

생체신호계측을 위한 체내 이식형 무선송수신 시스템 개발

이승하[†]

Development of a transcutaneous system for implantable bio-signal measurement

Seung-ha Lee[†]

Abstract

In order to measure bio-signals, it is desirable to build a fully implantable system which connects directly to neural pathways or body tissue. A design scheme for fully implementable measurement system is proposed in this paper. Consisting of an implanted module and an external system, the proposed scheme delivers power and data between the two modules. The external module sends power via inductive link using a simple H-bridge type oscillator. Also, the implanted module sends measured data to the external system utilizing R/F communication technique at a frequency of ISM band. A stable communication and operation is achieved as the two types of channels are separated. Implemented in a compact size enough to be implanted in human body, the system exhibits good performance in experimental studies.

Key Words : Transcutaneous measurement, implantable telemetry system, sensor system

1. 서 론

체내의 여러 가지 생리 현상을 관측하여 질병의 유무를 판단하기 위해 생체신호를 계측하는 방법에는 표면전극을 이용하는 방법이 일반적이다. 즉, 피부표면에 전극을 부착하고 심전도(ECG), 근전도(EMG), 안전위도(EOG)를 계측하는 것이 통상적인 방법이다. 피부표면에 전극을 부착할 경우, 장시간 사용 시 알레르기 반응 및 발진 등이 생길 수 있으며, 특히 연결된 전선 때문에 생활에 큰 불편함을 초래한다. 최근 주목을 받고 있는 U-헬스케어 분야에서 여러 가지 계측시스템의 궁극적인 목적은 무구속, 무자각 계측에 있으며^[1] 이와 같은 피부표면 전극에 의한 생체신호 계측은 한계점을 가진다.

한편, 선천적인 원인이나 사고에 의해 의수/의족을 사용할 경우 인간의 뇌로부터의 운동 지령 신호는 대개 피부표면의 근전도(EMG)로 측정되어 이를 적절한 신호처리 및 클러스터링 알고리즘에 의해 로봇 팔, 다

리로 연결되는 것이 일반적인 형태이며 이미 상용화된 제품들이 있다^[2]. 그러나 이런 근육전기 의지의 경우에는 움직일 수 있는 부위가 말단부위로 한정되어 있고 움직일 수 있는 방향도 한 방향으로 매우 제한적이다. 또한 남아있는 근육의 훈련이 필요하고 견부 절단과 같이 최상부가 절단된 경우에는 유용한 근육의 양이 적어 이용이 어렵다. 더 큰 문제점으로는 신경생리학적 방법이 아니기 때문에 사용하기가 불편하고 익숙하지 않아 대부분 꼭 필요한 경우가 아니면 환자가 사용하기를 원하지 않는다.

그러나, 피부표면이 아닌 체내 운동신경에 직접 전극으로 연결할 수 있다면 인간의 움직이고자 하는 의도를 정확하게 판별하는 것이 가능하다. 이러한 신경생리학적 방법으로 의수를 작동하기 위해서는 말단부위에 남아있는 근육이 아닌 절단된 운동신경에 선택적으로 인터페이스 하는 방법이 반드시 필요하다.

따라서, 체표면에서 생체신호를 추출하지 않는 경우, 또는 신경에 직접 인터페이스하여 의수를 구동하는 경우 체내외의 전기적 연결이 반드시 있어야 한다. 체내에 전기적, 화학적 자극을 주거나 체내의 신호를 체외로 전달하기 위해서 전선을 사용할 수 있다. 하지만 이

단국대학교 의과대학 의공학교실(Dept. of Biomedical Engineering, Dankook University)

[†]Corresponding author: shalee@dankook.ac.kr

(Received : November 6, 2007. Accepted : November 30, 2007)

방법은 연결부위에 감염이 생기기 쉽고 감염을 막기 위해 지속적인 약물을 투여하거나 발라주는 노력이 따라야 한다. 그러므로, 생체신호 계측/자극 시스템은 시스템 전체가 체내에 삽입되는 형태가 가장 바람직하며 계측된 신호는 무선으로 체외로 전달되는 것이 감염의 가능성을 낮추는 측면 외에도 기능성이나 미용측면 등 여러 모로 장점을 갖는다.

