

논문 96-5-1-07

전용 CMOS IC에 의한 다중 생체 텔레메트리 시스템 제작

최 세 곤*, 서 희 돈*, 박 종 대**, 김 재 문***

Manufacture of Telemetry System for Multiple Subjects
Using CMOS Custom IC

Se Gon Choi, Hee Don Seo, Jong Dae Park and Jae Mun Kim

요 약

본 논문은 1.5 μ m n-well CMOS 공정 기술에 의해 제조된 다중 바이오텔레메트리 시스템의 동작 특성을 기술하였다. 이 시스템은 체내에 삽입된 서로 다른 센서로부터 계측한 생체 정보를 무선으로 전송하여 외부에서 수신하는 것으로 8개의 피측정체로부터 선택된 7개의 생체 신호를 연속적으로 체외로 전송 한다. FM송신기와 센서 인터페이스 회로를 제외한 체내 삽입 시스템은 4 \times 4mm²의 크기로 집적화 하였고, 집적 화한 IC는 3 \times 3 \times 2.5cm의 하이브리드 패키지에 수용하였다. 이 시스템의 특징은 8개의 피측정체중에서 임의의 피측정체를 선택할 수 있을 뿐 아니라, 외부 시스템의 커맨드 신호와 선택 신호에 의해 체내 삽입된 전원의 ON/OFF가 가능하다. 이와 같은 전원의 간헐적 동작으로 커맨드 수신기 자체의 소비 전력도 줄일 수 있다.

현재 국내에서 개발되고 있는 각종센서를 이 시스템과 결합해서 삽입하면 혈압 ECG, EMG, 체온 등의 생체 정보를 측정하고 분석하는데 매우 편리할 것으로 기대한다.

Abstract

This paper presents a manufacture of the multiple subjects biotelemetry system using custom CMOS IC fabricated 1.5 μ m n-well process technology. The implantable circuits of the system except sensor interface circuits including FM transmitter are fabricated on a single chip with the size of 4 \times 4 mm. It is possible to assemble the implantable system in a hybrid package as small as 3 \times 3 \times 2.5cm by using this chip. It's main function is to enable continuous measurement simultaneously up to 7-channel physiological signals from the selected one among 8 subjects. Another features of this system are to enable continuous measurement of physiological signals, and to accomplish ON/OFF switching of an implanted battery by subject selection signal with command signal from the external circuit.

If this system is coupled with another appropriate sensors in medical field, various physiological parameters such as pressure, pH and temperature are to be measured effectively in the near future.

* 영남대학교 전자공학과
(Dept. of Electronic Engr., Yeungnam Univ.)

** 일본 도요하시 기술과학대학
(Toyohashi Univ. of Technology, Japan)

*** 영남대학교 대학원 박사과정
(Graduate School, Yeungnam Univ.)
<접수일자 : 1995년 12월 6일>

※ 이 논문은 1994학년도 영대 교비 연구비와 센서 기술 연구소 연구비로 수행 되었음

1. 서 론

텔레메트리 기술은 계측한 정보를 원거리에 전송하여 이에 따른 지시나 기록을 하던가 또는 정보처리 장치의 입력으로 사용하여 목적물을 관리, 감시 및 조정하는 것을 포괄적으로 지칭하는 것이다. 이 기술을 생체에 적용시킨 생체(바이오)텔레메트리는 의학, 생리

학 등의 의료분야에 필수적인 기술이다.^[11]

1957년 R.S.Mackay와 Jacobson에 의한 생체 소화 기관 계측용 텔레미터(캡슐)의 개발이 바이오텔레미터 기술의 발전적 계기였다.^[12] 그 후 생체내 각종 정보를 전송하기 위한 여러방식의 생체 텔레미터 시스템이 개발되어 생체신호 계측, 환자 감시 등의 의료 서비스로부터 스포츠의학, 우주항공의학까지 그 영역을 넓혀가고 있다. 특히 이들 중 체내식은 피측정체를 구속하지 않는 상태에서 생체정보를 얻을 수 있다는 장점이 있어 아직 실험단계이기는 하나 현재 개발중인 인공장기의 원격제어 수단으로서 매우 요긴한 기술이 될 것이다.

