

개선된 텔레메트리 시스템 개발 및 평가

박차훈* · 서희돈** · 박종대***

영남대학교 대학원 전자공학과*, 영남대학교 전자정보공학부**, 한국전자통신연구원***

(1999년 12월 16일 접수, 2000년 10월 5일 채택)

Development and Evaluation of Advanced Telemetry System

C.H. Park*, H.D. Seo**, J.D. Park***

Dept. of Electronic Engineering, Yeungnam University*,

School of Electronic and Information Engineering, Yeungnam University**

Electronics and Telecommunications Research Institute***

(Received December 16, 1999, Accepted October 5, 2000)

요약: 본 논문에서 제안한 텔레메트리 시스템은 생체신호를 중거리로 전송하기 위한 RF 송신기와 전자파 간섭의 영향이 없는 광을 매체로 하는 수신기로 구성된 시스템이다. 따라서 텔레메트리 시스템은 RF 송신부, 광 수신부 및 생체신호 처리를 위한 CMOS 원칩으로 구성되어 있으며, $65 \times 125 \times 45\text{mm}$ 의 크기이다. 제안된 텔레메트리 장점은 전자파에 노출을 최소화하면서 중거리(50m) 텔레메트리가 가능하며, 자유로운 상태에서의 모니터링이 가능하다.

Abstract: In this study, we fabricated the advanced telemetry system that transmitting media use radio frequency(RF) for the middle range measurement of the physiological signals and receiving media use optical for electromagnetic interference problem. The telemetry system within a size of $65 \times 125 \times 45\text{mm}$ consists of three parts: a RF transmitter, a optical receiver and a physiological signal processing CMOS one chip. Advantages of proposed telemetry system is wireless middle range(50m) FM transmission reduce electromagnetic interference to a minimum which enables a comfortable bed-side telemetry system.

Key words: Telemetry system, Physiological signal processing CMOS one chip

서 론

모든 생명체에서는 생체의 항상성 유지를 위한 여러 가지 생리적 현상들이 이루어지는 과정에서 나름대로의 특별한 의미를 가지고 있는 생체신호들이 계속 발생되고 있으며, 이들 신호를 분석하면 생명체의 이상진단 또는 정보 교환의 수단으로 이용할 수 있다.

특히, 생체공학과 의공학 분야의 발전으로 실험동물이나 환자에 부담을 주지 않고 생체신호를 송수신하는 생체신호 측정 시스템의 필요성이 크게 대두되고 있다. 이에 부응하여 측정된 데이터를 원거리로 전송하는 텔레메트리 기술을 생체신호 전송에 적용시킨 바이오텔레메트리에 관한 연구가 활발히 진행되고 있다.[1,2] 이러한 생체신호를 처리하여 전송하기 위한 텔레메-

터에 요구되는 특성은 소형, 경량화, 저소비전력화, 가능한 많은 생체신호 추출, 전원전압 의존성 감소 등이 있다.[3] 특히 유선방식인 경우 생체가 자유로이 움직인다는 측면에서 바람직하지 않지만 현재 피실험자가 구속된 환경에서 많이 활용되고 있다. 무선(RF)을 정보전송의 매체로 사용하는 경우 신호 지향성이 없이 관측자가 어디에서든 계속된 신호를 수신할 수 있고, 피측정체가 자유로운 상태에서 생체신호를 전송할 수 있는 장점이 있지만, 노이즈의 영향을 받기 쉽고 수신기의 크기와 무게가 부거운 단점이 있다[4]. 또한, 광을 매체로 사용할 경우 전파에 비해 외부 노이즈에 대한 영향이 적고, 수신 회로에서 전기신호의 변환이 용이하다는 장점이 있지만, 주변의 밝기에 따른 영향과 50cm 정도 밖에 되지 않는 도달거리로 인해 실용화가 어렵다[5].

