論文94-31B-8-18

다채널 바이오텔레미터 개발을 위한 전용 IC 및 시스템 제작

(Manufacture of Custom IC and System for Multi-channel Biotelemeter)

徐 熙 敦* 朴 鍾 大*

(Hee Don Seo and Jong Dae Park)

要 約

생체내부의 신호를 전송하는 생체 삽입형 바이오텔레미트리 시스템은 동물에 대한 연구뿐 아니라 임상의학, 생리학 및 관련제 분야에 필수 불가결한 기술이다.

본 논문은 체내 삽입형 다채널 바이오텔레미터를 개발하기 위하여 CMOS IC와 시스템을 설계 및 제작한 것이다. 본 시스템의 내부회로는 가능한 한 낮은 소비전력과 많은 기능을 가질 뿐만 아니라 생체정보를 연속적으로 측정할 수 있도록 설계되었다. 이 시스템의 주된 기능은, 외부회로로 부터 적절한 명령에 의해 체내 전원장치를 ON/OFF 하는것과, 체내 있는 센서의 생체정보를 연속적으로 측정할 수 있는것이다. 체내 삽입형 시스템은 1.5μ m n-well CMOS 공정기술로 집적화 되었다. 본 시스템이 동작시 소비전력은 약 6.7mW이고, 사용하지 않을때 소비전력은 약 15.2μ W 이였다.

이 시스템은 현재 국내에서 개발되고 있는 압력센서와 ISFET등 각종 센서와 함께, 체내압력, pH, 온도와 같은 생체 신호를 외부로 무선 전송하는 임상용 텔레미터 개발에 기여할 것이다.

Abstract

Implantable biotelemetry systems are indispensable tools not only in animal research but also in clinical medicine as such systems enable the acquisition of otherwise unavailable physiological data.

We present the manufacture of CMOS IC and its system for implantable multichannel biotelemeter system. The internal circuits of this system are designed not only to achieve as multiple functions and low power dissipation as possible, but also to enable continuous measurement of physiological data. Its main functions are to enable continuous measurement of physiological data, and to accomplish on-off power switching of an implantable battery, by receiving appropriate command signals from an external circuit. The implantable circuits of this system are designed and fabricated on a single silicon chip using 1.5μ m n-well CMOS process technology. The total power dissipation of implantable circuits for a continuous operation was 6.7mW, and for a stand-by operation was 15.2μ W.

This system, used together with approriate sensors, is expected to contribute to clinical medicine telemetry system of measuring and wireless transmitting such significant physiological parameters as pressure, pH, and temperature.

*正會員, 嶺南大學校 電子工學科
(Dept. of Elec. Eng., Yeungnam Univ.)

※ 본 연구는 1989~1991년도 교육부 학술연구 조성비에 의하여 수행되었음.

接受日字 : 1993年 7月 19日

Ⅰ. 서 론

텔레미트리 시스템은 계측한 정보를 원격지에 전송하여 지시 및 기록을 하거나 정보처리장치에 입력하여 목적물을 관리, 감시 및 조정하는 장치이다. 이러한 기술을 생체에 적용한 것이 바이오텔레미트리 시스템[1,2]으로 지난 십 수년동안 생체정보를 얻는 기술로 발전해 왔다. 특히 최근 IC 기술을 비롯, 박막기술, 패캐징 기술 및 미세가공 기술의 발달로 의학, 생리학 및 관련 의공학 분야에 관심을 모우고 있다.

바이오텔레미터는 소화관 내의 상태를 계측하는 소화관 텔레미터(캡술)[3]를 시초로 해서 생체내의 여러가지 파라미터 즉, 혈압, 체온, 뇌파, pH, 심전도 및 근전도 등을 직접 측정하여 그 정보를 체외로 보내 환자 상태를 감시하거나, 임상의학, 스포츠의학, 우주항공의학 및 이콜로지(ecology) 분야까지 폭넓게 이용되고 있다. 특히 체내에 삽입하는 체내삽입식 바이오텔레미터는 피 측정체를 구속하지 않는 극히 자연스러운 상태에서 생체정보를 얻을 수 있기 때문에 동물실험이나 동물의 행동을 감시하는 목적으로 많이 사용되고 있다. 현재는 동물실험에서 인체에 응용하기 위한 초기단계에 있지만 장차 각종 인공장기가 체내에 삽입되게 되면 원격자극(telestimulation)이나 원격제어(telecontrol)등의 수단으로 체내 삽입형 텔레미터가 아주 중요하다. 그러나 체내 삽입형 바이오텔레미트리 시스템은 체내에 삽입되어야 하기 때문에 매우 엄격한 조건으로 설계되어야 한다.[4] 주된 제약조건으로는 먼저 생체에 부담을 줄이기 위해 가능한 소형, 경량이어야 하고, 생체 내부에 장시간 정상적으로 동작시키기 위해 저소비전력이면서 신뢰성이 있어야 한다. 그리고 체내 물리적, 화학적 정보를 검출, 증폭, 전송하기 위한 고 기능화도 필요할 뿐 만 아니라 생체와의 적합성(compatibility)이 요구된다. 이와같은 조건을 만족하는 텔레미트리 시스템은 일반 전자소자나 범용 IC 등으로 구현할 수 없기 때문에 본 연구에서는 소형, 저소비전력형이면서 고 기능의 체내 삽입형 바이오텔레미터를 개발하기 위한 바이오텔레미트리 기술을 제안하고, CMOS IC 기술을 이용해서 전용 IC를 제작, 전체 시스템을 구성하여 그 성능을 평가한다.