생체정보를 계측, 전송하기 위해서는 생체내의 트랜스듀서와 송신기를 결합해야 하는데, 그 결합방법은 3가지를 생각할 수 있다.^[14] 처음방법은 센서를 포함한 송신기를 생체피부에 부착하는 경우이고, 두 번째 방법은 센서만 생체내부에 넣고 송신기를 생체외부에 부착하는 경우, 마지막으로 센서와 송신기를 모두 생체내에 삽입하는 방법이다. 이 중에서 처음 두 방법은 스포츠의학, 재활의학 및 환자감시 등으로 이용되지만 장기간 사용할 경우, 피부를 관통하는 리이드선에 의해 감염될 수 있고 또 부착물이 떨어져나갈 위험도 있다. 세 번째 방법은 이러한 위험부담이 없고 육체적이나 심리적으로 자유로운 정상상태에서의 생체정보를 얻을 수 있으므로 가장 바람직한 방법이다.

그러나, 이 방법은 센서와 전원을 포함한 송신기 등의 송신시스템이 체내에 삽입되기 때문에 소형이면서 수명이 길어야하고 고신뢰성이 보장되어야 한다.

체내시스템에 전원을 공급하는 방법으로는 생체 에너지를 이용하는 방법이 있기는 하나 불안정성 때문에, 유도결합에 의한 방법과 일차전지를 이용하는 방법 등이 채택되고 있다.^[14] 유도결합에 의해 외부에서 전력을 공급하는 방법이 시스템의 수명면에서 최적이나 전원 회로가 복잡하고, 전력공급시 외부 코일을 피부 표면에 근접시켜야 하는 불편이 있고 위험성도 수반한다. 한편 일차전지를 사용하면 전원회로가 간단해서 소형화에는 부합하나 전지 수명의 유한성 때문에 체내 시스템을 저소비전력형으로 설계해야 하는 문제가 제기된다. 이 문제에 대한 대책으로 펄스파워드(pulse powered) 수신기를 이용하여 시스템 작동시에만 전원이 이어지고 비작동시에는 스위치가 차단되도록한 방안이 제시되고 있다.^{[15][6]}

이와 같이 생체텔레미터시스템은 여러 가지 엄격한 설계조건을 요구한다.^[3] 즉 생체의 부담을 가급적 경감하기 위해서 소형화되어야 하고, 체내에서 장시간에 걸친 정상동작을 위해 저소비전력형이어야 하며, 체외의 명령으로 체내의 센서를 선택 또는 자극하기 위한 다기능화, 고신뢰성도 보장되어야 한다. 이외에도 생체와의 적합성(compatibility)이 양호하고 부작용 없는 내수성 패키지재료 선택으로 전자회로를 보호해야 한다는 것이다.

이 논문에서는 복수의 피측정체를 대상으로 다수의 생체신호를 순차적으로 검출하는 저소비전력형이면서 소형, 다기능 바이오텔레미터 시스템을 CMOS IC 화하므로 개발하였다. 즉 8개의 피측정체 중 임의의 피측정체를 선택하여, 그 피측정체에 삽입된 센서들에 의해 측정된 7채널의 생체신호를 체외에서 연속 관측할 수 있도록 한 것이다. 현재까지는 단일 피측정체에 대하여 연구되고 있으나 복수의 피측정체로 부터 순차적 신호를 얻게되어 외부 제어 신호에 따른 임의의 피측정체의 생체정보 처리는 물론이고 환자 집중감시 시스템 제작이 가능하게 된다.

II. 바이오텔레미터 시스템 설계 및 제작

그림 1은 제안된 체내삽입형 바이오텔레미터 시스템으로 체내시스템과 체외시스템으로 구성되어 있다. 체내시스템은 커맨드수신기, 피측정체 선택수신기(subject selection receiver)와 센서 인터페이스 회로, 8-to-1 멀티플렉서, 비교기, 8진 링카운터, 신호발생기, FM송신 회로 등을 내포한 신호조정기(conditioner)로 되어 있다. 이 시스템은 8개의 피측정체를 설정하고 이들 중에서 외부 제어 신호에 따른 임의의 피측정체를 선택할 수 있도록 설계되었다.

체내 시스템의 동작은 외부의 신호 송신기의 명령을 체내의 커맨드수신기가 수신하면서 비롯된다. 8개의 피측정체 중에서 하나를 선택하는 제어신호인 미싱 펄스코드(missing pulse code)를 보내면, 피측정 선택 수신기가 이 신호를 수신하여 특정 피측정체가 선택되고 나머지 피측정체 시스템의 전원은 모두 OFF상태가 된다. 선택된 피측정체 시스템의 신호발생기에서는 8진 링카운터용 클럭신호와 비교기의 기준신호인 삼각파가 발생하게 된다. 이 클럭신호 링카운터(Q0-Q7)의 순차적 출력이 멀티플렉서(8 to 1)의 신호로 작용한다.

