

論文96-33B-1-7

# 완전이식 인공심장용 무선정보 전송장치의 개발

## (Development of A Biotelemetry System for A Totally Implantable Artificial Heart)

崔元寓\*, 姜東雨\*, 朴盛根\*, 崔載舜\*, 金喜贊\*\*, 閔丙九\*\*

(Won Woo Choi, Dong Woo Kang, Seong Keun Park, Jae Soon Choi, Hee Chan Kim, and Byoung Goo Min)

### 요 약

본 연구에서는 체내에 이식되는 인공심장 및 제어시스템과 체외의 환자관리시스템간의 정보교환을 위한 무선 통신시스템 (Biotelemetry System)을 개발하였다. 일반적으로 무선 telemetry라고 하면 전파 telemetry를 의미할 정도로 전파를 이용한 방식이 보편화되어 있으나, 늘어나는 전파무선기기에 의한 전파장애 및 간섭현상과 무엇보다 인체에 유해한 단점으로 의료용 장비에의 응용에는 부적합하다. 따라서 본 논문에서는 최근 빛을 이용한 무선telemetry에 대한 연구결과를 응용하여 피부투과성이 좋은 근적외광(Infra Red Light)을 이용한 광통신 방식으로 인공심장용 무선정보 전달장치를 구현하였다. 개발된 시스템의 성능은 인공심장용 모의순환실험을 통해 평가되었으며 아울러 동물실험에서의 성능평가로 임상에의 응용가능성을 확인하였다.

### Abstract

In this paper, a new biotelemetry system for a transcutaneous data communication between an implanted artificial heart with a control system and an external human-interfaced management system has been developed. A radio telemetry using radio frequency is a commonly used method in the conventional telemetry systems. But, it is not suitable for the medical applications because of not only an interference due to a radio broadcasting but also a harmfulness to the human body. In this paper, therefore, a new biotelemetry system applied to an artificial heart has been developed with the results of the recent research for an optical telemetry system based on the infrared light transmission with good skin permeability. The performance of the biotelemetry system developed has been assessed through mock circulatory experiments, and the clinical applicability has been also confirmed with the successful results in the animal experiments.

### 1. 서 론

지난 1984년부터 서울대학교 의공학 연구소를 중심

\* 準會員, \*\* 正會員, 서울대학교 大學院 협동과정 의  
용생체공학전공

(Department of Biomedical Engineering, College of Engineering, Seoul National University)

接受日字: 1995年8月17日, 수정완료일: 1995年12月22日

으로 개발해 오고 있는 전동기 구동형 완전이식 인공심장은 자연심장을 완전히 제거한 후 인공심장내에 조립된 브러쉬없는 직류전동기를 동력원으로 하여 혈액을 순환시키는 인공장치로서 수 차례의 동물실험을 통해 그 성능이 국제적으로 인정되고 있다<sup>[1-3]</sup>. 그림 1은 이 모터구동형 인공심장의 구조를 나타낸다. 인공심장내에 조립된 모터를 구동하는 제어장치는 인공심장과 함께 체내에 이식되는 내부제어기와 몸밖의 환자관리용 외부제어기로 구성된다<sup>[4]</sup>.

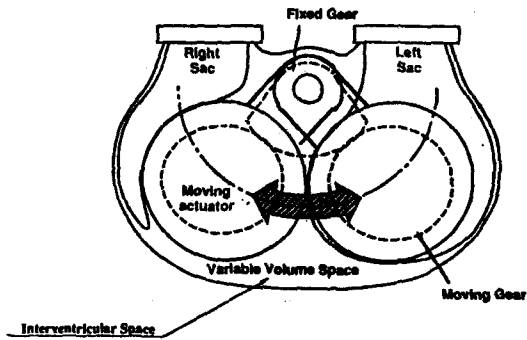


그림 1. 모터구동형 완전이식 인공심장  
Fig. 1. A motor-driven total artificial heart (TAH).

이들 내, 외부 제어기간의 정보교환을 위해서는 두 시스템을 신호선으로 연결하여 전기적 신호에 의한 유선 통신 방식이 있으나 이는 인공심장을 이식받은 환자의 체내외를 연결하는 신호선을 통한 감염의 가능성이 클 뿐만 아니라 환자에게 신체적인 부자유와 정신적인 불쾌감을 주게되어 바람직한 방법이라 할 수 없다. 따라서 인공심장용 정보전달 장치는 무선통신 방식에 근거한 biotelemetry를 필요로 한다.

일반적으로 biotelemetry는 생체 시스템과 측정장비간에 무선으로 구성되는 생체신호의 원격 통신장비로 정의되고 있다. 이러한 무선통신 시스템을 인공심장에 응용한 연구를 수행하고 있는 곳은 국내 유일의 본 연구팀을 포함하여 미국의 유타대학<sup>[5]</sup>, 펜실베이니아대학<sup>[6]</sup> 등을 비롯하여 캐나다<sup>[7]</sup>, 일본<sup>[8]</sup>, 독일<sup>[9]</sup> 등의 각 연구소에서 각기 독특한 방식의 인공심장용 telemetry 시스템이 개발되어 사용되고 있다. 이들 telemetry 시스템의 종류는 정보전송의 매질에 따라 (1) 간접 적외광 방식, (2) 투과 적외광 방식, (3) 전자기 유도 방식, (4) 전파 방식등으로 구분될 수 있다.

