

# 실시간 심전도 분석 및 모니터링 시스템 개발

## Development of Realtime ECG Analysis and Monitoring System

정 구 영, 윤 명 중, 유 기 호\*  
(Gu-Young Jeong, Myoung-Jong Yoon, and Kee-Ho Yu)

**Abstract** : ECG is used on purpose to keep good health or monitor cardiac function of aged person as well as on purpose to diagnose the disease of heart patients. The ambulatory ECG monitoring system under guarantee of safety and accuracy is very efficient to prevent the progress of heart disease and sudden death. These systems can detect the temporary change of ECG that is very significant to diagnose heart disease such as myocardial ischemia, arrhythmia and cardiac infarction. In this paper, we describe the ECG signal analysis algorithm and measurement device for ECG monitoring. The authors designed a small-size portable ECG device that consisted of instrumentation amplifier, micro-controller, filter and RF module. The device measures ECG with four electrodes on the body and detects QRS complex and ST level change in realtime. Also it transmits the measured signals to the personal computer. The developed software for ECG analysis in personal computer has the function to detect the feature points and ST level changes.

**Keywords** : ECG monitoring, QRS complex, ST level, myocardial ischemia

### I. 서론

심전도(ECG)는 심장의 탈분극과 재분극시 발생하는 생체전기를 피부에 부착된 전극을 통하여 측정된 그래프로서, P파, QRS군, ST-segment, T파로 구분할 수 있다. 그림 1은 심전도의 일반적인 형태를 나타낸다. P파는 심방이 수축할 때 나타나고, QRS군은 심실의 수축, T파는 심실이 이완될 때 기록된다. ST-segment는 T파의 시작부분으로 심실 이완의 초기상태를 나타내며, 심근허혈 발생시 특징적인 변화가 나타난다. 심장에 이상이 발생하면 심전도의 각 파형에 변화가 발생하고, 각 파형의 이상 패턴을 분석함으로써 심장 질환을 진단할 수 있다.

현재 심전도를 자동으로 분석하여 심장질환을 진단하기 위한 다양한 연구가 진행되고 있으며, 이러한 연구는 치명적인 심장질환이나 치명적인 단계로 발전할 수 있는 질환의 자동 검출에 집중되어 있다. 최근에는 다양한 심장질환을 진단하기 위한 새로운 알고리즘이 많이 개발되고 있으나 여전히 고위험군에 속하는 몇몇 질환에 대한 연구는 지속적으로 진행되고 있다.

이러한 대표적인 심장질환으로 부정맥과 심근허혈을 들 수 있다. 부정맥(arrhythmia)은 심전도를 구성하는 각각의 파형이 불규칙하게 나타나는 상태를 말하며, 심근허혈(myocardial ischemia)은 심장 근육에 산소가 부족해지는 상태로, 다양한 원인으로 발생하는 하나의 증상이지만 치명적인 심장질환으로 진행될 위험이 높기 때문에 부정맥과 마찬가지로 이와 관련된 많은 연구가 진행되고 있다[1-5]. 치명적인 부정맥은 발병 후 수분 이내에 응급조치를 받지 않으면 생명이 위험하므로 실시간 특징점 검출을 통하여 이

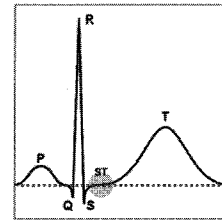


그림 1. 심전도.

Fig. 1. ECG(electrocardiogram).

를 검출하는 것이 중요하다. 또한 심근허혈에 의한 심전도 변화는 심장박동이 빨라져서 심근의 산소 수요가 많아질 때만 발생하며, 평상시에는 나타나지 않으므로 지속적인 심전도 모니터링을 통하여 ST-segment의 변화를 검출하는 것이 필요하다[6-10].

본 논문은 PC기반의 심전도 모니터링 시스템 개발에 관한 것으로, 개발된 시스템은 심전도를 계측하는 장치와 심전도 자동분석 알고리즘, PC기반의 프로그램으로 구분되어 있다. 마이크로 컨트롤러에 의해 제어되는 심전도 계측장치에는 QRS군, PR레벨, J-point등을 검출할 수 있는 알고리즘이 탑재되어 ST레벨의 실시간 검출이 가능하다. 또한 다양한 모니터링 동작 모드를 설정함으로써 계측기내 자동 분석, PC로 분석 데이터 및 심전도 데이터 전송 등의 기능을 선택하도록 설계하였다. 계측기에서의 특징점과 ST레벨은 40ms의 지연시간을 유지하며, 실시간으로 검출되도록 개발하였고, 2채널 동시 모니터링 및 분석이 가능하도록 설계하였다.

### II. 심전도 분석 알고리즘 및 프로그램

#### 1. 실시간 특징점 검출 알고리즘

심전도 계측기에서의 특징점 검출은 40ms의 지연시간이 있지만, 실시간으로 수행된다. 측정된 심전도가 저장되는 버퍼는 2채널 모두 각각 크기가 100인 배열로 이루어져 있

\* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수 : 2008. 12. 5., 채택확정 : 2009. 1. 30.

