論文98-35D-7-6

강제 동기식 4생체 4채널 광텔레미트리시스템 구현

(Implementation of Four-subject Four-channel Optical Telemetry System with Enforced Synchronization)

朴 鍾 大 *, 孫 振 瑀 *, 徐 熙 敦 **, M . Ishida ***

(Jong Dae Park, Jin Woo Sohn, Hee Don Seo, and M. Ishida)

요 약

본 논문은 미세 생체신호를 외부로 전송하기 위한 생체신호 처리용 단일 칩을 CMOS공정기술을 사용하여 구현하였고, 외부시스템은 상용IC로 제작하여 전체 생체신호 전송시스템을 개발하였다. 개발된 생체신호 처리용 칩은 전원전압에 대한 의존성을 감소할 수 있도록 하였으며, 연속된 4생체 4채널 텔레미터를 구현하기 위해 적외선 양방향 통신이 가능한 강제 동기식 방법을 제안하였다. 구현된 5.1×5.1mm^2 크기의 텔레미터 집적회로는 외부 명령신호 수신, 내부 블럭 초기화, 생체 선택신호 해독, 생체신호 시분할 다중화, 외부 시스템에 데이터 전송, 자동 전원차단 등의 기능이 있다. 구현된 텔레미터 집적회로 내부의 핵심 요소인 발진기의 전원전압 의존성은 4.6V~6.0V까지 안정된 동작이 가능하고, PIM변조기는 1.2%F.S.이하의 비선형율을 나타내고 있다. 또한 외부에서 일정 기간(2.5ms) 동안 명령이 없을 경우 자동으로 전원이 차단되는 기능을 갖고 있다.

Abstract

This paper presents the physiological signal processing CMOS one chip for transmitting human bodys small electrical signals such as electrocardiogram(EKG) or electromyogram(EMG) and the external system for receiving signals was implemented by the commercial ICs. For simultaneous four-subject four-channel telemetry, a new enforced synchronization technique using infrared bi-directional communication has been proposed. The telemeter IC with the size of 5.1×5.1mm^2 has the following functions: receiving of command signal, initialization of internal state of all functional blocks, decoding of subject-selection signal, time multiplexing of 4-channel modulated physiological signals, transmitting of telemetry signal to external system and auto power down control. The newly designed synchronized oscillator with low supply voltage dependence in the telemeter IC operates at a supply voltage from 4.6~6.0V and the nonlinearity error of PIM modulator was less than 1.2%F.S(Full scale). The power saving block operates at the period of 2.5ms even if the telemetry IC does not receive command signal from external system for a constant time.

* 正會員, 韓國電子通信研究員
(Electronics and Telecommunications Research Institute)
** 正會員, 嶺南大學校 電氣電子工學科
(Dept. of Electrical and Electronic Eng., Yeungnam University)
*** 正會員, 豊橋技術科學大學校 電氣電子工學科
(Dept. of Electrical and Electronic Eng., Toyohashi University of Technology, Japan)

※ 이 연구는 한국과학재단에서 지원하는 센서기술연구센터의 일부지원(96k3-0803-04-03-3)으로 이루어져 관계기관에 감사드린다.
接受日字:1997年6月28日, 수정완료일:1998年6月5日

Ⅰ. 서 론

근래 생체공학과 의공학 분야의 발전으로 실험동물이나 환자에 부담을 주지않고 생체신호를 송수신하는 생체신호 계측시스템의 필요성이 크게 대두되고 있다. 이에 부흥하여 계측된 데이터를 원거리에 전송하는 텔레메트리 기술을 생체신호 전송에 적용시킨 바이오텔레메터 연구가 활발히 진행되고 있다[1,2]. 이러한 생체신호를 처리하여 전송하기 위한 텔레메터에 요구되는 특성은 소형, 경량화, 저소비전력화, 가능한 많은 생체신호 추출, 전원전압 의존성 감소 등이 있다[3]. 또한 전기신호를 사용한 유선, 무선방식으로 생체신호를 관측하는 다양한 전송방식 등이 있다[4]. 특히 유선방식인 경우 생체가 자유로이 움직인다는 측면에서 바람직하지 않지만 현재 피실험자가 구속된 환경에서 많이 활용되고 있다. 그러나 무선(RF)을 정보전송의 매개체로 사용하는 경우 신호 지향성이 없어 관측자가 어디에서든 계측된 신호를 수신할 수 있고, 피측정체가 자유로운 상태에서 생체신호를 전송할 수 있는 장점이 있지만, 노이즈의 영향을 받기 쉽고 송수신기가 큰 단점이 있다. 그러나 송수신 매체로 광을 사용하면 송수신기에 안테나가 필요한 전파에 비해 외부 노이즈에 대한 영향이 적고, 내부 전기신호의 변환이 용이하다는 장점이 있어 실용적인 방법이다. 이와 같은 단거리 적외선 통신을 이용한 텔레메터 연구는 일본의 Kawahito등에 의해 수행되었다[5]. 그러나 이방식은 텔레메터 집적회로의 구성에 있어 BJT와 BiCMOS공정을 사용하여 전력소비가 많고, 또한 부분적으로 구현된 집적회로와 상용IC를 하이브리드로 연결하여 텔레메터를 구현하였다. 본 연구에서는 이를 보완한 생체신호 처리용 칩을 CMOS집적회로로 단일 칩 화하여 개선된 성능의 텔레메터를 구현하였다.

