

심전도 파형 분석 프로그램 개발

이상세¹, 이영석¹, 임승관¹, 정호춘¹, 진달복¹, 이문영², 박병림²
¹원광대학교 전자공학과, ²원광대학교 의과대학 생리학교실
전북 익산시 신용동 344-2

PROGRAM FOR ANALYSIS OF ELECTROCARDIOGRAM

S.S Lee¹, Y.S Lee¹, S.K Lim¹, H.C Jeong¹, D.B Chin¹, M.Y Lee², B.R Park²

¹Department of Electronics Engineering, Wonkwang University

²Department of Physiology, Wonkwang University School of Medicine

344-2, Shinyong-Dong, Iksan, 570-749

iljimae92@hanmail.net

Abstract

Easy check system for cardiac function was developed for computer user in this study. EKG amplifier was designed to remove a common noise and muscle noise. EKG pattern, and calculated real time heart rate and probability of arrhythmia were displayed in personal computer. This system would be an effective tool for checking cardiac function in everyone using computer.

수 있도록 하였다. 이를 위하여 일반가정에 널리 보급되어있는 컴퓨터를 이용하여 심전도 파형을 PC 모니터에 표시하고 실시간 분당 심박수와 부정맥률을 분석함으로써 심장에 관심있는 일반인들이 프로그램의 도움으로 쉽게 심장 기능을 검사할 수 있도록 구성하였다.

본 론

1. 하드웨어 구성

심전도 분석 시스템의 전체 구성도는 그림 1과 같이 마이크로 프로세서, ECG 앰프, IBM PC 등으로 구성된다. 시스템의 동작은 심장근육이 이완, 수축할 때 발생하는 매우 작은 생체신호를 ECG(electrocardiogram) 앰프를 이용하여 심전도 파형을 증폭하고, 증폭된 아날로그 신호는 마이크로컨트롤러에 내장된 A/D 변환기(analog to digital converter)에서 디지털 신호로 변환되어 심전도 파형을 PC에 전송하게 된다. 심전도 데이터의 전송은 RS-232C 통신 방식을 사용하며, PC의 심전도 기록 프로그램에서 파형을 표시하고 분석한다.

서 론

심전도란 심장근육이 수축, 이완할 때 전기적인 탈분극과 재분극이 전위차를 발생시키는데, 이 전위차를 피부에 표면전극(surface electrode)을 부착하여 검출한 것이 심전도이다. 심전도는 수십 uV에서 수 mV의 크기와, 100 Hz 미만의 주파수 대역을 갖는다. 이에 따라 심전도 계측용 앰프는 기저선 동요 제거와 상용노이즈제거, 근잡음 등의 노이즈 제거가 필요하다. 노이즈가 제거된 심전도 신호의 해석은 QRS complex 검출이 선행되어야 한다. QRS complex의 R-point가 검출되면 R-R interval을 계산해서 심박동수를 알 수 있고, P-wave와 T-wave를 찾을 수 있으며, S-T segment 등을 계산해서 임상적인 진단 방법으로 사용할 수 있다.

