

안드로이드 기반의 심전도 측정 어플리케이션 구현

박병호*, 장성원*, 허범°, 박상주*, 성현경*

*상지대학교 컴퓨터정보공학부

e-mail: {eden200, bestpolarbear}@sangji.ac.kr, heobeom@nate.com, sangjoo77@hanmail.net, hkseong@sangji.ac.kr

Implementation of ECG Measurement Application Based on Android

Byeong-Ho Park*, Seong-Won Jang*, Beom Heo°, Hyeon-Kyeong Seong*

*°School of Computer Information and Communication Eng. Sangji University

● 요약 ●

본 논문에서는 고성능 컴퓨팅 시스템의 성능 향상을 위한 효율적인 동적 작업부하 균등화 정책을 제안한다. 이 정책은 시스템 자원인 CPU와 메모리를 효율적으로 사용하여 고성능 컴퓨팅 시스템의 처리량을 최대화하고, 각 작업의 수행시간을 최소화한다. 또한 이 정책은 수행중인 작업의 메모리 요구량과 각 노드의 부하 상태를 파악하여 작업을 동적으로 할당한다. 이때 작업을 할당 받은 노드가 과부하 상태가 되면 다른 노드로 작업을 이주시켜 각 노드의 작업부하를 균등하게 유지함으로써 작업의 대기시간을 줄이고, 각 작업의 수행시간을 단축한다. 본 논문에서는 시뮬레이션을 통하여 제안하는 동적 작업부하 균등화 정책이 기존의 메모리 기반의 작업부하 균등화 정책에 비해 고성능 컴퓨팅 시스템의 성능 향상 면에서 우수함을 보인다.

키워드: ATmega128, Android, ECG, Sensor, Smart Phone

I. 서론

최근 전 세계적으로 고령화의 추세가 두드러지고 있는 가운데 U-Health 분야를 통해 의료 부분의 산업화 추진이 절실히 요구되는 상황이 도래하였다[1][2]. 일반적으로 U-Health care는 생체정보 모니터링 기술, 일상생활 모니터링 기술, 응용서비스 기술 분야 등으로 분류[3]할 수 있는데 본 논문에서는 생체정보 모니터링 기술에 주안점을 두고 기타 원격 서비스 또한 가능하도록 설계를 하였다. 생체 신호 측정 기술이란 사람의 신체에서 나오는 EEG(뇌파), ECG(심전도), EMG(근전도)신호를 획득하여 디지털 신호로 변환하여 저장하거나 전송하기 위한 기술로서 크게 생체 신호를 측정하는 모듈과 디지털 데이터를 저장하는 임베디드 시스템, 퍼스널 컴퓨터로 구성이 된다[4][5]. 이에 생체 신호를 측정하는 모듈은 정확한 생체신호 측정과 이동성이 용이하도록 소형화 시키는 데 초점을 맞췄으며, 임베디드 시스템의 경우 스마트 폰이 이를 대체 할 수 있도록 구현 하였다[6].

<ECG, EMG module>

- ① 우리 몸으로부터 일렉트로이드를 부착하여 생체 신호를 입력 받는다.
- ② 10배 증폭한 후 필터로 신호를 넘기면 필터 부분에서 고역통과를 시킨다.
- ③ 고역통과필터를 통과한 신호를 100배 증폭한다.
- ④ 증폭된 신호를 저역통과필터 와 대역주파수필터를 통과 시켜 필요한 주파수만 뽑아낸다.
- ⑤ 필터링 된 신호를 다시 수십~수백 배 증폭한 뒤 A/D 샘플링 되어 Digital 신호로 변환, 입력된다.

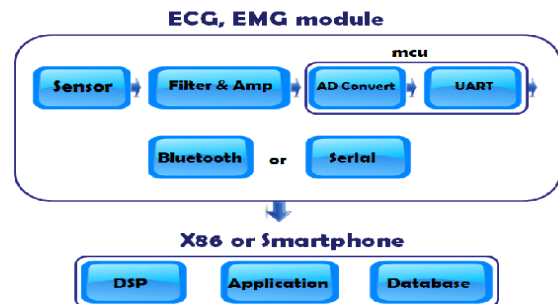


그림 1. ECG 구성도

Fig. 1. ECG Configuration

II. ECG 측정 어플 구현

1. 시스템 구성도

1.1. 심전도(ECG), 근전도(EMG) H/W, S/W 구성도

1.2 신호 증폭부

신호는 상당히 작은 미세한 신호이기에 증폭은 불가피 할 정도로 중요한 부분이다. 현재 구성은 증폭부분이 여러 부분으로 구성되어 있는데 그 이유는 한 번에 증폭 및 필터 하는 것이 좋으나 각각의 소자는 증폭 시 배율에 관련된 임피던스와 잡음에 대한 문제가 있기에 3번의 증폭 부를 통하여 증폭을 하였다.