그러나, 두 매체의 장점을 취한 시스템 즉, 광을 수신 매체로 하고, 무선(RF)을 송신매체로 하면 장거리 전송이 가능할 뿐만 아니라 수신시 교주파에 노출되지 않는 광을 매체로 한

수신시스템으로 관측자에게 무해한 초소형의 텔레메트리 시스템을 구축할 수 있다.

이와 같은 단거리 적외선 통신을 이용한 텔레미터 연구는 일본의 kawahito 등에 의해 수행되었다[5]. 그러나, 이 방식은 텔레미터 집적회로를 BJT와 BiCMOS 공정을 사용하여 전력소비가 크고, 부분적으로 구현된 집적회로와 상용 IC의 하이브리드로 텔레미터 시스템을 구현하였다. 그리고, 복합메체를 이용한 시스템은 스위스의 R.Limacher 등에 의해 연구되었는데 비교적 장치가 크고(127x82x22mm) 무거운(170g) 단점이 있다. 본 연구에서는 송신 메체를 무선으로 하여 지향성 및 장거리 전송이 가능한 방법과 수신 메체를 생으로 하여 회로의 소형화 및 노이즈로 인한 영향을 줄일 수 있는 개선된 성능의 텔레메트리 시스템을 구현하였다. 이 시스템에 사용된 핵심 부품은 생체신호를 처리하기 위해 요구되는 특성을 만족하는 광 텔레미터 집적회로를 CMOS 공정기술로 단일 칩화하여 무선 송신 모듈과 하이브리드화 하였다. 외부 관측 시스템은 상용 IC로 제작하여 신호 분석 및 저장이 가능한 PC와 결합하여 전체 텔레메트리 시스템을 구현하였다. 시스템의 생체신호 송수신을 확인하기 위해 상용 접촉전극(skin-surface electrode: Ag-AgCl)을 사용하여 인간의 심전도를 검출하고 텔레미터 집적회로를 통해서 무선(RF)으로 외부에 송신하는 텔레메트리 시스템을 구현하였다.

이중매체를 사용한 텔레메트리 시스템

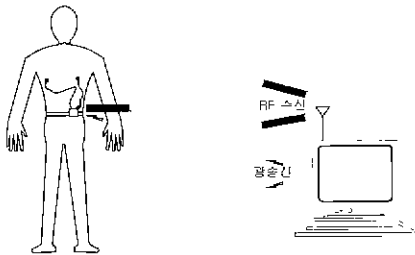


그림 1. 제안된 텔레메트리 시스템의 개략도
Fig. 1. The conceptual view of proposed telemetry system

본 논문에서 제안된 텔레메트리 시스템의 개략도가 그림1에 나타나 있다. 그림의 텔레메트리 시스템은 생체장착 unit(생체신호계측 및 송수신시스템)과 관측시스템의 2부분으로 구성되어 있다. 측정대상 생체는 자유롭게 움직일 수 있으며, 데이터를 RF를 이용 송신할 경우 최대 반경 25m까지가 활동 범위이다. 생체장착 unit(그림 2)는 생체신호를 감지하는 상용 접촉전극, 계측된 생체신호를 처리하는 CMOS 텔레미터 집적회로, 9V 소형 배터리 1개, 신호 수신을 위한 PD(Photo Detector)와 송신을 위한 RF모듈이 포함되어 있다. 그리고 관측시스템은 실험 반경 안에서 순차적으로 들어오는 생체신호를 복조하여 보관하거나 분석하기 위한 컴퓨터로 구성되어 있다. 설계된 시스템은 최대 4채널의 생체신호를 기록할 수 있도록 설계되었다.