Ⅱ. 바이오텔레미트리 기술

바이오텔레미트리의 주요기술로는 생체신호를 계측해서 전송할 수 있는 데이타로 변환하는 트랜스듀서를 포함한 송신시스템 설계기술과 텔레미트리 방식, 즉 생체정보를 전송하는 기술이다. 이외에도 장기간에 걸쳐 안정하게 체내시스템을 동작시키기 위한 전원공급 방법과 생체에 악 영향을 주지않고 내수성이 뛰어난 패키지 재료로 전자회로를 보호하는 패키징 기술 등이 있다.

생체정보를 계측, 전송하기 위해서 생체에 트랜스듀서와 송신기를 결합해야 하는데 그 결합 방법은 그림 1과 같이 3가지를 생각할 수 있다. (a)는 센서를 포함한 송신기를 생체 피부에 부착하는 경우이고, (b)는 센서만 생체내부에 넣고 송신기를 생체에 붙여두는 경우이고, (c)는 센서와 송신기를 생체내에 삽입하는 경우이다. (a)나 (b) 방식은 스포츠의학, 재활의학(Rehabilitation) 및 환자 감시등으로 이용되지만 장기간 사용할 경우 피부를 관통하는 리이드선에 의해 감염될 위험이 있고 부착물이 떨어져나갈 위험도 있다. (c)의 방식이 육체적, 심리적으로 정상적인 상태에서 생체정보를 얻을 수 있기 때문에 생체계측에 있어서 가장 바람직한 방법으로 동물실험을 비롯하여 인간을 대상으로 하는 임상의학에도 응용될 것이다. 그러나 이 방식은 센서와 송신기가 체내에 들어가야 하기 때문에 송신기 자체가 소형이면서 수명이 길어야 하고 신뢰성이 있어야 한다. 종래에는 이와같이 소형화, 저소비전력화 및 고신뢰성을 위해 되도록 회로를 간단하게, 소자수를 적게 사용하도록 설계했지만 본 연구에서는 CMOS IC 제조기술로 전용(custom) IC화 함으로 이 문제를 해결했다.

송신시스템 설계에 있어서 전원에 따라 시스템의 크기, 수명이 결정되기 때문에 전원공급 방법도 중요한 요소이다. 생체내의 시스템에 전원을 공급하는 방법에는 그림 2(d)와 같이 생체 에너지를 이용하는 간단한 방법이 있지만 얻어지는 전력이 미소하고, 불안정하기 때문에 (b), (C)의 유도결합에 의한 방법과 (a)의 1차 전지를 주로 이용한다. 유도결합에 의해 외부에서 전력을 공급하는 방법이 시스템의 수명면에서 최적이지만 전원 회로가 복잡하고, 전력을 공급할 때 마다 외부 코일을 피부 표면 가까이 갖고 와야하는 불편함이 있다. 1차전지를 사용하면 전원회로가 간단해 소형화가 쉽지만 전지 수명의 유한성으로 체내에 삽입되는 시스템을 저소비전력으로 설계해야 한다. 본 연구에서는 전원으로 리듐 1차 전지를 사용하되 펄스 파워드(pulse powered) 수신기[5]를 이용하여 원격조정에 의해 체내시스템을 사용할때만 전원스위치를 ON 하고 그외는 OFF 해둘 뿐만 아니라 CMOS IC 기술로 저소비전력의 수신시스템을 설계, 전용 IC화 하였다.

텔레미트리의 신호전송 방식으로는 유선방식과 무

선방식이 있지만 바이오텔레미트리의 일반적인 방법으로 피 측정체의 일상 활동을 구속하지 않고 측정중 심리적 스트레스를 주지 않는 무선 방식을 택했다. 이 방식에 사용되는 전송매체로는 체내에서 체외로 전송될때 피부에 의한 손실이나 장해가 가장 적은 전자파를 이용했다. 이 경우 반송파의 주파수는 사용되는 전송로의 주파수 특성에 의해 결정된다. 또 계측된 생체신호를 되도록 적은 전력으로 양호하게 전송하기 위해 잡음에 강한 시분할에 의한 펄스폭 변조(PWM)-주파수 변조(FM)의 2중 변조로 설계하였다.

