 방식을 사용하고자 한다.

신약개발이나 동물 연구에 사용되는 원격측정시스템에서 발신기는 동물내부에 배터리와 전자회로 그리고 다양한 센서가 내장되어있으며 살균처리 및 유연한 신호선으로 설계되어 있어 장기간 신체내부에 이식되어있더라도 생물학적으로 문제점이 발생하지 않는다고 한다.^[6,7] 연구의 목적에 따라 혈압, 온도, 심박수, ECG, EMG, EEG, EOG 등 다양한 생체정보 측정이 가능하고 외부에서 자기적으로 동작을 활성화/비활성 제어할 수 있다.^[8] 아래 그림은 실제로 사용되고 있는 발신기의 내부 개념을 간단히 표현하였다.

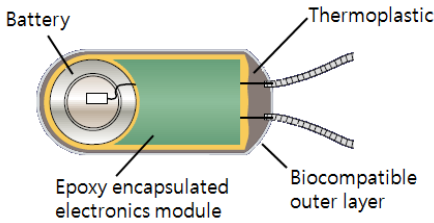


그림 1. 재사용이 가능한 전자회로와 배터리 그리고 생물학적으로 문제없도록 감싸져 있는 원격측정 시스템 정보 발신기 구조

Fig. 1. Transmitters contain a battery and a reusable electronics module, enclosed in advanced biocompatible packaging.

이러한 발신기는 내부에 배터리가 내장되어있어 사용기간이 대략 2~3개월 사용가능하며, 센서에서 측정하는 데이터는 생산업체마다 각각 다른 방법으로 무선으로 획득되고 있다. 정보통신기술의 급속한 발전으로 요즘에는 블루투스(Bluetooth), 지그비(ZigBee), 와이파이(Wi-Fi) 등 저전력으로 고속통신이 가능한 부품들이 개발되었고, 이러한 규격화된 통신방법을 지원하는 경우 저가이면서도 고속으로 다양한 기존 상용 프로그램을 이용할 수 있는 장점을 갖는다.

무선전력 전송방식으로 전자기공진 방식^[9,10,11,12]은 수 m의 원거리 전송의 장점을 갖지만 최적조건을 실시간으로 발신부에 정보를 전송하기 위한 추가적인 통신이 필

요하며 아직도 해결해야하는 많은 문제가 있다고 한다. 동물의 내부에 장착되는 수신부는 발신 코일에 대해 상대적으로 이동속도와 자세가 빠르게 변하기 때문에 추가의 통신으로 최적의 조건을 조정하는 것이 효과적인 방법이 아니라고 판단되어 그림 2와 같이 전자기유도방식을 이용한 원격측정 시스템을 설계하였다.^[2] 전자기유도 방식은 수신부와 발신부의 거리는 가까워야 하는 단점을 갖지만, 넓은 면적을 적용할 경우는 별도의 발신코일이 서로 다른 영역을 담당하는 다중코일을 사용하면, 발신부와 수신부의 거리가 멀어져 발생하는 커플링계수 저하로 효율이 낮아지는 문제를 극복할 수 있을 것이다. 그러나 이 경우 수신부가 다중의 발신코일 중 어느 코일 내부에 있는지 알아 낼 수 있는 수신부 위치 감지장치가 필요하다.

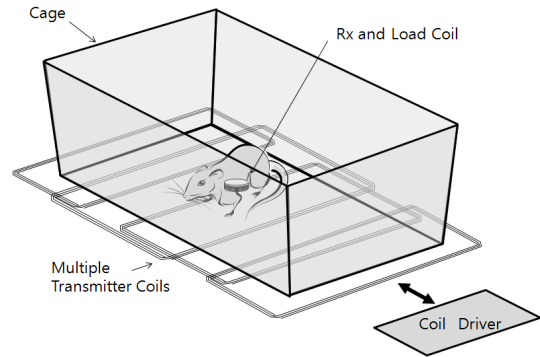


그림 2. 동물 내부에 수신기를 장착하고 무선으로 전력을 받는 다중코일 구조를 갖는 원격 측정 시스템 구조

Fig. 2. Implantable telemetry system configuration based on wireless power transmission technology using multiple transmit coils