간접 적외광 방식은 최근의 광전자 공학의 발전과 함께 전파통신의 단점을 극복하기 위한 방안으로 근적외광(Infra Red Light)의 우수한 반사, 산란 특성을 이용하여 실내의 벽면이나 천정, 바다면을 반사면으로 이용하여 무선통신을 구현하는 방식이다. 여기서 근적외선은 750 nm - 3 mm 파장의 적외선 중에서 특히 750 nm - 1 mm 파장을 갖는 적외선을 말한다. 적외선은 자외선이나 가시광선에 비해 긴 파장을 가져 공기중의 미세한 입자에 의한 산란효과가 적으므로 공기중을 비교적 잘 투과한다<sup>[10]</sup>. 또한 340 nm 이하의

자외선은 인체에 유해하며<sup>[11]</sup>, 가시광선은 환자에게 부담을 주게되므로 의료용, 특히 인공심장용의 무선통신 시스템의 전달매체로는 근적외광이 가장 적합하다. 그리고 투과 적외광 방식은 적외광선의 피부 투과성을 이용하여 근적외발광 다이오드(Infrared Emitting Diode)와 포토 다이오드(Photo Diode) 또는 포토 트랜지스터(Photo Transistor)를 송수신 조합으로 사용함으로써 정보를 전달하는 방식이다.

전자기 유도 방식은 현재 완전이식 인공심장을 개발하고 있는 연구 그룹들 중에서 최장기 동물생존 기록을 보유하고 있는 미국의 펜실베이니아 대학에서 사용하고 있는 방식으로 체내에 이식된 인공심장의 동력원인 전동기에 필요한 전력을 공급하는 무선 에너지 전달장치(Transcutaneous Energy Transmission System; TETS)<sup>[12]</sup>에 사용되는 코일에 에너지의 전달과 함께 정보의 송수신용 코일을 추가로 설치하여 체외의 1차코일과 체내의 2차코일간의 LC공진에 의한 전자기 유도에 의해 또는 TETS의 전력 전송과를 변조하여 정보를 전달하는 방식이다.

전파방식은 많은 인공심장 개발그룹들에서 응용되고 있는 것으로 인공심장외에도 상품화된 송수신 모듈을 이용하여 수술실 또는 중환자실 등에서 심전도(Electrocardiography; ECG), 뇌파도(Electroencephalography; EEG)등과 같이 환자로부터의 각종 생체신호의 모니터링에 폭넓게 응용되는 방식이다.

이들 무선통신 방식들은 각각 장,단점들을 갖고 있으므로 응용되는 시스템에 따라 적합한 방식을 채택하는 것이 바람직하다. 일반적으로 무선 telemetry라고 하면 전파 telemetry를 의미할 정도로 전파를 이용한 방식이 보편화되어 있으나, 늘어나는 전파 무선기기에 의한 전파장애 및 간섭현상과 무엇보다 인체에 유해한 단점으로 의료용 장비에의 응용에는 부적합하다고 할 수 있다. 따라서 본 논문에서는 최근 빛을 이용한 무선 telemetry에 대한 연구결과를 응용하여 피부 투과성이 좋은 근적외광(Infra Red Light)과 간접광을 이용한 광통신 방식으로 인공심장용 무선정보 전달장치를 구현하였다. 특히, 간접광을 이용한 무선통신의 응용에는 1980년대 후반 일본에서의 심전도 파형의 측정이나 운동중인 피관찰자로부터 각종 생체정보를 인체에 구속함이 없이 수신하는 방법과 같은 단편적인 응용연구<sup>[13]</sup> 외에는 거의 찾아볼 수 없고 따라서 이 방식의 무선통신 시스템은 경쟁력있는 제품의 개발로 이어질

수 있을 것으로 전망된다.

본 논문에서는 체내의 인공심장으로부터 체외로 정보를 인출하는 피부투과식 1차 전달장치와 이 신호를 간접광을 이용하여 외부의 환자관리 시스템까지 무선 전송함으로써 환자의 활동을 최대한으로 보장하는 2차 전달장치를 개발하고, 그 성능을 모의순환 실험과 동물 실험을 통해 평가하였다.

## II. 시스템의 구성

체내의 인공심장의 내부 제어기에서 각종 신호를 근적외광을 이용하여 피부를 투과해 몸밖으로, 외부의 제어신호를 체내의 인공심장으로 전달해주는 역할을 하는 것을 1차 무선 전달장치라 하고 이 1차 전달장치의 신호 수신부로부터 환자관리 시스템까지는 다시 전선으로 연결시킬 경우 환자가 신호선을 항상 몸에 달고 다녀야 하는 불편함이 있어 환자의 활동에 제약을 주게 된다. 이러한 활동상의 제약을 극복하기 위하여 1차 전달장치와 환자관리 장치간에 무선으로 정보를 전송시켜주는 2차 전달장치가 추가로 필요하다. 그림 2는 인공심장용 무선정보 전송시스템의 구성을 나타낸다.

