

휴대용 환자 감시장치의 설계

김응식, 이은평, 김문중, 이경중, 윤형로
연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과

Design of a Portable Patient Monitor

E.S Kim, E.P. Lee, K.J. Lee, H.R, Yoon

Department of Biomedical Engineering, College of Health Science, Yonsei University.

ABSTRACT

In this paper, we have designed a portable patient monitor that monitors both ECG and NIBP(Non-Invasive Blood Pressure) for a patient who is bring moved around inside a hospital. System hardware consists of the one-chip microcomputer(80c251), A/D converter, ROM, RAM, LCD diplsy, two channel ECG module and NIBP module. NIBP module was calibrated to the values found in NIBP analyzer. ECG module detects QRS complex and compute heart rate. NIBP module measures the blood pressure by oscilometric method.

1. 서 론

환자감시장치는 병원내에서 환자침상 옆에 설치하여 환자의 vital sign등을 감시하는 기기로서 대부분 고정된 환자에게 적용하고 있다. 그러나 최근 응급의학분야에 대한 관심이 고조되면서 옥외에서 사고 발생시 사고현장이나 병원으로의 환자 이송시 앰블런스내에서 뿐만 아니라 병원내에서 환자 이동시에도 환자의 상태(심박수, 혈압)를 감시할 수 있는 휴대용 환자감시장치에 대한 요구가 증대되기 시작하였다.

환자감시장치분야에 대한 국내 연구동향은 80년대 초부터 연구,개발을 시작하여 80년대 후반에 4채널 감시장치를 제품화시켰으며[1], 최근에는 모듈형태의 환자감시장치를 개발하였다[2]. 그러나 이 제품들은 고정된 타입의 제품으로서 환자이동시에 연속적으로 환자상태를 감시할 수 없는 단점을 지니고 있다. 반면 국외에서는 제품의 고성능화, 소형집적화, 경량화를 추구하여 휴대용제품에 대한 연구가 활발히 진행되어 초기 제품들이 출시되고 있는 실정이다. 이에 본 연구에서는 환자의 이동시에도 환자의 심박수와 혈압을 동시에 감시할 수 있는 휴대용 환자 감시장치를 설계하려고 한다.

2. 시스템의 구성 및 사양

환자 감시장치는 심박수를 검출하기 위한 심전도 감시부, 혈압을 검출할 수 있는 혈압 감시부, 검출된 데이터를 처리하기 위한 디지털부 및 디스플레이부

로 구성된다. 2채널의 심전도 신호와 1채널의 혈압 신호를 입력하여 처리한 후 심박수와 혈압을 계산하여 LCD 에 디스플레이한다. 특히 아날로그 회로부는 생체에서 발생하는 미세한 신호를 증폭하기 위한 증폭부와 전원이나 전극에서 발생하는 잡음 제거를 위한 필터부로 구성된다. 또한 디지털부에서는 마이크로 프로세서를 사용하여 아날로그부에서 출력된 결과를 디지털화하여 신호를 처리하고, 심전도 신호와 심박수 및 혈압을 디스플레이하도록 설계한다. 본 연구에서 설계하려는 시스템의 중요사양은 표1, 표2와 같다.

표 1. 심전도 모듈의 사양

항 목	사 양	비 고
채널수	2채널	Lead I, II
파형도시	1채널 (속도:100dots/min)	default Lead II
입력범위	±2mV	
DC 오프셋 전압	80µV	
입력임피던스	0.8GΩ 이상	
이득	1000	
대역폭	0.5~50Hz	
CMRR(60Hz)	110dB	
리드탈락	프로그램에 의한 검출	
입력보호	2500V	
위험전류	전체 10µA이내	
AD 변환기	-8bit, 1 채널 -샘플링 주파수: 180Hz	
정보표시	-채널파형, 심박수 -최대, 최소 경보박수 -버튼기능표시	
QRS검출	디지털신호처리방식	
신호처리	-잡음제거필터 -리드탈락, 신호포화검출 -QRS 검출	
경보	심박수, 리드탈락	
기저선회복	1초이내	

표 2. 비관혈적 혈압 모듈의 사양

항 목	사 양	비 고
채널수	1	
환자형태	성인, 유아	
입력범위	-성인: 0~255mmHg -유아: 0~155mmHg	
자동감압	-255mmHg(성인)이상 감압시 -155mmHg(유아)이상 감압시 -전원차단시	
디스플레이	-수축기, 이완기, 평균혈압 -심박수	
대역폭	pulse: 0.5~30Hz	
A/D 변환기	8bit 1채널 100Hz	
심박검출	디지털신호처리방식	
신호처리	-잡음제거필터 -심박검출 -혈압검출 -동잡음제거	