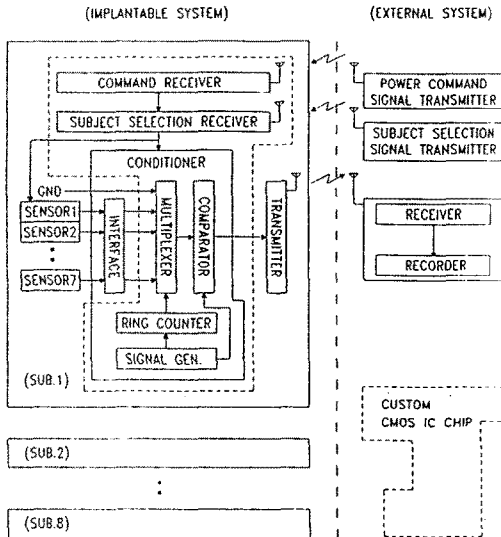


그림 1. 다중 생체신호용 바이오텔레메트리 시스템의 블록도.

Fig. 1. Block diagram of the multiple subjects biotelemetry system.

멀티플렉서에서 나온 시분할신호와 신호발생기에서 발생하는 삼각파가 비교기에 들어가면 1차변조된 PWM 파가 발생하고 이 파는 다시 FM송신기에서 2차변조되면서 체외시스템으로 전송된다.

한편, 체외시스템은 체내전원을 ON/OFF시키기 위한 커맨드신호 송신기, 특정 피측정체를 선택하기 위한 미싱 펄스신호 송신기와 측정된 생체 신호를 체외 기록장치에 기록하기 위한 수신기 등으로 구성하였다.

2.1 체내시스템

체외에서 보내오는 명령에 따라 체내의 여러장치의 전원을 ON/OFF하기 위한 회로가 커맨드수신기이므로 이 수신기는 항상 동작상태에 있어야 한다. 커맨드 수신기 회로는 그림 2와 같이 생체신호 측정시에 ON 명령 펄스를 보내면 체내측정장치를 전원에 연결시켜 주고, 측정후 OFF명령을 보내면 전원이 차단되도록 설계되었다. 이 회로의 특징은 전력소비를 최소화 되도록 비동작시에는 전력신호가 거의 없는 CMOS회로로 설계되어있고 언제나 전원에 연결되어 있지만 체외에서의 명령 신호가 없을 때에는 전력소모가 거의 없으며, 동작시에도 간헐적으로 동작하도록 펄스파워드회로를 채택하였기 때문에 소비전력이 매우 적다. 이 펄스

파워드회로는 불안정 멀티바이브레이터의 펄스파형이 "H"(high)인 기간 T_1 동안만 트랜지스터를 ON시켜 체외에서 들어오는 명령 신호를 샘플링하도록 한 것이다. 즉, T_1 시간동안만 전력을 소비하기 때문에, 불안정 멀티바이브레이터의 듀티비(duty ratio: T_1/T_2)를 적게 할수록 소비전력은 적어진다.

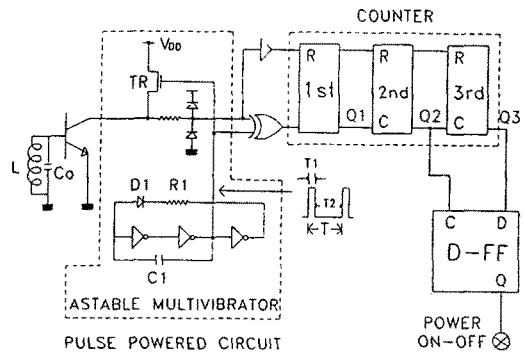


그림 2. 펄스파워드 커맨드수신기의 블록도.

Fig. 2. Schematic diagram of the pulse powered command receiver.

그림 3은 8개의 피측정체 중 임의의 피측정체를 선택하기 위한 피측정체 선택수신기의 블록도이다. 피측정체 선택수신기는 외부에서 송신되는 직렬 7비트의 피측정체 선택신호를 병렬데이터로 변환하기 위한 시프트레지스터, 병렬데이터(Q0~Q6)를 7비트 기준전압(P0~P6)과 각각 비교하기 위한 비교기(equality comparator)와 RS플립플롭으로 구성되어 있다. 이 실험에서는 특정 피측정체를 선택하기 위한 제어신호로써 그림 4와 같이 3개의 데이터코드로 구성된 미싱펄스코드방식을 채택하였다. 특정 피측정체를 선택하는 미싱펄스코드 신호는 그림 4(a)와 같이 0신호인 경우에는 1비트의 펄스, 1인 경우에는 한 펄스가 빠진 경우로 이 두가지 신호의 조합에 의해 특정 피측정체를 선택한다. 그림 4(b)는 101 신호로 6번째 피측정체를 선택하기 위한 제어신호를 예시한 것이다.