실제, 인체 삽입형 계측시스템을 실현시키기 위한 연구는 오래 전부터 진행되어 왔으나 아직 인체에 대해 상용화된 제품은 드물다^[1,3]. 생체 삽입형 계측시스템의 가장 큰 문제점으로는 생체적합성 관점에서 완벽한 시스템을 만들어야 하는 점과 센서가 인체 조직 내에 삽입되었을 때 그 주위 조직이 섬유화 되는 것을 막아야 하는 등의 여러 가지 어려운 문제점이 있다^[4].

이러한 관점에서, 인체에 삽입하기 위해 생체적합성이 뛰어난 유연한 마이크로 전극이 현재 연구되고 있다^[5]. 기존의 실리콘 웨이퍼 상에서 제작된 것이나 폴리이미드처럼 딱딱한 전극이 아니라 젤리처럼 매우 유연한 PDMS(polydimethylsiloxane)라는 물질위에 금속을 패터닝 한 것으로, 아직 FDA승인은 되지 않았으나 여러 연구그룹에서 PDMS가 조직적합성이 뛰어난 것으로 평가하고 있다.

한편, 이와 같은 생체 삽입형전극과 연결되는 삽입형 생체신호 측정/자극시스템에 있어 가장 큰 애로사항은 전원을 필요로 한다는 점이다. 대부분의 삽입형 보정기 또는 심박조절기에는 전지가 내장되어 있으며 이런 경우, 전지의 수명이 다하면 다시 수술에 의해 교환해주는 일을 주기적으로 반복해야 하는 어려움이 있다. 또한 실제 의료기기를 개발하는 측면에서도 내장되는 전지 때문에 보다 까다로운 임상시험을 거치게 되어 개발기간이 길어지게 된다. 따라서, 이식형 생체신호 계측/자극시스템은 무전지 형태로 되는 것이 가장 바람직하며 동작에 필요한 에너지는 체내에서 조달하거나 체외 장치를 통해 무선으로 공급하는 것이 바람직하다^[6].

본 논문에서는 PDMS를 활용한 유연한 마이크로전극^[5]에 연결시키기 위한 이식형 생체신호 계측시스템을 제안한다. 특히, 생체신호 측정용으로 체내에서 체외로 생체신호를 전달할 수 있는 시스템을 먼저 다룬다. 신경자극기 등 체외에서 체내로 신호가 전달되는 경우는 유사한 방법으로 구현될 수 있다. 제안된 시스템은 앞서 제기한 이식형 시스템의 문제점을 해소하기 위해, 유도성 링크(inductive link)를 통하여 무선으로 체외에서 체내로 전력을 전송하면서, ISM(Industrial, Scientific, and Medical) 밴드 주파수의 R/F 변조방식으로 데이터를 전송하는 시스템이다. 따라서, 전지가

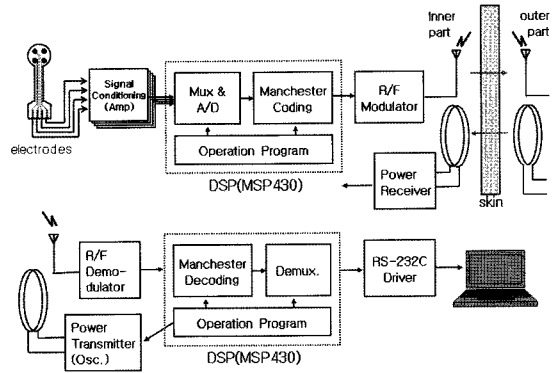


그림 1. 전체 시스템 구조

Fig. 1. Overall system structure.

내장되지 않아서 반영구적으로 쓸 수 있으며 전력송신과 데이터송신 경로를 이중으로하여 데이터의 안정성을 꾀하는 구조이다.