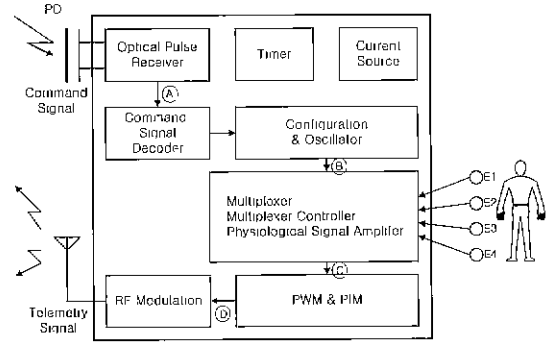


그림 2. 텔레메트리 시스템 구성도
Fig. 2. Functional diagram of the telemetry

텔레메트리는 실험 반경 내에 독립으로 존재하는 생체장착 unit에서 RF로 변환된 생체신호를 각 채널의 할당된 시간대에 외부 시스템으로 전송함으로써 시작된다. 생체 최대 4채널의 생체신호를 시분할 다중화하여 펄스폭 변조(PWM: Pulse Width Modulation)와 펄스간격 변조(PIM: Pulse Interval Modulation)하여 외부 관측 시스템으로 송신한다.

생체장착 unit의 구성요소 중 생체신호 계측용 상용 접촉전극, PD를 제외한 생체신호 처리용 칩을 CMOS 집적회로로 구현하였다. 본 논문에서 구현된 집적회로의 블록도는 그림2과 같이 구성되어 있고, 그 각부에 대한 출력파형이 그림 3에 나타나 있다. 각 기능 블록들에 대한 회로 구성과 특성을 살펴보면 다음과 같다. 외부에서 들어오는 커맨드 신호(적외선)를 전기신호(그림 2의 A)로 변환하는 펄스 수신부(Optical pulse receiver)는 고주파 특성이 좋은 트랜스 임피던스(Trans-impedance)형과 감도특성이 좋은 고임피던스(High-impedance)형으로 분류된다.

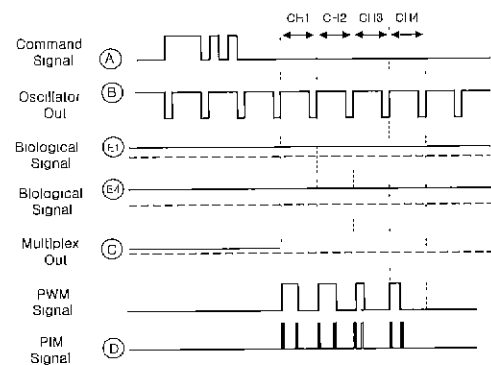


그림 3. 텔레메트리 시스템의 파형도
Fig. 3. Waveforms of telemetry system

본 연구에서는 PD가 큰 범위의 광 전류를 수용할 수 있게 하고, 또한 고속동작을 위해 트랜스 임피던스형으로 구현되어 있다. 그 동작은 그림 4와 같이 적외선이 PD에 입사 되면 광기전력 I_{ph} 로 변환되어 프리앰프에서 전압진폭으로 변환된다. 또한 최소 검출한계를 결정하는 전류 $I_{ph,p}$ 를 전류원으로 사용하

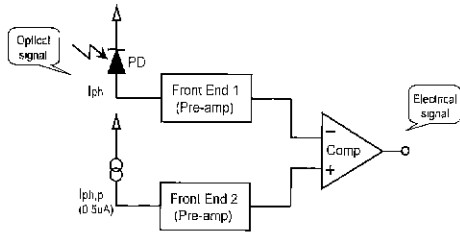


그림 4. 광펄스 수신기의 블록도
Fig. 4. Block diagram of optical pulse receiver

여 프리앰프를 통해 전압으로 변환한다. 위의 두 전압을 서로 비교하여 외부에서 송신된 커맨드 신호를 수신해 전기적 신호로 변환한다. 사용된 프리앰프는 전달특성이 좋은 CMOS 인버터를 사용하면 간단한 구성에도 큰 전류이득을 얻을 수 있다는 장점을 이용하여 설계하였다. 커맨드 신호는 송신 시점을 결정하는 Timmer 보정 또는 Auto On/Off를 설정하기 위한 신호로 쓰여진다. Timmer로부터 나오는 기준 클럭으로 부터 플립플롭 2개와 각종 논리 게이트로 구성된 동기신호 검출기 (Synchronization signal detector)를 사용하여 동기신호(그림 3의 B)와 RF 구동부를 턴 온 시키는 신호(Output enable 그림 3의 C)도 발생시킨다.