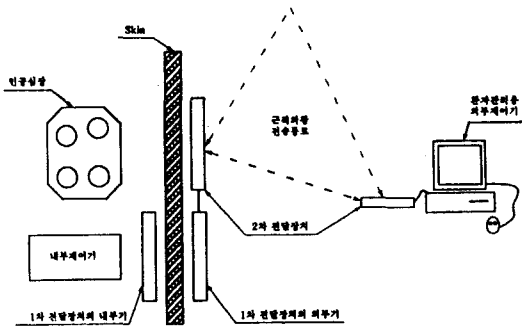


그림 2. 인공심장용 무선 정보전송 시스템의 구성  
Fig. 2. Configuration of biotelemetry system for total artificial heart.

2차 전달장치도 근적외광을 이용하지만 1차와는 달리 근적외광을 일정공간 내부에서 반사, 산란시키는 간접광 방식을 채택하였다. 공기를 통하는 투과광을 이용할 수도 있으나 발광기와 수광기가 일직선상에 위치해야 하며 중간에 빛의 통로를 차단할 수 있는 물체가 있어서도 안되므로 활동범위가 개선되었다고 할 수 없다. 따라서 우수한 반사, 산란 특성을 이용한 간접광

방식의 2차 전달장치가 인공심장용 무선 정보전송 장치로 적합하다.

## III. 1차 전달장치

1차 전달장치는 피하 5 mm정도의 몸속에 위치한 내부기(internal unit)와 몸 밖의 피부에 부착되는 외부기(external unit)로 구성된다. 그림 3은 1차 전달장치의 외관을 나타낸다. 내부기는 체내의 인공심장으로부터의 정보를 피부를 투과하여 체외로 인출해내는 역할을 하며, 외부기는 그 역방향으로의 정보전달을 담당한다.



그림 3. 1차 전달장치의 외관  
Fig. 3. A photograph of the primary transmission device.

인공심장의 내부제어기 또는 외부제어기로부터의 RS232 통신규약에 따르는 신호를 MAX232(Maxim, Motorola Co., USA)를 사용한 신호변환부에서 +5V-0V의 TTL 신호로 변환시킨다. IRED(Infra Red Emitting Diode) 구동부에서는 다수개의 IRED를 구동하기 위한 펄스신호에 충분한 양의 전류를 공급해주는 역할을 담당한다. Amplifier는 감지한 빛 신호를 전기적인 신호로 변환한 photo diode로부터의 신호를 증폭해주는 FET(Field Effect Transistor)로 구성된다. Comparator에서는 이 신호를 정확한 구형파로 만들어 준다. 이것이 다시 RS232 규약의 신호로 변환되어 인공심장의 외부제어기 또는 내부제어기로 전달 되도록 구성되어 있다. 신호처리는 전송하고자 하는 디지털 신호를 그대로 이용하는 무변조 방식으로 하고있다.

1차 전달장치의 성능을 극대화하기 위해서는 근적외광의 피부 투과력 향상, 수신회로의 고감도화, 송신신

호의 변조, 신호광의 피부에서의 반사로 인한 역신호의 처리, 소모전력의 극소화, 소형화 방안등을 해결해야 한다. 그러나 이들요건들 중에는 인공심장의 동작요건에 상충되기도 하여 적절한 타협점을 찾아야 한다.

1. 근적외광의 피부 투과력 향상

성공적인 광통신을 위해서는 우선 송신부에서 강하게 송신해주고 수신부에서는 받은 신호를 충분히 증폭해야 한다. 그런데, 송신부에서는 적외발광 다이오드의 정격 광출력과 투과하여야 할 피부의 두께에 의해 그 한계가 주어지고 수신부에서는 포토 다이오드의 출력 전류값이 극히 미소하여 증폭도를 높이면 이와함께 노이즈의 폭도 커져서 신호를 제대로 재생할 수가 없다. 이를 해결하기 위한 방안으로 송신부에서는 다수개의 적외발광 다이오드를 사용하고 수신부에서는 FET 증폭회로를 채택한다.

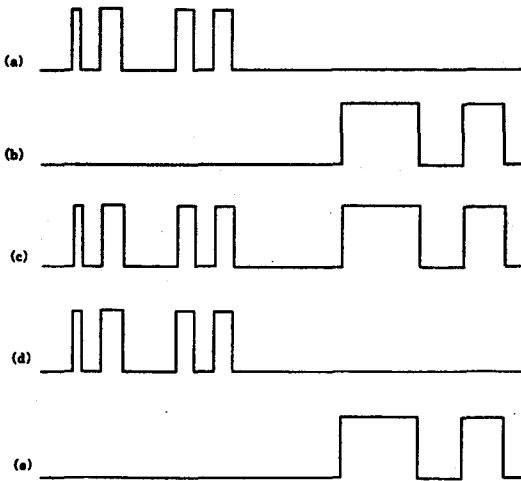


그림 4. 피부에서의 반사로 인한 역신호광의 처리  
 (a) 내부기로부터의 신호, (b) 외부기로부터의 신호, (c) 수신부에서 공통적으로 나타나는 신호, (d) 외부기가 받아야하는 신호, (e) 내부기가 받아야하는 신호

Fig. 4. Filtering the reflected light signal from the skin.  
 (a) A signal from the internal device, (b) a signal from external device, (c) a signal at each receiver without masking, and a signal with masking at the receiver of (d) external and (e) internal device, respectively

한편, 광출력이 더 우수한 소자를 사용하는 것도 중요한 요인이 된다. 즉, 개발 초기단계에 사용했던

EL23F(광전자, 일본)를 보다 우수한 광출력 특성을 갖는 AN304(Stanley, 일본)로 교체하여 표 1에 나타난 것과 같이 정격전류도 10 mA가 적으면서 광출력면에서는 8배 정도 유리한 효과를 거두었다.