본 논문에서는 특정크기 내에 존재하는 복수의 생체에서 측정된 생체신호를 포토다이오드(PD)와 발광다이오드(LED)를 사용해 외부 시스템과 송수신하는 다생체 다채널 강제 동기식 광바이오텔레메트리시스템 구현을 목적으로 설계되었다. 이를 위해 생체신호를 처리하기위해 요구되는 특성을 만족하는 광텔레메터 집적회로를 CMOS공정기술로 단일 칩화 하고, 외부관측시스템은 상용IC로 제작하여 텔레메트리시스템을 구현하였다. 시스템의 생체신호 송수신을 확인하기 위해 상용 접촉전극(skin-surface electrode:Ag-AgCl)을 사용해 인간의 심전도와 근전도를 검출하여 텔레메터 집적회로를 통해서 적외선으로 외부로 송신하는 광바이오텔레메트리시스템을 구현하였다.

Ⅱ. 강제동기식 광바이오텔레메트리시스템

본 논문에서 연구될 최종 텔레메트리시스템의 개략도가 그림 1에 나타나 있다. 그림의 텔레메트리시스템은 실험 부스(booth)와 외부 관측시스템의 2부분으로 구성되어있다. 측정대상 생체가 있는 실험 부스는 4마리 실험동물이 움직일 수 있는 0.5mm×0.5mm×0.5mm 크기에 생체 각각에 생체신호를 계측할 수 있는 생체장착unit는 생체신호를 감지하는 상용 접촉전극, 계측된 생체신호를 처리하는 CMOS 텔레메터 집적회로, 3V소형 리튬 배터리 2개, 신호 송수신을 위한 LED, PD가 포함되어 있다. 그리고 외부 관측시스템은 실험 부스에 대해 임의의 생체를 선택할 수 있는 생체선택스위치2개, 특정 채널을 선택할 수 있는 채널선택스위치 4개 그리고 전송된 생체신호를 복조해 기록하는 기록계로 구성되어 있다. 설계된 시스템은 최대 4생체, 4채널의 생체신호를 기록할 수 있도록 설계되었다.

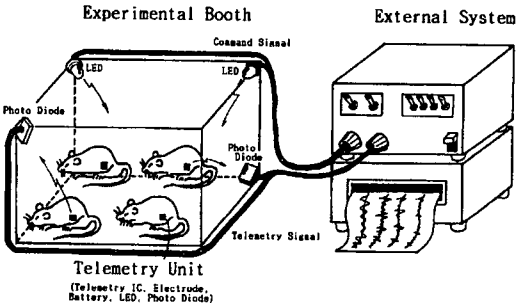


그림 1. 광바이오텔레메트리시스템의 개념도
Fig. 1. Conceptual view of optical biotelemetry system.

외부 관측시스템과 생체장착 unit, 즉 텔레메터 집적회로 간의 통신은 동기가 일치하지 않으면 전송된 신호가 의미가 없다[5]. 따라서 본 논문에서는 주기적으로 외부 관측장치에서 텔레메터 집적회로에 동기펄스를 주기적으로 발생시켜 텔레메터 집적회로를 초기화 하는 강제동기식 텔레메트리시스템으로 구현되었다. 이 방법은 시스템 동기가 어긋날 경우, 다음 펄스에서 동기화 되어 송수신 데이터 손실을 최소로 할 수 있는 장점이 있다.

텔레미트리는 실험 부스 내에 독립으로 존재하는 텔레미터 집적회로에 외부시스템에서 그림 2와 같이 연속된 커맨드신호(Command signal)를 송신 함으로서 시작된다. 288㎲주기의 커맨드신호는 동기신호(Synchronization signal)와 생체선택신호(Subject selection signal)로 구성되어 있다. 48㎲주기의 동기신호는 텔레미터 집적회로 내부상태를 강제적으로 초기화시키는 신호이고, 생체선택신호는 복수 개(최대 4개)의 짧은 주기의 펄스로 구성되어, 그 펄스 수가 선택되는 생체번호를 의미한다. 각 텔레미터 집적회로는 이 펄스 수를 계산해 선택 여부를 판단한다. 생체선택 후 선택된 생체는 최대4채널의 생체신호를 시분할 다중화하여 펄스폭변조(PWM:Pulse Width Modulation)와 펄스간격변조(PIM:Pulse Interval Modulation)의 2중 변조로 외부관측 시스템으로 송신한다.