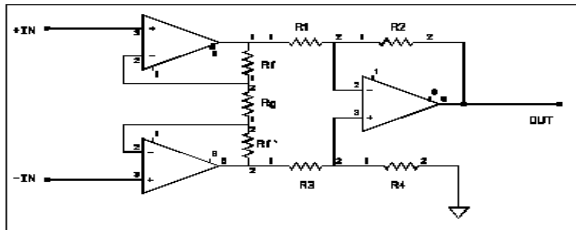


그림 2. 기본 차동증폭기
Fig. 2. Basic differential amplifier

대부분의 생체신호 생체신호 측정부는 다음과 같이 구성되어 일반적으로 Op-Amp를 통하여 차동형 증폭부로 만들어야 한다. 하지만 일반적인 Op-amp를 가지고 구성 시 큰 파형인 심전도를 제외한 나머지 작은 크기의 파형인 뇌전도, 근전도는 잡음의 영향이 크기에 그것을 최소화 하고자 On chip화 된 부품을 사용한다.

실제 생체신호는 신호 단부터 차동을 통한 증폭을 해야 하고 그럴 경우 회로의 규모가 증가하는 것과 잡음 등을 고려하여 차동증폭과 잡음을 제거기능을 고려하여 신호를 증폭하는 On Chip들 중 의료용으로 많이 사용하는 INA128을 구매하여 사용하였다.

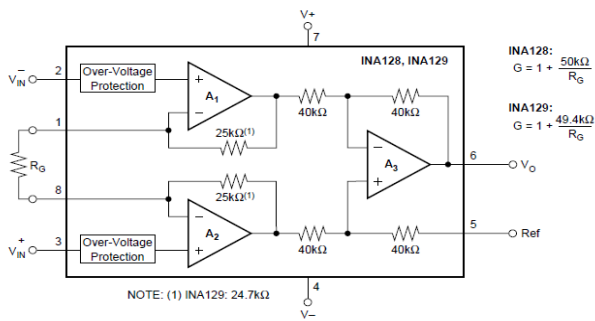


그림 3. INA128 내부 구성도
Fig. 3. INA128 Internal configuration

신호를 증폭하는 방법은 위의 식에 있는 Rg를 통하여 Gain이 조절이 가능하며 실제 원신호가 가장 잡음이 적고 깨끗한 파형이 나오는 경우가 10배 정도 되어 Rg = 5.6K 의 저항을 사용하여 배율을 조정하였다. 여기서 바로 10배 이상은 증폭을 하지 않는 이유는 실제 신호를 증폭 시 해당 신호와 함께 다른 잡음이 동시에 증가하여 쉽게 판별이 불가능하고 실제 필터를 사용하더라도 제거하더라도 완전히 제거되기 힘들기에 미리 증폭률을 조정하여 나머지는 다음의 필터와 함께 증폭을 동시에 함으로서 증폭과 필터과정을 여러 번 거쳐 시각화되고 판별되기 쉬운 파형으로 조정하는 방법이다. 이 방법은 대부분의 의료기기에 적용이 되어 사용

되는 기본적인 원리로서 실제 해당 파형에 따라서 배율은 조절이 다르나 기본적으로는 다음의 Chip등을 통하여 미세신호를 증폭하여 필터 하는 방법을 사용하고 있다.

1.3 신호 필터 및 증폭 회로

1.3.1 고역통과필터

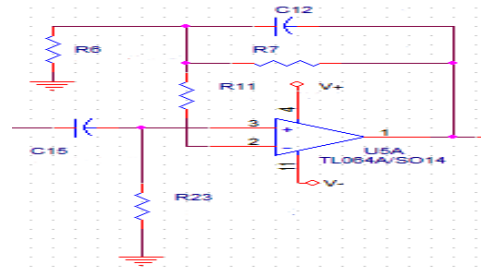


그림 4. 실제 고역 통과필터회로 구성도
Fig. 4. Highpass filter circuit diagram

능동 소자로서 Op-amp는 일반적으로 구성이 쉬운 수동 소자 (R-C 필터)에 비해 장점이 있다. 높은 임피던스는 구동원의 과부하를 막아주고, 낮은 출력 임피던스는 필터가 구동 될 때 부하의 영향으로 부터 필터를 보호한다. 또한 주파수 변정이 용이하다.