표 1. 발광소자의 특성비교

Table 1. A comparison of the light emitting element.

발광소자	정격전류	방사강도
EL23F(光電子)	60 mA	2 mW/Sr
AN304(Stanley)	50 mA	15 mW/Sr

2. 송신신호의 변조방식

발광 다이오드는 시간이 길수록 광출력이 떨어지고 수명도 단축된다. 그러므로 주로 펄스 구동방식을 사용하는데 PDM (Pulse Duration Modulation)이나 PIM (Pulse Interval Modulation)방식을 도입하면 제품의 수명도 연장하며 소모전력도 줄일 수 있다.

3. 역신호광의 처리

체내의 인공심장과 체외의 환자관리용 외부제어기 사이의 통신은 반이중(Half duplex) 방식으로 이루어지고 있으나 투과광을 이용하면 발광다이오드가 켜짐에 따라 피부 건너편의 포토 다이오드에 광신호가 전달됨과 동시에 가로막고 있는 피부에 의한 반사광이 송신측의 포토 다이오드에도 수신되어 에러가 발생할 가능성이 매우 크다. 따라서 1차 전달장치의 내,외부기 각각의 수신부에서는 수신해야할 신호만 수신하고 송신한 신호는 masking시키는 방법이 필요하다.

그림 4에서와 같이 내부기로부터의 신호(a)와 외부기로부터의 신호(b)가 서로 상대방의 수신소자를 향해 적외광을 발하면 실제로 각각의 수신기에 포착되는 신호는 상대측이 송신한 신호에 자신의 송신신호가 피부면에서 반사되어 되돌아온 신호가 중첩된 (c)와 같은 형태가 된다. 이러한 역신호의 영향을 배제하기 위해 수신된 신호(c)와 자신이 송신한 신호(a 또는 c)를 서로 XOR(exclusive-OR)시켜 역신호를 masking 함으로써 (d 또는 e)와 같이 내,외부기가 서로 송신한 신호만을 수신할 수 있게된다.

4. 소모전력의 극소화

인공심장을 구동하는 에너지는 정상시에는 TETS로부터 공급되지만 목욕을 할 때와 같은 경우에는 체내에 이식된 한정된 용량의 축전지로부터 공급되므로 장

기간의 구동을 위해서는 가급적 에너지 소모를 줄이는 것이 좋다. 반면, 1차 전달장치의 발광부에서 충분한 광출력을 내기 위해서는 충분히 많은 전류가 공급되어야 하므로 적절한 선에서 타협이 이루어져야 한다.

소모전력을 줄이면서 충분한 광출력 요건을 만족시키기 위해 본 연구에서는 소모전류대 광출력비가 높은 발광소자를 사용하고 또한 발광 다이오드의 연결방식에 있어서도 적절히 직,병렬을 조합하는 방법을 채택하였다.

5. 소형화 방안

인공심장의 혈액펌프와 모든 전자회로들은 체내의 한정된 좁은 공간에 이식될 수 있도록 가능한 한 소형으로 제작되어야 한다. 이를 위해서 개발된 회로의 재검토를 거듭하면서 여러 부품의 소자들을 재조정하고 이런 과정을 거친 최종 회로의 전자부품들을 SMD (Surface Mount Device)형으로 구현하여 일반부품을 사용한 것과 크기를 대략 비교하면 면적과 높이가 1/3 정도 가량 줄어들어 전체적인 부피면에서 10배 정도의 축소효과를 이룰 수 있었다.

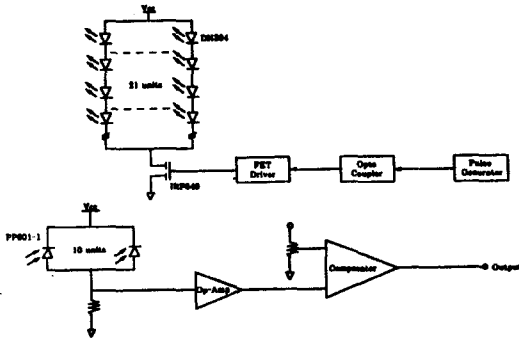


그림 5. 2차 전달장치의 블록도  
Fig. 5. A block diagram of the secondary transmission device.

