

젤리스 금속 전극으로 측정가능한 휴대용 디지털 심전도계의 개발

남영진¹, 박광민^{1*}
¹순천향대학교 전자공학과

Development of a Portable Digital Electrocardiograph(ECG) measurable with Gel-less Metal Electrodes

Young-Jin Nam¹ and Kwang-Min Park^{1*}

¹Department of Electronics Engineering, SoonchunHyang University

요 약 심장 질환의 이상 현상은 항상 나타나는 것이 아니므로 오랜 시간 동안 심장상태를 관찰해야 한다. 하지만, 의료장비는 크기, 장비 조작, 비용 면에서 개인이 소유하여 장시간 동안 건강 체크를 하기에는 어려움이 있다. 본 논문에서는, 젤리스 금속 전극으로 측정 가능한 휴대용 디지털 심전도계를 제작하였다. 전극은 기존의 젤 타입 전극 대신 젤리스 금속 전극을 사용함으로써 기존 젤 타입 전극의 단점이었던 피부발진 또는 가려움증 유발 등의 문제점을 개선하였다. 전체 심전도계는 크게 아날로그 계측 회로부와 디지털 회로부로 구성하였다. 아날로그 계측 회로부는 동상모드 잡음을 효과적으로 제거할 수 있는 op-amp와 smd타입의 수동소자를 사용하여 18*25mm 크기로 설계 및 구현하였다. 디지털 회로부에서는 마이크로 컨트롤러를 이용하여 아날로그 신호인 심장신호를 디지털 신호로 변환하여 TFT-LCD에 디스플레이할 수 있도록 하였다. 완성된 휴대용 심전도계의 크기는 25*80*50mm이고, 무게는 약 150g 정도라서 가볍고 휴대하기 용이하게 소형으로 제작하였다.

Abstract Heart condition should be observed for long periods of time because it does not appear abnormal all the time. However, there are many difficulties checking our health for a long time due to its size, operation of equipment, and cost. To solve these problems, an electrocardiograms(ECG), specially interfacing three gel-less metal electrodes for low cost portable applications, is designed and implemented. Gel-less metal electrodes are used for ECG monitoring system instead of gel-type electrodes that can cause skin rashes and itching problem. The whole ECG system consists of two parts-analog and digital circuits. The analog measurement circuit that has a 18*25mm size is made up of op-amps maintaining a sufficiently high common-mode noise rejection and passive elements of SMD type. Analog heart signal is converted to digital stream suitable for display on a TFT-LCD by an 8-bit microcontroller. The size of the completed ECG system is 25*80*50mm and its weighing is about 150g, which is small enough to be easily used. Therefore, the implemented ECG system can be used as a portable one.

Key Words : Heart condition, ECG, Metal electrode, Op-amp

1. 서론

우리나라는 현재 세계에서 가장 빠른 노인 인구 증가율을 보이고 있다. 2020년에는 65세 이상의 노인 인구가 전체 인구 중 15[%] 이상을 차지할 것으로 전망되고 있다. 또한, 대한민국 전체 질병 중에 만성질환의 비율이

80[%]를 차지하고 있어 향후 보건, 의료, 복지 등에서 심각한 사회 문제를 발생시킬 것으로 예상되며, 고령화 사회로 인한 질병발생률의 증가는 국민 의료비 부담의 증가로 이어져 이에 대한 대책이 필요하다[1]. 과거에는 질환을 조기에 진단하고 치료하기 위한 기술이 주류를 이루었으나, 최근에는 자신의 건강상태를 수시로 모니터링

*Corresponding Author : Kwang-Min Park(SoonchunHyang Univ.)

Tel: +82-041-530-1326 email: kmpark@sch.ac.kr

Received November 22, 2012

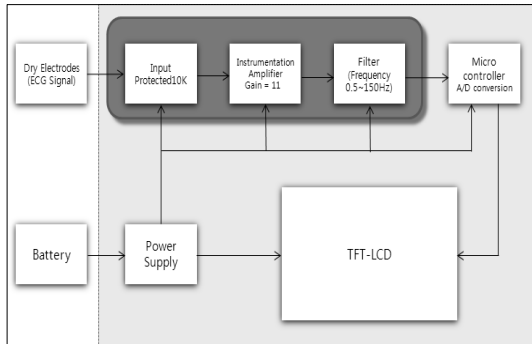
Revised (1st February 7, 2013, 2nd March 7, 2013)