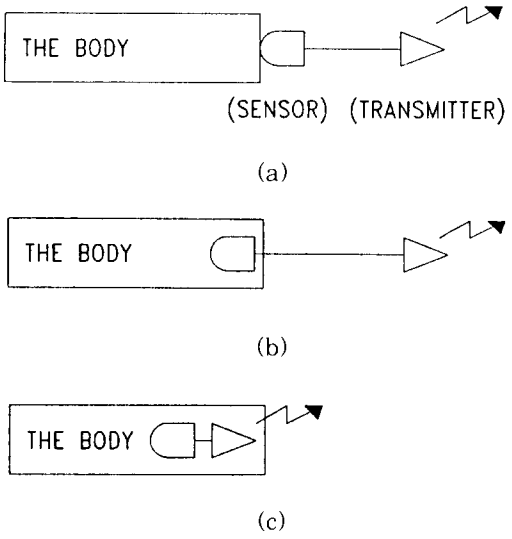


그림 1. 송신기의 부착방법
(a) 체외식 (b) 경피식 (c) 체내식
Fig. 1. Insertion method of the transmitter.
(a) External type, (b) Internal type, (c) Implantable type.

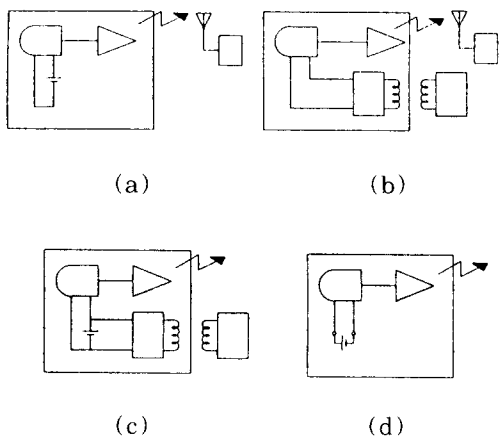


그림 2. 전력 공급 방식
(a) 1차전지 (b) 유도결합 (c) 유도결합에 의해 충전하는 법 (d) 생체전지
Fig. 2. Method of the power supply.
(a) Primary battery, (b) Inductive coupling, (c) Charing with inductive coupling, (d) Bio-energy.

Ⅲ. 바이오텔레미트리 시스템 제작

바이오텔레미트리 시스템은 그림 3과 같이 송신계인 체내시스템과 수신계인 체외시스템으로 구성되어 있다. 이 시스템은 종래 텔레미트리 시스템의 기본구성에 체내 전원 스위치를 체외의 지령으로 ON/OFF 할 수 있는 기능과 체내에 삽입될 여러 센서들로 부터 계측되는 생체신호를 시분할로 동시에 체외로 전송하는 기능을 갖는 회로를 추가한 것이다. 특히 체내시스템의 전력소비를 되도록 줄이기 위해 시스템의 디지탈 회로부분은 동작하지 않을때 전력소모가 거의 없는 CMOS 회로로 구현하고, 센서나 송신기등 아나로그 회로부분은 커맨드 수신기를 이용하여 사용하지 않을때 전원을 OFF 하도록 하였다. 체외시스템은 체내전원을 ON/OFF 할 신호를 발생시키기 위한 커맨드 신호 송신기와 체내에서 전송된 생체신호를 수신, 복조 및 기록하기 위한 수신기등으로 구성되어있다.

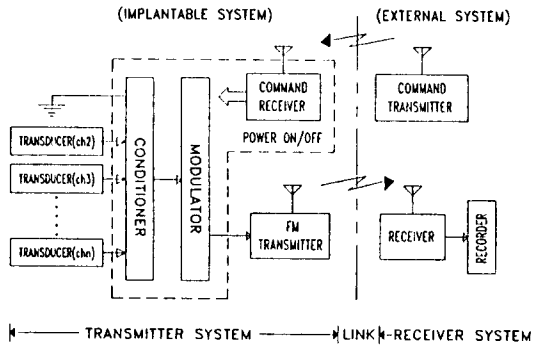


그림 3. 다채널 바이오텔레미트리 시스템의 블럭도
Fig. 3. Block diagram of multi-channel biotelemetry system.

1. 체내시스템

체내시스템은 커맨드 수신기(command receiver)[5,6], 링카운터와 n 채널 멀티플렉스로 구성된 신호조정기(conditioner), 신호발생기 및 비교기로 구성

된 변조기(modulator)와 생체신호를 체외로 전송하기 위한 송신기(transmitter)로 구성되어 있다.