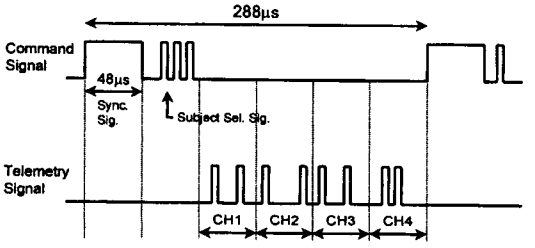


그림 2. 광텔레미트리시스템 통신
Fig. 2. Communication of optical telemetry system.

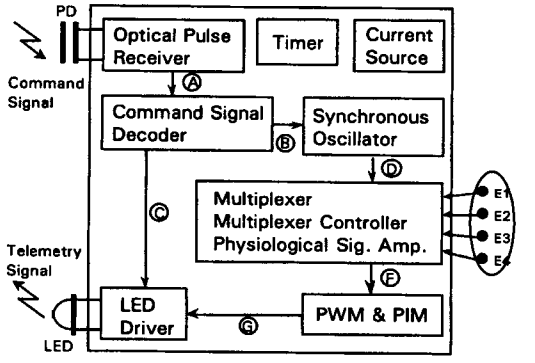


그림 3. 텔레미트리 집적회로의 블럭도
Fig. 3. Block diagram of telemeter IC.

생체장착 unit의 구성요소 중 생체신호 계측용 상용 접촉전극, PD, LED를 제외한 생체신호 처리용 칩을 CMOS집적회로로 구현하였다. 본 논문에서 구현된 집적회로의 블럭도는 그림 3과 같이 구성되어 있고, 그 각부에 대한 출력파형이 그림 4에 나타나 있다. 각 기능 블록들에 대한 회로 구성과 특성을 살펴보면 다음과 같다. 외부에서 들어오는 커맨드신호(적외선)를 전기신호(그림 4의 A)로 변환하는 광펄스 수신부(Optical pulse receiver)는 고주파특성이 좋은 트랜스임피던스(Trans-impedance)형과 감도특성이 좋은 고임피던스(High-impedance)형으로 분류된다[6,7]. 본 연구에서는 PD가 큰 범위의 광전류를 수용할 수 있게 하고, 또한 고속동작을 위해 트랜스임피던스형으로 구현되어 있다.

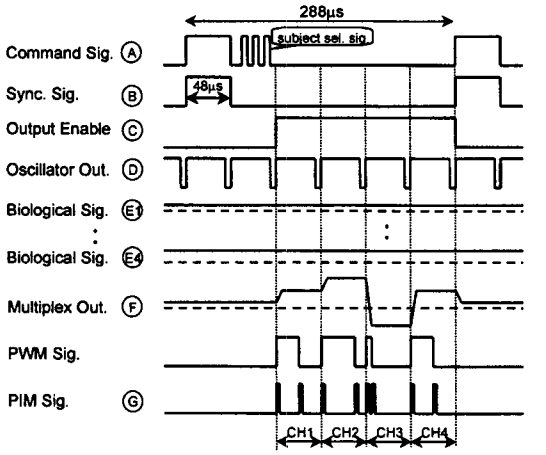


그림 4. 텔레미터 집적회로 파형
Fig. 4. Waveforms of telemeter IC.

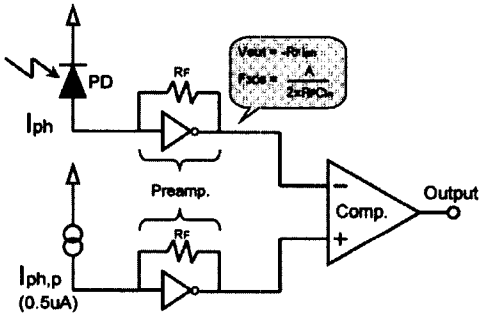


그림 5. 광펄스 수신기의 블록도
Fig. 5. Block diagram of optical pulse receiver.

그 동작은 그림 5와 같이 적외선이 PD에 입사 되면 광기전력 Iph로 변환되어 프리앰프에서 전압진폭으로 변환된다. 또한 최소검출한계를 결정하는 전류Ith,p를 전류원으로 사용하여 프리앰프를 통해 전압으로 변환한다. 위의 두 전압을 서로 비교하여 외부에서 송신된 커맨드 신호를 수신해 전기적 신호로 변환한다. 사용된 프리앰프는 CMOS인버터가 전달특성이 급준하

여 간단한 구성에도 큰 전류이득을 얻을 수 있다는 장점을 이용하여 인버터에 피이드백 저항(RF)을 사용하여 증폭기로 사용하였다. 커맨드신호는 동기신호와 생체선택신호의 2가지 정보를 포함하고 있다. 이 중에서 플립플롭2개와 각종 논리 게이트로 구성된 동기신호검출기(Synchronization signal detector)를 사용하여 동기신호(그림 4의B)와 리세트 신호인 clear1신호 그리고 LED구동부를 턴 온 시키는 신호(Output enable 그림 4의 C)도 발생시킨다.