III. 측정 시스템 설계

서로 다른 영역을 담당하는 다수의 발신코일 중에서 자유롭게 움직이는 실험동물 내부에 내장된 수신부가 위치한 발신 코일을 미리 알 수 있다면 다수의 발신 코일 모두를 동시에 구동하는 것보다 수신부가 위치한 코일만 구동하는 것이 효과적일 것이다. 또한 수신부가 어느 코일 내에 위치하고 있는지를 검출하는 회로를 제안하고, 다수의 발신 코일 중 수신부가 위치한 영역의 코일만을 선택적으로 구동하는 발신 코일 구동 드라이버를 설계한다.

1. 무선전력전송기술을 이용한 원격 측정 시스템 설계

그림 3은 병렬 공진 코일 드라이버의 구조를 보이고 있다. 신호 S에 의해 FET Qs를 스위치 on하여 전원 Vs가 콘덴서 C에 충전되도록 하고 스위치 off 상태 시에 축적된 전원은 인덕터 L로 방전을 반복하면서 수신부로 무선전력전송을 수행한다. 이 시스템은 전원 Vs의 전위 값과 신호 S의 주파수와 듀티(Duty)를 조절하여 성능을 조절할 수 있는 조절 변수가 있음을 알 수 있다.

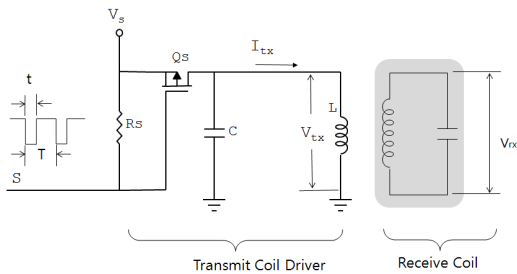


그림 3. 병렬 코일 드라이버의 구조
Fig. 3. The configuration of parallel coil driver

전원 전압 Vs와 신호 S의 주파수 및 듀티 변화에 따라 발신 코일에 흐르는 전류 I_{tx}와 간단히 인덕턴스의 코일과 콘덴서가 연결된 수신부에 여기된 전압 V_{rx}의 관계를 실험을 통해 구하고, 주어진 조건에서 최대의 수신부 여기 전압 V_{rx}를 얻을 수 있는 조건으로 정한다. 또한 발신 코일의 인덕턴스 L에 대해서 구동 주파수 F의 주기를 T로 표시할 때 콘덴서 C는 간단히 아래의 관계식에 따라 구할 수 있다.

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

이러한 발신코일 드라이버 구조는 다중코일로 구성된 본 연구 목적에 부합하여 여러 개의 코일 중에 하나만을 선택적으로 구동하는 경우 간단히 확장이 가능한 구조를 갖는다.

2. 수신부 검출 회로 설계

수신부가 복수의 코일 중 어느 코일 내에 있는지를 검출하기위해서 본 연구에서는 전자기유도에서 발생하는 후방산란(backscatter) 현상을 이용하였다. 그림 4에는

발신코일과 수신코일간의 여기관계를 그림 5에는 그 신호 예를 보였다. 그림에서 (a)혹은 (b)에서 보이는 바와 같이 발신코일에서 일정 주파수로 일정 시간동안 만(T_{tx}) 구동시키고 입력을 중지한다면, 수신코일에 구동시간 동안 여기된 전압이 그림(c)와 같이 서서히 증가될 것이다. 만일 구동신호를 일정시간 후(T_{tx}) 구동시키지 않는다면, 수신부에서 여기 된 전압은 서서히 감소하면서 다시 발신코일로 역으로 전압을 여기 시키는 현상 즉 후방산란이 T_{tx} 구간에서 발생할 것이다. 그림 (a)은 구동코일 내에 수신부가 있을 경우 T_{tx}구간에 수신부의 신호가 후방산란현상으로 신호가 감지된 예를 (b)는 수신수가 코일 내에 없어 수신부에서 신호가 T_{tx}구간에 없는 경우를 보이고 있다.