정구영, 윤명중 : 전북대학교 항공우주공학과

(jung902@chonbuk.ac.kr/mjyoon@chonbuk.ac.kr)

유기호 : 전북대학교 항공우주공학과/공업기술연구소

(yu@chonbuk.ac.kr)

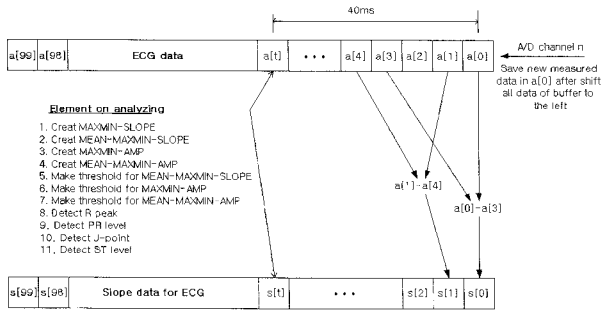


그림 2. 기율기 정보 생성과 버퍼 업데이트 과정.

Fig. 2. Process of creating slope and updating buffers.

어서, 250Hz의 sampling rate로 기록될 때 0.4초의 심전도가 저장될 수 있다. 또한 각 채널에는 기율기 값을 저장할 수 있는 버퍼가 존재하며, 심전도 데이터와 기율기 값이 저장되는 버퍼는 새로운 심전도 데이터가 입력될 때마다 업데이트 된다. 그림 2는 실시간 QRS군 검출에 사용되는 버퍼와 데이터 업데이트 과정을 보여주고 있다. 특징점 검출이 40ms 지연된다는 것은 현재 입력된 심전도 데이터가 분석에 사용되지 않고, 40ms 이전에 측정된 데이터가 특징점 검출에 사용된다는 것을 의미한다. 즉, 새로 입력된 심전도는 그림 2에서 볼 수 있듯이 심전도 데이터가 저장되는 버퍼와 기율기가 저장되는 버퍼의 업데이트에만 사용된다.

그림 3에는 특징점 검출 중 가장 중요한 R peak의 검출 과정이 나타나 있다. R peak 검출에는 측정된 심전도가 사용되지 않고, 각 채널의 기율기 정보로부터 기율기의 증감을 계산한 후, 기율기의 증감방향(가속도 부호)이 동일하게 유지되는 구간을 설정하고, 이 구간에서의 최대값과 최소값의 절대차(MAXMIN-SLOPE)를 이용한다. 실제 R peak 검출에 사용되는 MEAN-MAXMIN-SLOPE는 각 채널의 MAXMIN-SLOPE를 평균 낸 것으로 그림 4에 나타나 있다. 그림 4에서 보면, 각 MAXMIN-SLOPE에서 진폭의 큰 차이를 보이던 비트들이 평균을 통해서 어느 정도 일정해진 것을 알 수 있다. R peak에서의 MEAN-MAXMIN-SLOPE 크기가 비트별로 작은 차이를 유지하면, 진폭에 관련된 threshold를 이용하는 특징점 검출 알고리즘의 R peak 검출 성능이 향상된다.

그림 3을 보면, 앞에서 설명한 MEAN-MAXMIN-SLOPE와 더불어 MAXMIN-AMP가 R peak 검출에 사용된다. MAXMIN-AMP는 MAXMIN-SLOPE와 유사한 개념이지만, 계산의 대상이 기율기 정보가 아닌 심전도 데이터라는 점에서 구별이 된다. MAXMIN-SLOPE의 생성과 유사하게, 현재 분석중인 부분에서 심전도 데이터의 기율기 부호가 동일하게 유지되는 구간에서의 최대값과 최소값의 절대차가 MAXMIN-AMP가 된다. 심전도 신호에서 기율기 방향이 유지되는 구간을 처리했기 때문에 MAXMIN-AMP에는 QRS군의 진폭이 실제와 동일하게 반영되어 있다. 그림 5는 두 채널의 MAXMIN-AMP를 평균 내어 생성한 MEAN-MAXMIN-AMP를 나타내고 있으며, MEAN-MAXMIN-SLOPE와 마찬가지로 각 채널에서 비트마다 큰 차이를 보이던 진폭이 평균을 통해 어느 정도 일정해 졌음을 알 수 있다. 이러한