IV. 2차 전달장치

2차 전달장치는 1차 전달장치를 통해 몸밖으로 나온 신호를 일정공간 내에 환자와 떨어진 곳에 위치한 환자관리용 외부제어 시스템에 전달하고 또한 환자관리자의 명령정보를 1차 전달장치의 외부기로 전송해주는 역할을 한다. 인공심장용 2차 전달장치는 인공심장을 시술한 환자에게 보다 폭넓은 행동의 자유를 보장하기 위한시도로서 현재 문헌으로 보고된 바에 의하면 국내

외를 통털어 처음으로 시도되는 것이다. 이는 근적외광의 우수한 반사, 산란 특성을 이용하는 간접광 방식이므로 실내공간 전체를 빛의 전달매체로 활용할 수 있는 장점이 있으나 타광원의 영향을 배제해야 하고, 정보 전송에러에 대한 보완책 그리고 중계지점을 이용한 활동범위의 확대등 성능의 극대화를 위해 해결해야 할 과제가 많다. 본 논문에서는 우선, 첫단계로 2차 전달장치의 기본적인 시스템을 구축하고 실내광이나 태양광과 같은 타광원으로부터의 영향을 극복하도록 구현하는데 목표를 두었다.

표 2. 1차와 2차 전달장치에서의 발광소자의 비교

Table 2. A comparison of the light emitting element between the primary and secondary transmission device.

발광소자	정격전류	방사강도	광출력	피크발생파장
AN304(Stanley)	50 mA	15 mW/Sr	9 mW	950 mm
DN304(Stanley)	50 mA	30 mW/Sr	15 mW	850 mm

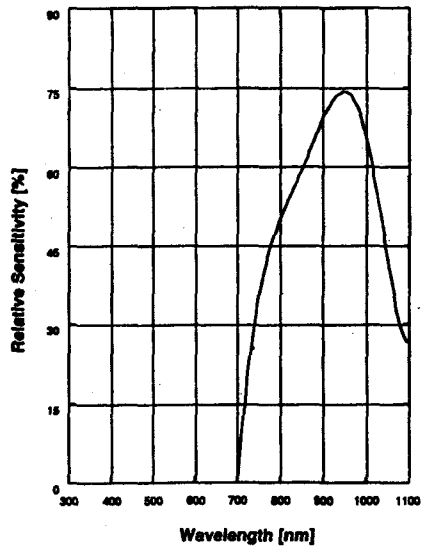


그림 6. 수광소자 PP601-1의 분광감도 특성  
Fig. 6. A sensitivity characteristics of the receiver element, PP601-1.

그림 5는 2차 전달장치의 블록도를 나타낸다. 2차 전달장치에서의 발광소자는 1차 전달장치의 경우보다 피크발생 파장이 짧으나 방사강도 및 광출력은 더 우수한 DN304을 사용했다. 표 2는 이들 두 소자의 특성을 나타낸다. 반면, 수광소자는 그림 6과 같은 분광

감도 특성을 가진 1차의 것과 동일한 PP601-1을 사용하였다.

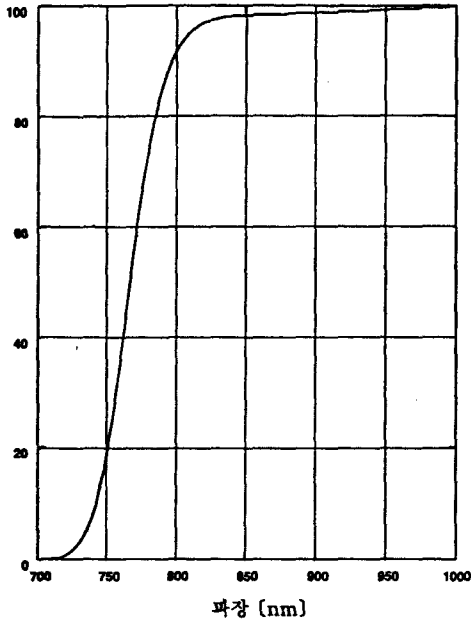


그림 7. 제작된 광학필터의 스펙트럼 특성  
Fig. 7. A spectrum curve of the evaluated optical filter.

타광원용 필터를 사용하지 않았을 경우 실내가 어두운 상태에서는 정상적인 정보의 송수신이 가능하였으나, 형광등 아래에서는 신호의 포착이 불가능하여 이를 해결하기 위해 파장 700 nm 이하의 빛을 차단하는 광학적 long wave filter를 추가로 제작하였다. 그림 7은 제작된 광학필터의 스펙트럼 특성이다. 형광등 빛에는 적외선보다 긴 파장의 빛이 거의 포함되어 있지 않으므로 이 광학필터를 사용하면 형광등의 영향을 극복할 수 있다. 개발된 2차 전달장치의 형광등의 소등상태 및 송,수신기 사이의 높이와 거리에 따른 성능의 차이를 평가하기 위하여 그림 8에 나타난 것과 같은 실험장치를 구성하였다.