미소한 생체신호를 피측정체에 영향을 주지않고 증폭하기 위해서는 증폭기의 고임피던스, 저전압 구동이 필요하다 예전에는 BJT나 JFET를 사용하여 증폭기를 구현하였으나, 이는 공정이 복잡하고 소비전력이 큰 단점과 각 생체신호 마다 각각의 증폭기를 내장하여 칩의 면적이 큰 단점이 있었다. 본 연구에서는 4개의 생체신호를 처리하는 SC(swached capictra) 회로를 사용한 증폭기를 그림 5과 같이 설계하였다[6] 동작은 기본적으로 샘플링과 전하전송으로 수행되며 그림에서 C3는 이전에 축적된 전하가 다음 클럭에 전송되어오는 전하에 방해가 되지 않도록 제거(cancel)역할 한다. 설계된 SC의 이득(C1/C2)은 100배로 설계되었다.

이와 같이 시분할 다중화된 전압전폭 생체신호(그림 4의 F)를 외부로 전송할 경우 잡음의 영향을 받기 쉽다. 이 전압전폭 정보(BSAout)를 비교기를 사용해 PWM신호로 변조하였다. PWM파형의 정보는 펄스가 상승된 시간으로 나타내기 때문에 큰 값을 가지는 정보를 나타낼 경우 상승시간이 비례하여 길어진다. 그리고 이것은 반도체 부품이 동작시켜 표시하므로 전원이 소비된다. 저소비 전력을 위해 상승, 하강 에지 검출기(rising, falling edge detector)를 사용하여 반도체 부품의 동작을 상승, 하강 시점에만 동작시키는 PIM파형의 생체신호(그림 3의 D)로 부선 송신회로를 구동하여 외부 관측 시스템으로 신호를 전송한다 일정시간 경과하거나 설정된 시간이 되면 집적회로 각 블록에 전류흐름을 차단하여 전체 텔레미터 집적회로를 OFF시키는 제어신호를 발생하는 타이밍회로를 설계해 전력소모를 감소시켰다 마지막으로 바이어스 전류를 각 회로 블록에 공급하기 위한 정전류원은 장시간 계속에도 전원 의존성이 적도록 설계되었다 전류원을 설계하는데 주의점은 기준 전압을 전원전압 이외의 것을 선택하여 그 기준으로 삼아야

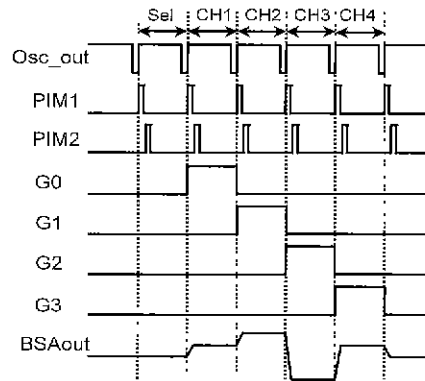
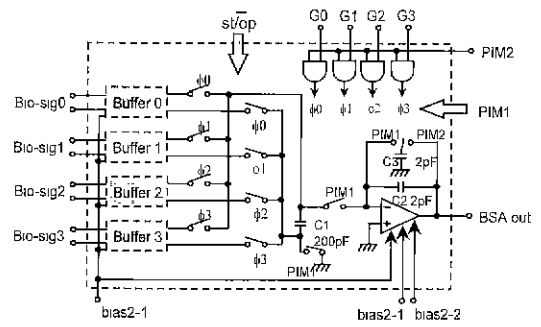


그림 5. 시분할 다중화 SC증폭기의 블록도와 각부의 파형
Fig 5 Block diagram of time sharing multiplexing switched capacitor amplifier and its waveforms