본 시스템은 심전도 검사를 위해 병원을 찾는 환자의 시간적, 경제적 부담을 해결하고 일상 생활중에 심장을 항상 모니터링 할

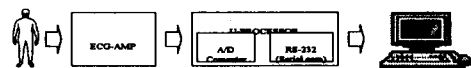


그림1. 심전도 분석 시스템의 전체 구성도

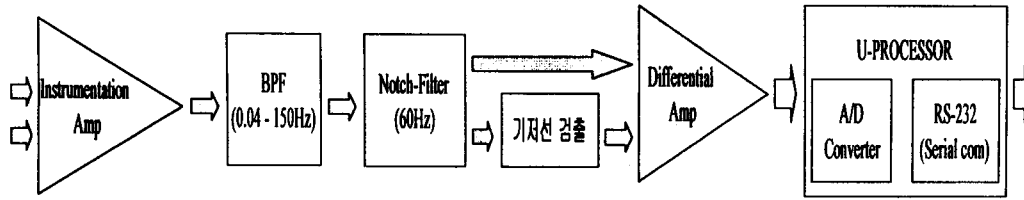


그림 2. 심전도 신호를 검출하기 위한 앰프 구성도

컴퓨터를 이용하여 심전도 신호를 분석하는 과정에서 기저선 동요 제거, 상용노이즈, 근잡음 등의 노이즈를 제거하는 것은 전처리 과정으로 아주 중요하다. 이와 같이 노이즈를 제거한 앰프의 구성은 60 Hz 상용노이즈를 제거하는 필터, 심전도 신호의 DC 오프셋을 제거하는 필터, 근육이 수축할 때 나타나는 근잡음을 제거하는 필터로 구성된다. 심전도 앰프는 수 mV 정도로 아주 작은 생체신호를 측정하기 위해 매우 높은 입력 임피던스와 CMRR 을 필요로 하는 Instrumentation 앰프로 구성하고, 0.04 ~ 150 Hz 통과 대역을 갖는 BPF(Band Pass Filter)를 사용하여 DC 성분과 근전도를 제거하고, Notch-Filter를 사용하여 60Hz의 상용 전원 노이즈를 제거한다. 심전도 검사할 때 발생하는 기저선의 변화는 증폭과정에서 출력 신호를 포화상태로 만들게 된다. 기저선 신호를 검출하는 필터를 사용하여 얻은 기저선 신호와 입력신호를 차동 입력함으로써 기저선의 변화를 제거할 수 있으며 출력 신호의 포화를 막을 수가 있다.

증폭된 심전도 신호는 마이크로 칩(Micro Chip Co.)의 8비트 원칩 마이크로컨트롤러인 PIC16C711 칩에 내장된 A/D 변환기를 사용하여 분해능이 8 비트, 240 샘플/초 샘플링으로 디지털 신호로 얻을 수 있다. 심전도 신호가 생성되는 데이터량은 8 비트×240 샘플=2400 비트가 된다. RS-232 통신 포트를 사용하여 마이크로컨트롤러에서 IBM PC에 데이터를 2400 bps의 속도로 전송하며 전송된 데이터는 PC에서 데이터를 처리하고 분석할 수 있도록 하였다.

심전도 신호를 분석하기 위한 시스템 사양은 IBM PC(pentium 이상) 본체 및 super VGA(800×600 이상) 모니터로 구성하였다. 전송되는 데이터는 IBM PC의 화면상에서 데이터의 변동 추이를 그래프로 실시간 표시

하고 동시에 자동적으로 저장된다. 프로그램 수행 중 상황 변화가 감지될 경우 변화된 메시지를 화면상에 표시해 주고, off-line 시에는 저장된 파일을 선택하고 실행하면 데이터가 화면에 표시되며 자동 및 수동으로 분석할 수 있도록 하였다. 전문가가 아닌 초보자라도 쉽게 프로그램을 사용할 수 있도록 화면구성을 TV 리모콘 버튼 형태로 설계하고, 의료정보 및 도움말 기능을 메뉴 구동 방식으로 적용하여 심전도 검사를 쉽게 할 수 있도록 구성하였다.

2. 소프트웨어 구성

실시간 데이터를 IBM PC에 전송하기 위해서는 A/D 변환된 데이터를 RS-232C 통신포트를 이용하여 전송하고, 전송된 데이터는 PC에서 실시간 데이터를 처리하고 분석할 수 있도록 프로그램 되어있다.

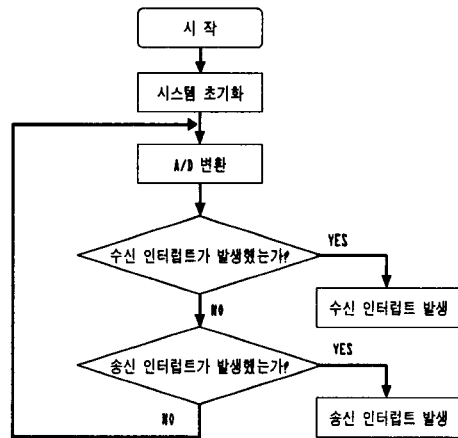


그림 3. 심전도 시스템 제어 프로그램의 흐름도

프로그램의 전체적인 수행과정은 전원이 인가되면 시스템이 초기화되고 타이머 분주비가 1:2로 설정되어 2400 bps의 전송속도를

가진 송신 인터럽트가 발생할 수 있도록 설정한다. 시스템이 초기화된 후 심전도 파형을 A/D 변환기를 통해 IBM PC에 전송될 데이터를 생성하고 2400 bps의 전송속도를 가진 송신 인터럽트가 발생하게 된다. 프로그램 수행 중 IBM PC에서 마이크로컨트롤러에 제어명령을 보내면 수신 인터럽트가 발생하게 되고 마이크로컨트롤러는 제어명령에 해당하는 일을 처리하게 된다.