Accepted April 11, 2013

하여 항상 건강한 상태를 유지할 수 있도록 지원하는 의료기술에 관심이 집중되고 있다[2-4]. 그 중에서 심전도계는 협심증이나 심근경색 등의 관상동맥 질환을 비롯하여 여러 가지 부정맥이나 전해질이상 등의 진단, 또는 수술 중의 심장이상 유무의 검사, 확인 등, 그 응용 분야가 넓고, 심장질환의 진단학상 매우 중요한 의료기기이다[2,3]. 하지만, 기존의 심전도계는 고가의 장비로서 일반 가정에서 비치하여 사용하기에는 경제적인 부담이 크고, 비교적 큰 사이즈로 인해 휴대하기가 불편하며 심전도를 측정하기 위해서 일회용 전극을 신체의 여러 곳에 부착해야 하는 단점이 있다[2-4]. 또한, 젤 타입 전극을 피부에 직접 접촉함으로써 피부발진 또는 가려움증 유발 등의 단점이 있었다[5]. 이를 개선하기 위해 본 논문에서는 젤리스 금속 전극을 사용하여 피부 부작용을 예방할 수 있고, 시간과 공간의 제약없이 언제 어디서나 자신의 심장상태를 보다 쉽게 측정 할 수 있는 휴대용 심전도계를 설계 및 제작하였다.

2. 심전도계 회로 설계

본 논문에서 구현한 심전도계는 생체 신호의 증폭과 필터링을 위한 아날로그 계측 회로부, 인체 신호인 아날로그 신호를 LCD에 디스플레이하기 위한 디지털 회로부 및 시스템 구동을 위한 전원부로 구성하였다. 설계된 휴대용 심전도계의 전체 블록도는 Fig. 1에 나타내었다.

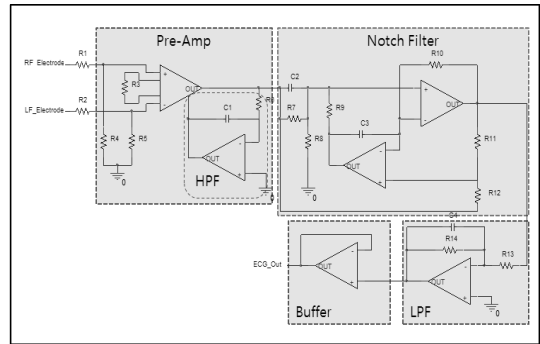


[Fig. 1] Block diagram of a portable ECG system

2.1 심전도계 아날로그 계측 회로부 설계

구현하고자 하는 전체 심전도계의 아날로그 계측 회로부는 Fig. 2와 같이 계측 증폭단, 1차저고역필터단 그리고 노치 필터단으로 구성된다[4,6,7]. 계측 증폭단은 110[dB] 동상모드 제거비를 가진 INA333 증폭기를 사용

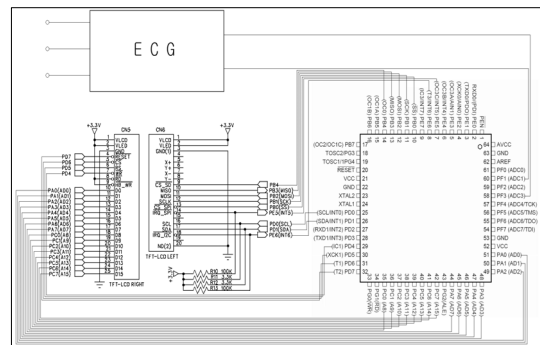
하여 구성하였다. 또한, 전극간의 큰 전위차로 인하여 심전도 신호가 크게 증폭되어 신호 대역을 벗어나는 문제를 방지하기 위하여 계측된 심장 신호는 다음과 같이 두 번으로 나누어 증폭되도록 설계하였다[6-9]. 즉, 먼저 계측 증폭단에서 R1과 R2의 저항값을 조정하여 입력 신호를 약 11배 증폭하고, 0.5[Hz] 고역통과 필터로 DC성분을 제거한 후 다시 100배 증폭하여 전체 이득을 1100으로 신호 증폭을 하였다. 노치 필터는 기존의 4개의 op-amp를 사용한 상태변수 대역저지필터 대신 2개의 op-amp를 사용한 Fliege 노치 필터를 사용하였다. 이때, 동일한 값을 가진 저항(R1=R6, R2=R11)을 이용하여 Q 값을 16.72로 조절하였다.



