

9V 초소형 심전도계의 설계 및 구현

송명길¹, 박광민^{2*}

Design and Implementation of a 9V Mini-Electrocardiograph(ECG) system

Myeong-Kil Song¹ and Kwang-Min Park^{2*}

요약 본 논문에서는 일반 9V 알카라인 배터리로 동작하는 초소형 심전도계를 설계 및 구현하였다. 제작된 심전도계는 심장신호를 검출하고 증폭하기 위한 계측 증폭단, 고역통과필터, 저역통과필터, 미분회로 및 피크검출기로 구성하였다. 세 개의 전극을 통해 검출된 심장신호는 오실로스코프 상에 깨끗한 파형으로 표현되었으며, 이를 통해 완성된 심전도계가 정상적으로 잘 동작함을 알 수 있었다. 제작된 심전도계는 감지된 심장신호를 디지털 데이터화하여 소형 LCD에 디스플레이함으로써 측정의 간편성 및 휴대성을 크게 개선할 수 있으며, 따라서 누구나, 언제, 어디서든 본인의 심장 상태를 쉽고 간편하게 체크할 수 있을 것이다.

Abstract In this paper, a mini-Electrocardiograph(ECG) system operated by a general 9V alkaline battery is designed and implemented. The manufactured ECG consists of the instrumentation amplifier stage for detecting and amplifying the heart signal, the high pass filter(HPF), the low pass filter(LPF), the differentiator circuit, and the peak detector. The detected heart signal through three leads is displayed cleanly on the oscilloscope, which shows the good operation of our ECG. As the detected heart signal is digitalized and displayed on the small LCD unit, the convenience of easy checkup and portability of the implemented ECG can be largely improved. Therefore, whenever and wherever anyone may checkup his/her cardiac state with ease.

Key Words : 심장신호, 심전도계, ECG, 배터리

1. 서론

최근 산업화에 따른 식습관의 변화로 인해 우리나라 성인의 주요 질병이 급격히 서구화되어 가고 있다. 그 중에서도 심장 질환으로 인한 사망률은 다른 질병으로 인한 사망률에 비해 점점 높아지고 있는 추세이다. 심장 기능의 이상은 심장 박동으로 인해 발생하는 연속적인 전기분극현상을 피부에 부착시킨 전극 간의 전위차를 검출하여 검사할 수 있다.

심전도를 측정하는 방법은 의료기관 등에서 정밀 진단을 위해 주로 사용되는 '흉부유도방식'과 보다 간편하면서도 연속적인 측정이 가능한 '단극지유도방식'의 두 가지 방식으로 크게 분류할 수 있다[1].

흉부유도방식은 환자의 흉부에 6개-9개의 단자를 부

착하여 각 단자 쌍 사이의 심장 신호를 측정 기록하는 방식이다[1],[2]. 이 방식은 반드시 의료기관에 가서 전문가의 도움 하에 측정하여야 하기 때문에 그 사용이 제한적이며, 환자에게 심리적 부담을 주는 단점이 있다. 또한 심장 이상은 항상 나타나는 것이 아니라 불규칙적 또는 간헐적으로 발생하기 때문에 심장에 이상을 느껴 병원에 가서 검사를 받더라도 결과가 정상으로 나올 수 있어 평소의 심장 이상을 연속적으로 모니터링하기가 곤란하다. 단극지유도방식은 오른손, 왼손, 그리고 공통 단자인 오른발에 부착시킨 3단자 사이의 심장 신호를 측정 기록하는 방식이다. 이 방식은 측정하기가 간편하고, 휴대용으로 개발할 수 있다는 장점이 있다[3],[4].

하지만 기존의 심전도계는 220V 전원으로 부터 전력을 공급받아야 하며, 카트 위에 탑재하여 이동시켜야 할

¹순천향대학교 대학원 전자공학과(석사과정)

²순천향대학교 공과대학 전기전자공학과(교수)

*교신저자: 박광민(kmpark@sch.ac.kr)

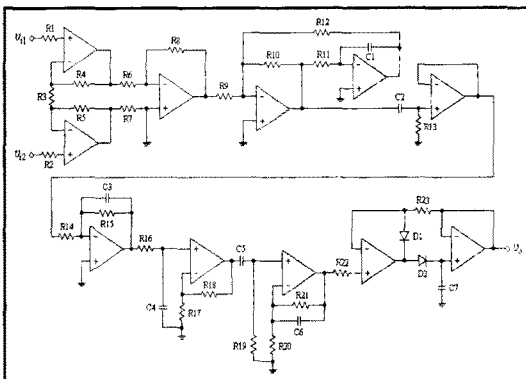
접수일 08년 03월 17일 수정일 1차 08년 07월 21일, 2차 08년 08월 19일, 3차 08년 09월 03일 게재확정일 08년 10월 16일

정도로 무거웠다. 이를 개선하기 위해 최근 무게와 크기를 줄인 소형 심전도계의 개발이 활발히 이루어지고 있으나, 아직도 대부분 220V 전원을 사용하고 있어 휴대용 또는 무선 센서 네트워크에 곧바로 적용하기가 곤란하였다[5].