커맨드 수신기는 체외에서 전송되는 ON/OFF 명령신호를 수신해서, 필요에 따라 체내에 있는 시스템의 전원을 ON/OFF 하기 위한 회로이다. 따라서 이 커맨드 수신기는 항시 동작하고 있어야 하기 때문에 항상 전원이 연결되어 있어야 한다. 본 연구에서는 이 수신기 자체의 소비전력을 줄이기 위해 간헐적으로 전원을 동작시키도록 하는 펄스 파워드 회로를 설계하였다. 즉 그림 4에서 비안정 멀티바이브레이터의 펄스파형이 "1"이 되었을 시간 T_1 동안 그림의 TR을 ON 시켜, 동조 증폭기에 전원을 접속하고, 체외회로에서 보내는 커맨드 신호를 샘플링한다. 펄스 파워드 회로에서는 T_1 시간 동안만 간헐적으로 전력을 소모하기 때문에 비안정 멀티바이브레터의 발진 출력 파형의 듀티비(T1/T)가 적을수록 소비전력이 적다.

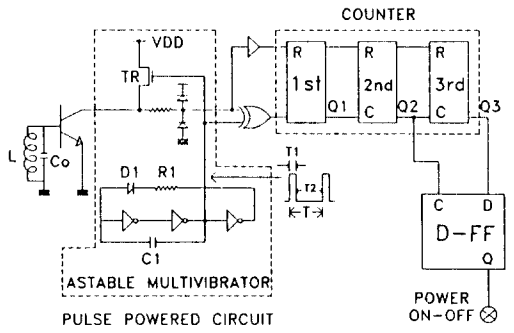


그림 4. 펄스 파워드 커맨드 수신기 회로도

Fig. 4. Schematic diagram of pulse powered command receiver circuit.

8진 링카운터와 멀티플렉서로 구성된 신호조정기는 체내에 삽입될 n개 센서들로 부터 계측되는 생체신호를 8진 링카운터의 순차적 출력(Q0~Q7)을 전송 게이트로 구성된 멀티플렉서의 선택신호에 각각 연결하여 Q0가 ON 되었을때 채널 1의 출력, Q2가 ON 이 되었을때 채널 2의 출력을 시분할 방식에 의해 각각 생체신호를 샘플링 할 수 있도록 하였다. 그림 5에서 채널 1은 GND에 연결되어 있어 동기 갭의 역할을 하여 전체 n개의 센서로 부터 나오는 신호를 동기 갭을 주기로 연속적으로 동시에 얻을 수 있도록 하였다. 여기서 센서에서 계측 또는 측정된 신호는 인터페이스회로에 의해 전압으로 변환된후 멀티플렉서에 입력되도록 되어있다. 압력센서의 인터페이스회로인 경우 용량값을 전압으로 변환하기 위해 기생용량의 영향을 받지않는 SC(switched capacitor)형 적분기를 이용해 용량차에 비례하는 전압을 출력하는 회로로 설계되었고[7], 또 체내 특정 부위의 자극용으로 사용하기 위해 MOSFET의 게이트 비를 1:2:4로 나누어 8개의 서로다른 전류레벨을 얻을 수 있는 인터페이스회로도 설계되어있다.

변조기는 그림 6과 같이 시분할 방식에 의해 생체신호를 샘플링한 멀티플렉서의 출력과 신호발생기의 삼각파를 입력신호로 사용하여 PWM파를 얻기위한 비교기와 FM 송신기로 구성되어 있다. 그림에서 인버트와 슈미트트리거로 구성된 신호발생기는 링카운터의 클럭으로도 사용된다.

송신회로는 측정한 생체정보를 되도록 적은 전력으로 양호하게 전송하기 위해 잡음에 강한 펄스폭 변조-주파수 변조의 이중변조로 설계하였다. 1단 변조(PWM)는 센서에서 나오는 신호를 비교기의 반전 입력단자에, 또 신호발생기에서 만들어지는 삼각파를 비교기의 비반전 입력단자에 입력시켜 펄스폭 변조를 행한다. 2단 변조(FM) 및 송신회로는 트랜지스터 한 개를 사용한 변형된 콜피츠 발진회로로 약 80MHz를 FSK(frequency shift keying)으로 송신한다. 동조용 공진코일에는 직경(d) 0.6mm의 포르말 동선을 이용해서 직경(D) 0.5cm, 길이(l) 0.6cm(N=7.5)의 코일을 만들었다. 이 코일의 인덕턴스는 C_0를 27.5pF으로 한 경우 0.163μ m 로 제작된 송신회로의 실제 발진주파수는 80MHz 였다.

체내시스템중 송신기를 제외한 부분 즉, 커맨드 수신기와 신호조정기 및 변조기(그림 3의 점선내)를 CMOS IC화 했다. 그림 7(a)는 서울대 반도체 공동연구소의 1.5μ m CMOS 제조기술로 제작된 칩 사진이며, (b)는 인쇄회로기판위에 조립된 체내시스템 사진이다.