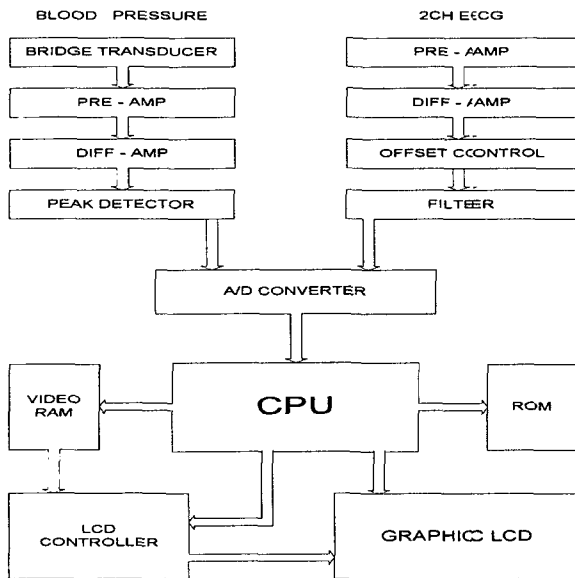


그림1. 전체시스템 블록선도

3. 시스템 설계 및 결과

3.1 하드웨어 설계

① 심전도 감시장치

심전도 감시장치는 그림 2와 같은 구조로 설계하였다. 그림 2에서 절연증폭기 좌측부분은 환자로부터 데이터를 직접 측정하는 부분으로서 CPU부분과 전원 및 제어신호부분이 완전히 절연되도록 하였으며 이를 위해 절연증폭기는 2500V의 절연특성을 지니고 있다. Pre-amp로는 입력 임피던스를 높이기 위해 OP-amp buffer를 사용하였고, auto balancing 회로는 신호의 포화를 바로 잡아주는 역할을 한다.

Channel select switch는 리드 I, II 중 하나를 선택한다. 이때 제어신호는 그림 2에서 나타난 것과 같이 광결합기에 의해 절연되어 전달된다. Channel select

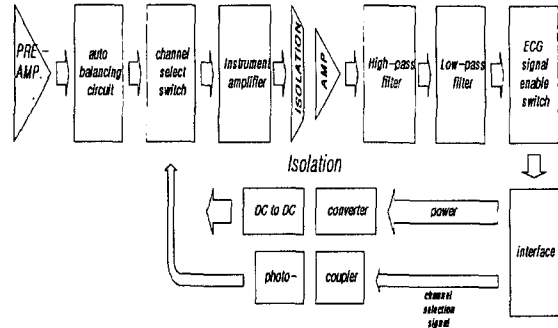


그림 2 심전도 감시장치 블록선도

switch에 의해 선택된 2개의 신호는 instrumentation amplifier에 의해 차동증폭된 후 절연증폭기로 전달된다[3]. 이와 같이 증폭된 신호는 고역통과필터, 증폭단, 저역통과필터 회로로 입력된다.

고역통과 필터의 차단 주파수는 0.5Hz이고 증폭단의 이득은 200배로 하였고, 저역통과필터의 차단 주파수는 50Hz로 설정하였다[5].

② 혈압 감시장치

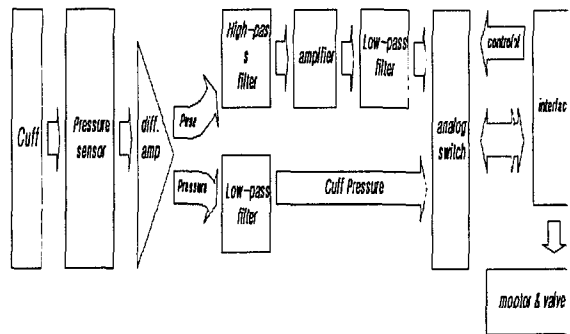


그림 3. 혈압 감시장치 블록선도

혈압감시장치는 그림 3과 같은 구조로 이루어졌다. 커프에 수축기 혈압 이상의 압력을 가한 후 서서히 압력을 빼며 수축기와 이완기의 압력을 찾아낸다. 커프의 압력을 압력센서를 통해 전기적인 신호로 바꾼다 이때 신호의 형태를 보면 서서히 감소하면서 수축기에서 이완기 사이에서 미세한 펄스가 나타난다. 이 신호를 과다하게 증폭시키면 A/D Converter에서 포화가 발생하므로 서서히 감소하는 커프의 압력은 저역통과필터만 통과시키고 펄스는 신호가 너무 작기 때문에 고역통과필터를 통과시켜 충분히 구분 가능한 크기로 증폭하였다. 최종적으로 커프의 압력은 500배, 펄스는 3000배로 증폭하였다.