피측정체 선택수신기 시스템의 동작은 다음과 같다. 외부에서 특정 피측정체를 선택하기 위한 제어신호를 수신하면, 시프트레지스터가 수신된 7비트 직렬 데이터를 병렬데이터(Q0~Q6)로 변환하고 이 변환된 데이터가 7비트 비교기의 기준신호 (P0~P6)와 각각 비교된다. 만약 Q0~Q6의 신호와 P0~P6의 신호가

모두 같으면(Q0=P0, Q1=P1, ... Q6=P6) 비교기에는 "L"(low)로서 나타난다. 이 신호와 커맨드수신기의 출력이 RS플립플롭을 통하여 비교기의 출력이 "L"상태로 하강할 때부터 커맨드수신기의 출력이 "L"상태로 하강할 때까지 특정 피측정체의 내부시스템이 동작하고, 이외의 피측정체 시스템의 전원은 OFF가 된다. 7비트 비교기의 기준신호인 P0~P6까지의 신호는 각 피측정체에 따라서 서로 다른 고유의 값을 갖고 있다. 이 시스템은 000이 수신되었을 때는 첫 번째 피측정체, 001인 경우는 두 번째 피측정체, 111인 경우는 8번째 피측정체를 선택할 수 있도록 설계 되었다.

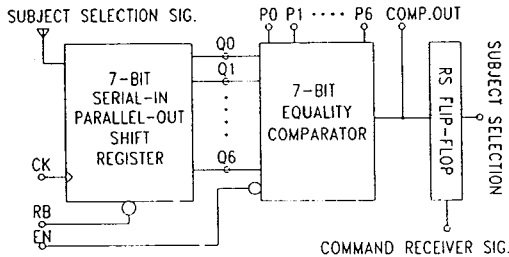


그림 3. 피정체선택 수신기의 블록도.
Fig. 3. Block diagram of a subject selection receiver.

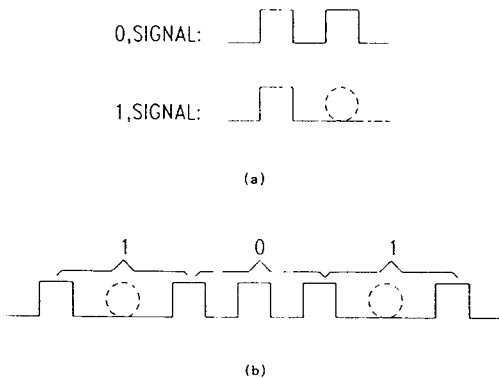


그림 4. 미싱펄스코드 신호, a) 미싱펄스코드의 정의, b) 6번째 피측정체를선택하기위한 신호.
Fig. 4. Missing pulse code control signal, a) definition of a missing pulse code, b) selection signal word for 6th subject.

그림 5는 센서의 출력(생체신호)을 시분할 방식에 따라 순차적 출력으로 변환하기위한 멀티플렉서와 PWM파를 얻기 위한 비교기를 나타낸 것이다. 여기

서 PWM파는 멀티플렉서의 8채널 순차적 출력이 신호 발생기의 삼각파 출력과 비교기에서 서로 비교되면서 생기는 1차변조파이다. 채널 1은 동기캡신호이고 나머지 채널 2부터 8까지는 생체신호 검출용 센서이다.

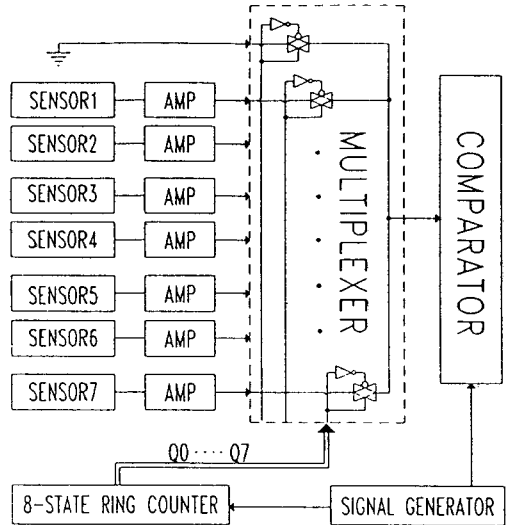


그림 5. 신호조정기의 블록도.
Fig. 5. Block diagram of a conditioner.