위의 회로는 Cutoff 주파수 이상의 주파수 신호만 통과하는 방법으로서 고역통과필터와 증폭 부를 통하여 원 신호에서 10배 증폭 이후 100배 증폭을 하게 된다. 이때 회로 입력 단에 들어오기 전에 기본적인 하이 패스 필터를 통하여 3Hz 이하의 신호를 제거한다. 이유는 선의 이동, 흔들림과 다른 잡음으로 인한 잡음제거를 위하여 제거 위하여 미리 제거 후 그 다음회로를 통하여 증폭을 한다.

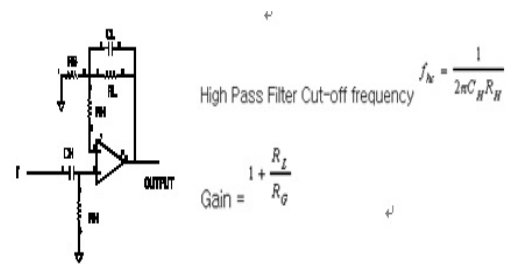


그림 5. 회로도 기본 원리
Fig. 5. Schematic of the basic principles

그림 5.의 회로도의 기본 원리를 기본으로 수식에 해당되는 회로를 적용하면 사용자가 원하는 주파수를 필터로 사용 할 수 있다. 회로의 중요한 소자는 CH와 RH에 6.28로 곱한 다음 계산하면 원하는 고역통과필터를 작성 할 수 있으나 필터의 기능상 100% 감소되는 필터는 존재 하지 않는다. 그러므로 이러한 필터를 2회에 걸쳐서 사용하여 적용해야 실제 원신호의 왜곡을 줄이며 증폭 및 필터 할 수 있게 된다.

1.3.2 저역통과필터

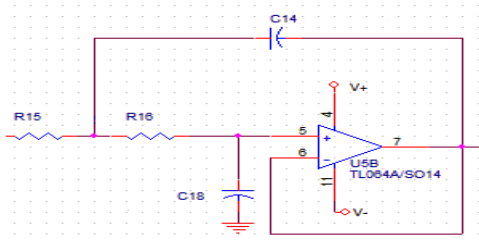


그림 6. 실제 저역통과필터
Fig. 6. The actual low-pass filter

현재 구성된 회로는 2차 저역통과필터로서 가장 일반적인 Sallen-Key 필터이며 전압제어 전압원 필터라고도 한다.

고역통과필터와는 달리 Cut-Off 주파수 이하의 신호만 통과하는 것으로 High Pass Filter에서 구성된 증폭 부위는 없이 구성하게 되었다.

저역통과필터 차단주파수 f_k 는 식(1) 과 같다.

$$(1) \quad f_k = \frac{1}{2\pi C_L R_L}$$

이 회로가 사용되는 이유는 실제 잡음신호가 단순히 저역 주파수 뿐 아니라 고역대 주파수가 있기 때문이다. 현재 구성된 회로는 100Hz 이상의 주파수를 제거하여 근전 신호의 대역대인 3-100Hz로 지정하여 그 대역의 파형을 사용하였다.

CL과 RL은 그림 3-7의 C18번과 R16번이다. 저항과 콘덴서의 조합에 의해서 필터의 컷 오프주파수가 결정된다.

1.3.3 대역소거 필터

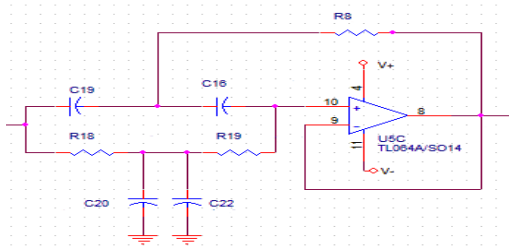


그림 7. 대역소거 필터
Fig. 7. Band rejection filter

대역주파수 필터로서 특성주파수를 제거하는 방법이다. 실제 아무리 저역통과필터와 고역통과필터를 통하여 필터를 하더라도 실제 전원부에서 나오는 잡파를 잡기는 그러한 필터로는 역부족이다.