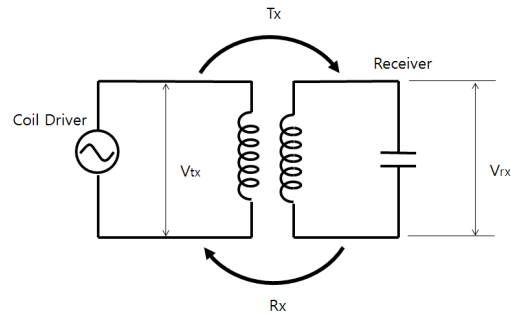


그림 4. 다중코일 시스템에서의 수신부 위치 검출에 이용된 후방산란 현상
Fig. 4. Backscatter phenomenon used for detection of the receiver position in multiple coils system

앞에서 기술한 바와 같이 수신부가 발신코일 내에 있을 경우는 구동신호 이후에 수신부의 영향으로 수신부에서 후방산란된 신호가 검출될 것이다. 이 신호를 발신 코일신호에서 피크디텍터 회로를 추가함으로써 구현이 가능할 것이다. 아래의 그림 6에 발신코일 드라이버에 수신부 검출회로 그리고 수신부의 교류신호를 정류하여 최종 직류전원으로 변환하는 회로를 추가하여 예를 보였고, 그림 7에 제어신호 및 출력파형을 예로 보였다.

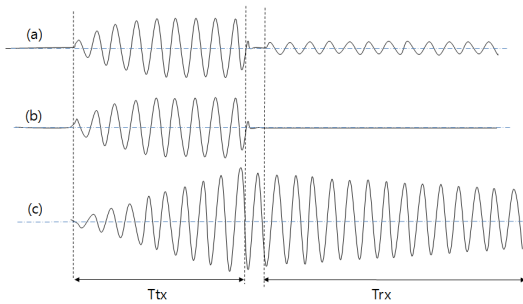


그림 5. 후방산란 현상에 의해 발신 코일의 신호 변화 차이
 (a) 발신코일 내에 수신부가 존재하여 수신부의 신호가 다시 발신코일의 신호에 영향을 미친 예
 (b) 발신코일 내에 수신부가 존재하지 않아서 발신코일의 구동신호만 나타난 예
 (c) 발신코일 내에 수신부가 위치하여 구동신호가 입력되는 동안 여기전압이 증가하였다가 구동신호 중지 후 감소되는 신호 파형

Fig. 5. Variation of the signal waveforms of transmit coil due to the receiver backscatter effect
 (a) in case of the receiver located in the active transmit coil
 (b) in case of the receiver located outside of the active transmit coil
 (c) the signal waveform of the receiver

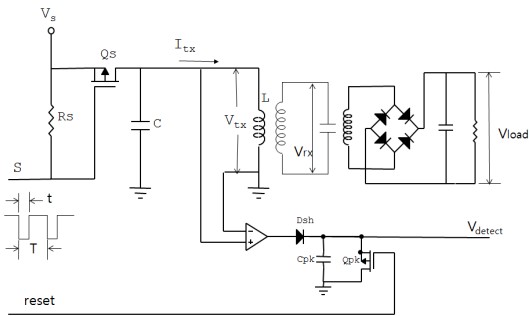


그림 6. 발신코일 드라이버에 추가된 수신부 검출 회로
 Fig. 6. Receiver detection circuit in the transmit coil driver