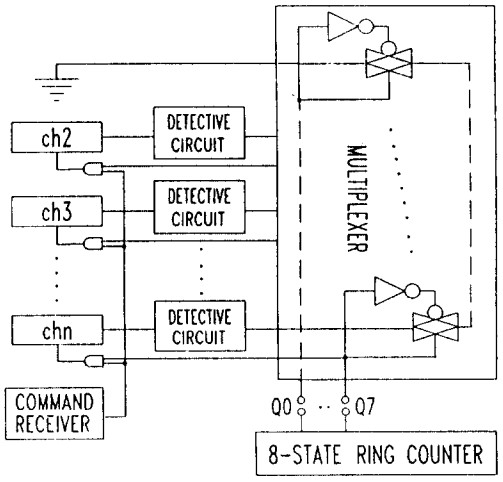


그림 5. 신호조정기 회로도

Fig. 5. Conditioner circuit.

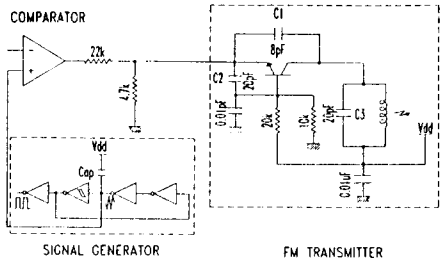
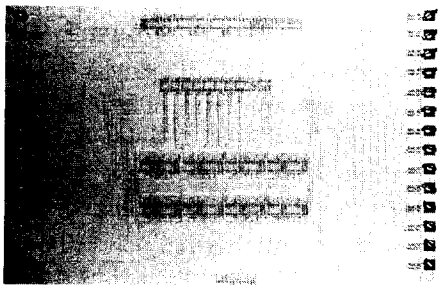
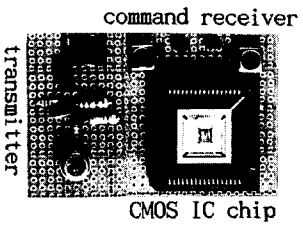


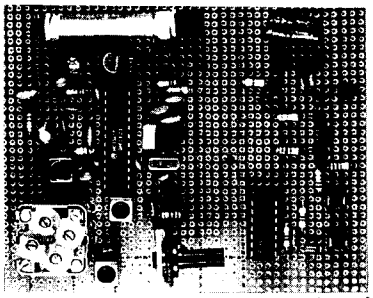
그림 6. 변조기 회로도
Fig. 6. Modulator circuit.



(a)



(b)



(c)

그림 7. 체내시스템 사진 (a) 칩사진 (b) 체내시스템 (c) 체외시스템
Fig. 7. Photomicrograph of the biotelemetry system (a) The custom CMOS IC (b) Implantable system (c) External system.

2. 체외 시스템

체외 시스템에는 그림 3에서 알 수 있듯이 커맨드 신호 송신기, 생체신호 수신기 시스템이 있다. 커맨드 신호 송신기는 그림 8과 같이 스위치(SW_1, SW_2) 조작에 의해 필요에 따라 ON 신호와 OFF 신호를 송신할 수 있다. 그림 9는 본 연구에서 실험한 송.수신계 구성도인데, 여기서 수신계는 FM 튜너를 이용하여 수신회로 및 PWM 복조회로[8,9]로 구성되어 있다. 수신회로 출력에는 송신회로에서 FSK로 송신되어온 PWM 파가 나타나지만 파형의 질이 저하되기 때문에 그림 10과 같이 증폭기와 슈미트트리거를 설계해 넣어 파형이 정형화 되도록 하였다. 또 PWM 파의 펄스폭에 비례하는 전압을 얻을 수 있도록 PWM 복조회로를 이용하였다. 출력에는 저역통과 여파기를 접속했다. 이 수신회로와 복조회로의 전원 전압은 사용한 FM 튜너 unit의 표준사용 전압에 맞추어 10V로 하였다.

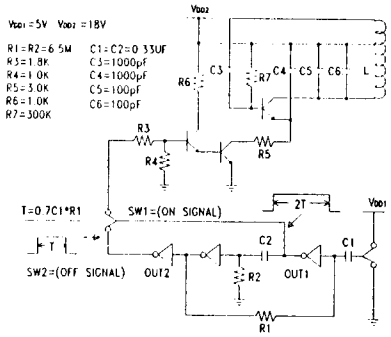
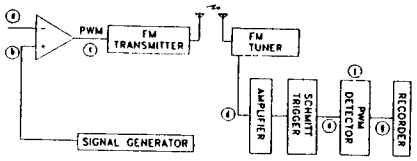


그림 8. 커맨드 신호 송신회로도
Fig. 8. Schematic diagram of the command signal transmitter circuit.



(a) (b)

그림 9. 송.수신계 구성도 (a) 송신계 (b) 수신계
Fig. 9. Block diagram of transmitter and receiver (a) transmit system. (b) receive system.