③ 디지털 하드웨어 제어부

제어부분은 CPU를 중심으로 A/D Converter, LCD 제어기, 메모리, 인터페이스 회로 등으로 구성되어 있으며 3개의 아날로그 입력과 모터, 밸브 등의 신호

를 제어하는 출력을 가진다. 입력되는 심전도신호 및 혈압신호를 처리하기 위한 CPU로는 인텔 80C251 원 칩마이크로 컴퓨터를 사용하였다. 또한 주변제어를 위한 회로부는 저전력 소자들을 선정하여 디코딩로직 등을 설계하였다. 제어부분은 128Kbyte의 데이터 메모리와 32Kbyte의 비디오 메모리를 가지고 있다. 128 Kbyte는 180 sample/s 의 ECG 데이터를 약 6분 동안 저장할 수 있다. 32Kbyte 비디오 메모리는 본 연구에서 사용된 320*240 그래픽 LCD에서 3개의 화면을 구성할 수 있는 크기이다. LCD 콘트롤러는 LCD 입력 신호를 만들어주고 비디오 메모리를 자동으로 access한다.

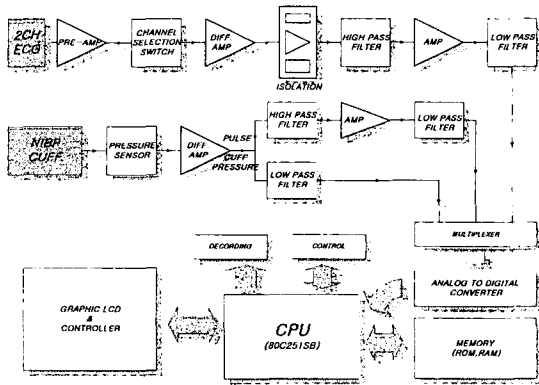


그림 4 디지털 하드웨어 제어부 블록선도

④ 디스플레이부

감시결과를 화면에 디스플레이시키는 부분은 LCD 제어기, 비디오 메모리, 그래픽 LCD로 구성된다. 먼저 출력하고자하는 파형이나 데이터를 비디오 메모리에 보내면 LCD제어기는 비디오메모리의 해당위치와 대응 위치에 있는 LCD 화면에 파형이나 데이터를 출력시키도록 설계한다.

LCD 화면에 디스플레이되는 내용은 심박수, 채널 표시, 심박수의 상,하한선, 수축혈압, 이완혈압, 평균혈압 등이다. 전체적인 화면구성은 메뉴를 이용하여 구성하며 메뉴버튼을 이용하여 심박의 상,하한선 설정, 경보음의 켜기/끄기, 이득선택, 혈압측정을 위한 시간간격조정, 커프압력조정, 측정시작, 정지등의 메뉴를 선택할 수 있다.

3.2 소프트웨어 설계

① 심전도 신호처리

Notch filter는 60Hz 잡음 제거를 목적으로 구성하였다. 본 시스템에서 ECG 의 통과영역이 0.5-50Hz이므로 저역통과필터가 대역제거필터처럼 동작하는 영역을 이용하였다.

QRS 콤플렉스를 검출하기 위해 8-22Hz 의 대역폭을 갖는 대역통과필터를 사용하며 저역통과필터와 고역통과필터를 중속연결하여 구성하였다[5]. 저역통과필터의 차단 주파수는 약 11Hz 이며, 고역통과필터는 전대역통과필터에서 1차 저역통과필터를 빼는 형태로 구성하였고 약 15 샘플의 지연이 생기고 증폭율은 32이다. 미분은 QRS 콤플렉스 조합의 기술기에 관한 정보를 제공하며 약 30Hz까지의 영역에서

통과대역을 나타낸다. 다음 과정으로 미분한 파형을 제공한다. 미분에 의해 R-S 부분이 음수영역으로 내려간 것을 제공함으로써 양수영역으로 바꾼다. Moving average 과정의 목적은 QRS 검출시 갑작스러운 피크 잡음이 QRS로 오인되는 것을 줄이는 것이다. 평균은 약150ms 동안 취해야 하므로 매번 약 27개(150ms / (1/180)) 의 샘플이 필요하다.