위의 그림에서 (a)는 발신코일에 인가되는 구동파형이고 (b)는 수신부 검출 회로의 피크디텍터 리셋 신호를 보였다. (c)는 구동신호가 입력되는 동안 발신 코일의 구동전압이 증가하는 것을 보이고 있으며 (d)는 수신부에 여기된 전압파형으로 구동신호가 입력되는 동안 증가하다가 입력신호가 없는 동안 방전하는 모양을 보인다. 방전하는 동안 후방산란 영향으로 발신코일에 영향을 주어

(c)의 뒷부분은 수신코일의 여기전압이 나타나게 된다. 이 신호를 수신부 검출회로의 피크디텍터 회로를 거치면 (e)와 같이 리셋신호 후 일정 전압이 측정되지만, 수신부 코일이 발신코일 내부에 없는 경우는 발신코일의 신호는 (f)와 같이 구동신호만 존재하고 수신부의 여기전압이 없기 때문에 구동신호 후에는 어떠한 신호도 측정이 되지 않는다, 따라서 (g)와 수신부 검출 신호의 출력은 아무런 신호의 변화가 없게 계속될 것이다.

지금 설명한 발신코일 구동드라이버에 수신부 검출회로를 추가하고, 여러 개의 발신 코일 중 선택적으로 발신코일을 구동할 수 있는 기능으로 확장된 회로를 그림 8에 보였다. 이 회로에서 원하는 코일만을 신호선 Ch1, Ch2 혹은 Ch3중 하나만을 제어신호를 입력하여 구동할 수 있으며, 공진용 콘덴서 C는 공유하게 된다.

이상과 같이 정상적인 무선전력전송 모드에서는 연속적인 구동신호 S를 인가함으로써 전력을 수신부로 전달할 수 있지만, 움직이는 동물의 위치 및 자세는 수시로 변하기 때문에 주기적으로 수신부의 위치를 파악해야한다, 따라서 수신부가 어느 발신 코일에 있는 지를 검출하는 모드에서는 연속적인 구동신호파형을 인가하는 것이 아니라 그림 7에서와 같이 일정 시간만 구동신호를 인가 후 수신부에서 다시 방사되는 신호를 발신코일에서 검출함으로써 수신부의 위치를 알아내는 모드를 진행한다, 이 모드는 매우 짧은 시간에 이루어지며, 발신코일이 수에 따라 스캔시간이 늘어날 수 있다.

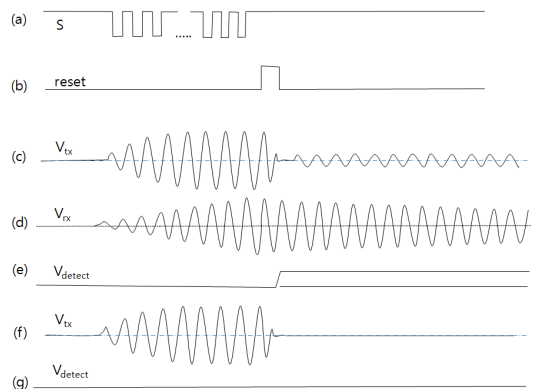


그림 7. 발신코일 드라이버에 추가된 수신부 검출 회로에서 신호 파형들
 Fig. 7. The signal waveforms of receiver detection circuit

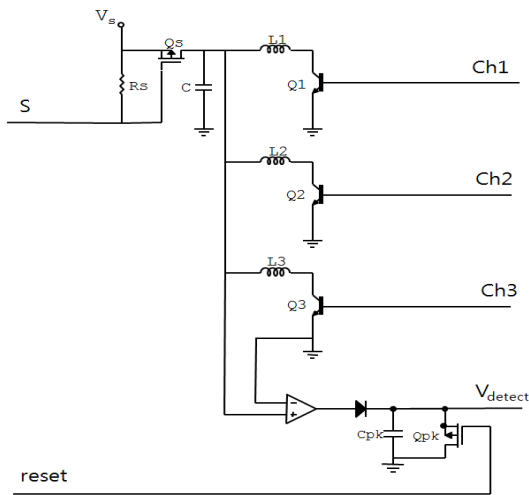


그림 8. 여러 개의 발신코일을 구동하기 위한 발신코일 드라이버에 추가된 수신부 검출 회로
 Fig. 8. Receiver detection circuit in the driver for multiple transmit coils