텔레미터 집적회로 내부에는 각종회로 블럭들의 동기를 위해 발진기가 내장되어 있다. 디지탈회로 클럭 발생기로 자주 이용되는 비안정 멀티바이브레이터는 회로구성이 간단하다는 장점이 있으나, 전원전압에 따른 주파수 변동이 심해 최악의 경우 텔레미터가 안될 가능성이 있고, 주파수를 외부에서 제어하기 어려운 단점이 있다. 이러한 단점을 극복하기 위해 그림 6과 같이 제안된 강제 동기식 발진기를 설계하였다. 그 동작원리는 발진기 외부에서 동기신호(Sync. Signal)가 입력되면 동기신호가 "High"인 Ts동안 SW1이 ON된다. 이때 I_1은 C_1을 충전하여 충전전압 $V_{c1}=(I_1Ts/C_1)$이 된다. 동기신호가 "Low"인 경우는 SW3가 ON되어 I_2는 C_2에 충전을 처음 시작한다. 그리고 C_2의 전위 V_{c2}가 참조전압(Ref. Voltage)에 도달하면 비교기 출력은 "High"에서 "Low"로 바뀐다. 이 발진기의 출력(Osc_out)을 충전 SW3와 방전 SW4에 피이드백 되어 C_2에 충전된 전하를 단시간에 방전하고 다시 충전을 시작한다. 발진기의 출력이 "High"가 되는 시간은 $Tout=(C_2V_{c1}/I_2)$가 된다. 여기서 $I_1=I_2$, $C_1=C_2$가 되면 원리적으로 Ts=Tout가 됨을 알 수 있다. 이 구성의 이점은 반도체 제조공정상의 변동에 의해 커패시터(C_1, C_2)와 전류원(I_1, I_2)이 설계 치와 일치하지 않아 동기신호가 발진기 출력과 같지 않은 경우에도 외부제어에 의해 발진주기를 원하는 값에 제어 가능한 유연성이 있다. 동기식 발진기의 블럭도에는 비교기 내부의 전류원 I_3를 포함해서 3개의 전류원이 존재한다. 통상 I_3는 전원전압의 감소에 의해 I_3가 적어지면 비교기의 스위칭 속도가 떨어져 발진기의 출력 펄스 폭이 커진다. 따라서 발진기 전원전압의존성을 감소시키기 위해 I_3의 전원전압의존성을 경감시켜야 한다. 그래서 비교기의 이득을 크게 설계하여 전류원 I_3가 변해도 그 변화가 직접 펄스폭의 변화에 나타나지 않아 발진기 전체의 전원의존성을 경감시키도록 설계되었다.

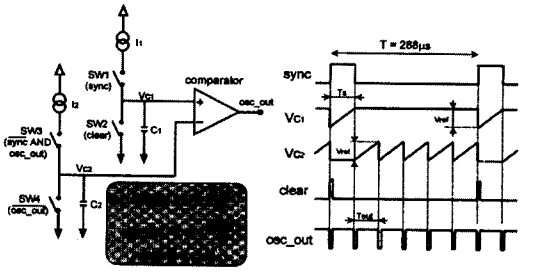


그림 6. 강제동기식 발진기와 각부 파형
Fig. 6. Block diagram of synchronized oscillator and its waveforms.

미소한 생체신호를 피측정체에 영향을 주지않고 증폭하기 위해서는 증폭기가 고임피던스, 저전압 구동이 필요하다. 예전에는 BJT나 JFET를 사용하여 증폭기를 구현하였으나, 이는 공정이 복잡하고 소비전력이 큰 단점과 각 생체신호 당 각각의 증폭기를 내장하여 칩의 면적이 큰 단점이 있었다. 본 연구에서는 4개의 생체신호를 처리하는 SC(Switched capacitor) 회로[8]를 사용한 증폭기를 그림 7과 같이 설계하였다. 동작은 기본적으로 샘플링과 전하전송으로 수행되며 그림에서 C3는 이전에 축적된 전하가 다음 클럭에 전송되어오는 전하에 방해가 되지 않도록 제거(cancel)역할을 한다. 설계된 SC의 이득(C1/C2)은 100배로 설계되었다.