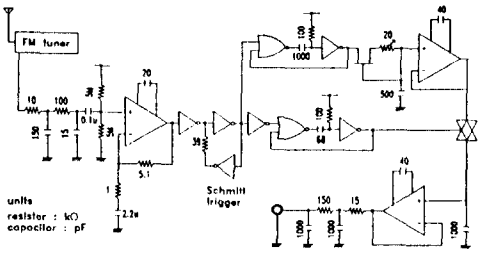


그림 10. 수신계의 회로도
Fig. 10. Schematic diagram of the receiver circuit.

Ⅳ. 측정결과 및 검토

제작된 칩을 사용하여 그림 7(b)와 같이 제작한 체내시스템의 각 부분 및 전체시스템의 동작을 확인했다.

1. 커맨드 수신기동작

이 회로의 전력소비를 줄이기 위해 펄스 파워드 회로의 간헐적 동작에 관계하는 펄스 폭(T_1)과 주기(T)의 비, 즉 T_1/T(듀티비)를 적게하는 것이 중요하다. 그림 11은 이 회로의 저항 R_1 값의 변화에 따른 듀티비의 변화를 실험치와 계산치를 비교하여 나타낸 것이다. 그림에서 알 수 있듯이 저항값이 15KΩ 이하에서는 그 비가 변화하지 않음을 볼 수 있다. 그림 4에서 저항 R_1을 10KΩ, C_1을 50pF으로 실험한 결과 듀티비를 1/7000 까지 얻을 수 있었다. 즉 커맨드 수신기 회로를 42.5msec 당 6μ sec 동안만 동작시킨다.

커맨드 수신기의 논리동작은, 체외에서 체내의 전원을 ON 하는 명령이 들어올때 설계한대로 Q_2, Q_3가 모두 "H" 레벨이 되어 전원 스위치를 ON 시키고, OFF 신호가 들어올때 Q_2가 "L", Q_3가 "H"가 되어 전원 스위치가 OFF 된다. 또한 커맨드 수신기의 출력과 링카운터 출력이 논리곱으로 연결되어 체내 삽입된 센서의 전원에 연결되어 사용하지 않는 센서의 전원은 OFF 하도록 되어 센서의 전력소비를 줄이도록 하였다.

2. 신호조정기 동작

그림 12는 신호조정기회로의 동작 예를 나타낸 것이다. 신호발생기의 또 다른 출력인 펄스파를 8진 링카운터의 클럭으로 사용하고, 리셋트 신호는 커맨드 수신기의 출력을 사용한 결과 링 카운터의 출력, 즉 Q_0가 ON 상태일때 채널 1이 멀티플렉스의 출력이 되고, Q_1이 ON 상태일때 채널 2의 신호가 출력됨을 알 수 있다. 즉 7개의 센서출력이 동기갭을 주기로 연속적으로 나타나고 있다.

3. 송.수신계 동작

그림 13에는 FM 송신기와 수신기를 하이브리드 IC로 제작해 생체신호가 정확하게 전송되는가를 확인하기 위해 송수신기를 약 2m 띄워논 상태에서 테스터 입력신호를 이용하여 각 부분의 파형을 관측한 것이다. 비교기의 반전단자에 입력신호 f=1kHz, 비반전단자에 입력신호 f=10kHz의 정현파를 입력하면 펄스 폭이 정현파의 전압에 의해 변화된 펄스 폭 변조(PWM) ⓒ가 비교기의 출력단자에 얻어진다. 이 PWM 파가 FM 변조 되어 송신되는 것을 알 수 있

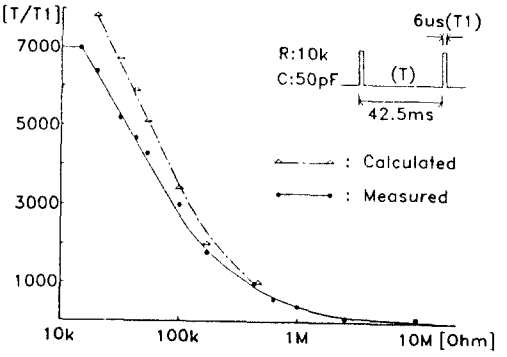


그림 11. 저항값 변화에 따른 듀티비 변화
Fig. 11. Variation of a duty ratio according to a resistor value.

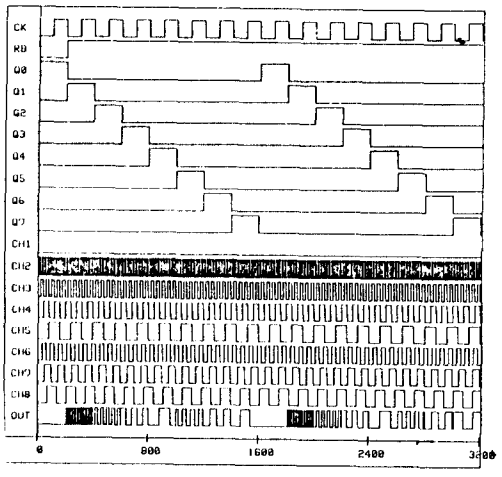


그림 12. 신호조정기 회로도의 동작 결과
Fig. 12. Operation of the conditioner.