송신회로는 측정된 생체정보를 가급적 적은 전력으로 효율적으로 전송하기 위하여 잡음에 강한 펄스폭 변조-주파수변조의 2중 변조방식으로 설계하였다. 1차 변조(PWM)는 센서에서 나오는 신호를 비교기의 반전 입력단자에 인가하는 한편, 신호발생기에서의 삼각파는 비교기의 비반전 입력단자에 입력시켜서 행한다. 2차 변조(FM) 및 송신회로는 트랜지스터 1개를 사용한 콜피츠 발진회로로 사용주파수는 80MHz이고 FSK방식으로 송신한다.

2.2 체외시스템

체외시스템은 전술한 그림 1과 같이 커맨드신호 송신기, 피측정체선택 송신기 및 생체신호 수신기로 구성되며 상용 CMOS IC 칩을 사용하여 제작하였다. 커맨드신호 송신기의 ON/OFF신호는 외부의 수동조작으로 이루어진다. 그림 6은 8개 중 임의의 피측정체를 선택하기위한 미싱펄스코드 제어신호발생회로와 송신 회로를 나타낸 것인데 푸시스위치를 누르면 선택신호가 송신된다.

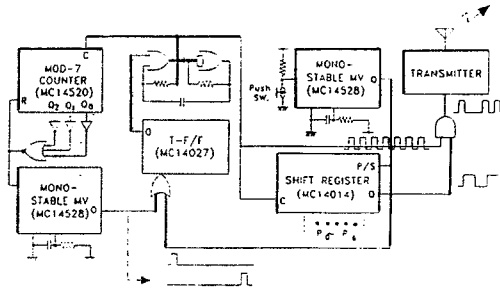


그림 6. 피측정체선택 송신기.

Fig. 6. Schematic diagram of subject selection transmitter.

그림 7은 제작한 80MHz FM 수신기의 회로도이다. 수신된 생체신호를 복조하기 위한 협대역 FM수신용 IC로서는 FSK 복조기능도 갖춘 다기능 IC인 MC3362를 사용하였고 PWM변조과 복조에는 6차 butterworth필터를 사용하였다. 수신용 칩은 더블 슈퍼로 되어있고 스킵치 회로도 갖추고 있는데 동작전압은 2~7V, $V_{cc}=3V$ 일 때의 전류는 3~6mA이고 감도는 $0.7\mu V(S+N/N비:20dB)$ 였다.

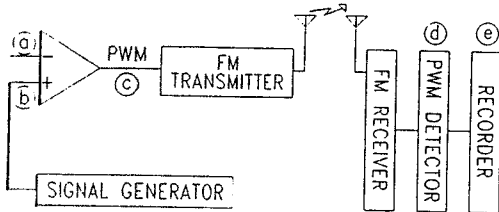


그림 7. 수신기 시스템의 블럭도.

Fig. 7. Block diagram of the receiver system.

2.3 시험시스템 제작

그림 8은 체내시스템 증 센서 및 인터페이스 회로와 FM송신기를 제외한 모든 회로(그림 1의 점선부분)를 $1.5\mu m$ CMOS공정기술로 IC화 한 사진을 나타낸 것이다. 각 소자를 접속하기 위한 배선은 최소가 되도록 각 소자를 최적 위치에 배치하고 이웃하는 블럭사이의 트랙 상부의 배선은 서로 교차하지 않도록 배려하였다. 그림 9는 제작된 CMOS IC의 성능을 평가하기 위하여 전체 바이오텔레메트리 시스템을 인쇄회로기판상에 제작한 것으로 실험실내 측정용이다.

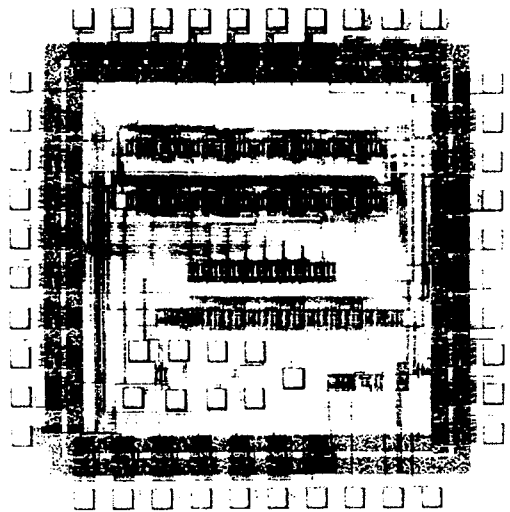
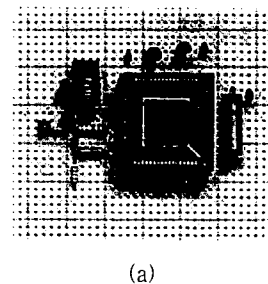
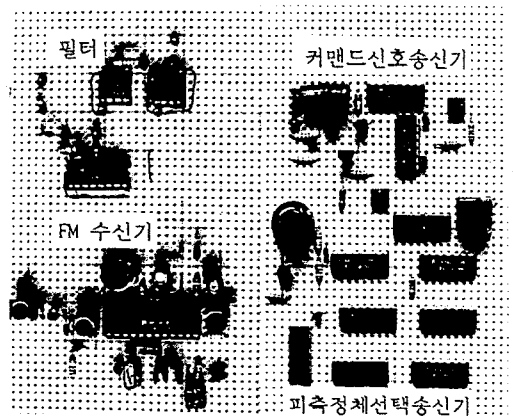