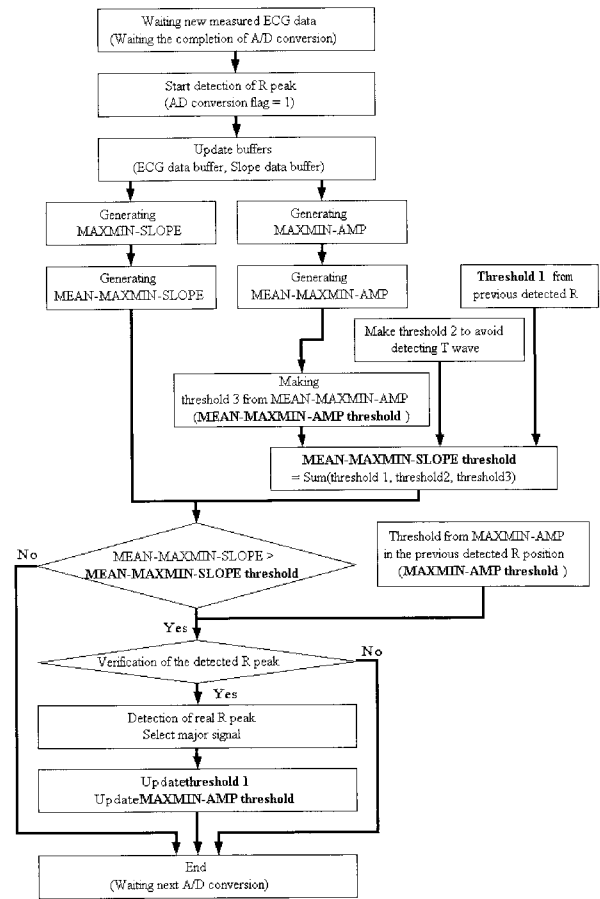


그림 3. 실시간 R peak 검출 과정.

Fig. 3. Process of realtime R peak detection.

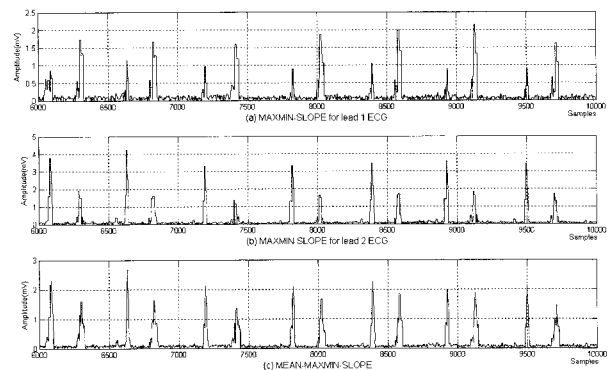


그림 4. MAXMIN-SLOPE와 MEAN-MAXMIN-SLOPE.

Fig. 4. MAXMIN-SLOPE and MEAN-MAXMIN-SLOPE.

MEAN-MAXMIN-AMP 크기의 균일화는 이후 설명되는 threshold를 일정한 패턴으로 유지시켜 R peak의 검출 성능을 향상시킬 수 있다.

R peak의 검출에는 4개의 threshold가 사용되며, 2개의 MAXMIN-AMP threshold, MEAN-MAXMIN-AMP threshold, MEAN-MAXMIN-SLOPE threshold로 구분된다.

MAXMIN-AMP threshold는, 최근에 검출된 5개의 R peak 위치에서의 MAXMIN-AMP들에 의해 계산된 threshold로, 그림 6과 같은 과정을 거쳐 채널마다 각각 생성된다. 이

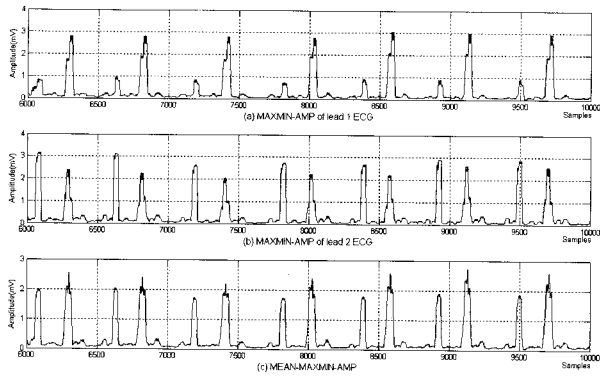


그림 5. MAXMIN-AMP와 MEAN-MAXMIN-AMP.  
Fig. 5. MAXMIN-AMP and MEAN-MAXMIN-AMP.

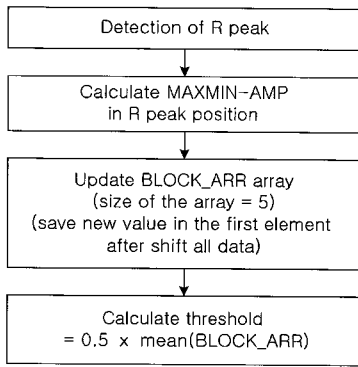


그림 6. MAXMIN-AMP threshold.  
Fig. 6. MAXMIN-AMP threshold.

threshold는 R peak 검출에 직접 사용되지 않고, R peak 검출 후 검출결과의 유효성을 판단할 때 사용된다.

MEAN-MAXMIN-AMP threshold는 최근에 검출된 5개의 R peak 위치에서의 MEAN-MAXMIN-AMP들을 평균내고 0.6을 곱하여 생성된다. 이 threshold는 MEAN-MAXMIN-SLOPE threshold에 영향을 주어, 간접적으로 R peak 검출에 사용된다. 실제적인 R peak의 검출에 사용되는 threshold는 MEAN-MAXMIN-SLOPE threshold로, 이 값을 초과하는 MEAN-MAXMIN-SLOPE가 검출되면, 알고리즘은 R peak가 검출된 것으로 판단하고 검증 과정을 수행한다. 이 threshold는 세 개의 threshold가 결합된 형태로서, 그림 7에 설명되어 있다.