IV. 무선전력전송 시스템 설계 및 실험

앞의 그림 7에서 설명한 바와 같이 수신부의 검출은 구동펄스를 일정시간만 한정된 수를 인가함으로써 수신부에서 반사되는 후방산란현상을 이용한다. 따라서 구동펄스의 수 증가는 검출시간의 증가를 가져오므로 되도록 적은 수의 구동펄스로 구동해야 할 것이다, 따라서 구동펄스의 수와 수신부의 여기전압과의 관계로부터 적절한 구동펄스수를 정하였다. 또한 병렬공진 드라이버는 전원전압 V_s 를 조절하므로써 동일한 주어진 구동펄스 수에 대해서도 수신부의 전압조절이 가능하며, 입력 펄스의 듀티비 조절로도 같은 펄스수 입력에 대해서도 수신부의 여기 전압을 조절할 수 있다. 따라서 병렬공진드라이버는 입력전압 V_s 와 듀티비를 조절하는 두 개의 입력 변수가 더 있음을 알 수 있다. 이번 절에서는 입력전압 V_s 와 듀티비에 따른 수신부의 전압관계를 살펴본다.

1. 발신 코일 드라이버

발신 코일 드라이버의 설계를 위하여 전선 직경 0.15mm를 이용하여 가로 42mm, 세로 235mm의 직사각형 형태로 5턴 코일을 감아서 발신부 코일로 이용하였다. 공진주파수 500kHz에서 구동신호의 입력 펄스수에 따라

발신부 코일에서의 전류 I_{tx} 와 수신부 코일에서의 여기 전압 V_{rx} 를 측정하여 그림 9에 보였다. 입력 펄스 수에 대해 전류 I_{tx} 와 V_{rx} 가 거의 선형적인 관계를 보임을 알 수 있다. 그림 8과 같이 병렬공진 드라이버의 회로에서 수신부 감지 회로는 발신코일의 수와 관계없이 공통적으로 적용할 수 있지 때문에 수신부 감지부의 감도는 구동펄스의 수를 조절하여 감도 조절이 가능함을 알 수 있다.

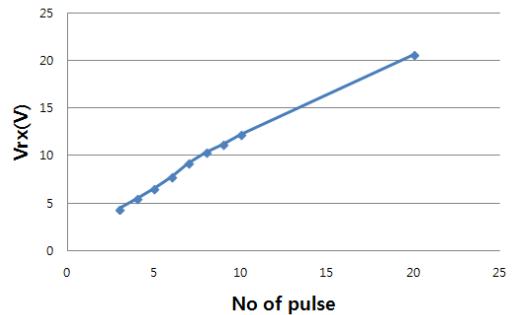
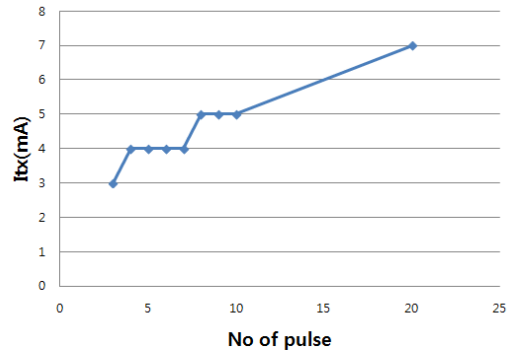


그림 9. 구동 펄스 수에 따른 병렬공진 코일 드라이버를 이용한 발신부 코일에서의 전류 I_{tx} 와 수신부 코일에서의 전압 V_{rx}
 Fig. 9. Current I_{tx} in transmit coil and voltage V_{rx} in receive coil variation with respect to the number of drive pulse of the parallel resonant coil driver