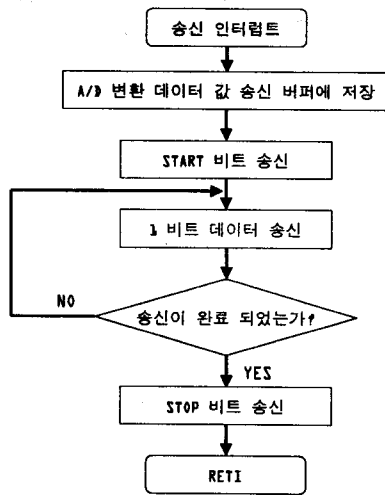


그림 4. 송신 인터럽트 루틴 프로그램의 흐름도

송신 인터럽트가 발생되면 A/D 변환된 데이터 값을 송신 버퍼에 저장하고 start 비트, 데이터 8 비트, stop 비트 총 10 비트를 2400 bps 전송속도로 RS-232C 통신포트에 전송한다. 데이터 8 비트는 송신 버퍼에 저장된 데이터를 좌로 1 비트씩 시프트하며 송신 버퍼에 들어있는 8 비트 데이터를 모두 송신될 때 송신 완료 플래그 비트가 지정된다.

3. QRS 검출 알고리즘

QRS complex의 본질적인 특징은 높은 주파수 성분을 가진 ECG의 영역으로 나타난다. QRS 신호를 검출하기 위한 알고리즘은 널리 사용되고 있는 zerocrossing 방법이다. 이 방법은 입력신호의 미분을 통해 행할 수 있다. 심전도 신호의 미분신호를 이용하여 zerocrossing되는 점을 모두 추출한다. 이때 미분이 양(positive)에서 음(negative)으로 변하는 점을 peak이라고 하며 그 반대로 변하

는 점을 valley라고 한다. 샘플링한 심전도 신호를 미분하여 변환된 값을 기준치 (Threshold, Th) 이상 초과했을 때 초과한 변환 값중 peak점으로 인식된 값을 R 파로 인식한다. Q와 S파를 찾기 위해 peak점으로부터 기준치 이하의 값중 좌우 100 ms내에 포함된 샘플링된 심전도 신호의 valley점으로 인식된 점을 각각 Q와 S 파로 인식하도록 하였다.

$$x(n) = u(n) - u(n-1)$$

$$u(n) \text{은 ECG 샘플링 값}$$

$$Th = 0.3 \max[x(n)]$$

실험 및 고찰

전술한 바와 같이 기저선 동요 제거, 상용 노이즈, 근잡음 등의 노이즈를 제거하기 위해 본 논문에서 제작한 심전도기를 이용하여 정상인을 대상으로 심전도 파형을 얻었다. 그림 5는 일본 히다치사의 VC 6045 디지털 스토리지 오실로스코프(digital storage osilloscope)를 사용하여 측정한 파형으로 기저선 동요를 포함한 심전도 파형을 보여주고 있다.

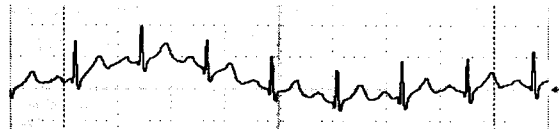


그림 5. 기저선 동요를 포함한 심전도 파형

심하게 기저선 동요가 발생하면 심전도 파형은 한쪽으로 포화가 일어나 원래의 신호를 왜곡하게 되고 정확한 분석 결과 값을 얻기가 힘들다. 본 시스템은 기저선 동요를 포함한 신호를 차단주파수가 1 Hz인 lowpass로 통과시킴으로써 기저선이 동요된 파형만 분리해 낼 수 있었다. 그림 6의 위 파형은 기저선을 포함한 심전도 파형이며 아래 파형은 기저선 동요만 분리해낸 파형이다.

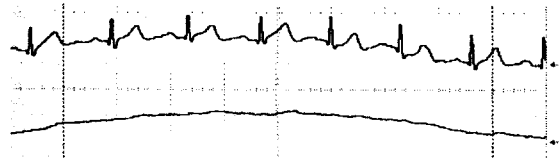


그림 6. 기저선을 포함한 심전도 파형과 심전도 파형에서 분리해낸 기저선 동요 기저선 동요만 분리해낸 파형과 기저선 동

요를 포함한 심전도 파형을 자동 입력하면 기저선 동요된 파형은 제거되고 그림 7의 아래 파형과 같이 기준이 일정한 심전도 파형을 얻을 수 있었다. 이 심전도 파형은 A/D 변환기로 입력받기 위해 전압이 5 V 이상은 넘지 못하도록 하였다.