이와 같이 시분할 다중화된 전압진폭 생체신호(그림 4의 F)를 외부로 전송할 경우 잡음의 영향을 받기 쉽다. 이 전압진폭 정보(BSAout)를 비교기를 사용해 PWM신호로 변조하였다. PWM파형의 정보는 상승 하강시간에 있고, 그 이외의 시간에서는 정보를 갖고 있지 않아 필요 없는 소비전력의 원인이 된다. 저소비전력을 위해 상승, 하강 에지 검출기(rising, falling edge detector)를 사용하여 PIM변조된 생체신호(그림 4의 G)를 LED구동부를 통해 외부 관측 시스템으로 전송한다.

일정시간 경과 후 외부에서 커맨드신호가 들어오지 않는 경우 집적회로 각 블럭에 전류흐름을 차단하여 전체 텔레미터 집적회로를 OFF시키는 제어신호를 발생하는 타이밍 회로를 설계해 전력소모를 감소시켰다. 이 타이머 회로는 인버터 두개와 커패시터를 사용하여 커패시터에 충전된 전압이 인버터의 논리문턱전압이하로 떨어질 때 신호를 발생시키는 간단한 구조로 구성

되었다.

마지막으로 바이어스 전류를 각 회로 블럭에 공급하기 위한 정전류원은 장시간 계측에도 전원의존성이 적도록 설계되었다. 전류원을 설계하는데 주의점은 기준전압을 전원전압 이외의 것을 선택하여 그 기준으로 삼아야 한다. CMOS집적회로에 기준전압으로 사용 가능한 것은 MOS Tr. 문턱전압 Vt, 이종 디바이스간의 Vt차 Vt, CMOS공정에 기생적으로 발생하는 BJT의 베이스-에미터 간 전압 Vbe, 열전압 kt/q, 밴드갭 전압 Vbg 등이 있지만, 본 논문에서는 바이어스 전류가 레이아웃에 쉽게 설정 가능한 열전압 kt/q를 기준 전압으로 사용한 자기바이어스 방식으로 구현하였다[9].

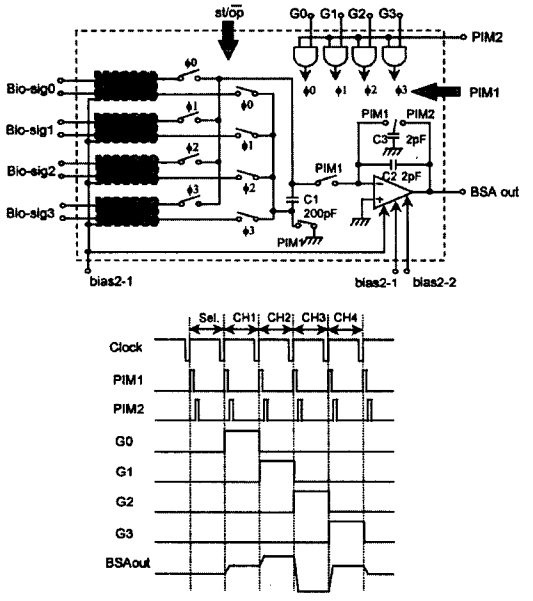


그림 7. 시분할 다중화 SC증폭기의 블럭도와 각부의 파형

Fig. 7. Block diagram of time sharing multiplexing switched capacitor amplifier and its waveforms.

구현된 전류원은 그림 8과 같이 전류미러 4단 스택구조와 폴리실리콘 저항, CMOS공정 시 발생되는 기생 바이폴라트랜지스를 이용한 BJT 2개로 구성되어 있다. 바이어스전류는 그림 8에서와 같이 P, Q점은 같은 전위이므로 저항 양단의 전압강하는 Vbe차로 구할 수 있다. 그림 8에 나타난 최종바이어스전류는 전원전압에 의존하지 않음을 알 수 있고, 또한 열전압 kT/q가 정의 온도계수를 갖고있고, 폴리실리콘으로 제작된 저항(R)이 정의 온도계수를 갖고있어, 비교적 온도변화가 적은 출력 바이어스전류가 얻어진다. 또한 언급된 기생BJT는 그림 9와 같이 n형 기판을 컬렉터, p-well을 베이스, NMOS Tr.의 소오스, 드레인 영역이 에미터로 구성되어 있다. 즉 기생 BJT인 경우 베이스폭 Wb는 p-well깊이와 같아 정확히 제어하긴 어렵지만 BJT1과 BJT2의 Wb가 같은 값을 가지는 것이 중요하므로, 칩상의 인접한 곳에 위치시키면 거의 같은 정도의 Wb를 얻을 수 있다.

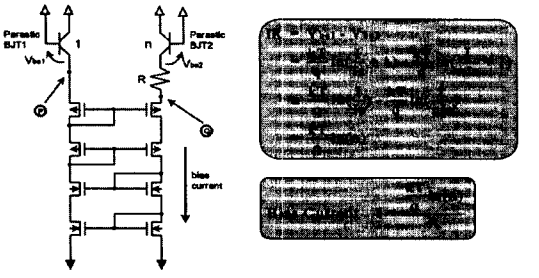


그림 8. 정전류원

Fig. 8. Current source.