첫 번째 threshold는 최근에 검출된 5개의 R peak 위치에서의 MEAN-MAXMIN-SLOPE들을 평균내고 0.5를 곱한 값이며, 그림의 가장 상단에 나타나 있다. 두 번째 threshold는 실제 R peak 검출 후 0.2초의 불응기를 거친 다음, 높은 형상의 T파에 의한 검출 에러를 줄이기 위해 것으로, sin형태의 threshold이다. 세 번째는 MEAN-MAXMIN-AMP가 MEAN-MAXMIN-AMP threshold를 초과할 경우, 초과된 부분만큼이 음의 방향으로 형성되는 threshold이다. 그림의 세 번째에 나타나 있는 threshold가 이에 해당한다. 위에 설명한 세 가지의 threshold를 합하면, 그림 7의 가장 아래와 같은 MEAN-MAXMIN-SLOPE threshold의 형태가 나타난다.

그림 8에는 그림 7에서 설명한 네 개의 threshold와

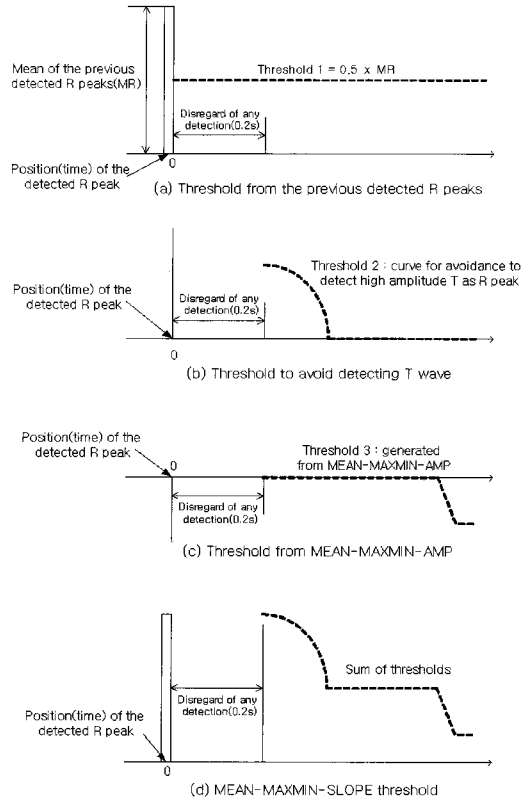


그림 7. MEAN-MAXMIN-SLOPE threshold.  
Fig. 7. MEAN-MAXMIN-SLOPE threshold.

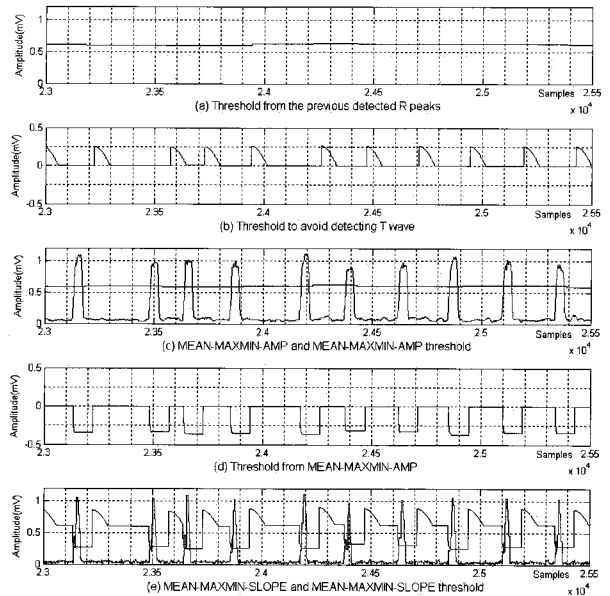


그림 8. R peak 검출에 사용되는 threshold.  
Fig. 8. Threshold for R peak detection.

MEAN-MAXMIN-AMP, MEAN-MAXMIN-SLOPE가 함께 나타나 있다. (a)는 최근에 검출된 5개 R peak 위치에서의 MEAN-MAXMIN-SLOPE들의 평균에 0.5를 곱하여 생성한 threshold이며, (b)는 T파를 R peak로 검출하는 것을 방지하기 위한 threshold이다. (c)는 MEAN-MAXMIN-AMP와 MEAN-MAXMIN-AMP threshold로 MEAN-MAXMIN-AMP threshold

를 초과한 MEAN-MAXMIN-AMP의 부분이 (d)에 나타나 있는 threshold이다. MEAN-MAXMIN-AMP의 크기에 따라 (d)에 threshold의 하강 폭이 커지는 것을 알 수 있다. 이 threshold에 의해서 MEAN-MAXMIN-SLOPE threshold가 QRS군에 가까워지면서, 크게 낮아지는 것이 (e)에 나타나 있다.