한다. CMOS집적회로에 기준전압으로 사용가능한 것은 MOS Tr. 문턱전압 V_t , 이중 디바이스간의 V_{t1} 차 V_{t2} , CMOS공정에 기생적으로 발생하는 BJT의 베이스-에미터 간 전압 V_{be} , 열전압 kt/q , 밴드갭 전압 V_{bg} 등이 있지만, 본 논문에서는 바이어스 전류가 레이어아웃에 쉽게 설정 가능한 열전압 kt/q 를 기준 전압으로 사용한 자기 바이어스 방식으로 구현하였다기. 구현된 전류원은 그림 6과 같이 전류미러 4단 스택구조와 폴리실리콘 저항, CMOS공정에서 발생하는 기생 바이폴라트랜지스터를 이용한 BJT 2개로 구성되어 있다 바이어스 전류를 그림 6에서와 같이 P, Q점은 같은 전위이므로 저항양단의 전압

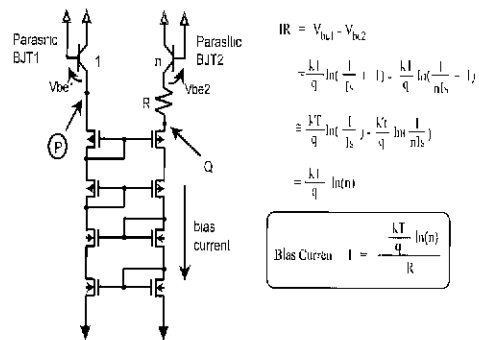


그림 6 정전류원
Fig. 6. Current source

강하는 V_{be} 차로 구할 수 있다. 그림 6에 나타난 최종 바이어스 전류는 전원전압에 의존하지 않음을 알 수 있고, 또한 열전압 kt/q 가 정(positive)의 온도계수를 갖고 있고, 폴리실리콘으로 제작된 저항(R)이 정의 온도계수를 갖고 있어, 비교적 온도 변화가 적은 출력 바이어스 전류가 얻어진다

텔레메트리시스템 특성 평가

생체장착 unit의 텔레메트리 집적회로는 그림 2의 RF송신 모듈과 PD를 제외한 생체 신호처리회로를 그림 7과 같이 5um 설계 룰의 p-well CMOS 공정을 사용하여 Toyohashi university of technology에서 $51 \times 5.1mm^2$ 크기로 게이트 산화막의 두께 T_{ox} 는 640Å 필드산화막 두께 T'_{fox} 는 10900Å로 제작되었다(그림 7)

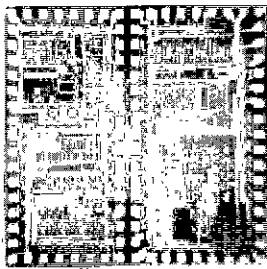


그림 7. 신호 처리용 IC 칩 사진
Fig. 7. Photomicrograph of Signal Processing IC

각 기능 블록의 전기적 특성을 살펴보면 다음과 같다. 외부 관측 시스템의 AN304(최대 발광파장 $\lambda_p:950nm$) LED에서 송신된 커맨드 신호를 수신해 전기적 신호로 변환하는 광필스 수신부는 수광소자로 S1732-08(최대 감도파장 $\lambda_p:900nm$)포토 다이오드를 사용해 전기적 테스트를 실시하였다 송신신호는 ASK(Amplifier Shift Key) 방식을 사용하여 송신한 결과 도달거리가 3m이하로 나타났으며, 주변의 형광등광 같은 광원에 대한 노이즈가 포함되었다 RF 송신은 속도는 40kbit/s이며, 출력은 1mW이다. 그림 8은 송수신기의 성능을 테스트하기 위해 구형파를 송신(그림의 아래)하여 수신기에서 수신(그림의 위)한 파형을 오실로스코프로 측정하여 나타낸 것이다