2. 이식형 생체 신호 계측 시스템

2.1. 전체시스템 구조

본 연구에서 제안하는 이식형 생체신호 계측시스템의 전체 구조는 그림 1과 같다. 체내 송신모듈과 체외 수신모듈의 두 부분으로 나뉠 수 있으며 이들은 피부 조직을 사이에 두고 전력을 송신하고 데이터를 수신하는 구조로 되어 있다. 전력은 체외모듈에서 체내모듈방향으로, 데이터는 체내모듈에서 체외모듈방향으로 전송된다.

전력송신 방법으로는 비교적 구현이 간단한 H-bridge 방식을 적용하였다^[7,8]. 체외모듈에서 발진을 일으키면 코일과 코일의 유도성 링크를 통해 체표면에서 체내로 전달된다. 또한 체내에서 전달된 데이터는 복조기와 디코더를 통해 RS-232C 포트로 연결되고 다른 컴퓨터에 연결해서 전달된 데이터를 확인 할 수 있다. 체내 모듈은 체외모듈에서 전달된 전력을 안정화시키는 정압회로, 그 밖에 데이터 전송을 위한 회로로 구성되어 있다. 총 4개의 채널이 마련되어 있으며 각각의 생체신호가 증폭기를 통과한 후 멀티플렉싱되고 코드화되어 변조기에 전달된다.

2.2. 체외 모듈

체외모듈의 주된 기능은 전력을 코일을 통해 전달하기 위한 발진회로이며 Texas Instrument(TI)사의 SN754410을 이용한 간단한 H-bridge회로를 적용하였다. 기존의 Class-E 증폭기를 활용해서 효율을 높이는 연구들이 있었지만, 이 경우 High-Q 회로로 되어 체내

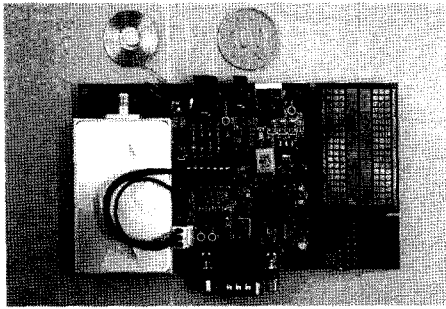


그림 2. 체외 모듈의 모양
Fig. 2. Shape of external module.

이식코일과 외부코일의 정합이 제대로 되지 않거나 파라미터가 조금만 달라져도 발전이 잘 일어나지 않거나 전력전송효율이 떨어지는 문제점이 있었다⁶⁾. 그러나 H-bridge 회로는 효율 면에서는 다소 미흡하나 안정적인 전력공급을 피할 수 있는 장점이 있다. 특히, 본 논문에서 제안하는, 전지를 내장하지 않는 방식의 이식형 시스템 경우라면 안정적인 전력전송이 더욱 중요하게 된다. 전력전송을 위한 코일은 12.5 mH 정도의 인덕턴스를 가지며 함께 연결된 커패시터와 함께 공진주파수가 152 kHz가 되도록 L값, C값을 결정하였다^{7,8)}. 체내의 두 코일간의 결합계수를 높이기 위해 원반형 코일의 중심에 두께 2 mm, 직경 6 mm의 NdFeB 자석을 두어 두 코일이 쉽게 동심으로 정렬되도록 하였다.

체외모듈의 두 번째 기능은 체내 모듈로부터 데이터를 전송받아 RS-232C 인터페이스를 통해 다른 컴퓨터로 전달하는 기능이다. 그림 2에서 좌측에 보이는 것이 EMI를 방지하기 위한 금속지그이고 그 안에 R/F 수신회로가 내장되었다. R/F통신은 433.92 MHz 대역의 ISM band를 활용하여 ASK(Amplitude-Shift-Keying) 방식을 사용하였고 실제 수신회로는 MAX1473 칩과 주변회로로 구성되었다. 이러한 전체 동작을 제어하는 마이크로프로세서로 TI사 MSP430F149를 사용하였다. 그림 2에 보이는 것이 제안된 방법으로 제작된 체외모듈이다.

2.3. 체내 모듈

체내모듈의 기능은 체외모듈로부터 전력을 송신받아 동작을 시작하며 생체신호를 변환하여 체외모듈로 송신하는 것이다. 본 논문에서는 그림 1에 보이는 것처럼 증폭, 멀티플렉싱 및 A/D변환 후 R/F 회로를 통해 데이터를 전송하는 구조를 제안한다.