구동펄스 12, 전원전압 3.3Volt의 조건에서 수신부 검출 관련 신호를 그림 10에 보였다. 신호 (a)는 수신부가 코일 내에 존재시의 수신부 여기전압 V_{rx} 의 파형이며, (b)는 피크디텍터의 출력 신호 결과이다. 반면에 신호 (c)는 수신부가 코일 내에 없는 경우의 신호로 (a)의 결과와 비교해서 발신 코일 전압 인가 이후 수신부에 의한 여기 전압이 없는 것을 볼 수 있다. (d)는 수신부가 코일 내에 없는 경우로 피크디텍터의 결과가 전압이 0에 가까운 것

을 볼 수 있다. 신호 (e)는 피크디텍터의 결과를 reset 하는 디지털 신호를 참고로 보이고 있다. 신호 (b)와 (d)를 비교해 보면 알 수 있듯이 발신코일 내부에 수신부가 있는지 없는지에 따라 리셋신호 이후에 피크디텍터의 신호가 확연히 다르게 차이가 남을 알 수 있다. 이러한 과정을 모든 발신코일에 대해 수행함으로써 각 발신 코일에 대한 피크디텍터의 출력 신호를 AD 변환을 수행함으로써 최대변환 값이 출력되는 코일이 수신부가 위치한 발신코일임을 판단 할 수 있다.

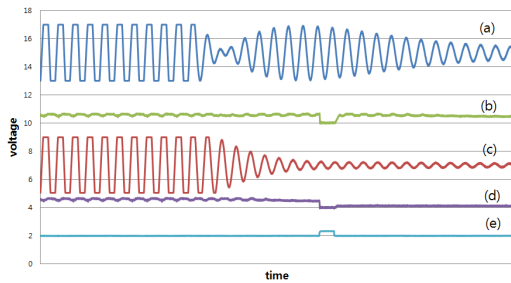


그림 10. 수신부 유무에 따른 감지 회로의 신호 예
 Fig. 10. Experimental results of signal waveform of the receiver detection circuit

2. 병렬공진 코일 드라이버의 입력 전압과 듀티 효과

입력전압 V_s 를 3.3, 5, 7 volt로 조정해 가면서 발신코일의 전류 I_{tx} 와 수신부의 전압 V_{rx} 를 측정하였다.

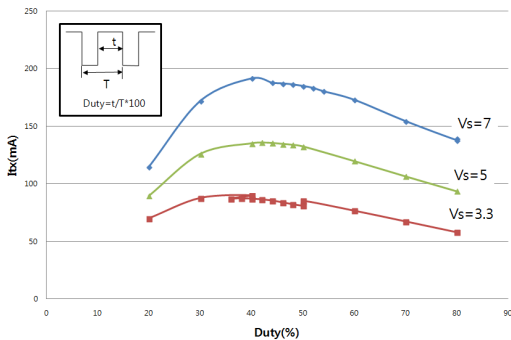


그림 11. 병렬공진 코일 드라이버에서의 전원전압 V_s 변화에 따른 발신부의 전류 I_{tx}
 Fig. 11. Current I_{tx} in transmit coil variation with respect to power source voltage V_s

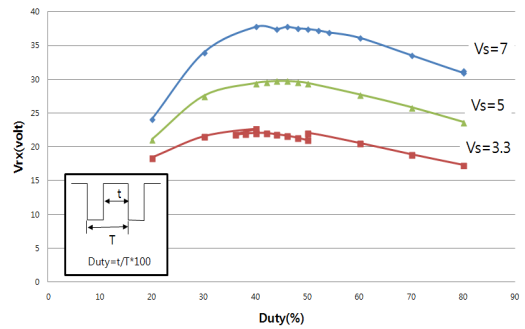


그림 12. 병렬공진 코일 드라이버에서의 전원전압 V_s 변화에 따른 수신부 전압 V_{rx}
 Fig. 12. Voltage V_{rx} in receive coil variation with respect to power source voltage V_s