그래서 이러한 대역주파수 필터를 통하여 실제 전원 주파수인 60Hz를 제거 함 으로서 원 파형 왜곡을 잡는데 도움을 준다.

고역통과필터 차단주파수 f_k 는 식(2) 과 같다.

$$(2) \quad f_0 = \frac{1}{2\pi C_1 \sqrt{R_1 R_2}}, \text{ Band Width} = 2f_0 \sqrt{\frac{R_1}{R_2}}$$

실제 위의 수식을 통하여 해당 f_0 에 해당되는 주파수를 제거한다. 하지만 실제 대역을 제거하는 것이기에 정확히 60Hz가 제거 되는 것은 아니다. 따라서 그것에 해당되는 구역은 Band Width로서 그 대역의 주파 수를 제거하는 방식으로 하여 제거 하고자 한다.

수식에서 R1과 R2는 그림 3-9에서 R18 과 R19 이며, C1는 C20와 C22를 합한 값이 된다. 다시 강조하지만 Filter의 기능은 지정한 주파수의 값만 삭제되는 100%의 기능을 갖지 못하여 다른 주파수 대역도 감쇠가 발생하는 것을 상기해야 한다.

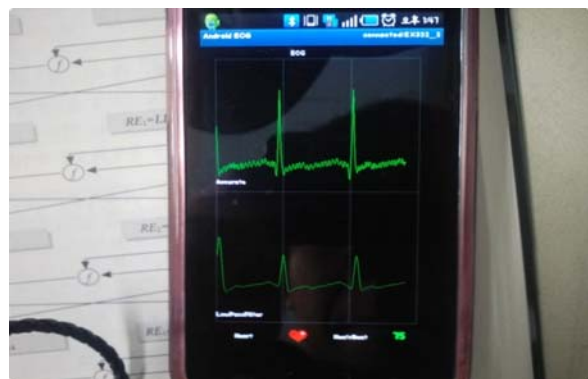


그림 8. Android Smart Phone 실행화면
Fig. 8. Run Android Smart Phone Screen

V. 결론

생체신호 모듈을 가지고 있으면 부정맥(맥박의 난조, 심장 리듬의 이상), 협심증이나 심근 경색 등의 허혈성 심장 질환, 고혈압에 수반되는 심장 비대 등이 있으면 심전도에 변화가 나타난다. 모듈만 있으면 일상생활에서 이러한 증상을 보다 빨리 발견하여 예방할 수 있다. 그리고 소형화된 모듈을 통해서 몸에 차고 일상 생활하는 동안 환자의 심장 내에서 발생하는 전기적 신호가 데이터 베이스에 기록된다. 하루 동안 환자가 느끼는 증상을 시간대 별로 기록하여 데이터 베이스에 저장되어 기록된 데이터를 분석하여 의사를 통해 진단할 수 있다. 또한 스마트폰을 이용함으로써 심전도 파형을 스마트폰 디스플레이로 보고, 저장을 할 수 있다. 또한 생체 신호 기반 HCI기술을 이용해 인위적으로 발생 가능한 근전도 신호를 이용하여, 노약자나 장애인이 컴퓨터를 이용할 때 인터페이스로 사용하거나 휠체어 등의 재활 기기 구동 제어를 위한 명령어를 생성하기 위한 기술, 생체 신호 기반 인터페이스는 센서를 몸에 부착하여 사용하며 사용자의 의도에 의해 자연스럽게 생성된 생체 신호를 이용하기 때문에 가상현실, 착용형 컴퓨터나 지체 장애인용 인터페이스로 활용될 수 있다.

참고문헌

- [1] D.H.Ballard, "Computer Vision," Prentice-Hall, pp.76-79, 1991.
- [2] Dale Dubin, "RAPID INTERPRETATION OF EKG's" COVERPUBLISHINGCOMPANY, 2005.
- [3] Joseph Tan, "Developments in Healthcare Information Systems and Technologies:Models and Methods", IGI Global snippet, 2010.
- [4] Han-Woo Ko, "Digital Biomedical Signal Processing", Yeomungak, 1997.
- [5] Joseph T. Catalano, "Guide to ECG Analysis", Lippincott, 2002.
- [6] SIMGRID Project, <http://simgrid.gforge.inria.fr>