일반적으로, 고속 데이터 전송을 위해서는 다양한 코딩방법이 가능하다. 본 논문에서 다루는 단방향 무선

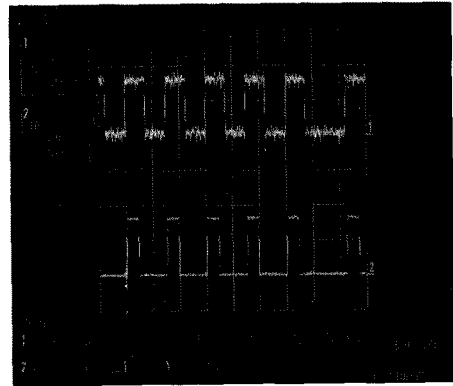


그림 3. 고속 펄스 파형의 전달특성
Fig. 3. Transmission characteristics of high-speed pulse waveform.

선로에서는 비트간 동기와 DC 바이어스를 줄이는 일이 필요하다. 그림 3에서 보이는 바와 같이 단순한 토글 신호에 대해서 출력이 high인 곳의 펄스폭이 전송 파형보다 줄어든 것을 확인할 수 있다. 이는 DC성분이 일정시간이상 전송되지 않는 것을 의미한다. 그림에서 1번 파형이 체내모듈의 전송파형이고, 2번 파형이 체외 모듈의 수신파형이다. 이 문제를 해결하기 위해, 본 논문에서는 데이터 전달과정에서 맨체스터 코딩방법을 사용하였다. 맨체스터 코딩의 경우 프레임 동기(sync)신호가 필요하며 16진수 00H 값을 이용하였다. 즉, 초기에 휴지(idle) 상태에서 맨 처음 데이터는 00H이 전달되어야 한다.

그림 4에 보이는 것이 제안된 이식형 체내모듈이 구현된 모양이다. 그림에 보이는 전력전달용 코일은 PCB의 뒷면에 장착되게 되고 그림 4의 점선원 안에 있는 커넥터는 디버깅용으로 사용되고 이식될 때는 잘라내는 JTAG 커넥터 부분이다. 따라서, 체외모듈은 체내이식을 고려하여 소형으로 제작되었다. 특히, 부품을

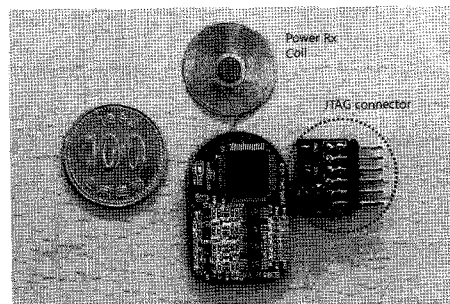


그림 4. 체내 모듈의 PCB 모양
Fig. 4. The PCB shape of implanting module.

양면에 배치하였고 R/F 부분과 전력전송부분의 간섭을 최소화하도록 패턴을 배치하였다. 그리고, 이식형 모듈이기 때문에 모서리 부분은 날카롭지 않도록 PCB 모양을 둥글게 설계하였다. 실제 동물실험, 임상 실험 시에는 티타늄과 같은 소재의 케이스에 넣어지고 외부엔 레이저용접 및 피드스루 구멍도 완벽하게 가공되어야 한다. 이 경우, 안테나 코일은 금속케이스 외부로 위치해야 하며 실리콘 코팅 등의 방법을 사용하여야 한다. 현재 4개 채널의 생체신호가 체외로 전달되도록 구현되었다. 체외 모듈로부터의 전력은 코일을 통해서 전달되고 정류회로를 통해 전체 동작전압으로 공급되며 433.92 MHz의 데이터 변조는 MAX7044 칩이 담당하였다. 전체 동작을 제어하는 것은 TI사의 MSP430F169 로서 전력소모를 최소화 하였다.

