

PC 기반의 심전도-비관혈식 혈압 환자감시장치의 개발

김남현·김경하·주기춘·라상원****·송광석****·한민수****·김성민·이건기***·최태영**·심원홍*

연세대학교 의과대학 의용공학교실, *연세대학교 의과대학 내과학교실, **(주)세인트자,
경상대학교 공과대학 전자공학과, *아주대학교 전자공학과, ***** (주)바이오시스 연구소
(1999년 1월 20일 접수, 1999년 7월 30일 채택)

The Development of PC Based ECG-NIBP Patient Monitor

N.H Kim, G.H. Kim, K.C. Joo, S.W. Ra****, K.S. Song****, M.S. Han****,
S.M. Kim, G.K. Lee***, T.Y. Choi**, W.H. Sim*

Dept. of Medical Eng., College of Medicine, Yonsei University,
*Dept. of Internal Medicine, College of Medicine, Yonsei University, **SEIN CO., LTD
***Dept. of Electronic Eng., College of Eng., GyeongSang University,
****Dept. of Electronics Eng., College of Eng., Ajou University, *****BIOSYS CO., LTD.
(Received January 20, 1999, Accepted July 30, 1999)

요 약 : 환자감시장치는 중환자실, 수술실, 응급실 및 병실에서 환자의 상태인 심전도 파형, 맥박수, 혈압 등을 측정하고 감시하는 기본적인 의료 장비이다. 본 논문에서 설계한 환자감시장치는 심전도-비관혈식 혈압 환자감시장치이다. 심전도는 심장 근육의 이완과 수축에 따라 발생하는 전기 현상으로, 대부분의 의사들은 환자의 심장 상태를 심전도 신호 패턴으로 진단을 하고 있다. 심전도 감시장치는 장시간동안 환자의 심장 상태를 감시하는데 사용된다. 환자의 혈압을 재는 일은 일반화된 임상 측정의 하나로, 진찰실에서나 또는 특별한 수술 중에도 시행하고 있다. 본 논문에서는 동맥 내의 혈압을 비관혈적으로 측정하는 오실로메트릭 방식의 간접 측정 방법을 사용하였다. 개발한 환자감시장치를 수술실 장비와 비교, 검토하였다. 매회 심박수의 최대 차이는 1bpm이며, 수축기 혈압 최대 차이는 15mmHg, 이완기 혈압 최대 차이는 16mmHg, 평균 혈압 최대 차이는 25mmHg를 보였다. 그러나 결과적으로 나타나는 심박수의 평균 오차는 0.15bpm이며, 수축기 혈압의 평균 오차는 5mmHg, 이완기 혈압의 평균 오차는 10mmHg, 그리고 평균 혈압의 평균 오차는 9mmHg로 나타났다. 본 논문의 심전도-비관혈식 혈압 환자감시장치는 심전도 파형, 맥박수, 그리고 혈압을 측정하고 감시하는 의료 장비로서, 설계된 환자감시장치에 산소포화도·호흡·관혈식 혈압 감시장치(IBP) 등의 다기능을 보물로 구성하여 부착 및 제어가 용이하도록 확장할 수 있다.

Abstract : In this paper, an ECG-NIBP patient monitor is designed. This is an essential equipment to measure and monitor patient's physical condition - electrocardiogram(ECG) wave, heart rate(HR), and noninvasive blood pressure(NIBP) - in ICU, CCU, and operating room. The ECG is an electrical waveform produced by relaxation and contraction of the cardiac muscle. Most physicians diagnose patient's cardiac states from ECG pattern. A blood pressure is one of the clinical indexes measured in a emergency room or operating room. In this paper, the blood pressure is measured in artery by using the noninvasive oscillometric method. The developed patient monitor was inspected and compared with other instruments in operating rooms. The results were 1bpm of maximum difference in the heart rate, 15mmHg in the systolic pressure, 16mmHg in the diastolic pressure, and 25mmHg in the mean blood pressure. But the total results were 0.15bpm of the mean difference in the heart rate, 5mmHg in the systolic pressure, 10mmHg in the diastolic pressure, and 9mmHg in the mean blood pressure. The designed ECG-NIBP patient monitor can measure the ECG wave, HR, and BP. And the multi-tasking module of pulse oxymetry · respiration · temperature monitor will be added in the near future.