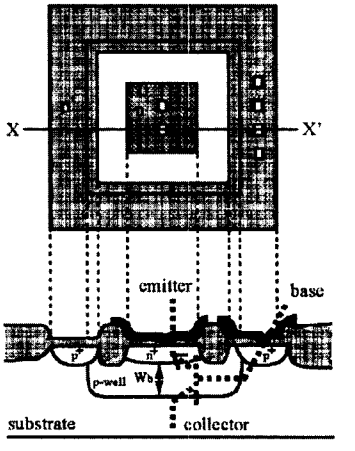


그림 9. 기생바이폴라트랜지스터의 단면구조와 레이아웃도

Fig. 9. Cross sectional view of parasitic bipolar junction transistor and its layout.

Ⅲ. 텔레미터리시스템 특성 평가

생체장착 unit의 텔레미터 집적회로는 그림 3의 LED와 PD를 제외한 생체신호처리회로를 그림 10과 같이 5um설계 룰의 p-well CMOS공정을 사용하여 Toyohashi university of technology에서 5.1×5.1mm^2 크기로 게이트 산화막의 두께 T_{ox}는 640Å

필드산화막 두께 T_{fox}는 10900Å로 제작되었다.

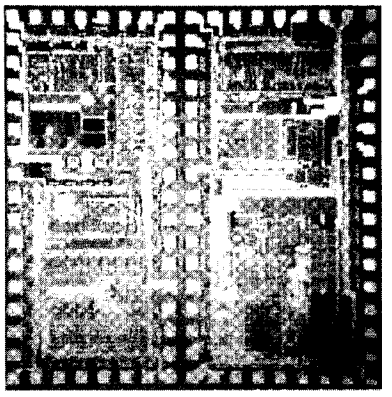


그림 10. 텔레미터 집적회로 칩 사진
Fig. 10. Photomicrograph of telemeter IC.

각 기능 블럭의 전기적 특성을 살펴보면 다음과 같다. 외부 관측 시스템의 AN304(최대 발광파장 λ p:950nm) LED에서 송신된 커맨드 신호를 수신해 전기적 신호로 변환하는 광펄스 수신부는 수광소자로 S1732-08(최대 감도파장 λ p:900nm) 포토 다이오드를 사용해 전기적 테스터를 실시하였다. 동기신호의 주기는 288μs로 생체선택신호의 펄스폭은 5μs이고 1채널 당 48μs주기를 갖고 있는 커맨드신호를 외부에서 송신하였을 때 텔레미터 집적회로의 광펄스 수신부에서도 같은 펄스를 갖는 신호를 수신함을 확인하였다. 이때 송수신거리는 최대 0.5m였다. 본 연구에서는 송수신기에 각각 2개의 PD, LED를 방사형태로 조립하여 적외선 통신의 단점인 LED와 PD의 적외선 지향성문제를 최대한 억제하였다.

기존의 비안정 멀티바이브레이터를 사용한 발진기는 전원전압 변동에 따라 발진주기가 변하는 단점이 있다. 이러한 문제를 개선한 제안된 발진기는 측정결과 전원전압이 4.6V~6.0V(텔레미터 집적회로 동작 전원전압 6.0V)까지 변화해도 발진특성이 우수함을 확인하였다. 이 구성은 공정상의 변동에 의해 그림 6의 커패시터와 전류원이 설계치와 일치하지 않아 동기신호가 발진기 출력과 같지 않은 경우에도 외부제어에 의해 발진주기를 조절할 수 있는 장점이 있다. 동기신호를 입력으로 해서 측정된 동기식 발진기의 출력 결과가 그림 11에 나타나 있고, 그림 12는 R=1kΩ, C=560pF과 상용 인버터 IC(74HC04)를 이용하여 조립된 비안정 멀티바이브레이터와 제안된 강제동기식 발진기의 동작전압 변화에 따른 펄스 변동율의 변화를 나타내고 있다.

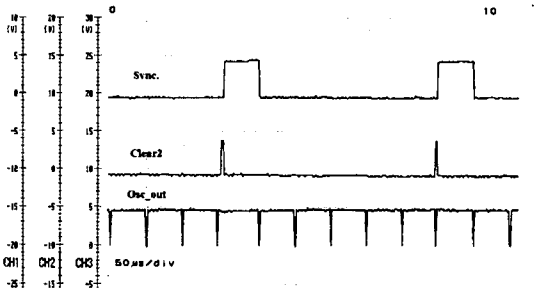


그림 11. 동기식 발진기의 측정 결과
Fig. 11. Test result of synchronized oscillator waveform.