3. 실험

그림 5에 보이는 바와 같이 체외 모듈과 체내모듈을

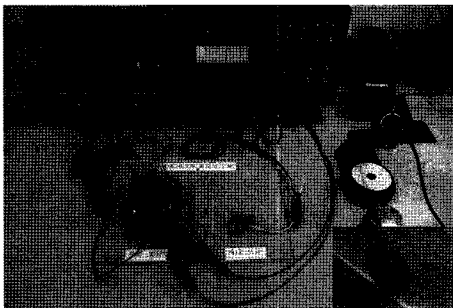


그림 5. 전체 동작 실험 셋업 및 전력송신 코일
Fig. 5. Overall experimental setup and power coils.

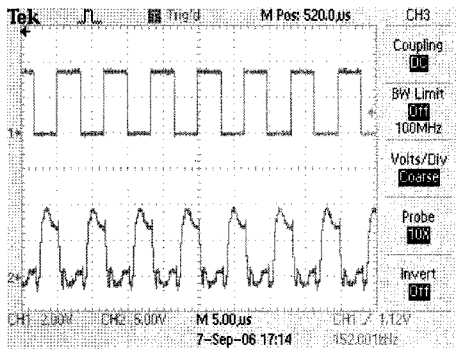


그림 6. 체외모듈의 전력전송파형: 1) H-bridge 입력신호, 2) 코일에 걸린 전압
Fig. 6. Waveform of power delivery in external module: 1) input signal to H-bridge and 2) coil voltage.

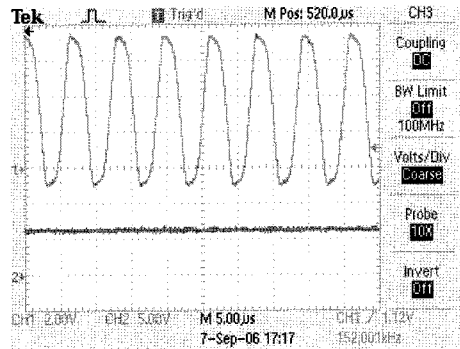


그림 7. 체내 모듈의 전력 수신 파형: 1) 코일에 걸린 전압, 2) 정류기 출력 DC전압
Fig. 7. Waveform of power received in implanted module: 1) coil voltage and 2) DC voltage of rectifier output.

통합하여 실험하고 그 성능을 확인하였다. 그림 5에서는 체외 모듈과 체내 모듈이 각각 좌, 우에 위치하며, 그림 5 내의 작은 사진에 보이는 것처럼 원반형 코일을 5 mm두께의 아크릴을 통해 떨어져 있도록 배치하였다. DC 전원으로는 체외모듈 구동용 전원만 쓰이고 있음을 볼 수 있다. 체내 모듈이 측정할 신호는 우선, 함수발생기를 통해 정현파를 공급하였다. 공급된 파형은 체내모듈에서 증폭, 샘플링 되고, 맨체스터코딩되어 체외모듈로 전달된다.

그림 6이 체외모듈의 전력전송을 위한 공진 파형이고 그림 7이 체내모듈에서 전송받은 파형과 그것을 정류회로를 통해 얻은 직류전압파형이다. 수신단 전압으로 약 6V 정도의 직류를 얻을 수 있었고, 이를 정압회로를 통해 3V로 낮추어 동작전원으로 사용한다. 3V에 최대 50mA 정도의 전력송신이 가능하여 무선으로 전력송신이 원활하게 이루어짐을 확인하였다.

한편, 두 모듈간의 데이터 송수신 기능은 그림 8에 나타난 파형과 같다. 그림 8은 체내 모듈이 전송하는 디지털 데이터가 제대로 전달되는지 확인하기 위해 체외모듈에서 D/A 변환기를 설치하여 확인한 것이다. 아래 보이는 2번 파형이 체내기에 함수발생기를 통해 인가한 전압이며 위에 보이는 1번 파형이 체외기의 D/A 변환기 출력이다. 샘플링 간격 중간에는 편평하지만, 정현파를 제대로 복원하고 있음을 보여준다. 즉, 여러 단계를 거쳐 데이터가 체내모듈에서 체외모듈로 전송되는 결과이다. 특히 중간에 보이는 0으로 떨어지는 슬롯은 맨체스터 코드를 구현하는 과정에 동조신호가 들어온 것을 의도적으로 보인 것이다. 이는 프레임사이즈를 크게하여 소프트웨어적으로 최소화 할 수 있는 것이다. 이 파형으로부터, 제안된 송수신 모듈은 체내에