위의 실험 결과에서 보여주는 바와 같이 V_s 의 크기에 선형적으로 발신부에 전류가 흐르며 마찬가지로 수신부에 전압이 증가함을 알 수 있다. 또한 Duty의 변화에 따른 전류 전압 변화는 대략 45%정도에서 최대의 전력을 전달함을 알 수 있다. 입력 전류 대비 여기전압의 비율을 살펴보기 위해서 입력전압은 3.3Volt로 고정하고, 듀티를 8%부터 40%까지 증가시켜가면서 I_{tx} , V_{rx} 그리고 V_{rx}/I_{tx} 의 비율 변화를 살펴보았다.

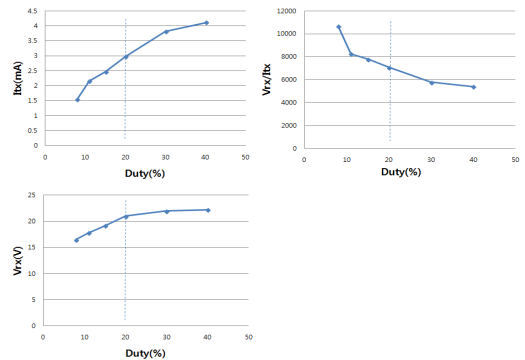


그림 13. 병렬공진 코일 드라이버에서의 듀티변화에 따른 I_{tx} , V_{rx} 그리고 V_{rx}/I_{tx}
 Fig. 13. Experimental results of I_{tx} , V_{rx} and V_{rx}/I_{tx} variation with respect to the duty of pulse signal in the parallel resonant coil driver

듀티의 증가는 발신부 코일의 전류를 증가시키지만 그림 13에서 알 수 있듯이 45%에서 최대로 전류가 흐를 것으로 예상된다. 수신부에서의 여기전압은 듀티의 증가

에 증가율이 서서히 감소함을 보인다. 발신부의 입력전류에 대한 수신부 여기전압의 비율을 보면 듀티가 증가할수록 효율이 감소함을 알 수 있다. 따라서 본 연구에서는 효율과 수신부의 여기전압과의 관계로부터 되도록 큰 V_{rx} 를 여기 시키면서도 효율도 고려하여 정해야한다, V_{rx} 의 증가율이 상대적으로 급하면서도 효율을 고려하여 듀티를 20%로 정하였다.

V. 결론

본 연구에서는 신약개발이나 동물연구 등에서 연구대상 동물이 실험동물 케이지 안에서 자유롭게 움직이고 있는 상태에서 무선으로 다량의 데이터를 수집하는 원격 생체정보 측정 장치를 위한 무선전력전송시스템을 제안하였다. 전력전송 방법으로 전자기유도방식의 단점인 발신부와 수신부사이의 거리가 멀어질 때 발생하는 효율저하 문제를 극복하기 위하여 다중코일 구조를 이용하였으며, 다수의 발신 코일을 구동하는 구동 드라이버와 자유롭게 이동하는 수신부가 다수의 발신 코일 중 어느 코일에 있는지를 추가의 통신 없이 감지하는 회로를 제안하였다. 제안된 구동드라이버 및 수신부 감지 회로의 구동 조건은 실험을 통하여 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

첫째, 서로 다른 영역 담당하는 다중코일의 코일을 구동하는 드라이버로 본 연구에서는 병렬공진 방식의 구동 드라이버를 제안하였다. 이러한 방식은 발신코일의 수가 많더라도 하나의 공진용 콘덴서를 공유하고 수신부 검출회로를 공유할 수 있는 간단한 구조를 제공한다.

둘째, 구동드라이버의 전원 전압과 출력전압과는 선형적 관계를 보인다는 것을 알 수 있었다. 따라서 출력전압을 높이는 방법으로 전원전압을 높이면 구현 가능하지만 실제 시스템의 전원 전압과 전원관련 부품추가를 고려하여 본 연구에서는 3.3V를 사용하였다.