따라서 본 논문에서는 휴대용 또는 무선 센서 네트워크에 곧바로 적용하기 위한, 일반 9V 알카라인 배터리에 의해 구동되는 초소형 심전도계를 설계 및 구현하였다. 제작된 심전도계는 심장신호를 검출하고 증폭하기 위한 계측 증폭단, 심장신호에 포함된 대역 이하의 주파수를 제거하기 위한 고역통과필터(HPF), 심장신호에 포함된 대역 이상의 주파수를 제거하기 위한 저역통과필터(LPF), 미분회로 및 피크검출기로 구성하였다. 설계 및 제작된 심전도계는 실제 인체 측정을 통해 검출된 심장신호 파형을 실시간 연속적으로 출력하고 그 파형을 분석함으로써 성능을 검증한다.

2. 심전도계 회로 설계

본 논문의 심전도계는 신체에 부착된 단자로부터 심장신호를 검출하기 위해 전압 풀로어와 차동 증폭기로 구성되는 입력단의 계측 증폭단과, 시간에 따라 발생할 수 있는 DC 편이를 능동적으로 보정하고 심장신호 대역 이하의 주파수를 제거하기 위한 고역통과필터, 그리고 심장신호의 충분한 증폭 및 심장신호 대역 이상의 주파수를 제거하기 위한 저역통과필터, 미분회로 및 피크 검출기로 구성하였으며, 설계된 심전도계의 전체 회로도에는 다음 그림 1에 나타내었다.



[그림 1] 심전도계 회로도

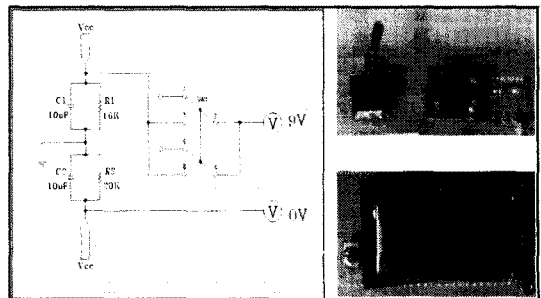
그림 1의 회로도에서 입력단의 계측 증폭단은 심전도 전체 시스템에 있어서 가장 중요한 심장신호 검출단으로

서, 입력 임피던스가 매우 높아야 하고, 대략 1mV 정도의 미약한 심장신호를 잡음의 영향을 받지 않고 증폭시킬 수 있어야 한다. 잡음의 영향을 해결하기 위해서는 연산 증폭기(Op-Amp)를 차동입력모드로 동작시키면 동상모드의 잡음신호를 상당히 제거할 수 있다. 따라서 심전도계의 입력단은 낮은 내부 잡음과 고 이득, 높은 공통모드 제거비(CMRR) 및 저주파 교류결합동작 등의 장점을 갖는 차동 증폭단으로 구성하는 것이 가장 유리하다[5]. 또한 차동 증폭단의 앞단에 전압 풀로어를 연결하면 증폭기의 입력 임피던스를 크게 높일 수 있다[6],[7].

다음 단의 필터 회로는 시간에 따라 발생할 수 있는 DC 편이를 능동적으로 보정하고 심장신호와 함께 검출되는 생체신호로부터 심장신호 대역 이하의 주파수를 제거하기 위한 고역통과필터와 심장신호의 충분한 증폭 및 대역 이상의 주파수를 제거하기 위한 저역통과필터의 조합으로 구성하였다. 따라서 이 필터회로는 검출된 전체 생체신호 중 심장신호만을 필터링하여 다음 단으로 넘겨주게 된다.

회로도 마지막 부분에 나타난 미분회로는 필터회로에서 걸러진 심장신호 전압의 시변율에 따라 비례하는 출력전압을 발생한다. 또한 이 회로는 고역통과필터로 사용됨으로서 다음에 위치한 피크검출기에서의 잡음을 최소화하는 역할을 한다. 마지막으로 피크검출기는 검출된 신호의 최대치를 실시간 연속적으로 출력한다.