[Fig. 2] Analog measurement circuit

2.2 심전도계 디지털 계측 회로부 설계

디지털 회로부의 전체 결선도는 Fig. 3과 같다. 휴대 가능한 심전도 시스템을 구현하기 위해, 저전력형 마이크로컨트롤러인 ATmega-2561을 사용하였다. 아날로그 계측 회로부에서 전송된 데이터를 마이크로 컨트롤러에서 심전도 파형으로 재구성하였고, ADCSRA 레지스터를 이용하여 분주비는 128, 변환 주파수는 125kHz로 설정하였다. LCD는 소형화와 저가격을 위해 32bit MCU를 내장한

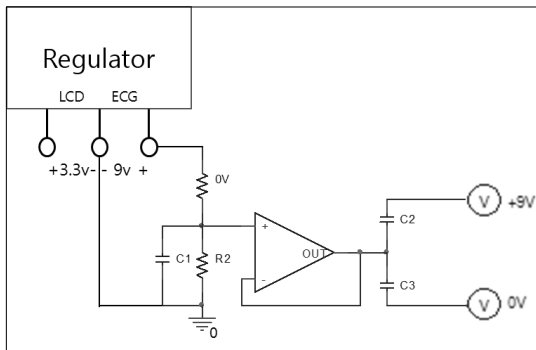


[Fig. 3] Digital circuit for ECG signal processing

TFT-LCD 대신 저가형 2.8인치 TFT-LCD인 PH240320T-030XP1Q에 디스플레이하였다. 이때, 인터페이스는 시리얼 인터페이스(RS-232C) 대신 3인치 이하의 저해상도 LCD 모듈에 사용하는 시스템 인터페이스를 사용하였다.

2.3 심전도계 전원부 설계

심전도 아날로그 계측부에는 9V 전압을 인가하고, 디지털 회로부의 구성요소인 마이크로 컨트롤러와 TFT-LCD에는 3.3V를 인가해야 하기 때문에 3.3V 레귤레이터 LM1117를 사용하여 정전원을 인가하였다. 전체 전원부는 Fig. 4과 같다.



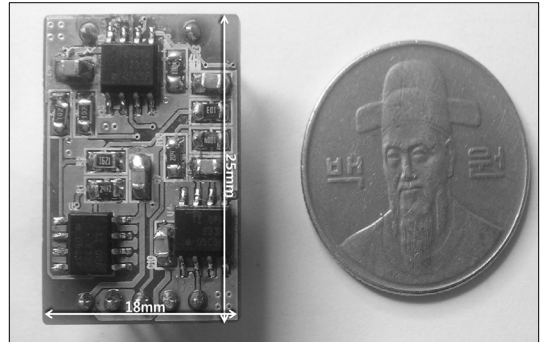
[Fig. 4] Power circuit for analog and digital parts

3. 제작 및 측정 결과

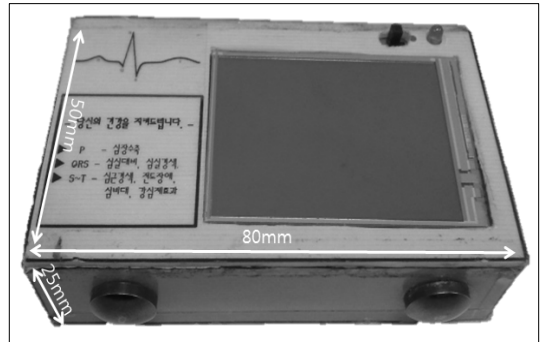
Fig. 2에 나타난 아날로그 계측 회로도로부터 구현된 아날로그 회로부는 Fig. 5에 나타난 바와 같이 25*18mm 크기로 100원짜리 동전크기와 비슷하다. 완성된 전체 휴대용 심전도계의 크기는 Fig. 6에 나타난 바와 같이 25*80*50mm, 무게는 약 150g정도로 가볍고 휴대하기 용이하게 소형으로 제작하였다. 심전도계의 하단에 부착한 두 금속 전극패드에는 양쪽 집게손가락이 위치하고 상단에 부착한 나머지 하나의 금속 패드에 오른쪽 엄지손가락을 위치시킴으로써 심전도 파형을 얻을 수 있다.