다. 수신부의 각 부분에서 재생되는 파형은 그림 ⓓ~ⓖ이다. 그림에서 입력신호 ⓐ가 송신기에서 변조되어 수신기에서 복조되어 출력 ⓖ가 나타남을 알

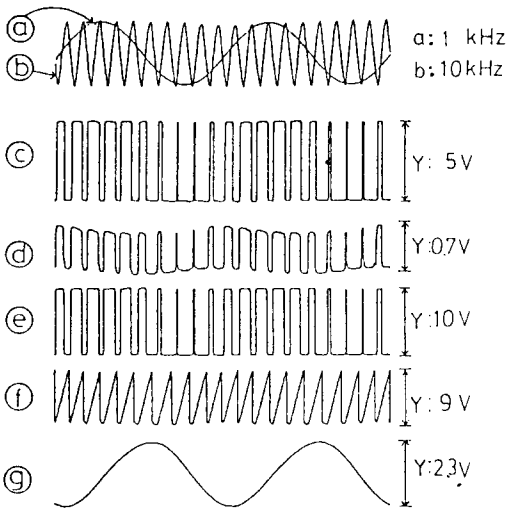


그림 13. 송신기와 수신기의 파형
Fig. 13. Waveforms of the transmitter and the receiver.

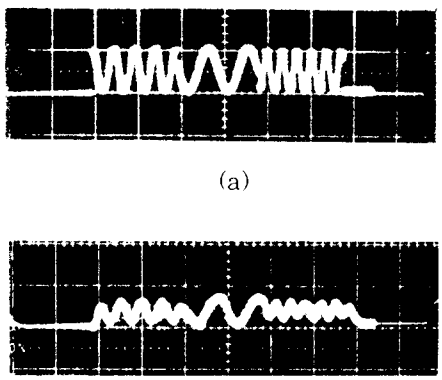


그림 14. 4 채널 바이오텔레미터의 송.수신파형
(a) 송신신호 (V:0.5V/div., H:5msec/div.) (b) 수신신호 (V:1V/div., H:5msec/div.)
Fig. 14. Waveforms of the transmitting and receiving signal for 4 channel.
(a) transmitting signal (V:0.5V/div., H:5msec/div.) (b) receiving signal (V:1V/div., H:5msec/div.).

수 있다. 그림13의 ⓐ ⓑ ⓒ~ⓖ점의 파형은 그림 9에 있는 점과 같다. 그림 14는 제작된 칩을 사용해 멀티 채널의 신호가 정확하게 외부 시스템으로 전달되는 것을 확인하기 위해 4 채널의 신호를 GND, 200Hz, 100Hz, 300Hz를 각각 전송시켰을때 수신되는 파형을 (b)에 나타내고 있다.

4. 체내시스템의 소비전력 평가

체내시스템이 동작할때 소비하는 총전력은 표 1에서 알 수 있듯이 약 6.7mW이다. 그 중 커맨드수신기는 체내시스템이 동작하지 않을때도 전지를 소모하므로 그림 15를 이용하여 정적소비전력(P_s)와 동적소비전력(P_d)로 나누어 계산해야한다.

$$\text{정적소비전력 } P_s = V \cdot I = 5(V) \cdot 3(\mu A) = 15(\mu W) \quad (1)$$

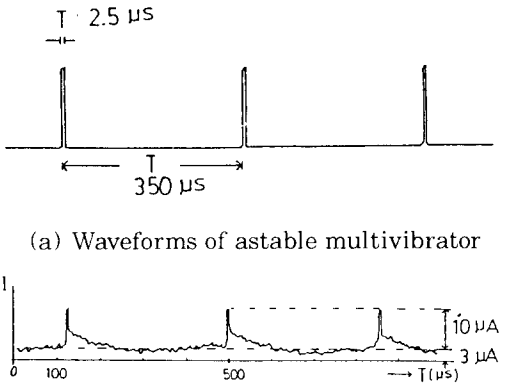
이고, 동적소비전력은 펄스 1개당 소비전력(P_{d1})과 1초당 펄스수(Np)의 곱으로 나타낸다. 즉

$$P_{d1} \times N_p = 6.125 \times 10^{-9}(W) \times 23.5 = 0.15(\mu W) \quad (2)$$

여기서 P_{d1}은 다음과 같다.

$$P_{d1} = V\int_{t2}^{t1} I_d \cdot dt = 6.125 \times 10^{-9}(W) \quad (3)$$

그림 15와 위 계산식에서 알 수 있듯이 커맨드수신기의 소비전력은 대부분 정적소비전력이다. 이것은 누설전류에 의한것으로 IC 제조방법 및 공정개선으로 더 줄일 수 있다.