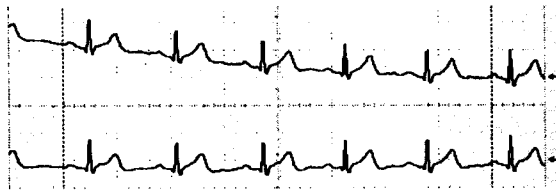


그림 7. 심전도 파형에서 기저선 동요를 제거한 후의 파형

RS-232C 통신포트에서 전송된 심전도 데이터는 실시간 화면에 표시하고 분당 심박수와 부정맥률을 분석하여 분석된 결과 값을 화면에 표시하였다. 분당 심박수는 R파와 R파 사이의 시간간격을 8 개 평균한 값으로 산출하여 60초를 이 수치로 나누어 표시하였다.

$$\text{분당심박수} = \frac{60\text{초}}{\text{R-R 시간간격(초)}}$$

정상인의 휴식시 심박수는 60~100회/분이 되며 운동시에는 증가한다. 심박수가 60~100회일 경우 정상맥박이라 표시하였고, 100회를 넘어섰을 때는 빠른맥박(빈맥), 60회 미만일 경우는 느린맥박(서맥)으로 표시하였다.

부정맥률은 전체 R-R 시간간격을 측정하여 평균을 계산한 결과 값에 표준오차 (standard deviation, SD) 10 %을 벗어난 갯수를 세어 부정맥률을 계산하고 표시하였다.

$$\text{부정맥률(\%)} = \frac{\text{ERRN}}{\text{ARRN}} \times 100$$

ERRN : R-R 간격이 표준오차를 벗어난 갯수

ARRN : 전체 R-R 간격의 갯수

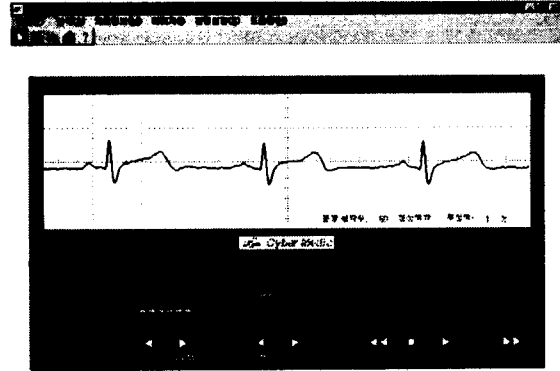


그림 8. 실시간 분석 통합 프로그램

결 론

본 논문에서는 일반가정에도 널리 보급되어 있는 컴퓨터를 이용하여 심전도 파형을 PC환경에서 표시하고 실시간 심박수와 부정맥률을 분석함으로써 심장에 관심을 가지고 있는 일반인들도 쉽게 심전도 파형을 측정하고 검사할 수 있도록 다음과 같이 구성하였다.

- (1) 심전도 신호를 분석하는 과정에서 기저선 동요 제거, 상용노이즈, 근잡음 등의 잡음성분에 영향을 받지 않는 앰프를 설계하였다.
- (2) RS-232 통신 포트를 사용하여 마이크로컨트롤러에서 IBM PC에 데이터를 2400 bps의 속도로 전송하며 전송된 데이터는 PC에서 데이터를 처리하고 분석 할 수 있도록 하였다.
- (3) 전문가가 아닌 초보자라도 쉽게 프로그램을 사용할 수 있도록 화면구성을 TV 리모콘 버튼 형태로 설계하고, 의료정보 및 도움말 기능을 메뉴 구동 방식으로 적용하여 심전도 검사를 쉽게 할 수 있도록 구성하였다.

참고문헌

1. J. Pan and W.J. Tompkins, "A real time QRS detection algorithm." IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-33, pp. 1157-1165, 1985.
2. Borivoje Furht and Alex Perez. "An adaptive real-time ECG compression algorithm with variable threshold". IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 35. pp. 489-494. 1988.
3. J. Fraden and M. R. Neuman, "QRS wave detection", Med. Biol. Eng. Comput., vol. 18, pp. 125-132, 1980.
4. G.R. Shaw and P. Savard, "On the Detection of QRS Variations in the ECG", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 42. No. 7. pp. 736-741. 1995.
5. 이순석, 윤형로, "실시간 ECG 분석을 위한 QRS 검출에 관한 연구", 의공학회지, 제 16권, 제1호, 1995.
6. Gray M. Friesen, Thomas C. Jannett, Manal Afify Jadallah, Stanford L. Yates, Stephen R. Quint, and H. Troy Nagle, "A Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithms." IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 37. No. 1. pp. 85-98. 1990.
7. Afonso VX, Tompkins WJ, Nguyen TQ, Luo S, "ECG beat detection using filter banks", IEEE Trans. on Biomed. Eng., V.46 N.2, 192-202, 1999.
8. Badilini F, Maison-Blanche P, Childers R, Coumel P, "QT interval analysis on ambulatory electrocardiogram recordings: a selective beat averaging approach", Medical & Biological Engineering & Computing, V.37 N.1, 71-79, 1999