Key words : ECG, NIBP, Patient monitor, DSP, Oscillometric method

서 론

환자감시장치는 중환자실, 수술실, 응급실 및 병실에서 사용되는 기본 의료장비이다. 환자의 상태에 대하여 지속적으로 집중적으로 모니터링 하는 장비로서 환자의 심전도(electro-cardiogram : ECG), 심박수(heart rate : HR), 혈압(blood pressure : BP) 등을 측정하고 감시한다. 환자감시장치는 전자공학 기술이 대부분으로 국내에서의 개발이 용이한 장비이다.

우리 나라의 환자감시장치 수입량은 1997년도 약 12,200대로 계속 증가하고 있다. 즉 많은 양을 수입에 의존하고 있다. 이에 환자감시장치를 국내 기술로 개발함으로써 수입 대체 효과를 도모하고, 또한 뒤떨어지지 않는 기술력으로 수출 주도형의 제품을 개발하여야 한다. 특히 이러한 환자감시장치는 고부가가치의 산업으로서 국내의 산업 발전에도 기여할 것이다. 뿐만 아니라 생체 계측 기반 기술의 확보와 장비의 국산화, 국제 경쟁력의 향상, 그리고 국민 보건 증진의 차원을 고려할 때 매우 필요하다.

병원에서 사용하고 있는 환자감시장치들은 하나의 성능만을 가지는 단일 장비로 구성되어 있다. 따라서, 수술실이나 응급실·중환자실·병실 등에 다수의 장비를 설치하여야 한다. 이로 인한 다수의 장비와 장비가 차지하는 공간은 환자의 진료나 치료시 의사나 간호사의 행동에 제약을 가하는 불편함을 주게 된다. 또한 인체 내부에 삽입되어 동작하는 몇몇 관혈식 계측 장비들은 환자에게 간접적인 감염이나 고통에 대한 두려움을 주게 된다. 따라서 이러한 사용상의 불편함과 환자가 의료 상비에 대한 두려움을 해소시키기 위하여 다기능의 비관혈식 환자감시장치의 개발이 요구된다[1-4]. 이에 본 논문은 심전도와 비관혈식 혈압을 동시 또는 독립적으로 측정하는 다기능 환자감시장치를 개발하고자 한다.

심전도는 심장 근육의 이완과 수축에 따라 발생하는 전기 현상으로, 이 신호는 환자의 심장 기능의 일부를 검사하는 진단 도구로 사용될 수 있다. 심장의 심방과 심실의 수축은 심장 근육 구조 내에서 발생하는 특정한 전기적 현상에 의해 이루어진다. 이때, 발생한 전위를 체표면에 부착한 전극을 통하여 이들 전극간의 전압을 측정하는 것이 심전도이다[1-5]. 본 논문에서 구현한 심전도 감시장치 부분은 상시시간동안 환자의 심장 상태를 감시하는데 사용된다.

혈압 측정은 환자의 동맥을 절개하여 혈압 트랜스듀서를 혈관 내에 삽입하는 관혈적 방법이 아닌, 환자의 팔꿈치 상단을 감싼 커프(cuff)를 통하여 전달되는 혈압의 주파수를 측정하여 혈압을 측정하는 오실로메트릭(oscillometric) 방식의 비관혈식 방법을 구현하였다. 오실로메트릭 방법은 1800년대 후반에 최초로 서술되었고, 알고리즘을 쉽게 자동화할 수 있다[1-4,6].

