

Cortex-M3 Microprocessor 를 이용한 실시간 ECG Monitoring System 설계 및 구현

김태완*, 권춘기*, 이언석*
 *순천향대학교 의료 IT 공학과
 e-mail : leeos@sch.ac.kr

Design and Implementation of Real-Time ECG Monitoring System Using Cortex-M3 Microprocessor

Tae Wan Kim*, Chun Ki Kwon*, On Seok Lee*
 *Dept. of Medical IT Engineering, SoonChunHyang University

요약

세계적으로 헬스케어 산업의 발전 가능성은 눈에 띄게 증가하고 있다. 그 중에서도 환자 혹은 각종 디바이스 사용자의 생체신호를 다루는 기술은 다양한 중요정보를 얻을 수 있다. 본 논문에서는 심전도의 미세한 생체 전위를 측정하기 위해 각종 필터와 증폭기를 이용하여 회로를 설계하고 이를 Cortex-M3 Microprocessor 와 MATLAB 프로그램을 이용하여 필터링과 데이터통신을 통해 최종적으로 실시간으로 모니터링 하였다. 일반적으로 임상이나 진단에 이용되는 ECG 신호는 각종 심장질환의 징후로 사용되지만 전문적인 지식을 갖추지 않은 일반 사용자가 사용하기에는 어려운 점이 없지 않아 있다. 따라서 이 연구는 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하여 생체신호를 다루는 다양한 분야에서 용이할 수 있다.

1. 서론

개인의 건강 상태에 관한 관심이 증가하면서 일상 생활 속에서 보다 간편하게 생체신호를 모니터링 하는 기술들이 발전되고 있다. 또한 이를 분석하여 건강 및 질병을 관리할 수 있는 모니터링 시스템을 개발하여 원격진료, 재택 건강 모니터링, 병동 관리 시스템, 응급상황 모니터링 등의 서비스를 제공한다[1]. 이처럼 여러 방면에서 활용이 가능한 생체신호를 효율적으로 사용하기 위해서는 아날로그 신호인 생체신호를 디지털 신호로 바꿔주는 장치가 필요하다. 최근 들어 생체신호를 계측하는 기술이 발달되어 저렴하고 부피는 작으며 측정하는 방법 또한 어렵지 않게 측정할 수 있는 모델들이 등장하고 있다. 본 논문에서는 이러한 모델 중의 하나로 생체 계측을 위한 저렴한 칩셋과 비교적 간단한 구조의 회로를 디자인하여 생체신호를 디지털화할 수 있는 모델을 제안하고자 한다.

2. 연구배경

심장은 혈액을 온몸으로 순환시켜 생명을 유지시켜 주는 순환계의 중추기관이다. 수축과 이완을 주기적으로 하여 펌프 작용을 통해 혈액의 흐름을 일으키는데 이것은 심장이 스스로 박동을 계속하기 때문이다. 심장은 율동성(rhythmicity), 흥분성(excitability), 전도성(conductivity), 수축성(contractility) 등의 기능적 특성

에 의해 운동하게 되는데, 여기서 심장이 스스로 박동하게 하는 것의 원리는 우심방에 있는 동방결절(SA node)에 의한 전기적인 신호이다. 활동전압이 동방결절에서 심방으로 전달되고, 방실결절(AV node), 히스속과 퍼킨제 섬유(His-Purkinje) 그리고 심실까지 전달되는 과정을 통해 심장이 박동한다. 여기서 발생되는 심장의 전기적 활동을 신체표면에서 측정하는 것이 심전도이다(Electrocardiogram, ECG)(Figure 1)[2].