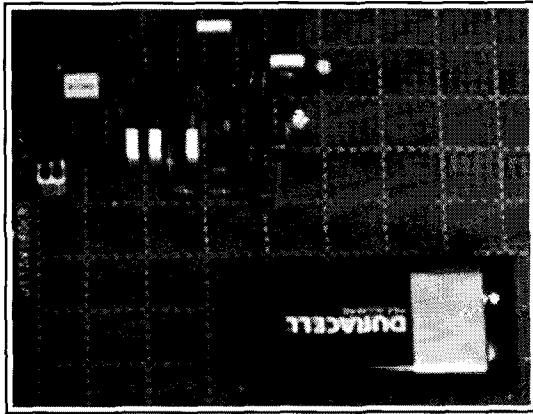
한편, 그림 1의 회로도에서 사용된 연산증폭기(Op-amp)는 +5V와 -4V의 DC 공급전압에 의해 구동된다. 이를 위해 심전도계의 전원부는 다음 그림 2와 같이 설계하였다. 16kΩ과 20kΩ의 두 저항을 직렬로 연결한 다음 9V 일반 알카라인 건전지를 연결하면 전압분배에 의해 16kΩ 저항에는 +4V 전압이, 20kΩ 저항에는 +5V 전압이 각각 걸리게 된다. 여기서 +4V가 걸리는 저항에 파워라인의 (+)와 (-) 극성을 반대로 연결하면 쉽게 -4V의 DC 전압을 공급할 수 있다.



[그림 2] 심전도계 전원부 회로도

3. 제작 및 측정 결과

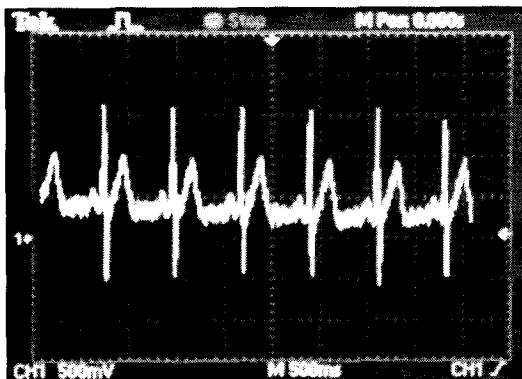
그림 1에 나타낸 전체 회로도로부터 구현된 심전도계는 다음 그림 3에 나타내었다. PCB 상에 구현한 심전도계는 그림 3에서 보는 바와 같이 9V 알카라인 배터리에 의해 구동되며, 크기를 매우 소형화할 수 있음을 알 수 있다.



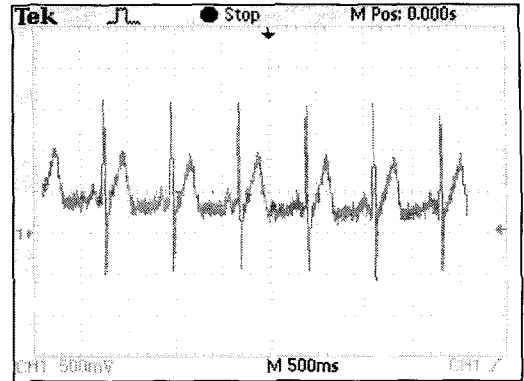
[그림 3] PCB 상에 구현한 심전도계

완성된 심전도계를 사용하여 오른손, 왼손, 오른발에 각각 부착시킨 세 개의 전극을 통해 측정된 심장신호의 출력 파형은 다음 그림 4에, 프린터로 출력한 결과 파형은 그림 5에 각각 나타내었다.

그림 4와 5로부터 완성된 심전도계가 1mV 정도의 미약한 심장신호를 감지하여 충분히 증폭되고 또한 잡음이 잘 제거된 깨끗한 심장신호 파형으로 실시간 연속적으로 출력하고 있음을 보여주고 있는 데, 이를 통해 본 논문의 심전도계가 설계된 바와 같이 일반 9V 알카라인 배터리에 의해 정상적으로 잘 동작함을 확인할 수 있다.