그림 8. 체내삽입시스템의 CMOS IC칩 사진.

Fig. 8. Photomicrograph of the implantable system IC chip.



(a)



(b)

그림 9. 생체삽입 시스템의 조립도, a) 체내시스템, b) 체외시스템.

Fig. 9. Implantable system assembly, a) internal system, b) external system.

III. 측정결과 및 검토

제작한 CMOS 체내시스템과 외부 수신장치의 동작특성등을 설계요건에 따라 아래와 같이 분석, 검토하였다.

3.1 체내시스템 측정결과

그림 10은 커맨드수신기의 타이밍도이다. 외부로부터 ON신호가 수신되면 카운터의 출력인 Q2, Q3가 "H"상태가 되어 피측정체 수신기의 전원에 연결되면서 시스템이 작동되고 측정 후에는 OFF명령에 따라 체내시스템의 모든 전원이 차단된다. 체외시스템의 피측정체 선택수신기에서 발생된 제어신호가 111인 경우, 8번째 피측정체를 선택하기 위한 피측정체 선택 수신기의 펄스파형과 위치의 순차적 변화를 그림 11에 나타냈다. 지금, 비교기의 출력신호가 P0="H", P1="L", P2="H", P3="L", P4="H", P5="L", P6="H"상태로 고정되면, 제어신호의 마지막 펄스에서 Q와 P신호가 서로 일치하여(즉, Q0=P0, Q1=P1, Q2=P2, . . . , Q6=P6) 비교기 출력은 "L"상태로 변하게 되고, 이때부터 8번째 피측정체 내부 시스템이 작동을 시작한다. 비교기에서는 링카운터의 클럭과 신호발생기에서의 기준전압인 삼각파가 비교되면서 8개의 전송게이트로 구성된 멀티플렉서를 경유한 PWM파를 발생한다.

링카운터의 출력은 멀티플렉서를 통해 GND신호 주기로 시분할 방식에 의해 7개의 순차적 출력으로 그림 12㉓와 같이 나타난다. 이 실험에서 센서의 출력신호(생체신호)는 100, 200, 300Hz의 500mV_{p-p}의 입력신호에 대응한 것이다. 이렇게 멀티플렉싱 된 신호와 신호발생기에서 발생된 삼각파 신호(㉔)가 비교기에서 비교되어 1차변조파인 PWM파(㉕)가 얻어진다.

3.2 생체신호수신장치의 특성

체내 삽입형텔레메트리 시스템에서 송신된 생체신호복조용 수신장치는 MC3362 수신용 칩과 6차 butterworth 필터를 사용하여 구성하였다. 그림 12는 신호조정기 회로에서 시분할 방식에 의해 측정된 생체신호를 비교기에서 1차변조한 후 FM송신기를 통해 송신할 때 정확하게 수신되는 가를 알아보기 위해 수신기 각부의 파형을 관찰한 것이다. 그 결과 송신된 100, 200, 300Hz의 500mV_{p-p} 신호는 예상되로 변·복

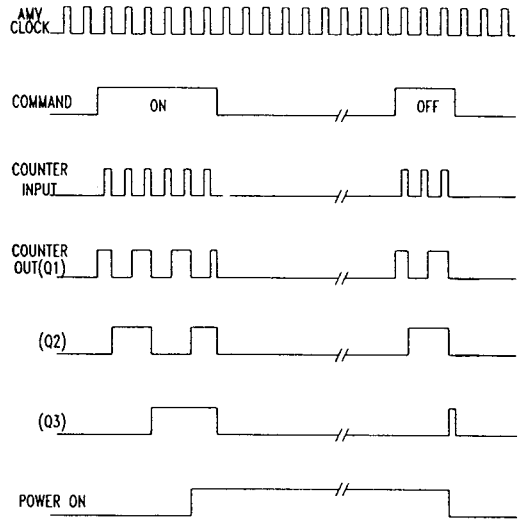


그림 10. 커맨드수신기의 타이밍도.