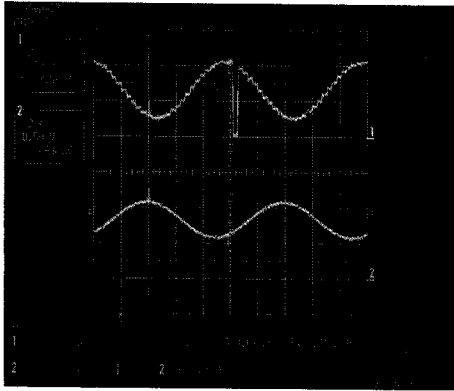


그림 8. 체내의 모듈간의 온라인 데이터 전달: 1) 체외모듈의 수신파형, 2) 체내모듈의 송신파형
 Fig. 8. On-line data transmission between the two modules : 1) waveform received in external module and 2) waveform transmitted from implanting module.

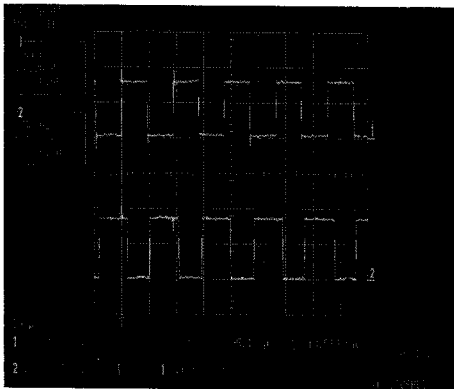


그림 9. 최대 속도의 데이터 전달특성: 1) 체외모듈의 수신 파형, 2) 체내모듈의 송신파형
 Fig. 9. Data transmission characteristics at maximum speed: 1) waveform received in external module and 2) waveform transmitted from implanting module.

서의 비교적 느린 신호는 온라인으로도 체외로 전송할 수 있음을 보여준다. 생체신호를 굳이 온라인으로 전달할 필요가 없는 경우는 전체 데이터를 모아 오프라인으로 전송할 수 있다. 그림 9에 보인 것이 비트별로 데이터 전송을 최대로 하였을 때의 파형이며 약 10.5 kHz의 최대전송속도가 측정되었다. 본 논문에서 제안한 시스템의 사양을 전체적으로 요약하면 표 1과 같다.

4. 결 론

본 논문에서는 하나의 이식형 생체신호 계측시스템

표 1. 이식형 무선송수신 시스템의 사양
 Table 1. Specification of Implantable Transcutaneous System

항목	체내모듈	체외모듈
PCB크기 [mm](H×W×D)	34×23×7	90×82×14
동작전압	무선전송된 전력을 3 V로 정압	9 V입력을 3 V로 정압
동작온도범위 (부품사양)	-10~60 °C	
채널수	4	
전력전송주파수	152 kHz	
최대전력전송 (5mm거리)	3 V × 50 mA = 0.15 W	
데이터전송 캐리어주파수	433.92 MHz	
최대데이터 전송속도(실험치)	10.5 kbps	
데이터전송 방식	ASK	
변/복조 칩	MAX7044	MAX1473
CPU	MSP430F169	MSP430F149

을 제안하고 구현하였다. 전력전송은 간단한 H-bridge와 유도성 링크를 통해 전력이 전달되는 형태로 구현하였고 데이터는 433.92 MHz의 R/F 주파수에서 ASK 방식으로 변조 및 복조하여 하였으며 맨체스터코딩방법을 활용하였다. 체내모듈은 무전원상태에서 동작전력이 공급되고 생체신호가 외부로 전달됨을 확인하였다.