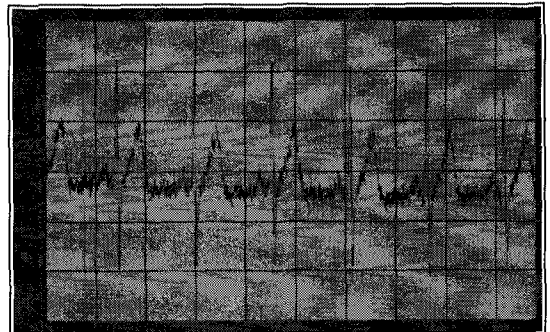


[그림 4] 심장신호 출력 파형



[그림 5] 프린터 출력 파형

한편, 완성된 심전도계로부터 출력되는 아날로그 심장신호를 A/D 컨버터를 통해 디지털 신호로 변환하고 이를 PC 상에 구현한 결과 파형은 다음 그림 6에 나타내었다. A/D 변환 및 변환된 디지털 신호를 PC 상에 구현하기 위해서는 A/D 변환과 데이터 저장 및 전송을 동시에 수행할 수 있는 마이크로컨트롤러가 필수적인 데, 이를 위해 본 논문에서는 Atmel 사의 고성능 저전력 8-bit 마이크로컨트롤러인 ATmega128을 사용하였다. 이 ATmega128은 8채널 10비트 A/D 컨버터를 내장하고 있고 하버드 아키텍처와 파이프라인 처리 방식을 기반으로 하는 진보된 RISC 기술을 적용하여 매우 높은 성능을 가지고 있으며, 또한 128KB의 ISP 방식 프로그램용 플래시 메모리와 4KB의 데이터 저장용 EEPROM 및 4KB의 SRAM을 내장하고 있다.



[그림 6] A/D 변환 후 PC 상에 구현된 파형

ATmega128에 내장된 A/D 컨버터 클럭은 16MHz의 동작 주파수에서 매 초당 12,500번의 디지털 신호를 발생할 수 있도록 분주비를 128로 정하였다.

PC 상에 구현된 그림 6의 결과 파형은 A/D 변환 전의 아날로그 파형과 동일한 파형을 보여, 본 논문의 심전도계를 통해 측정된 심장신호가 ATmega128을 거쳐 디지털

신호로 변환된 이후에도 원래의 심장신호 정보의 손실없이 심전도계 파형을 정상적으로 잘 나타내고 있음을 알 수 있다.

4. 결론

본 논문에서는 일반 9V 알카라인 배터리에 의해 구동되는 초소형 심전도계를 설계 및 구현하였다. 제작된 심전도계는 계측 증폭단, 고역통과필터(HPF), 저역통과필터(LPF), 미분회로 및 피크검출기로 구성하였다. 설계 및 제작된 심전도계는 실제 인체 측정을 통해 그 성능을 검증하였다.

오른손, 왼손, 오른발에 부착한 세 개의 전극을 통해 검출된 심장 신호는 충분히 증폭되고 잡음이 잘 제거된 깨끗한 파형으로 실시간 연속적으로 출력되었다. 이를 통해 완성된 심전도계가 일반 9V 알카라인 배터리에 의해 정상적으로 잘 동작함을 알 수 있었다. 또한 마이크로프로세서를 이용하여, 출력되는 아날로그 심장신호를 A/D 변환하고 변환된 디지털 신호를 PC 상에 구현함으로써, 제작된 심전도계는 휴대용 디지털 심전도계로 발전시킬 수 있으며, 이를 무선 센서 네트워크에 접속함으로써, 각 의료기관의 진료 시스템과 연계한 디지털 원격 진료 시스템 또는 U-헬스케어 시스템에 곧바로 적용할 수 있을 것이다.

참고문헌

- [1] Stuart Ira Fox(2003), *Human Physiology*, 7th Ed., Life Science Publication Co.
- [2] V. Fuster(2001), *Hurst's The Heart*, 10th Ed., New York, NY: McGraw-Hill Medical Publishing.
- [3] Thaddeus R. F. Fulford-Jones, G. Y. Wei, M. Welsh (2004), "A Portable, Low-Power, Wireless Two-Lead EKG System," *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pp.2141-2144.
- [4] Joseph J. Carr and John M. Brown(1993), *Introduction to Biomedical Equipment Technology*, 2nd Ed., Prentice Hall.
- [5] 임홍석, 남영진, 송명길, 박광민(2005), "연산증폭기를 이용한 심전도계(ECG)의 설계 및 제작," 2005년 대한전자공학회 추계학술대회 논문집, 제3권, 제1호, pp.183-186.

[6] Thomas L. Floyd(2008), *Electronic Devices*, 8th Ed., Prentice Hall.

[7] Adel S. Sedra and Kenneth C. Smith(2004), *Microelectronic Circuits*, 5th Edition, Oxford.

송명길(Myong-Kil Song)

[준회원]



- 2008년 2월 : 순천향대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
- 2008년 2월 ~ 현재 : (주)알트론 연구소 (연구원)

<관심분야>
반도체 회로 설계, RFIC

박광민(Kwang-Min Park)

[정회원]



- 1988년 2월 : 한양대학교 대학원 전자공학과 (공학박사)
- 1988년 3월 ~ 현재 : 순천향대학교 공과대학 전기전자공학과 교수

<관심분야>
반도체 소자 및 회로 설계, RFIC, RFID