Fig. 10. Timing diagram of a command receiver.

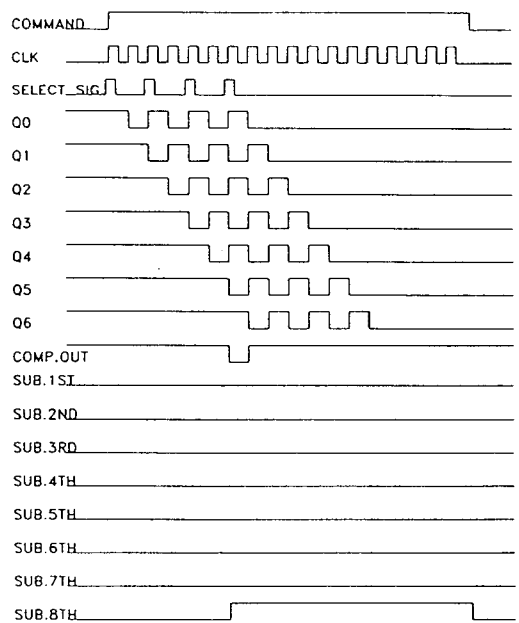


그림 11. 8번째 피측정체를 선택하기 위한 피측정체 수신기의 타이밍도.

Fig. 11. Timing diagram of a subject selection receiver for 8th subject.

조됨을 확인하였고, 이때의 송수신 거리는 2m정도였다.

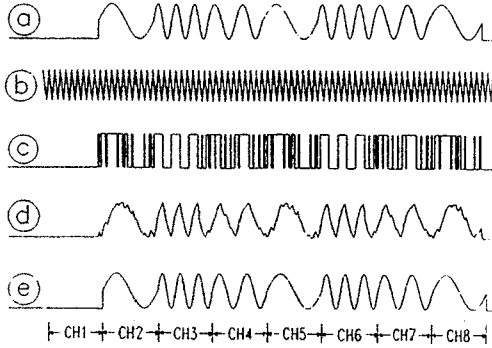


그림 12. 송수신기의 파형.

Fig. 12. Waveforms of the Transmitter and receiver.

VI. 결 론

체내에 삽입되는 각종 센서나 전극에서 얻은 생체 정보를 체외에서 관측할 수 있는 소형이면서 저소비전력형이고 다기능화한 체내 삽입형 바이오텔레메트리 시스템을 제작하고 그 성능을 검토한 결과를 요약하면 아래와 같다.

소형 및 저소비전력 목적으로 체내의 디지털회로는 CMOS회로로 설계하여 n-well CMOS공정기술로 4×4mm로 커스텀 IC화하는 한편, 아날로그회로는 커맨드수신기를 이용하여 비동작시에는 외부명령에 의해 내부시스템의 전원이 차단되도록 하였다. 이 커맨드수신기는 펄스파워드회로기능을 부가해서 간헐적으로 동작하도록 하였기 때문에 전력소비를 최소화할 수 있다. 체내시스템의 소비전력은 9.6mW, 750mAh 용량의 리튬전지를 사용할 때, 약 390시간 연속 동작할 수 있으므로 매우 효율적이다. 또 제작된 IC칩을 이용할 경우 3×3×2.5cm 크기의 소형화가 가능하다. 제작된 칩을 사용하여 인쇄회로기판에 바이오텔레메트리 시스템을 구성하고 시험한 결과 설계된 대로 정확히 동작함을 확인 하였다.

시작한 바이오텔레메트리 시스템에서 피측정체의 선택은 내부 설정코드와 외부 미싱펄스코드와의 조합으로 이루어 진다. 즉, 외부 제어신호로써 8개의 피측정체 중 임의의 피측정체를 선택하고, 이 피측정체에 포함된 7개 센서의 출력인 생체신호를 동기캡을 주기로 시분할 다중방식에 의해 순차 측정하였다.

전송에 있어서 변조방식은 잡음에 강하고 회로구성이 비교적 용이한 PWM-FM 2중변조방식을 택했으며 복조에는 상용 수신용칩(MC3362)을 사용하였고 이때 사용주파수는 80MHz였다. 전송 실험 결과, 생체신호인 원파에 매우 충실한 재생과가 체외에서 재현되었다. 전송한 바와같이 소형, 저소비전력 문제는 IC화로 해결되었으나 송·수신 거리와 패키지 기술에 따른 신뢰성 문제는 앞으로의 과제라고 본다. 의용텔레메트리의 개발은 피측정체가 인지 못하는 상태에서 생체정보를 얻는 잇점으로 매우 활발히 연구되어야 할 분야로서, 장차 각종 인공장기의 원격제어 수단으로나 다수 환자의 상태를 이정한 곳에서 집중감시하는 시스템 제작에 이용될 수 있어 의용전자공학에 크게 공헌할 것으로 전망한다.