본 논문의 목적은 수출시장 확대와 내수시장 대체를 위한 저가 제품을 개발하여 중환자실, 수술실, 응급실 및 병실에서 쉽게 사용할 수 있도록 설계된 퍼스널 컴퓨터 기반의 심전도-비관혈식 혈압 환자감시장치를 개발하는 것이다. 나아가 사용상의 불

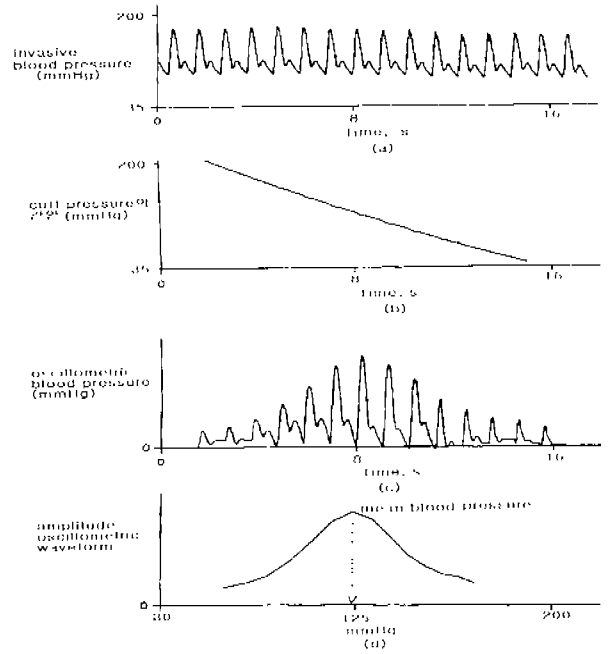


그림 1. 오실로메트릭 방식의 혈압 측정
Fig. 1. The blood pressure measurement of the oscillometric method

편함을 해소하고 보다 편리한 사용자 인터페이스를 지원하며, 또한 환자의 혈압 상태를 비관혈식으로 간편하게 측정하고자한다.

비관혈식 혈압 측정원리 및 방법

혈압 측정은 일반화된 임상 측정의 하나로서 의사나 간호사가 진찰 또는 수술 중에 항상 시행한다. 인체의 혈압을 측정하는 방법으로 여러 가지 직접적인 관혈적 방법과 간접적인 비관혈식 방법들이 사용되고 있다. 설계된 혈압계는 비관혈식의 오실로메트릭 방법으로 혈압을 측정한다.

본 논문에서는 비관혈적 방법인 오실로메트릭 방법을 사용하며, 이 방법에 의한 혈압 측정은 환자의 팔꿈치 상단에 감은 커프를 통하여 전해지는 발진음의 주파수를 측정하여 혈압을 검출한다. 그림 1의 (a)는 동맥내에서 나타나는 혈관 내의 혈류의 흐름이다. 이 파형은 동맥 내에 혈압 트랜스듀서를 삽입하여 측정하는 관혈식 방법에 의해 나타나는 혈압 파형과 동일한 형태이다. 즉, 혈압을 측정하기 위하여 외부에서 커프에 가한 압력이 없는 상태이다.

혈압을 측정하기 위하여 먼저 환자의 팔꿈치 상단에 커프를 감고 커프의 압력을 수축기 혈압보다 높은 압력으로 가압한다. 이 때 팽창된 커프는 동맥 내의 혈류의 흐름을 차단하게 된다. 다음으로 그림 1의 (b)와 같이 커프의 최고 가압 상태에서 압력을 서서히 감압하면, 동맥 혈관이 열리면서 혈류의 흐름이 일어나게 된다. 이 혈류의 흐름은 커프를 통하여 센서에 전달되어

진다. 이 혈류의 오실레이션 펄스는 그림 1의 (c)와 같이 나타난다. 커프의 압력이 감소하는 동안에 오실레이션 펄스의 크기가 서서히 증가하다가, 어느 지점부터 크기가 감소하게 된다. 이는 느슨하게 감압된 커프가 혈류의 흐름을 감지하기 위하여 동맥 내의 혈관을 압박하는 것이 감소하기 때문이다. 측정된 오실레이션 펄스의 크기가 최대인 지점에 대응되는 커프 압력이 평균 혈압에 일치한다. 그림 1의 (d)는 측정된 오실레이션 펄스의 진폭과 혈압과의 관계를 보여주고 있다. 최대 진폭을 가지는 혈압이 평균 혈압치(mean blood pressure)임을 보여준다[6-9]. 이 측정된 평균 혈압치로부터 수축기압(systolic)과 이완기압(diastolic)을 결정한다. 수축기압과 이완기압이 최대 오실레이션 펄스의 50% 이하에서 나타는 펄스와 일치함에 따라, 감압하면서 얻어진 오실레이션 펄스들의 진폭에 대하여 최대 오실레이션 진폭의 50% 이하의 값을 가지는 펄스가 나타났을 때, 그 펄스에 대응하는 커프압으로부터 혈압치를 결정한다. 이는 감압할