본 연구에서는 송신은 RF로 하여 도달 거리를 늘이고, 수신

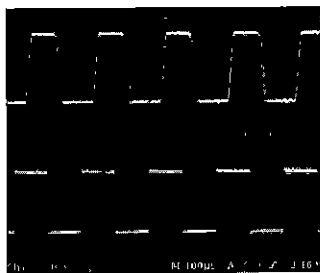
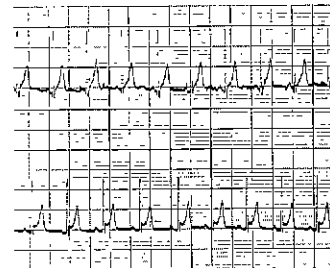
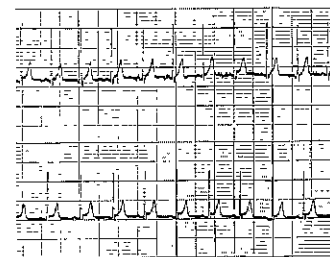


그림 8. RF 송신기 측정 결과
Fig. 8. Test result of RF transmitter

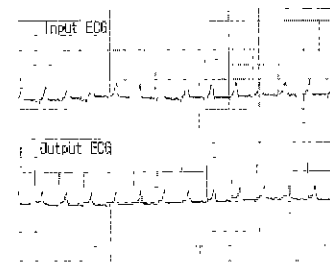
기 PD로하여 적외선 통신의 각각의 장점을 취한 텔레메트리 시스템을 구현했다. 시분할 다중화된 생체신호를 외부로 전송하는 PIM변조부의 전기적 특성을 확인하기 위해 변조부 입력 전압을 2.5V-60V까지 변화시켰을 때 입출력전압에 대한 비선형 오차가 1.2% F.S.(Full Scale)로 나타나 측정된 생체신호가 왜곡 없이 빈조됨을 확인하였다 텔레미터 집적회로 내부의 아날로그회로에 바이어스 전류를 공급하는 전류원 중 제작된 기생 BJT의 TGG(test element group)측정 결과 V_{be} 가 0.56V, h_{fe} 가 40으로 회로 부품으로서 충분한 특성을 갖는다.



(a) 5m



(b) 15m



(c) 25m

그림 9. 텔레메트리 시스템 측정결과
Fig. 9. Physiological signal test result of telemetry system

이상과 같은 특성을 갖는 광텔레메트리 집적회로를 사용해 실제 생체신호 송수신을 확인하기 위해 상용 피부접촉전극을 사용해 인간의 심전도를 검출하여 텔레미터 집적회로를 통해서 외부로 송신하는 실험을 그림 1과 같이 실시하였다. 제안된 텔레메트리 시스템은 최대 4채널의 신호를 연속하여 외부로 전송가능 하지만, 실험의 간략화를 위해 1채널 생체신호를 검출 전극을 통해 검출하여 집적회로의 생체신호 증폭부의 입력으로 사용하였다. 생체신호로서 주파수가 비교적 낮은 11Hz 정도의 심전도(ECG)를 생체신호로 사용하여 20m거리에서 수신을 확

인하였다. 정밀한 심전도 측정에는 양팔, 양다리 그리고 가슴의 6부분을 포함한 10부분을 측정해야 하나, 본 연구에서는 간단한 측정으로 3부분을 측정하였다. 측정된 데이터는 12bit, 360Hz 샘플링된 신호이다. 심전도 측정결과가 그림 9에 나타나 있다. 이 그림은 외부 관측시스템에서 복조된 신호를 나타내고 있다. 그림에서 알 수 있듯이 반경 25m내에서는 양호한 출력결과를 얻을 수 있었다. 측정결과 심전도의 출력전압은 3mV정도였다. 또한 측정도 중 생체가 자유로이 움직여도 송신된 데이터의 단절이 없음을 확인할 수 있었다.