본 논문에서 제작한 심전도계는 측정 시 마다 젤 타입의 일회용 전극을 사용해야 하는 불편함과 젤로 인한 알레르기성 피부 염증 유발 등의 부작용을 개선하기 위해 일회용 전극 대신 젤리스 금속 전극을 사용하였다. 또한, 표준사지유도법중 제1유도법인 두 손목과 오른다리 접지 대신 손가락 끝부분과 두 엄지 사이의 전위차를 이용하여 심전도 파형을 얻을 수 있도록 하였다. 금속과 피부 간의 접촉이 불안정하면 두꺼운 60Hz 전원잡음이 발생할

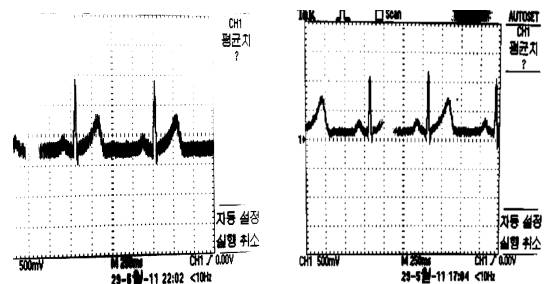
수 있기 때문에 측정을 시작하기 전 약 5분간 전극을 부착한 후 안정된 상태에서 심장파형을 측정하기 시작하였다. 또한, 기저선 변동을 최대한 줄이기 위해 동일한 압력으로 금속을 접촉시켰다. 실험결과, 피부와 전극사이의 임피던스가 젤 타입의 Ag/Cl전극에 비해 상대적으로 크기 때문에 Fig. 7과 같이 기저선 부분에서 젤 타입 전극을 사용할 때 보다 두꺼운 잡음이 나타남을 확인할 수 있었다.



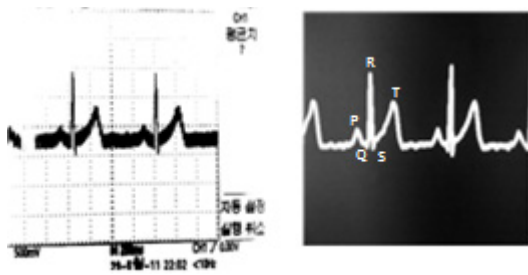
[Fig. 5] Prototype of the ECG analog circuit



[Fig. 6] Prototype of the portable digital ECG system

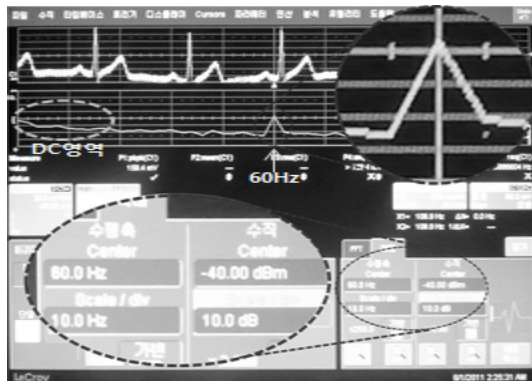


[Fig. 7] Comparison of ECG waveform between metal electrodes and Ag/Cl electrodes



[Fig. 8] Comparison of ECG waveform on the Oscilloscope and the TFT-LCD

실제 측정을 통해 구한 오실로스코프 파형과 설계된 휴대용 심전도계의 TFT-LCD 파형은 Fig. 8에 나타내었다. 심근세포에서 발생하는 활동전위의 혼합효과에 의해 생산된 심장 표면의 두 지점 사이의 전위차가 최대치에 도달할 때의 P파, 그리고 상향 편향을 나타내는 전위차를 생성하여 순간 뛰었다 내려오는 QRS파, 마지막으로 심실의 재 분극이 생성하는 T파가 잘 나타나 있음을 확인할 수 있다. 그 결과 오실로스코프 파형과 동일한 파형이 구해짐을 알 수 있다. 그러나, Fig. 9에 나타낸 바와 같이, 중심주파수를 60Hz로 설정하여 주파수 분석을 한 결과 DC영역과 60[Hz] 부근에 약 -40dBm 정도의 잡음이 여전히 섞여 있음을 알 수 있다. 이러한 두꺼운 잡음은 마이크로컨트롤러를 사용하여 디지털 신호로 변환하는 과정에서 필터링을 통해 최소화하여 실제 심장신호와 동일한 깨끗한 파형을 얻을 수 있었다.