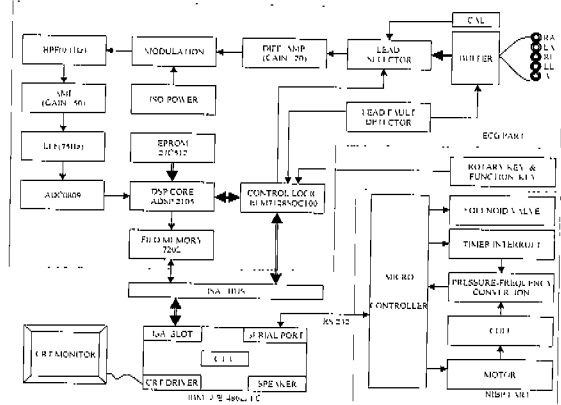


그림 2. ECG-NIBP 환자감시장치의 전체 구성도
Fig. 2. The block diagram of ECG-NIBP patient monitor

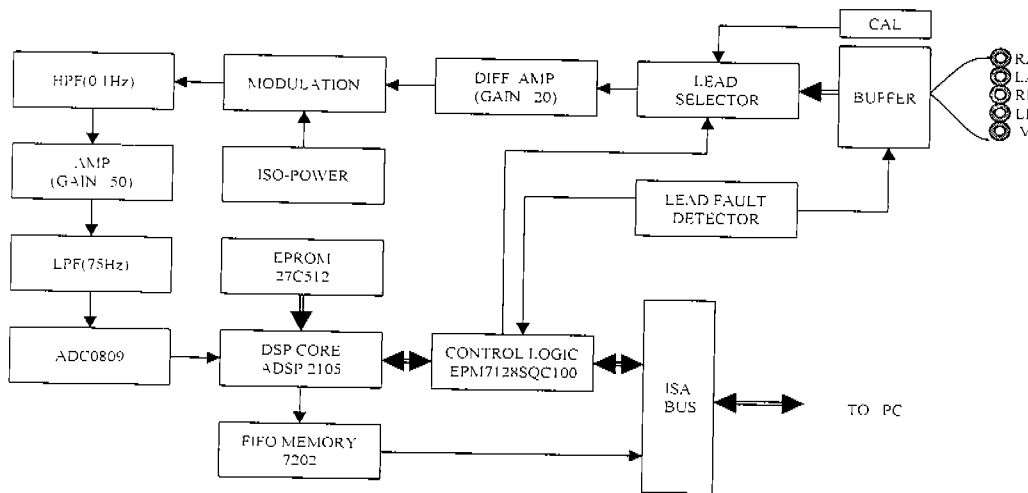


그림 3. 심전도 측정 부분의 하드웨어 블록 다이어그램
Fig. 3. The H/W block diagram of the ECG measurement part

때 동맥 혈관이 열리면서 나타나는 혈류의 역류 현상이 수축기압과 이완기압 부근의 오실레이션 진폭을 증가시키는 영향을 줄이기 위한 것이다.

시스템 설계

본 논문에서 설계한 환자감시장치는 퍼스널 컴퓨터 기반의 심전도-비관혈식 혈압 환자감시장치이다. 이 감시장치의 구성은 심전도 측정, 혈압 측정, RS-232 직렬 통신의 인터페이스, DSP와 제어 로직 부분, 그리고 사용자 인터페이스 부분으로 구분할 수 있다. 그림 2는 비관혈식 심전도-혈압 환자감시장치의 전체 구성도이다.

1. 심전도 측정 부분

심전도 부분은 5개의 리드선, 버퍼, 보호 회로, 리드 선택부, 리드 오류 검출부, 증폭부, 필터부, ADC, 그리고 DSP 부분으로 구분할 수 있다[3-5].