참 고 문 헌

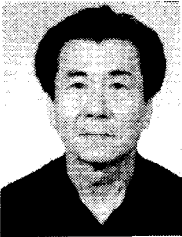
- [1] 醫用電子と生體工學, 18, pp.463-467, 1980.
- [2] R.S. Mackay, "Biomedical Telemetry : The Formative Years", IEEE Eng. Med. Biol. Mag. vol.2, pp.11-17, 1983.
- [3] J.D.Meindl, "Biomedical Implantable Microelectronics", Science, vol.210.17, pp.263-267, 1980.
- [4] 서희돈, 박종대, "다채널 바이오 텔레미터 개발을 위한 전용 IC 및 시스템 제작", 전자공학회, vol.31,B-8, pp.1199-1207, 1994.
- [5] H.D.Seo, M.Esashi and T.Matsuo, "Development of CMOS command receive for implantable telemetry". IECE Technical Report SSD-52, pp.75-82, 1985.
- [6] H.D.Seo, M.Esashi and T.Matsuo, "Manufacture of custom CMOS LSI for an implantable multipurpose biotelemetry system", Frontier Med. Biol. Engr., vol.1, No.4, pp.319-329, 1989.
- [7] H.Fishier, N.Peled & S.Yerushalmi, "FM/AM Multiplex Radio Telemetry System for Handling Biological Data", IEEE Trans.Biomed. Eng., vol.BME-14, pp.30-39, 1967.
- [8] H.J.Volland, "PCM Telemetry for Physiological Data", Biotelemetry and Patient Monitoring vol.5, pp.182-192, 1978.

[9] T.B.Fryer et al, "Multichannel Implantable Telemetry System for Flow, Rressure, ECG Measurements", *Physiol*, 39-2, pp.318-329, 1975.

[10] Jongdae Park et al, "Fabrication of CMOS IC for telemetering biological signals from multiple subjects", *Sensors and Actuators A*, pp.289-295, 1994.

[11] Phillip E.allen and Dougias R.Holberg, *CMOS Analog Circuit Design*, Holt, Rinchart and Winstor, Inc, pp.365-402, 1987.

著 者 紹 介



崔世崑

1960年 2月 서울대학교 전자공학과 학사. 1978年 영남대학교 전자공학과 박사. 1960年 ~ 1967年 체신부 초단과 건설국 창설요원. 1980年 9月 ~ 1981年 8月 일본 동북대학 객원 교수. 1982年 2月 ~ 1987年 2月 영남대학교 전자공학과 학과장. 1987年 2月 ~ 1989年 2月 영남대학교 공과대학 학장. 1968年 3月 ~ 영남대학교 전자과 교수. 주관심분야는 압력센서와 반도체물성 등임.



朴鍾大

1983年 7月 15日生. 1982年 ~ 1987年 영남대학교 전자공학과 학사. 1987年 ~ 1989年 영남대학교 전자공학과 석사. 1990年 ~ 1994年 전자공학과 박사. 1991年 8月 ~ 1995年 8月 영남대학교 전자공학과 강사. 1995년 8月 ~ 현재 일본토요하시 기술과학대학 POST DOCTOR 과정.



徐熙敦

1946年 9月 25日生. 1973年 2月 영남대학교 전자공학과 학사. 1987年 2月 일본동북대학교 전자공학과 공학박사. 1973年 3月 ~ 1980年 2月 삼성전관 과장. 1987년 2月~1992年 2月 영남대학교 전산공학과 부교수. 1992年 3月 ~ 1994年 2月 일본토요하시 기술과학대학 교환교수. 1994年 3月 ~ 현재 영남대학교 전자공학과 부교수. 주관심분야는 ASIC design, Intelligent 센서와 biotelemeter 등임.



金載文

1979年 ~ 1983年 경남대학교 전자공학과. 1983年 ~ 1985年 영남대학교 전자공학과 석사. 1988年 9月 ~ 1993年 1月 삼보 컴퓨터 기술연구소. 1990年 8月 ~ 현재 영남대학교 전자공학과 박사 과정. 1993年 9月 ~ 현재 국립공업기술원 재직중. 주관심분야는 역학센서시스템과 신호처리 등임.