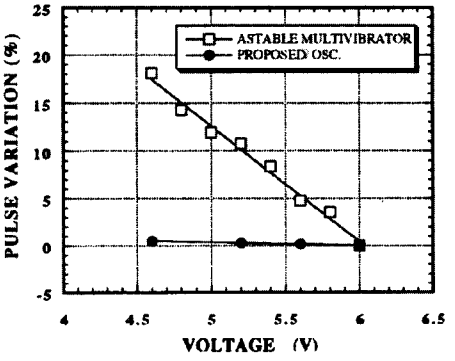


그림 12. 전원전압 변동에 따른 펄스 변동률 변화
Fig. 12. A pulse variation according to the voltage source.

시분할 다중화된 생체신호를 외부로 전송하는 PIM 변조부의 전기적 특성을 확인하기 위해 변조부 입력전압을 2.5V~6.0V까지 변화 시켰을 때 입출력전압에 대한 비선형 오차가 1.2%F.S.로 나타나 측정된 생체신호가 왜곡 없이 변조됨을 확인하였다.

외부에서 커맨드신호가 들어오지 않을 때 집적회로 내부시스템을 OFF시킬 목적인 타이밍회로는 외부에서 2.5msec동안 커맨드신호가 입사 되지않으면 동작정지신호를 발생하여 내부 시스템을 OFF시킨다. 텔레미터 집적회로 내부의 아날로그회로에 바이어스 전류를 공급하는 전류원 중 제작된 기생 BJT의 TEG (Test Element Group) 측정 결과 그림 13과 같이 Vbe가 0.56V, hfe가 40으로 회로부품으로서 충분한 특성을 갖는다.

이상과 같은 특성을 갖는 광텔레미트리 집적회로를 사용해 실제 생체신호 송수신을 확인하기 위해 상용 피부접촉전극을 사용해 인간의 심전도와 근전도를 검출하여 텔레미터 집적회로를 통해서 적외선으로 외부

로 송신하는 실험을 그림 14와 같이 실시하였다. 제안된 텔레미터리시스템은 최대4생체, 4채널의 신호를 연속하여 외부로 전송가능하지만, 실험의 간략화를 위해 1생체 2채널 생체신호를 접촉전극을 통해 검출하여 집적회로의 생체신호 증폭부의 입력으로 사용하였다. 생체신호로서 주파수가 비교적 낮은 1Hz 정도의 심전도(EKG)와 대체로 주파수가 높은1kHz정도의 근전도(EMG)를 생체신호로 사용하여 50cm거리에서 송수신을 확인하였다.

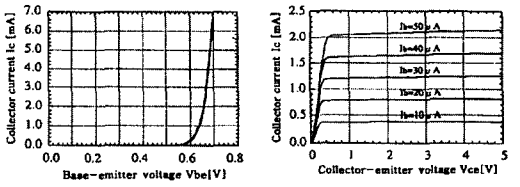


그림 13. 기생BJT의 특성
Fig. 13. Characteristics of parasitic BJT.

정밀한 심전도 측정은 양팔, 양다리 그리고 가슴의 6부분을 포함한 10부분을 측정해야 하나, 본 연구에서는 간단한 측정으로 3부분을 측정하였다. 또한 근전도의 측정에 사용되는 전극으로는 백금 코팅 된 침(needle)과 접촉전극을 사용할 수 있으나, 본 연구에서는 근육 다발의 측정용으로 많이 이용되는 전극을 사용해 오른쪽 팔 근육의 전기적 신호를 테스터 하였다. 측정된 기록계의 속도는 2.5cm/sec로 측정된 심전도, 근전도 측정결과가 그림 15에 나타나 있다. 이 그림에서 CH1, CH2 input로 표시된 2개의 파형은 생체신호 증폭부를 거친 신호이며, 아래의 두 결과는 전송되어진 생체신호를 외부 관측시스템에서 복조된 신호를 나타내고 있다. 그림에서 알 수 있듯이 서로 양호한 출력 결과를 얻을 수 있었다. 측정 결과 근전도의 출력전압은 6mV, 심전도의 출력전압은 3mV정도였다. 또한 측정도 중 적외선 광로를 차단하였을 때는 출력파형이 절단되어 나타남을 확인할 수 있었다.

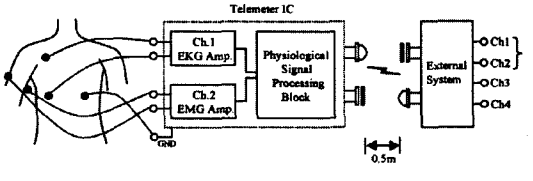


그림 14. 심전도와 근전도 측정을 위한 광텔레미트리시스템 블럭도
Fig. 14. Optical telemetry system block diagram for EKG and EMG signals test.