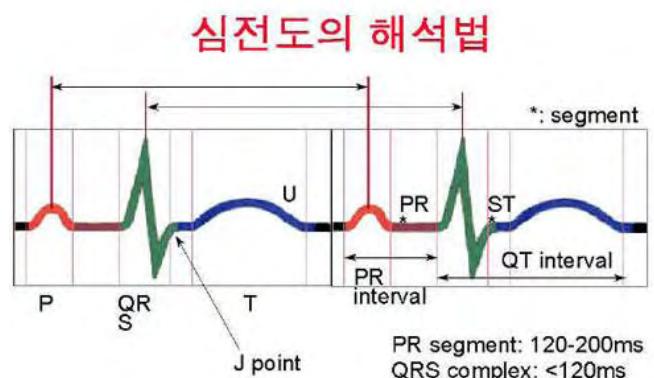


Figure 1. ECG 신호

이 미묘한 전압차를 측정할 수 있는 이유는 심장의 재분극(re-polarization)과 탈분극(depolarization)의 순

서와 시간 차이가 있기 때문이다. 전위차는 심장의 위치에 따라 차이가 나며, 이것을 신체표면에서 전극을 부착하여 감지할 수 있다[2]. 심전도는 두 전극 사이의 전압차를 계측하는 양극유도(Bipolar lead)와 전극을 부착시킨 부위에서의 전위를 계측하는 단극유도(Unipolar lead)로 기록한다. 심전도를 측정하기 위해서는 일반적으로 다섯 개의 전극, 즉 오른팔(RA), 왼팔(LA), 오른쪽 다리(RL), 왼쪽 다리(LL), 흉곽(C)으로 측정한다. 이 전극들을 이용하여 측정하는 12 가지 심전도의 유도법을 표준 12 유도법(Standard 12 limb leads)이라고 한다[3]. 심전도는 신체표면에서 측정하기 때문에 전극(Electrode) 또한 중요한 역할을 하는데, 여기서 전극은 단순히 두 점 간의 전위차를 측정하는 것이 아니다. 인체 조직 내에서는 단순하게 전류가 발생하는 것이 아니라 양이온과 음이온의 이동에 의해 생기는 전류이기 때문에 이온전도로부터 전기전도로 변환될 필요가 있다. 이러한 이유로 생체 계측을 위한 특정 전극을 사용하며, 이 유도용 전극은 부착부위에 전해질 용액인 Ag/AgCl 등을 사용하여 접촉 임피던스를 낮춘다. 하지만 사용자로서는 이 액체들로 인한 가려움증이나 계측 후 이물질을 닦아내야 하는 불편함을 가지고 있다. 이러한 불편함을 해소하기 위해 본 연구에서는 Laxtha 社에서 제공하는 전압 이득이 1 인 건식 능동 센서(Figure 2)를 이용하여 양극유도를 통해 심전도를 계측하였다[4].



Figure 2. 건식 능동 전극(AE100)

3. 회로구현

생체 신호는 일반적으로 매우 복잡하고 미약한 신호이기 때문에 증폭기와 각종 필터를 통해 계측한다. 본 연구에서도 생체 신호의 이러한 특징을 고려하여 회로를 설계하였다(Figure 3). 먼저 필터로서는 0.1Hz의 능동 고역 통과 필터(Active High Pass Filter, HPF), 100Hz의 능동 저역 통과 필터(Active Low Pass Filter, LPF), 전원 주파수 노이즈를 제거하기 위한 대역저지 필터(Band Stop Filter, BSF)들을 사용한다. 증폭기는 전극과 직접 연결되는 계측용 차동증폭기(Instrumentation Amplifier)와 능동 소자를 이용한 비반전 연산증폭기(OP-Amplifier)를 사용하였다.

4. 신호측정

인가전압 $\pm 5V$ 의 건식 능동 전극에 측정 전극(오른손 집게손가락), 기준 전극(왼손 가운데손가락), 접지 전극(왼손 집게손가락)을 두고 측정하였다.