결 론

본 논문은 중거리 송신을 위해 RF를 매체로 이용한 송신기, 전자파에 의한 영향을 제거하기 위해 방을 매체로 이용한 수신기 및 생체신호 처리 전용 CMOS 칩으로 개선된 텔레메트리 시스템을 제작하였고(그림 10), 외부 관측시스템을 상용 IC를 사용해 조립하여 4채널 텔레메트리 시스템을 구현하였다. 구현된 시스템의 성능확인을 위해 실제 인체에 표면전극을 장착하여 생체 신호인 심전도(ECG)를 측정하여 RF와 PD를 통해 외부 관측시스템으로 송수신하는 중거리 텔레메트리 시스템을 구현하였다.

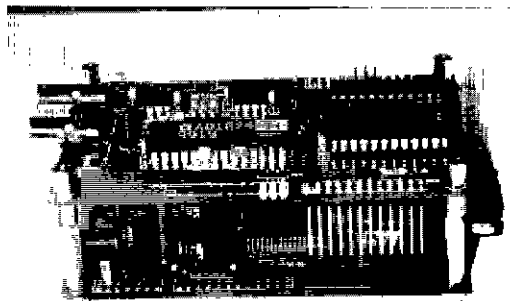


그림 10

그림 10 구현된 하드웨어 사진
Fig. 10. Photograph of the proposed telemetry system

본 시스템의 특성 중 RF 수신 거리는 실내에서 25m정도이며, 광 수신 거리는 3m로 텔레메트리 시스템에 대한 command를 수신하기에 충분한 거리이다. 동기식 발전기는 전원전

압이 46-60V까지 변화해도 안정된 동작을 기대할 수 있고, PIM변조부는 2.5V-5.0V까지의 입력전압에 비선형 오차가 1.2%FS의 안정성을 나타내었다. 또한 전류 전원부는 전원전압이 4.3V-6.0V 범위에서도 안정된 정전류원 동작을 하는 것으로 확인되었다. 그러나 본 연구에서 구현된 생체신호 증폭부는 SC회로로 구현되어 1/f, 클럭 피드쓰루(feedthrough) 잡음 등이 있을 가능성이 있다. 이 문제를 해결하기 위해 차동구조를 갖는 초퍼안정화(Differential chopper stabilization)기술 등을 사용하여 좀더 향상된 성능을 얻을 수 있을 것으로 생각된다. 본 연구의 목적은 가정에서 환자의 상태를 모니터 하거나 특정 공간 내에 존재하는 생체의 신호를 추출하여 이상 유무를 판단하는 중거리 텔레메트리를 목적으로 구현되었다. 본 연구를 토대로 하여 LAN통한 원격 진단 시스템으로 개선된 텔레미터의 응용이 기대되어 진다

참 고 문 헌

1. R.Stuart Mackay, BioMedical Telemetry pp. 1-25, IEEE Press, 1993
2. J.D.Mendle, Biomedical implantable micro e-lectronics, Science, 210, pp. 263-267, 1980
3. J.Park, H.Seo, and S Choi, "Fabrication of CMOS IC for telemtring biological signals from multiple subjects", Sensors and Actuators A, 43, pp. 289-295, 1994
4. H.D.Seo, M.Esashi and T.Matsuo, "Manufacture of custom CMOS LSI for an implant- able multipurpose Biotelemetry System", Front. Med. Biol. Eng, 1, pp.319-329,1989
5. S Kawahito,S.Ueda, M.Ishida, T. Nakamura, S.Usut, "A CMOS integrated circuit for noninvasive remote sensing of multichannel biological signal from multiple objects", Tech. Digest, 11th Sensor Symp., Tokyo, Japan, Jun 4-5, pp. 59-62,1992
6. Roubik Gregorian and Gabor C. Temes, Analog MOS Integrated Circuits, John Wiley & Sons, pp.50-529, 1986
7. Alan B Grebene, Bipolar and MOS Analog Integrated circuit design, pp. 189-193,1984