그림 9는 R peak 이외의 J-point, S파, T파 및 PR분절의 레벨을 검출하는 과정으로 (a)와 같이 R peak를 전후로 Q파와 S파의 검출 구간이 설정되며, (b)와 같이 R peak 이후  $2/3 \times RR$ (이전 심박에서의 RR간격)구간이 T파 검출 구간으로 설정된다. 각각의 검출 구간은 심전도에서 P파, QRS군, T파의 시간적인 관계를 나타내는 PR간격, QT간격 및 RR간격을 기준으로 설정하였다.

그림 9(c)와 (d)는 Q파, J-point 및 S파의 구체적인 검출 방법을 나타낸 것으로, Q파는 R peak를 기준으로  $Q_0$ 에서  $Q_3$ 로 단계적으로 영역을 넓혀 가면서 Q파의 최소점을 찾는다. Q파의 검출구간( $Q_0 \sim Q_3$ )을 160ms로 설정한 이유는 일반적인 PR간격을 120~200ms라 할 때, 검사 구간을 160ms로 설정을 하면 이구간은 최소한 QRS군의 절반과 Q파의 시작부분을 포함하기 때문이다.

$Q_0, Q_1, Q_2, Q_3$ 는 모두 동일한 간격이며, Q파 검출이후 Q파의 최소점부터  $Q_3$ 까지 기울기를 모니터링하여 기울기가 threshold( $0.3 \times Q$ 파의 최소지점 부터 모니터링된 기울기의 최대값)이하로 변화하는 지점의 레벨을 PR분절 레벨로 설정하였다. 이러한 threshold는 경험적으로 설정하였으며, 심전도 데이터에 의한 테스트 결과 P파 이후에 바로 Q파가 발생하는 경우라도 최소한 30% 이상의 기울기 변동이 발생하였기 때문이다. 또한 검출점에서 바로 PR레벨을 설정하지 않고 검출점 주변에서 5개의 데이터를 추출한 후, 평균내어 PR레벨로 설정함으로써, 부정확한 PR검출에 의해서 오류가 증가하지 않도록 했다.

Q파가 존재하지 않는 경우, (c)의 A처럼 threshold 값 이상으로 기울기가 변하는 지점의 신호 레벨을 PR분절 레벨로 설정하였다. S파와 J-point도 그림 (d)와 같은 영역을 설정하고 위와 유사한 threshold 방법을 적용하여 검출하였다.

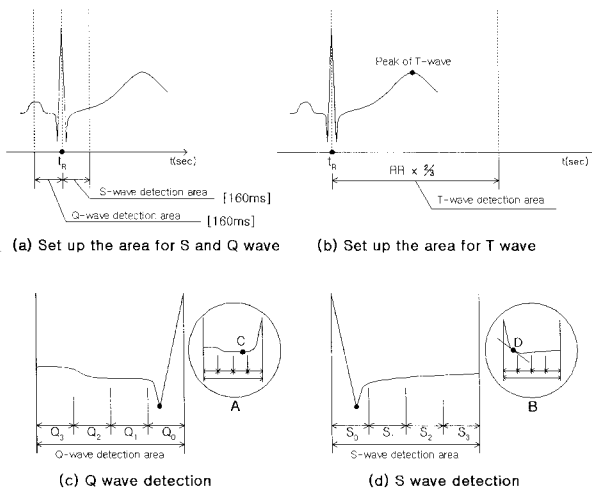


그림 9. Q, S파, PR분절 및 J-point 검출 과정.  
Fig. 9. Process of Q wave, S wave, PR-segment and J-point.

## 2. PC기반 심전도 분석 프로그램

본 연구에서는 LabVIEW 소프트웨어를 이용하여 심전도 분석 프로그램을 개발하였다. 심전도 분석 알고리즘은 C++언어로 작성되었으며, LabVIEW의 Code Interface Node(CIN)를 이용하여 이를 함수로 이용하였다. 다양한 형태의 심전도 데이터를 분석할 수 있도록 입력 심전도의 sampling rate, 심전도 분량, 데이터 길이 등의 설정 파라미터를 직접 조작하도록 구성하였으며, 포맷이 다른 심전도 데이터를 본 연구에서 개발한 소프트웨어에 맞도록 변경하는 데이터 변환 프로그램도 개발하였다. 심전도 분석 프로그램은 크게 세부부분으로 구분된다. 프로그램 실행시 입력되는 심전도를 분할 및 정렬하고 분석에 필요한 제어변수를 생성하는 부분과 입력 심전도를 분석하는 Code Interface Node부분 그리고 분석결과를 디스플레이하는 부분으로 구성되어 있다. 실제로 입력된 심전도가 분석되는 CIN 부분은 Visual C++ 6.0을 이용하여 심전도 분석 라이브러리로 작성되어 있으며, QRS검출, ST레벨 검출 등이 수행된다.

## III. 심전도 계속 장치

심전도의 지속적인 모니터링은 심근허혈에 의해 발생하는 ST의 일시적인 변화를 검출함에 있어서 매우 유용한 방법이다. 또한, 사용자의 선택이나 자동분석에 의한 이벤트 레코딩 기능은 메모리의 효율적 관리 측면에서 효과적인 방법이라 할 수 있다. 특히, 심근허혈은 환자가 어떠한 증상도 느끼지 못하는 경우가 많으므로 ST의 변화 검출에 의한 이벤트 레코딩은 이러한 기기의 활용도를 더욱 높일 수 있다. 또한 치명적인 부정맥이 발생할 경우, 이를 자동으로 검출하여 조속한 응급치료가 가능하다.