(a) Waveforms of astable multivibrator

(b) Waveforms of power dissipation

그림 15. 커맨드수신기의 소비전력
Fig. 15. Power dissipation of the command receiver.

시스템의 수명은 사용하는 리튬 전지의 수명에 의해 정해진다. 그러나 리튬전지의 용량과 크기가 비례하기 때문에 시스템의 크기와 수명을 고려하여 선택되어야 한다.[10] 표 1의 결과로 부터 전지수명을 계산해 보면, 식 4에서 알 수 있듯이 체내시스템을 약 560시간 정도 연속 사용할 수 있다. 여기서 사용된 리튬전지의 용량은 750mAh 이다.

즉

$$750(\text{mAh})\times 5(\text{V})\div 6.7(\text{mW}) \fallingdotseq 560(\text{h}) \quad (4)$$

표 1. 체내시스템의 소비전력 (V_{DD}=5V)
Table 1. Summary of power dissipation (V_{DD}=5V)

Circuits	Value	Units
Command receiver	15.2	μW
Conditioner and modulator	3.0	mW
Transmitter	3.5	mW
Total	6.7	mW

Ⅴ. 결 론

본 논문은 체내 삽입형 바이오텔레미터를 개발하기 위하여 전용 IC와 그 시스템을 설계 및 제작한 것이다. 제작된 시스템은 7개의 체내 삽입형 센서로 부터 나오는 생체 데이타를 순차적으로 얻을 수 있고, 체외에서 생체 내부회로의 전원을 ON/OFF 할 수 있는 기능을 갖고 있다. 체내 시스템의 총 소비전력은 약 6.7mW로, 약 560시간 연속동작 할것이다. 제작된 칩을 사용하여 구성한 전체 바이오텔레미트리 시스템이 설계대로 잘 동작함을 확인 하였다. 이러한 바이오텔레미트리 시스템이 의학분야에서 다양하게 응용되기 위해서는 (1)소형 (2)저소비전력 (3)고신뢰성등이 요구된다. 처음 두가지는 CMOS 기술로 IC화 하여 극복되도록 하였고, 고신뢰성은 생체와 적합성이 있는 패키지 기술에 의해 극복될 수 있다.

본 연구에서 제작한 시스템을 국내에서 연구 개발되고 있는 생체 삽입용 압력센서나 ISFET 등과 함께 사용하면 원하는 생체 신호를 피 실험체가 모르는 자연스러운 상태에서 측정하거나, 체외에서 체내의 일정부분에 전기자극을 할 수 있는 의용 텔레미트리 시스템 개발이 가능하다.

參 考 文 獻

[1] 松本伍良, バイオテレメトリ, *醫用電子 と 生體工學* 18, pp.463-467, 1980.

[2] 綿貫 喆, 內山明彦, 池田研二, *生體用 テレメータ 電氣 戟裝置*, pp.102-119, コロナ 社, 1980.

[3] R.S.Mackay, "Biomedical telemetry the formative years", *IEEE, Eng. Med. BiolMag.*, vol.2, pp.11-17, 1983.

[4] J.D Meindl, Biomedical implantable microelectronics. *science* 210, pp.263-267, 1980.

[5] H.D Seo, M.Esashi and T.Matsuo, "Development of pulse powered command receiver for biotelemetry", *in Dig Annual Conf. IECE, Japan*, p.186, November, 1985.

[6] H.D Seo, M.Esashi and T.Matsuo, "Development of CMOS command receiver for implantable telemetry", *IECE Technical Report SSD-52*, pp.75-82, 1985.

[7] B. Puer, E. Peeter, A. Van Den Bossche, W. Sansen, "a Capacitive Pressure Sensor with Low Impedance Output and Active Suppression of Parasitic Effects," *Sensors and Actuators*, A21-A23, pp.108-114, 1990.

[8] H.D Seo, M.Esashi and T.Matsuo, "Manufacture of custom CMOS LSI for an implantable multipurpose biotelemetry system", *Frontiers Med. Bial, Engng*, Vol.1, No.4, pp.319-329, 1989.

[9] H.V.Allen, J.W.Knutti & J.D.Meindl, "Integrated power controllers and RF data transmitters for totally implantable telemetry" *Biotelemetry patient monitoring*, vol.6, pp.147-159, 1979.

[10] 渡潤, バックアップ用電池の特長と使い方, トランジスタ技術, VOL.8, pp.247-266, 1986.

著 者 紹 介

朴 鍾 大(正會員)

1963年 7月 15日生. 1987年 2月 영남대학교 전자공학과 (공학사). 1989年 2月 영남대학교 대학원 전자공학과 (공학석사). 1994年 8月 영남대학교 대학원 전자공학과 (공학박사). 주관심 분야는 VLSI 설계 및 biotelemeter 등임.

徐 熙 敦(正會員) 第 30卷 A編 第 7號 參照

현재 영남대학교 전자공학과 부교수