설계된 심전도 측정 부분은 다음과 같이 구성하였다. 환자의 심장에서부터 전달되는 신호는 환자의 몸에 부착된 전극을 통하여 리드를 따라 감시장치에 입력된다. 부착되는 전극은 RA(right arm), LA(left arm), RL(right leg), LL(left leg), V(chest)의 5개로 구성되며 여기에서 나오는 신호는 버퍼에 입력된다. 세동제거기나 전기 수술 장치 등이 사용될 경우, 순간적인 고전압으로부터 회로를 보호하기 위하여 증폭기 전단에 클램핑 다이오드와 네온 램프로 구성된 보호 회로를 구성해야만 한

다. 버퍼의 출력으로 나오는 각 신호는 아날로그 멀티플렉서로 구성된 리드 선택 회로에 연결된다. 그리고 리드 선택은 사용자의 키 입력 제어 신호에 의하여 I, II, III, aVR, aVL, aVF, V, CAL 중 하나의 리드가 선택된다. 리드 선택 신호는 DSP에서 제어 로직의 래치(latch)를 통해 발생한다. 또한 환자에게 부착된 전극이 단락 되었거나 제대로 부착되지 않은 경우, 이를 알려주는 리드 오류 검출 회로를 설계하였다. 이는 차동증폭기에서 나온 신호를 윈도우 비교기를 통하여 감지한다.

아날로그 멀티플렉서에서 나온 심전도 신호는 먼저 차동증폭기에서 증폭된다. 이 심전도 신호는 환자에게 부착된 전극으로부터 전해지는 심전도 신호와 환자 자체에서 생기는 잡음 그리고 기타 잡음이 함께 섞여 있는 신호이다. 차동증폭기에서는 신호 증폭 뿐만 아니라 이러한 잡음도 제거한다. 본 논문에서 설계한 차동증폭기의 이득은 20이다. 이 차동증폭기의 출력은 환자의 움직임에 따른 직류 성분을 제거하기 위하여 0.1Hz의 고역통과필터를 거친다. 고역통과필터링 후에 이득 50으로 증폭을 한 다음 antialiasing에 대하여 75Hz 저역통과필터링 처리를 하였다. 이 연속되는 아날로그 신호는 DSP가 신호를 처리할 수 있도록 하기 위하여, 이 신호를 디지털 신호로 바꾸어 준다. 이 변환된 신호는 DSP의 입력으로 들어가게 된다. 사용된 ADC는 ADC0809이며, DSP는 ADSP2105를 사용하였다.

2. 혈압 측정 부분

본 논문의 환자감시장치는 수축기 혈압, 이완기 혈압, 그리고 평균 혈압의 세가지 파라미터를 측정한다. 혈압 측정은 환자의 팔꿈치 상단을 감싼 커프를 가압하였다가 공기압을 감압하면서 나타나는 혈압 신호를 혈압계의 압력 센서로 전달한다. 압력 센서는 다이아 후레임에 붙어있는 전극판이 압력에 의한 상하 운동으로 용량이 변하는 가변 콘덴서이다. 가변 콘덴서와 저항은 하나의 브리지 회로를 이루게 된다. 센서에 전달된 신호는 내부에 가지고 있는 KS57C3016 마이크로 콘트롤러에 전해지고, 마이크로 콘트롤러는 전달된 신호로부터 주파수를 계산하여 압력을 찾아낸다.

이 마이크로 콘트롤러는 커프에 공기를 주입과 단계적인 공기 방출을 제어한다 계산된 압력 값은 RS-232 직렬 통신을 통하여 퍼스널 컴퓨터에 전송된다. 퍼스널 컴퓨터는 심전도 신호와 혈압 신호를 받아들여 모니터에 표시한다. 그림 4는 환자 감시 장치의 비관혈식 혈압계의 구성도이다.