[Fig. 9] FFT analysis of the measured ECG waveform

4. 결론

제작된 심전도계는 측정된 심장 신호를 실시간으로 그래픽 LCD 상에 잘 나타내었다. 또한, 기저부분에 약

-40dBm크기의 두꺼운 60Hz 전원잡음이 나타나지만, 젤타입의 일회용 전극대신 반복 사용이 가능하고 측정이 편리한 젤리스 금속 전극을 사용함으로써 측정시의 불편함과 알레르기성 피부 부작용을 최소화할 수 있도록 하였다.

본 논문에서는 기존 심전도계의 단점이었던 크기, 장비조작, 고가의 가격 등의 문제점을 개선하기 위해 전체 크기를 25*80*50mm, 무게는 150g으로 소형화 하여 휴대성을 개선한 휴대용 디지털 심전도계를 설계 및 제작하였다.

따라서 본 논문에서 설계 및 구현된 심전도계는 유비쿼터스 헬스케어 시스템과 연계함으로써, 환자뿐만 아니라 일반인도 시간과 장소에 구애 받지 않고 실시간으로 본인의 심전도 파형을 확인함으로써 부정맥, 협심증, 심근경색과 같은 심장 질환을 예방하는데 사용할 수 있을 것이다.

References

- [1] Korea Food & Drug Administration, "A Guideline Development of Performance evaluation and licensing review of U-healthcare medical device, Available Form: <http://www.newswire.co.kr/newsRead.php?no=507614&ected=>, (accessed May., 10, 2012)
- [2] Jun-Heum Hwang, Se-Jin Kim, Do-Un Jeong, "Implementation of the ECG and Plethysmograph Monitoring System for Home Healthcare" Proceedings of the Korean Institute of Information and Communication Sciences Conference A, pp. 662-665, May. 2008
- [3] Dae-Seok Lee, Sachin Bhardwaj, and Wan-Young Chung, "An u-healthcare system using an wireless sensor node with ECG analysis function by QRS-complex detection", Journal of the Korean Sensors Society, Vol.16, No.5, pp. 361-368, Sep. 2007. DOI: <http://dx.doi.org/10.5369/JSST.2007.16.5.361>
- [4] Myeong-Kil Song, Kwang-Min Park, "Design and Implementation of a 9V Mini-Electrocardiograph(ECG) system", Journal of the Korea Academia-industrial cooperation Society, Vol.9, No.5, pp. 1130-1133, Oct. 2008.
- [5] Ilkka Hokajärvi. "Electrode contact Impedance and Biopotential signal quality", Master of Science Thesis, pp13-14, Jul. 2011
- [6] Pereira, C.D.M., Mendes, P.M., "Development of a two-electrode ECG acquisition system with dynamic

interference rejection”, ENBENG 2011. 1st Portuguese Meeting, pp. 1-5, Nov. 2011.

- [7] Do-Chang Oh, Dong-Hyuk Choi, and Hong-Woo Lee, “Portable ECG Sensor Module and Monitoring System Implementation Considering Reduction of Powerline Noise and Baseline Wander”, Journal of Institute of Control, Robotics and Systems, Vol.12, No.10, pp. 1022-1028, Oct. 2006.
- [8] Harri Kailanto Esko Hyvarinen and Jari Hyttien, “Mobile ECG Measurement and Analysis System Using Mobile Phone as the Bass station”, Pervasive Computing Technologies for Healthcare, Second International Conference, pp. 12-14, Feb. 2008.
- [9] Walker, B.A., Khandoker, A.H., Black, J., “Low cost ECG monitor for developing countries”, Intelligent sensors, Sensor Networks and Information Processing (ISSNIP), 5th International Conference, pp. 195-199, Dec. 2009.
-

남 영 진(Young-Jin Nam)

[준회원]



- 2011년 8월 : 순천향대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 2011년 9월 ~ 현재 : 순천향대학교 대학원 전자공학과(박사과정)

<관심분야>

반도체 회로 설계, 생체계측 시스템

박 광 민(Kwang-Min Park)

[정회원]



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

<관심분야>

반도체 소자 및 회로 설계, RFIC, RFID