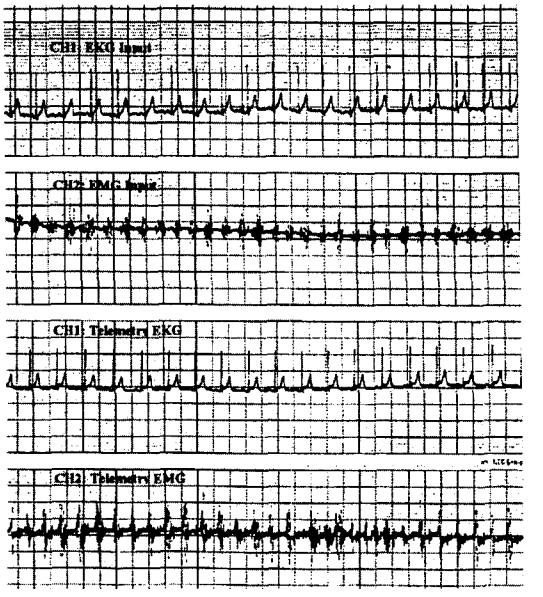


그림 15. 광텔레미트리시스템의 생체신호 측정 결과
Fig. 15. Physiological signal test results of optical telemetry system.

Ⅳ. 결 론

본 논문은 생체 신호처리용 텔레미터를 CMOS집적회로로 단일 칩화 하고, 외부 관측시스템을 상용IC를 사용해 조립하여 최대4생체 4채널 광텔레미트리시스템을 구현하였다. 구현된 시스템의 성능확인을 위해 실제 인체에 표면전극을 장착하여 1생체의 2채널 신호인 근전도와 심전도를 측정하여 LED와 PD를 통해 외부 관측시스템으로 송수신하는 근거리 강제동기식 광바이오텔레미트리시스템을 구현하였다.

본 시스템의 특성 중 동기식 발진기는 전원전압이 4.6V~6.0V까지 변화해도 안정된 동작을 기대할 수 있고, PIM변조부는 2.5V~5.0V까지의 입력전압에 비선형 오차가 1.2%F.S.의 안정성을 나타내었다. 또한 전류원부는 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 같는 초퍼안정화(Differential chopper stabilization)기술 등을 사용하여 좀더 향상된 성능을 얻을 수 있을 것으로 생각된다. 본 연구의 목적은 특정 크기의 부스 내에 존재하는 생체의 신호를 추출하여 이

상 유무를 판단하는 근거리 텔레미터를 목적으로 구현되었지만, 특히 상용화 측면에서 아직까지 해결되어야 할 많은 문제들이 있어 본 연구를 토대로 하여 향후 좀더 개선된 텔레미터의 응용이 기대되어 진다.

참 고 문 헌

[1] R.Stuart Mackay, *Bio-Medical Telemetry*, pp. 1-25, IEEE Press, 1993.

[2] J.D.Mendle, *Biomedical implantable microelectronics*, Science, 210, pp. 263-267, 1980.

[3] J.Park, H.Seo and S.Choi, "Fabrication of CMOS IC for telemetring 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 implantable multipurpose Biotelemetry System", *Front. Med. Biol. Eng.*, 1, pp. 319-329, 1989.

[5] S.Kawahito, S.Ueda, M.Ishida, T.Nakamura, S.Usui, "A CMOS integrated circuit for noninvasive remote sensing of multichannel biological signal from multiple objects", *Tech. Digest, 11th Sensor Symp.*, Tokyo, Japan, June 4-5, pp. 59-62, 1992.

[6] 飯間丈史, "インテリジェントテレメータ用集積回路に關する研究", 豊橋技術科學大學修士論文, 1991.

[7] 清水孝一, "光バイオテレメタリ", *ME誌*, vol. 18-7, pp. 492-499, 1980.

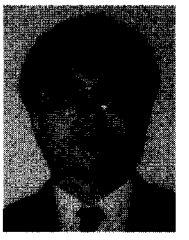
[8] Roubik Gregorian and Gabor C.Temes, *Analog MOS Integrated Circuits*, John Wiley&Sons, pp. 50-529, 1986.

[9] Alan B.Grebene, Bipolar and MOS Analog Integrated circuit design, pp. 189-193, 1984.

저 자 소 개

朴 鍾 大(正會員) 第 31卷 B編 第 8號 參照
1995년 8월 ~ 1996년 9월 Toyohashi University of Technology Post Doc. 1997년 1월 ~ 현재 한국전자통신연구원 교환전송기술연구소 ATM기술부 선임연구원

徐 熙 敦(正會員) 第 31卷 B編 第 8號 參照
현재 영남대학교 전기전자공학부 교수



孫 振 珮(正會員)
1973년 2월 영남대학교 전자공학과 졸업. 1994년 2월 아주대학교 전자공학과 공학박사. 1973년 ~ 1977년 공군정보통신장교. 1978년 ~ 1983년 삼성반도체통신(주) 기술과장. 1983년 ~ 현재 한국전자통신연구원 교환전송연구소 ATM기술연구부 책임연구원

M. Ishida 현재 Toyohashi University of Technology 전기전자공학과 교수