본 논문에서의 혈압 감시장치를 가지고 혈압 측정시, 전원의 사용에 따른 전기적인 문제와 오실레이션 펄스에 나타나는 순간적인 잘못된 입력 데이터 그리고 환자의 움직임이나 혈압계 자체의 모터에 의한 진동 등 여러 가지 혈압 측정에 방해 요소가 존재하였다. 이러한 요소들은 정확한 혈압 측정에 오류를 야기한다. 이에 본 논문에서는 반복적인 실험 경험을 통하여 얻은, 이러한 방해 요소들의 제거 알고리즘을 제안한다. 혈압계에 나타나는 방해 요소는 3가지를 들 수 있다. 110V/220V 전원의

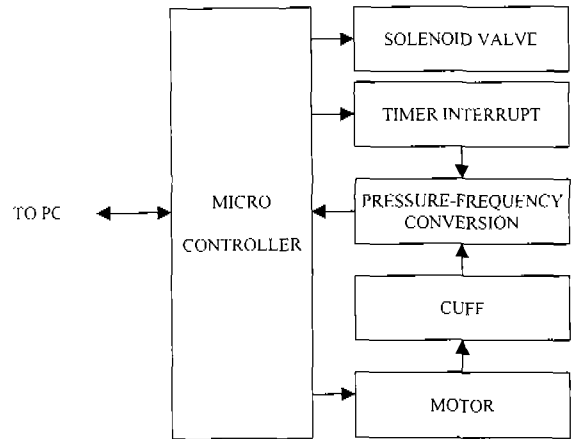


그림 4. 비관혈식 혈압계의 구성도
Fig. 4. The block diagram of the noninvasive blood pressure monitor

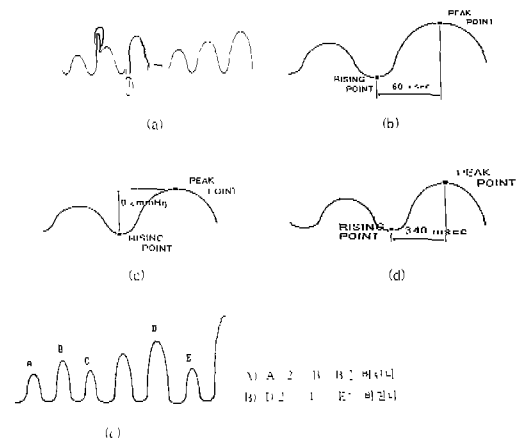


그림 5. 방해 요소 제거 알고리즘의 예
Fig. 5. An example of the artifact removal algorithm

사용에 따른 혈압계 자체의 전기적 특성에 의한 전기적인 방해 요소, 센서로부터 얻어진 오실레이션 펄스에 나타나는 순간적인 잘못된 입력 펄스에 대한 방해 요소, 그리고 환자의 움직임에 따른 방해 요소이다.

그림 5의 (a)는 전기적인 특성에 의해 나타난 방해 요소를 제거하는 경우이다. 전기적인 특성에 의해, 측정 중 일정한 시간을 주기로 샘플링한 압력 값이 바로 이전에 샘플링한 압력 값보다 9~10mmHg 보다 더 크거나 작게 나타났다. 따라서 이 값을 제거함으로써 측정시 나타나는 오류에 의한 영향을 제거하였다. 그림 5의 (b)와 (c)는 잘못된 입력 신호에 의해 나타나는 경우이다. (b)에서 심박동의 상승점(rising point)에서 첨두점(peak point)까지의 걸린 시간이 60msec 보다 작으면 그때의 심박동은 버린다. 또한 심박동의 상승점에서 첨두 지점까지의 크기가 0.2mmHg보다 작으면 그때의 심박동은 버린다. 여기서의 수치들은 신뢰할수 있는 데이터를 얻기위한 경험에 의한 것이다.