대부분의 생체신호 계측기는 이득과 입력 임피던스를 높이기 위해 계측증폭기를 사용한다. 본 연구에서는 소비전력이 매우 낮아 휴대형 계측기 제작에 적합한 Texas Instruments사의 INA2321을 사용하였다. INA2321은 2개의 입력 채널을 가지고 있어서 2채널 심전도 모니터링 계측기 제작에 용이할 뿐만 아니라, 공통성분 제거 및 노이즈 특성이 우수하여 심전도를 비롯한 생체신호 계측에 적합하다. 출력 이득은 외부에 연결되는 두 개의 저항에 의해서 결정되며, 본 연구에서는 계측증폭기에 의한 이득을 10으로 고정하여 사용하였다.

현대의 심전도 계측장치에서 환자는 계측장치의 접지와 직접적으로 연결되지 않으며, 대신 오른쪽 다리의 전극을 통해서 보조 연산증폭기(auxiliary op-amp)의 출력측과 연결된다. 세 개의 10MΩ 저항에 의해서 평균화된 공통 성분 전압은 반전 및 증폭되어 우측 다리로 반환된다.

심전도 계측기의 필터부는 일반적으로 호흡이나 움직임 때문에 발생하는 기저선 변동을 제거하기 위한 고역통과 필터와 60Hz 전력선 잡음을 제거하기 위한 notch필터, 근전도 등의 고주파 잡음을 제거하는 저역통과 필터로 구성된다. 본 연구에서는 RC 고역통과 필터를 이용하여 기저선의 움직임을 제거하였으며, 차단주파수( $f_c$ )를 0.03Hz로 설정하였다. 고차의 저역통과 필터를 구현하기 위해 두개의 Sallen-Key 필터 2개를 직렬로 연결해 사용하였으며, 차단주

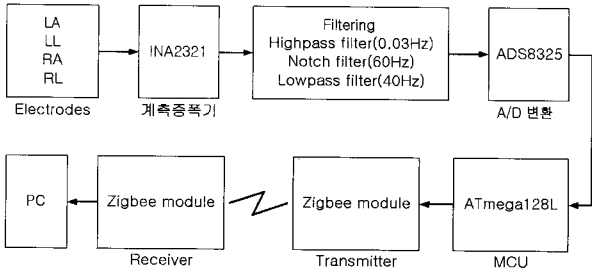


그림 10. 심전도 계측 블록도.  
Fig. 10. Block diagram of ECG measurement.

파수( $f_c$ )를 40Hz로 설정하였다.

심전도 계측기의 전체적인 기능과 동작은 마이크로 컨트롤러에 의하여 제어되며, ATmega128L을 사용 하였다. ATmega128L은 고성능이면서 저전력 소비형으로 자체에 10 비트 A/D 컨버터를 내장하고 있으며, 주변환경과 데이터 통신을 할 수 있는 다양한 인터페이스를 가지고 있다. 본 연구에서는 ATmega128L의 타이머, SPI 통신 포트, 직렬통신 기능을 사용하였다. MCU에서의 첫 번째 기능은 A/D 변환으로, 타이머의 인터럽트 신호에 맞춰서 250Hz 샘플링 시간으로 A/D변환을 수행한다.

A/D 컨버터는 16bit 변환기인 ADS8325를 이용하였으며, 실제 15bit만을 이용하여 심전도를 분석하였다. 측정된 심전도의 PC전송 및 자동분석은 A/D변환이 끝난 이후 다음 A/D변환 시작 전까지 완료되며, 심전도 자동분석은 특징점 검출을 위한 각각의 threshold 설정, R파 검출, PR레벨 검출, J-point 검출 및 ST레벨 검출 순으로 진행된다. 분석결과 또는 측정 심전도는 RS232형식으로 PC에 전송되며 무선통신은 30m의 무선범위를 갖는 Zigbee 무선모듈을 이용하였다.

1.5V AAA형 건전지 두개를 이용하여 전원을 공급했으며, 상대적으로 전력소모가 많은 무선모듈의 전원을 별도로 구성하였다. 두개의 건전지 중 한개는 심전도 계측부의 전원을 공급하고, 나머지 한개는 무선모듈의 전원을 공급하도록 설계하였다. 그림 10은 위에서 설명한 심전도 계측 과정을 나타낸다.

IV. 결과

그림 11은 제작된 심전도 계측장치로서, 모든 구성부품

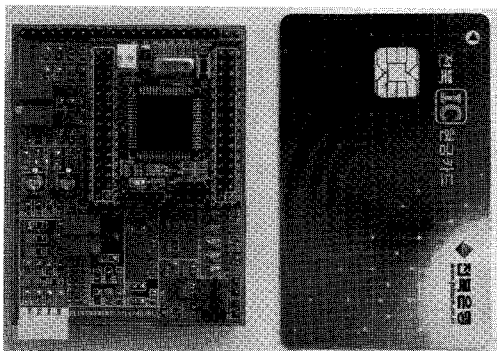


그림 11. 심전도 계측 장치.  
Fig. 11. ECG measurement device.