본 논문에서 제안한 계측시스템은 보다 넓은 공진범위를 갖는 안정적인 전력전송 방식을 적용하였고 전력과 데이터의 전송선로를 이중으로 구성하여 데이터의 안정성을 꾀하였으며 실험을 통해 온라인 신호전송 기능을 보임으로써 그 타당성을 확인하였다.

본 논문에서는 제안된 두 모듈간의 동작을 실험으로 확인하였으나 향후 PDMS 이식형 전극^[6]과 통합하여 동물실험이 진행될 예정이다. 이식형 장치를 위한 케이스, 방수, 방습을 위한 표면처리 등 기계적인 측면에서의 작업을 필요로 한다.

실험에서 보인 최대전송속도 10.5 kHz는 변조칩의 최대 전송속도인 100 kHz에는 못미치는 값이지만 앞으로 R/F 안테나의 임피던스 매칭문제 등이 보완되면 더 빨라질 것으로 기대된다. 즉, R/F회로의 성능을 최적화하기 위한 체내모듈의 PCB 루프안테나, 그리고 거기에 맞는 수신단 안테나 설계에 관한 연구가 진행되어야 한다. 한편, 현재와 같이 단방향의 데이터 통신으로는 통신 어려움은 할 수 있으나 재전송 요청을 하기 어렵다. 따라서, 보다 안정적인 데이터 전달을 위해서는 체외모듈에서 체내모듈로 전력뿐만 아니라 간

단한 재전송 요청 방안이 마련되어야 하며 현재 연구 중에 있다.

감사의 글

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원(과제고유번호:02-PJ3-PG6-EV10-0001)에 의하여 이루어진 것임.

참고 문헌

- [1] 지영준, 박광석, “무구속 생체신호 측정기술의 현황과 전망”, 대한전자공학회지, 제32권, 제12호, pp. 56-68, 2005.
- [2] Ottobock사 웹사이트 www.ottobock.com
- [3] 주세경, 김희찬, “전극 상의 일체형 무선 생체전기신호 측정 시스템 개발 및 응용”, 센서학회지, 제12권, 제2호, pp. 88-94, 2003.
- [4] 유지, 이일우, 생체조직공학 개념과 응용, 고려의학, 서울, pp. 109-117, 1998.
- [5] J. Y. Baek, S. H. Lee, G. H. Kwon, J. Y. Kim, D. C. Lee, M. H. Chang, K. Sun, and S. H. Lee, “Development of a PDMS-based flexible electrode for the implantable visual prosthesis”, in *Proc. of the World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006(WC2006)*, Seoul, Aug. 2006.
- [6] 임형규, 김종민, 김민규, 윤영호, 박일용, 송병섭, 조진호, “완전 이식형 인공중이를 위한 베개형 비접촉 충전장치의 설계”, 센서학회지, 제14권, 제2호, pp. 78-84, 2005.
- [7] H. G. Lim, J. W. Lee, J. H. Han, Y. H. Yoon, S. H. Lee, I. Y. Park, and J. H. Cho, “Implementation of electromagnetically coupled type charger using hybridized coil driver for fully implantable middle ear hearing devices”, *The 21st Int. Technical Conference on Circuit/Systems, Computers and Communications*, vol. 3, pp. 569-572, Chiang Mai, Thailand, 2006.
- [8] 이장우, 임형규, 정의성, 한지훈, 이승현, 박일용, 조진호, “완전이식형 인공중이를 위한 무선 전력전달 장치의 신호검출부 개선”, 제34회 의용생체공학회 추계학술대회, pp. 49-52, 연세대학교(원주), 2006.
- [9] P. R. Troyk and G. A. DeMichele, “Inductively-coupled power and data link for neural prostheses using a class-e oscillator and FSK modulation”, *Proc. of the 25th Annual Int. Conf. of the IEEE EMBS*, pp. 3376-3379, Cancun, Mexico, Sep. 2003.

이 승 하



- 1988년 경북대학교 전자공학과(공학사)
- 1990년 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(공학석사)
- 1995년 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(공학박사)
- 2005년~현재 단국대학교 의과대학 의공학교실 조교수
- 주관심분야 : 의공학시스템, 자동화시스템, 지능제어시스템