V. 실험결과 및 분석

1. 1차 전달장치의 성능평가

개발된 1차 전달장치로 개의 피부조각을 사용하여 두께를 달리하면서 근적외광의 투과력 측정을 위한 실험을 수행하였다. 또한 임상응용의 전단계로 동물실험도 수행하였다. 개발된 1차 전달장치는 TETS와 함께

항감염성과 생체적합성 향상을 위한 처리를 한 후 세마리의 개에 이식되었다. 수술후 3일째에는 수술실에서 인공심장 구동을 위한 모의순환 실험실로 운반한 후 실제상황과 유사한 환경에서 성능평가를 실시하였다. 성능의 지표로는 광출력의 측정과 통신에러 비트 수를 카운트하여 전체 통신 비트 수로 나눈 전송에러율로 하였다. 그림 9는 TETS와 1차 전달장치를 이식받은 개와 주변 모의순환 실험장치를 보여주는 사진이다.

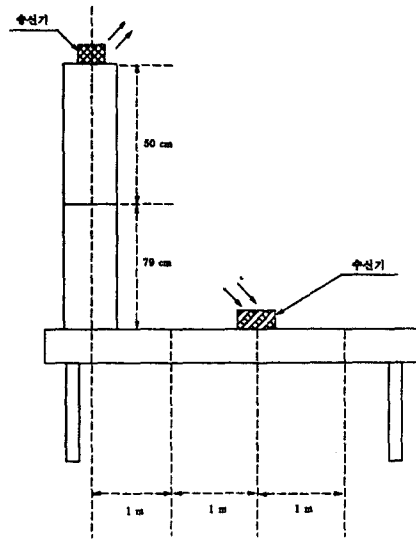


그림 8. 2차 전달장치의 성능평가용 실험장치  
Fig. 8. An experiment setup for the performance evaluation of the secondary transmission device.

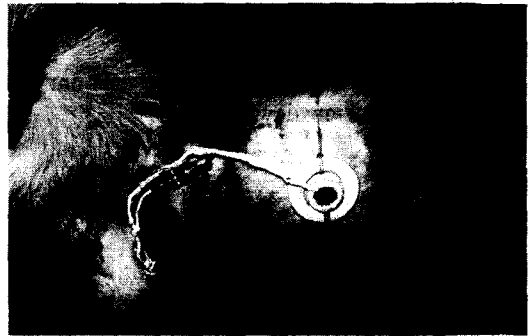


그림 9. 1차 전달장치의 동물실험에서의 성능평가  
Fig. 9. A photograph of the performance evaluation of the primary transmission device at an animal experiment.

투과하여야 할 피부 두께에 따른 수신 신호의 크기를 측정된 결과가 그림 10에 나타나 있다. 제작된 1차 전달장치는 수신신호의 크기가 1 V<sub>p-p</sub> 정도이면 안정된 동작이 가능하므로 피부를 투과할 수 있는 것으로 확인되었고, 실제 인공심장을 이식할 경우 발,수광 소자는 피하 5 mm 이내의 지점에 이식되므로 어려운 동작이 가능하다.

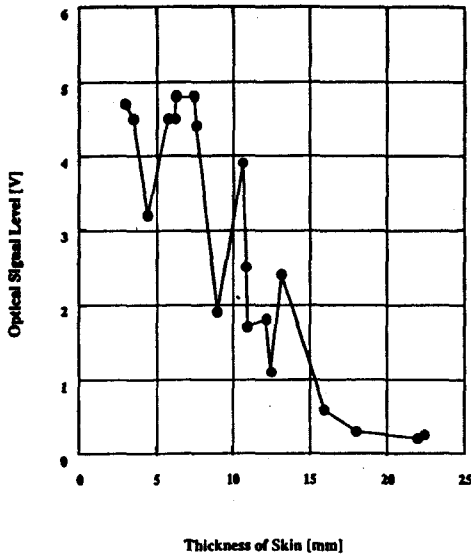


그림 10. 피부두께에 따른 수신신호의 크기  
Fig. 10. Optical signal level to the changes of the thickness of skin.

피부에서의 반사로 인한 역신호광은 XOR masking 시켜 처리하였다. 이때, 수신부에서 자신이 송신한 신호의 피부반사 신호를 comparator를 거쳐 구형파로 만들 때 시간지연이 생겨 XOR masking을 시키면 rising과 falling edge에서 on-time의 1/10 정도의 시간동안 잔 펄스가 남는 현상이 나타났으나 이러한 미세 펄스들은 인공심장의 장기간의 동작에 영향을 주지않고 정상적인 동작이 가능했음을 실험으로 확인하였다.

개발된 1차 전달장치의 에러율 검증을 위한 컴퓨터 Loopback 실험에서 100 시간정도 장기구동을 시행했으나 통신에러가 전무하여 한 문자당 에러율이  $10^{-7}$  이하임이 판명되었다.

개를 이용한 동물실험에서는 1시간동안의 연속구동에서 어려운 동작이 가능했으며 이를 에러율로 환산하면  $3.6 \times 10^{-7}$  정도가 된다. 또한 내,외부기간의 위치 변화에 따른 변화를 보기 위해 외부기의 위치를 수평,

수직방향으로 변이를 주었다. 그 결과 수직방향의 28 mm, 수평방향의 4.5 mm 이하의 변이에 대해서는 어려운 동작이 가능했다<sup>[14]</sup>. 이 정도의 위치변이는 실제 인공심장의 이식실험에서도 허용될만큼 여유가 있다.