은 휴대형으로 제작할 수 있도록 소비전력이 낮으며, 표면 실장이 가능한 것을 사용하였다. 실제 크기는 그림 11에서 볼 수 있듯이 일반 카드 정도이다.

그림 12는 실시간 심전도 모니터링 프로그램으로 계측된 2채널 심전도 및 검출된 ST레벨, RR간격이 실시간으로 모니터링된 화면이다. 계측기와 PC는 serial port를 이용해 통신하며, 그림 13과 같은 메뉴설정 창을 이용하여 모니터링에 관련된 설정을 할 수 있다. 그림 12에서 화면의 상단에는 데이터를 저장하고 불러오는 기능이 배치되어 있다. 화면 좌측에는 분석결과를 수치로 나타내는 부분, 모니터링 모드를 선택하는 부분과 모니터링의 시작 및 종료 버튼이 배치되어 있다. 분석결과는 각 채널의 ST레벨과 함께 최대 및 최소값의 ST레벨이 표시되며, RR간격에 관해서 심박수가 표시된다. 모니터링 모드 변경을 통하여, 심전도 모니터링, 분석결과 모니터링 등을 설정할 수 있다.

그림 14는 PC 기반의 심전도 분석 프로그램으로 심전도

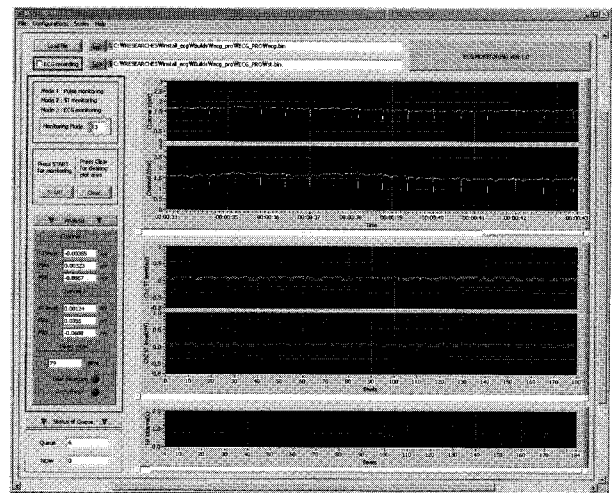
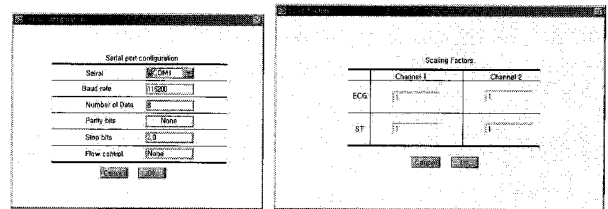
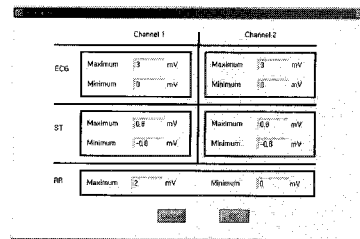


그림 12. 실시간 심전도 모니터링 프로그램.  
Fig. 12. Realtime ECG monitoring program.



(a) Serial port (b) Scaling factors



(c) Axis range

그림 13. 메뉴설정 창.  
Fig. 13. Windows for configuration menus of ECG monitoring.

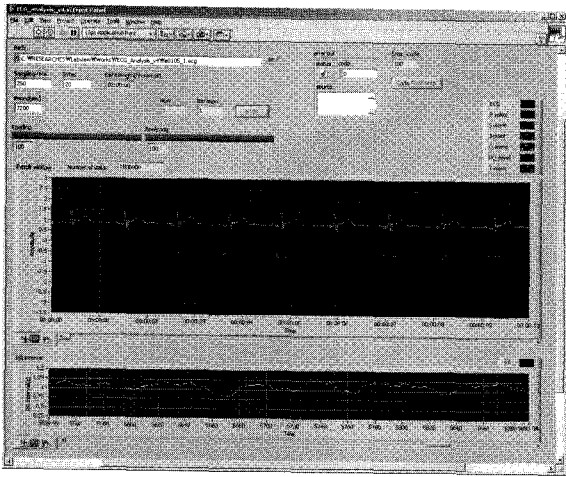


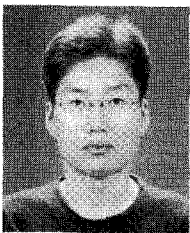
그림 14. 심전도 분석 프로그램.  
Fig. 14. ECG analysis program.

계측기에서 수행되는 실시간 분석과 달리 저장된 데이터를 보다 정확하게 분석하기 위하여 사용된다. 특징점 및 ST level의 수치가 각각의 비트별로 나타나 있으며 하단 화면에 RR간격이 나타나있다.