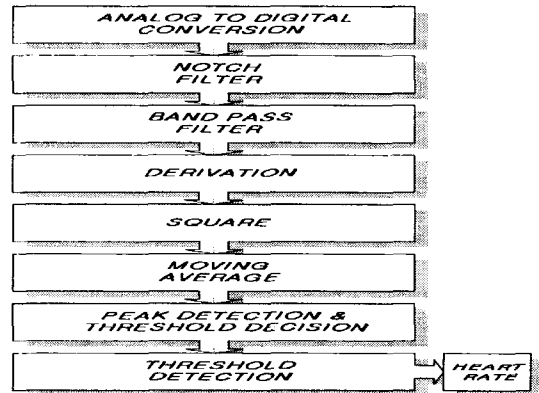


그림 5. 심전도신호처리 과정

QRS 콤플렉스는 문턱치 가변조정방법에 의해 적용적으로 검출하였다. 이렇게 검출된 QRS는 저장하는 메모리의 주소에 의해 심박수로 계산된다. 저장하는 메모리 주소는 1/180sec 마다 증가하므로 이전 QRS에서 새로 발견된 QRS사이의 시간간격을 알 수 있다. 표시되는 심박수는 5번의 평균을 계산하여 6개의 QRS마다 새로 계산된 값으로 표시된다.

② 혈압 신호처리

혈압 펄스에 의한 심박수 측정 알고리즘은 다음과 같다. 펄스는 주파수나 크기면에서 심전도와 유사하기 때문에 전처리과정은 심전도의 전처리과정을 유사하게 사용하였다. 즉 먼저 파형의 미분을 취한 후 파형을 제공하여 특징분을 부각시킨다. 그리고 moving average 과정을 거쳐 파형을 전처리한다. 펄스는 3초 구간내의 신호에 대하여 최고치를 찾은 후 문턱치를 비교하는 방식으로 검출한다. 심박수 계산은 심전도와 같은 방법을 사용하며 동시에 측정할 경우는 계산하지 않는다. 최종적으로 혈압파형의 피크를 검출한 후 oscillometric 방법을 적용하여 파형의 크기를 이용하여 수축압과 이완압을 계산한다.

4. 결론

본 연구에서는 기존의 고정된 타입의 환자감시장치의 단점을 고려하여 환자의 이동중에도 심전도와 혈압을 동시에 측정할 수 있는 휴대용 환자감시장치를 설계하였다. 개발된 시스템을 기반으로 하여 시스템의 최적화, 소형화, 경량화 및 알고리즘의 보완에 대한 연구가 지속적으로 이루어짐으로써 성능 개선을 도모해야 할 것이다.

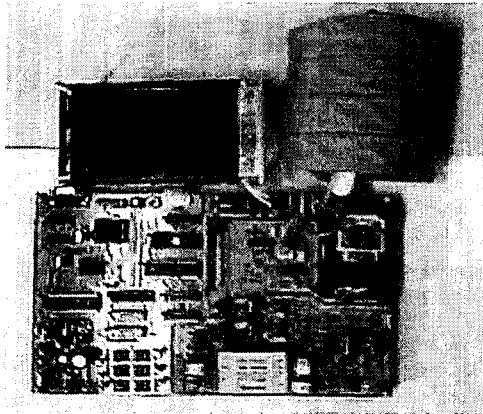


그림 6. 제작한 하드웨어 시스템

5. 참 고 문 헌

- (1) 김남현,허재만: Microprocessor를 이용한 Patient Monitor 개발(II). 의공학회지 16-1, 101-106, 1995.
- (2) 우용제외 10인: 모듈형 환자 모니터의 개발, 의공학회지 18-2, 133-146, 1997.
- (3) Burke M.J.: Low-power ECG amplifier/detector for dry-electrode heart rate monitoring.
- (4) Wobschall D.: Circuit design for electronic instrumentation. Mcgraw hill, 1979.
- Med. & Biol. Eng. & Comput., 1994: 32, 678-683.
- (5) Tompkins W.J : Biomedical Digital Signal Processing. PRANTICE-HALL,; 236-264.
- (6) Webster J.G. : Amplifier and Signal Processing. 2th, Houghton Mifflin, 1992:112-149.
- (7) Tompkins W.J and Webster J.G.: Design of Microcomputer - Based Medical Instrumentation. PRANTICE-HALL,; 1-22.
- (8) Webster J.G.: Medical Instrument. 2th edit, Houghton Mifflin, 1992:288-407.
- (9) Graeme J.G.: Application of operational amplifiers, The BB electronics series. Mcgraw Hill, 1973.
- (10) Cromwell L.: Biomedical instrumentation and measurements. 1980.

사의: 본연구는 보건복지부 보건의료기술(H-96-E-1-0002) 연구지원에 의해 이루어졌음