2. 2차 전달장치의 성능평가

간접광 송수신 방식에 의한 2차 전달장치에 대한 실험은 유리창이 없는 5m x 7m x 3m 크기의 방에서 수행되었다. 송광부의 수광부에 대한 상대적인 높이를 조절했으며, 수광부는 송광부의 중심축으로부터의 수평 거리를 달리하면서 실험하였다. 그 결과는 표 3과 같다. 수평거리는 멀어질수록, 그리고 수직거리는 발광체가 반사면으로부터 멀리 위치할수록 신호를 수신하기 어려운 것으로 나타났다.

표 3. 2차 전달장치의 성능실험 결과

Table 3. The experimental results of the performance evaluation of the secondary transmission device.

거리 높이		수신신호의 피크전압(mV)		
		1 m	2 m	3 m
129 cm	(a)	328	142	70
	(b)	1000	296	128
	(c)	352	160	24
79 cm	(a)	328	164	86
	(b)	338	294	140
	(c)	244	144	96
0 cm	(a)	184	100	72
	(b)	292	144	114
	(c)	248	132	60

- (a) 발광소자 1 set, 수광소자 20개 사용, 신호원 200 Hz Pulse, 광학필터 없음
- (b) 발광소자 2 sets, 수광소자 20개 사용, 신호원 200 Hz Pulse, 광학필터 없음
- (c) 발광소자 2 sets, 수광소자 20개 사용, 신호원 200 Hz Pulse, 광학필터 사용

또한 발,수광 소자의 수가 증가함에 따라 수신신호의 크기도 크게 나타남이 확인되었고, 수신부에서의 가시광선 차단용 광학필터에 의해 실내 조명의 영향도 극복될 수 있음을 확인하였다. 한편, 반사되는 벽면의 재질에 따라 수광성능이 차이를 보이기도 하는데 본 논문에서는 이를 고려하지 않았다. 그리고 근적외광을 반송파로 사용하면 다중반사로 인한 신호의 중첩이 생기

고 결국 수신부에서 신호의 간섭이어질 것 같으나, 인공심장용 biotelemetry에 사용되는 신호의 주파수가 수 kHz대이므로 광 펄스간의 상호간섭은 극히 미약하다고 할 수 있다<sup>[15]</sup>.

송수신이 가능한 최대 전송속도를 알아보기 위해 송신 펄스의 주파수를 변화시켜 본 결과 20 kHz의 주파수까지 전송속도의 확보가 가능하였다.

## VI. 결 론

본 논문에서는 인공심장용 무선통신 시스템을 개발하고 모의순환 실험과 동물실험을 통해 그 성능을 평가하였다. 개발된 시스템은 투과성과 공기중의 반사, 산란 특성이 우수한 근적외광을 이용하여 전파방식이 갖는 문제점을 극복하고 인공심장을 이식받은 환자에게 보다 폭넓은 활동의 자유를 보장하도록 구현되었다. 개발된 시스템의 성능은 실험을 통해 실제의 인공심장이식 동물실험에 적용이 가능할 만큼 그 우수성이 확인되었다.

본 시스템의 성능을 극대화하기 위해 향후 해결해야 할 과제들로는 1년이상의 장기간의 구동에 따른 광소자 주변에서의 섬유화로 인한 성능감퇴에 대한 대책과 여러 코우딩을 통한 노이즈에 좀더 강인한 필터의 구현, 그리고 스펙트럼 확산기법등을 이용한 다중화 통신의 실현등을 들 수 있다. 특히, 간접광을 이용한 통신 방식은 인공심장과 같은 특정 응용분야 외에도 의료용 기기 전반에 폭넓게 활용이 가능하리라 생각된다.

## 감사의 글

※ 본 연구는 한국과학재단의 연구비 지원 (과제번호 941-1300-010-2)에 의해 이루어진 것임.