셋째, 구동드라이버에 인가하는 구동펄스의 듀티에 따른 출력 전압은 약 45%가 최대의 출력을 보임을 실험을 통하여 알 수 있었지만, 입력 전력대비 출력전압의 효율을 고려하여 약 20%의 듀티비에서 구동하도록 설계하였다.

마지막으로 여러개의 발신 코일중 수신부가 있는 위치를 검출하는 검출 회로를 제안하였으며, 간단히 수신

부의 유무를 판단할 수 있는 기능을 제공할 수 있음을 보였다.

본 연구를 통하여 생명공학분야에 사용되는 원격측정 장치의 전력공급을 전자기유도방식으로 구현하는데 필수적인 구동드라이버 및 필요 감지 장치를 개발하였다. 향후 연구과제로 주어진 공간에서 최적의 전력공급 효율로 배터리, 마이크로프로세서 및 관련 센서를 구동하는 시스템 구현이 필요하다.

References

- [1] Robert Alexander Moffatt, "Wireless Transfer of Electric Power", MIT Master Thesis, 2009.
- [2] S.K.Kim, "Wireless power transmission technology using multiple transmitter coils ", Sunmoon Univ. Master Thesis, 2014.
- [3] J.H.Park, "Study on the Effect of Resonant Coil Size and Load Resistance on the Transmission Efficiency of Magnetic Resonance Wireless Power Transfer System" , The Korean Institute of Illuminating and Electrical Installation Engineers, vol. 26, no. 7, pp. 45-51, 2012.
- [4] Y.G.Kim, "A Magnetic Resonant Coil system Enhancing the Wireless Power Transfer Efficiency of NFC devices", Chungbuk Univ. Master Thesis, 2012.
- [5] H.J.Choi, "Design of high efficiency wireless power transfer system using magnetic resonance technology", Kyeongbuk Univ. Master Thesis, 2013.
- [6] DSI System Brochure, Guide to the DSI System, Data Sciences International, 2008
- [7] TSE Systems Brochure, Stellar Telemetry, TSE Systems, Inc., 2014.
- [8] Data Sciences inc. PhysioTel: ETA/CTA and EA/CA Series Telemetry. User Manual. 1989.
- [9] Benjamin H. Waters, "Adaptive Impedance Matching for Magnetically Coupled Resonators", PIERS 2012 in Moscow RUSSIA, pp. 694-701 2012.
- [10] Alanson P. Sample, "Analysis, Experimental Results, and Range Adaptation of Magnetically

Coupled Resonators for Wireless Power Transfer”,
IEEE, pp. 1-11,2010.

- [11] Kyu-Sung Hwang, Yun-Jae Won, Yun-Guk Moon, Sun-Hee Kim, Seung-Ok Lim, "Performance analysis of mid-range wireless power transfer system with 13.56MHz resonant frequency", International journal of Internet, Broadcasting and Communication (JIIBC), vol.3, no.2, pp.1-5, Aug. 2011.
- [12] Gunbok Lee, Wee Sang Park, "A Novel Impedance Matching Topology for Magnetically Coupled Wireless Power Transfe ", International journal of Internet, Broadcasting and Communication(JIIBC), vol.1, no.2, pp.16-19, Dec. 2012.

저자 소개

유 영 기(정회원)



- 1983년 : 한양대 기계공학과 공학사
- 1987년 : 한국과학기술원 생산공학과 공학석사.
- 1992년 : 자동차 및 설계공학과 공학 박사
- 1996년 ~ 현재 : 선문대학교 기계 ICT 융합 공학과 교수.

<주관심분야 : 머신비전, 영상처리, 광응용시스템, 전자기유도 전자펜, 정전용량 전자펜.>

※ 이 연구는 2013년도 선문대학교 교내학술연구비 지원에 의하여 이루어졌음