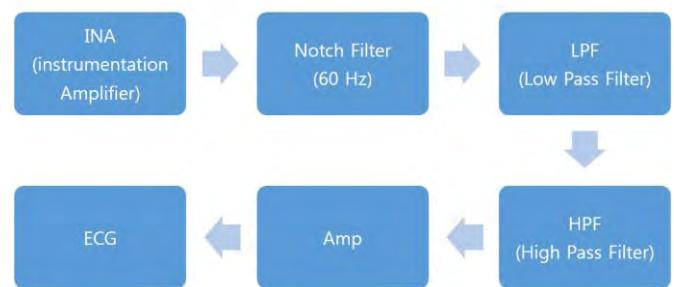


Figure 3. ECG 회로 블록 다이어그램

5. 신호처리

ECG 회로를 통해 계측한 신호는 인가전압 $\pm 5V$ 의 차동증폭기(AD620 칩셋을 사용)에서 10 배 증폭되어 능동 저역 통과 필터와 능동 고역 통과 필터를 거치고 60Hz 전원 주파수 노이즈를 제거하기 위한 노치필터를 통과한 후 다시 전압 이득이 100 인 비반전 증폭기를 마지막으로 거친다. ECG 회로를 통과한 아날로그 신호는 컴퓨터와의 데이터 통신을 위해 ARM 社의 Cortex-M3 칩셋을 사용하는 LM3S6965 Evaluation Board 의 ADC(Analog to Digital Converter)와 UART(Universal Asynchronous Receiver/Transmitter) 통신 모듈을 사용한다. ADC 모듈을 이용하여 디지털 신호로 변환하는 데 있어서 데이터 전송이나 가공에 쉽도록 마이크로프로세서에 들어오는 데이터를 캡슐화하는 방법을 선택하였다. UART 통신으로 MATLAB 에 전송되는 데이터들은 각 값마다 앞뒤로 구분자를 가져서 데이터를 보호한다. Cortex-M3 칩셋을 통해 양자화된 데이터들은 MATLAB 의 UART 통신 모듈로 인해 메모리에 저장되며 마이크로프로세서에서 생성한 데이터 구분자를 제거한다. 그리고 일정한 윈도우 크기로 데이터를 저장하여 이동 평균 필터(Moving Average)를 적용하였다.

6. 결과

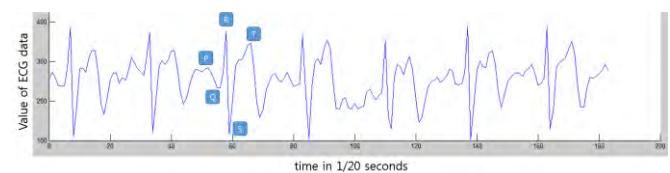


Figure 4. MATLAB에서의 실시간 그래프

Figure 4는 회로를 통하여 마이크로프로세서에서 받아온 데이터를 MATLAB[5]에서 실시간으로 모니터링한 결과이다. x 축은 시간, y 축은 마이크로프로세서에서 ADC 한 값을 MATLAB을 통해 털캡슐화 한 값들이다. 본 연구에서 얻어낸 ECG 신호는 임상에서 진단용으로 보는 ECG 신호와 비교하였을 때 낮은 저주파 이득이 있다.

7. 결론

본 논문에서는 심전도를 측정하기 위해 Cortex-M3 기반의 건식 능동 전극을 이용한 심전도 계측기를 구현하였다. 기존의 습식 전극은 Ag/AgCl 등의 전해질을 사용하여 피부와 생체전위전극 사이의 임피던스를 낮추고 피부에 잘 고정될 수 있게 하는 장점이 있지만 장시간 사용 시 건조되어 사용하는데 무리가 있고, 전극에 있는 전해질의 변성으로 인해 출력 신호에 왜곡이 발생 될 수 있다. 하지만 건식 전극은 사용자가 계측기를 사용함에 있어서 불편함이나, 탈부착 시의 통증, 가려움증 등을 해결할 수 있다.

이를 구현하기 위하여 마이크로프로세서와 MATLAB 을 이용하여 하드웨어에서 받아온 신호의 데이터들은 캡슐화하여 데이터를 보호하고 실시간으로 모니터링한다. 직접 제작한 ECG 회로는 Bread Board 에 구현하여서 부피가 크지만 사용된 칩셋과 회로가 복잡하지 않아 PCB 에 옮겨 회로를 디자인할 경우 훨씬 더 작은 디바이스로 만들 수 있다.

임베디드 시장에서 많이 사용되고 있는 Cortex M 시리즈의 효율과 저가의 칩셋들로 구성된 회로 설계는 생체신호를 계측하는 곳에서 연구목적으로나, 제품개발 등 다방면으로 사용 될 수 있을 것이다.

참고문헌

- [1] 김승환, “유헬스를 위한 생체신호 모니터링 기술”, 한국통신학회, 2009.
- [2] 이강이 외, “인체생리학”, 현문사, pp.90-108, 2004.
- [3] 조진호 외, “의용생체전자공학개론”, 진한엠엔비, pp.143-151, 2011.
- [4] Laxtha 社, “제품정보-심전도”, <http://www.laxtha.com/>
- [5] MathWorks, (2013). Instrument Control Toolbox: User’s Guide(R2013a). Retrieved February 15, 2013 from www.mathworks.com/help/instrument/serial-port-instrument-communication.html