#### V. 결론

심전도를 구성하는 P파, QRS군, T파는 각각 심방의 수축, 심실의 수축, 심실의 이완을 나타낸다. 이러한 파형의 이상 패턴을 검출하면 심장질환의 자동 진단이 가능하며, 이에 대한 많은 연구가 진행되고 있다. 대표적인 심장질환으로 부정맥과 심근허혈이 있으며, 부정맥은 심장의 수축과 이완이 불규칙한 상태로, 치명적인 부정맥의 경우 수분 이내의 응급조치가 매우 중요함으로, 심전도 모니터링을 이용한 심박수 모니터링이 필요하다. QRS군의 끝부분에서 T파의 시작부분인 ST-segment는 심장에 허혈(myocardial ischemia)이 발생할 때, 특징적으로 변화가 나타난다. 이러한 ST변화는 일시적으로 나타나며, 심근허혈은 증상이나 통증을 동반하지 않는 경우가 많기 때문에, 지속적인 심전도 모니터링을 통해서 ST의 일시적인 변화를 검출하는 것이 매우 중요하다.

본 논문에서는 심전도 자동분석 알고리즘과 심전도 계측 및 PC기반 모니터링 프로그램을 개발하여 심전도 모니터링 시스템을 구축하였다. 심전도의 일시적인 변화를 검출하기 위하여 휴대가 가능한 크기로 심전도 계측장치를 제작하였으며, 심전도 계측기는 실시간 QRS모니터링은 물론 심근허혈에 의한 ST의 일시적인 변화를 검출할 수 있도록 ST레벨 검출 기능을 추가하였다.



정 구 영

2000년 전북대학교 항공우주공학과 졸업. 2002년 동 대학원 메카트로닉스공학과 석사. 2009년 동 대학원 박사. 관심분야는 생체신호 모니터링, 메카트로닉스 및 로보틱스.



윤 명 중

2000년 전북대학교 항공우주공학과 졸업. 2002년 동 대학원 메카트로닉스공학과 석사. 2009년 동 대학원 박사. 관심분야는 촉각센싱 및 제어, 메카트로닉스 및 로보틱스.

#### 참고문헌

- [1] D. Ge, N. Srinivasan and S. M. Krishnan, "Cardiac arrhythmia classification using autoregressive modeling," *Biomedical Engineering Online*, vol. 1, no. 5, 2002.
- [2] A. A. Fahoum and A. Qasaimeh, "ECG arrhythmia classification using simple reconstructed phase space approach," *Computers in Cardiology*, vol. 33, pp. 757-760, 2006.
- [3] A. Bartolo, B. D. Clymer, R. C. Burgess, and J. P. Turnbull, J. A. Golish and M. C. Perry, "An arrhythmia detector and heart rate estimator for overnight polysomnography studies," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 48, no. 5, pp. 513-521, 2001.
- [4] T. Kao, Y. Y. Su, H. W. Tso, Y. C. Lin, S. A. Chen and C. T. Tai, "Nonlinear analysis of human atrial flutter and fibrillation using surface electrocardiogram," *Computers in Cardiology*, vol. 31, pp. 441-444, 2004.
- [5] 정구영, 유기호, "레퍼런스 ST셋과 다항식 근사를 이용한 ST 형상 분류 알고리즘," *의용생체공학회지*, vol. 28, pp. 665-675, 2007.
- [6] I. C. Ivaylo, "Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold," *Biomedical Engineering Online*, vol. 3, no. 8, 2004.
- [7] Y. sun, S. Suppappola and T. A. Wrublewski, "Micro controller-based real-time QRS detection," *Biomedical Instrumentation and Technology*, vol. 26, no. 6, pp. 477-484, 1992.
- [8] J. Garcia, L. Sornmo, S. Olmos and P. Laguna, "Automatic detection of ST-T complex changes on the ECG using filtered RMS difference series: application to ambulatory ischemia monitoring," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 47, no. 9, pp. 1195-1201, 2000.
- [9] P. Langley, E. J. Bowers, J. Wild, M. J. Drinnan, J. Allen and N. Brown, "An Algorithm to Distinguish Ischaemic and Non-ischaemic ST Changes in the Holter ECG," *Computers in Cardiology*, vol. 30, pp. 239-242, 2003.
- [10] G. Y. Jeong and K. H. Yu, "Development of Ambulatory ECG Monitoring Device with ST Shape Classification," *International Conference on Control, Automation and System*, pp. 1591-1595, 2007.



### 유 기 호

1988년 전북대학교 정밀기계공학과 졸업. 1990년 동 대학원 기계공학과 석사. 1994년 일본 Tohoku 대학 박사. 1994년 4월~1997년 8월 동 대학 Research Associate. 1997년 9월~1998년 2월 한국과학기술원 연구원. 2004년 2월~2005년 1월 미국 MIT 방문교수. 1998년 3월~현재 전북대학교 기계항공시스템공학부 전임강사, 조교수, 부교수 및 항공우주공학과 부교수. 관심분야는 생체신호모니터링, 촉각센싱 및 제시, 인간-로봇 상호작용, 원격제어, 메카트로닉스 및 로보틱스.