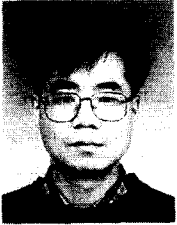
## 참 고 문 헌

- [1] B.G. Min, H.C. Kim, S.H. Lee, J.W. Kim, J.T. Kim, I.Y. Kim, S.W. Kim, P.D. Diegel, and D.B. Olsen, A Moving-Actuator Type Electromechanical Total Artificial Heart - Part. I : Linear Type and Mock Circulation Experiments, *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, Vol.37, No. 12, pp. 1186-1194, 1990.
- [2] B.G. Min, H.C. Kim, J.W. Choi, G.H. Ryu, K.P. Seo, J.R. Rho, H. Ahn, S.W. Kim, P.D. Diegel, and D.B. Olsen, A Moving-Actuator Type Electromechanical Total Artificial Heart - Part II : Circular Type and Animal Experiment, *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, Vol. 37, No. 12, pp. 1195-1200, 1990.
- [3] J.K. Chang, B.G. Min, I.Y. Kim, H.C. Kim, J.R. Roh, D.C. Han, A Human Model of the Moving-Actuator Type Total Artificial Heart, *Proceedings of the Conference for Artificial Heart and Assist Devices*, Vol. 4, Tyoko, 1993.
- [4] 최 원우, 이 상훈, 민 병구, 완전이식 인공심장 제어기의 개발, 한국 자동제어 학술회의 논문집, Vol.1, 1991
- [5] A. Snyder, G. Rogenberg, W. Weiss, A Completely Implantable Total Artificial Heart System, *ASAIO Trans.*, Vol. 37, M314-M321, 1991.
- [6] P.D. Diegel, T. Mussivand, J.W. Holfert, D. Nahon, J. Miller, G.K. Maclean, J.P. Santerre, G.B. Bearnson, J. Juretich, A.C. Hansen, and D.B. Olsen, Electrohydraulic Ventricular Assist Development, *ASAIO Trans.*, Vol. 37, M 206-207, 1991.
- [7] D.C. Juetter, A Transcutaneous Implanted Battery Recharging and Biotelemetry Power Switching System, *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, Vol. 29, No. 5, pp. 314-321, 1982.
- [8] Y.Mitamura, E.Okamoto, and T.Mikami, A Transcutaneous Optical Information Transmission System for Implantable Motor-driven Artificial Hearts, *ASAIO Trans.*, Vol. 36, M278-280, 1990.
- [9] O.Baenea and S.Deutsch, Telemetry System for Simulation and Motoring of Freely Moving Patients, *IEEE Trans. on*



- Biomed. Eng.*, Vol. 33, No. 3, pp. 320-326, 1986.
- [10] 허수진, 적외선을 이용한 생체신호의 원격측정에 관한 연구, 대한 의공학회지, Vol. 14, No. 2, pp. 169-175, 1993
- [11] R. Jurgen, A. Meyer, *Introduction to Classical and Modern Optics*, Prentice-Hall Inc., 1989.
- [12] W.J. Weiss, G. Rogenberg, A.J. Snyder, et al., In Vivo Performance of a Transcutaneous Energy Transmission System with the Penn State Motor Driven Ventricular Assist Device, *ASAIO Trans.*, Vol. 35, M284-288, 1989.
- [13] N. Kudo, K. Schmizu, and G. Matsumoto, Optical Biotelemetry Using In direct Light Transmission, *Iyodenshi-to-Seitai-Kogaku*, Vol. 25, No. 2, pp. 91-98, 1987.
- [14] D.W. Kang, H.C. Kim, B.G. Min, Development of a Transcutaneous Information Transmission System using transmitted light for the total artificial heart, *Proceedings of KOSOMBE*, 1993.
- [15] G.W. John, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, John Wiley & Sons Inc., 1988.

## — 저 자 소 개 —

**崔元萬(準會員)**

1969년 9월 24일생. 1991년 서울대학교 해양학과 졸업. 1993년 서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학과 졸업(공학석사). 1993년 ~ 현재 동 대학원 박사과정 재학 중. 1994년 ~ 1995년 일본 국립순환기병 센터 연구소 인공장기부 연구원. 1996년 1월 ~ 1996년 2월 일본기계기술 연구소 방문연구원. 주요 연구분야는 인공심장의 제어 및 생체신호 처리임

**朴盛根(準會員)**

1966년 11월 20일생. 1993년 서울대학교 의과대학 의학과 졸업. 1995년 서울대학교 대학원 의과대학 의공학석사. 현재 동 대학원 박사과정 재학 중. 주요 연구분야는 생체모델링 및 생체

신호 처리임

**金 禧 贊(正會員)**

1959년 6월 5일생. 1982년 서울대학교 공과대학 전자공학과 졸업. 1984년 서울대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사). 1989년 서울대학교 대학원 제어계측공학과 졸업(공학박사). 1989년 ~ 1991년 미국 유타대학 인공심장 연구소 연구원. 1991년 서울대학교 의과대학 의공학교실 전임강사. 1993년 ~ 1994년 미국 유타대학 인공심장 연구소 객원교수. 1994년 ~ 현재 서울대학교 의과대학 의공학교실 조교수. 주요 연구분야는 인공장기임

**姜 東 雨(準會員)**

1989년 서울대학교 전기공학과 졸업. 1995년 ~ 현재 미국 University of southern California 석사과정 재학 중. 주요 연구분야는 생체신호 처리임

**崔 載 舜(準會員)**

1971년 4월 15일생. 1995년 서울대학교 공과대학 제어계측공학과 졸업. 현재 서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학과 석사과정 재학 중. 주요 연구분야는 인공심장의 제어 및 생체신호 처리임

**閔 丙 九(正會員)**

1942년 11월 20일생. 1965년 서울대학교 공과대학 전기공학과 졸업. 1970년 미국 Rutgers University 의공학과 졸업(공학석사). 1972년 미국 Rutgers University 의공학과 졸업(공학박사). 1972년 ~ 1974년 미국 뉴욕 마운틴 사이너대학 수석연구원. 1975년 ~ 1977년 미국 뉴저지 주립대학 조교수. 1979년 ~ 현재 서울대학교 의과대학 의공학교실 주임교수. 1979년 ~ 현재 서울대학교 공과대학 겸임교수. 1979년 ~ 현재 서울대학교 병원 의공학과 과장. 1989년 ~ 현재 의공학 연구소장. 주요 연구분야는 인공장기임