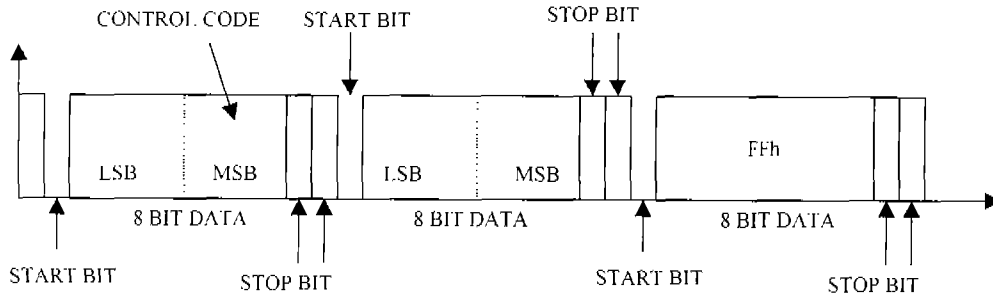


그림 6. RS-232 직렬통신 프로토콜
Fig. 6. The protocol of the RS-232 serial communication

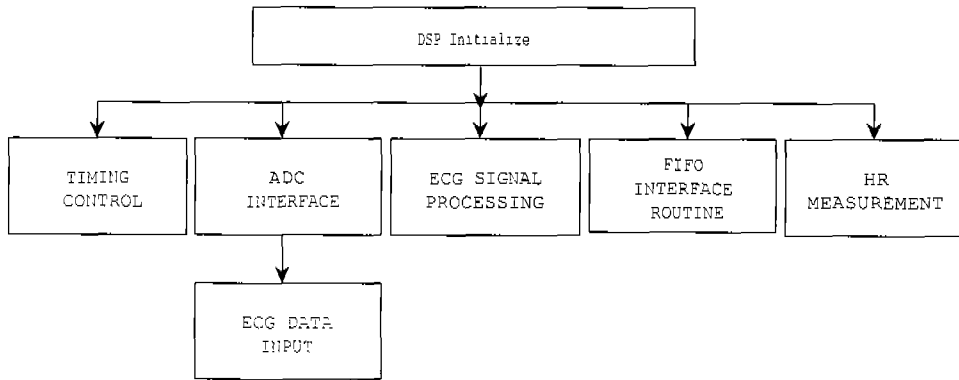


그림 7. DSP 및 제어 로직의 동작 구성도
Fig. 7. The operation block diagram of the DSP and control logic

그림 5의 (d)와 (e)는 혈압 측정시 환자가 커프를 감은 팔을 굽히거나 펼 경우, 그리고 좌우로 흔들거나 또는 약간의 경련에 의해 나타나는 경우이다. (d)에서 심박동의 상승점에서 천두점까지의 걸린 시간이 340msec 보다 크면 그때의 심박동은 버린다. 이는 환자의 움직임으로 인해 측정 시간이 길어지는 것을 막기 위한 것으로 펄스의 측정 시간이 길어지면 정확성이 떨어지기 때문이다. (e)에서 현재의 심박동의 크기가 바로 이전의 심박동의 크기보다 2배 이상 크거나 1/2보다 작으면 그때의 심박동을 버린다. 그러나 2배 이상의 크기나 1/2배보다 작은 값이 연속해서 2개 이상 들어오면 2번째 들어오는 심박동은 정상 신호로 간주한다. 즉 (e)의 경우, 펄스 B는 펄스 A의 2배 이상보다 클 경우 펄스 B를 버린다. 펄스 E는 펄스 D의 1/2보다 작으면 펄스 E를 버리게되는 경우이다. 이러한 알고리즘은 정확한 결과를 얻기 위하여 시도한 것이다.

3. 인터페이스

본 논문에서의 비관혈적 혈압계(NIBP)는 사용자 인터페이스 부분을 담당하는 퍼스널 컴퓨터의 직렬 포트를 이용하여 RS-232 직렬 통신을 한다. 이 직렬 통신을 위한 프로토콜은 그림 6과 같다.

전송 속도는 2400bps이다. 그리고 전송 방법으로 처음 1비

트는 시작 비트로 '0'을 보낸다. 중간 8 비트는 데이터로서 LSB부터 전송된다. 데이터 전송 후 2 비트를 정지 비트로 '1'을 출력한다. 즉 총 11 비트를 출력한다.

데이터 전송규정은 항상 3 바이트씩 연속하여 전송하는 것을 기본으로 한다. 즉, 시작 비트와 정지 비트 그리고 데이터 비트의 총 11 비트를 연속하며 세 번씩 보내게 되므로 정상적인 전송의 총 비트는 33 비트가 된다. 전송되는 데이터의 첫 번째 바이트의 상위 네 비트는 제어 코드이고 하위 네 비트와 두 번째 바이트는 데이터 블록(block)으로 정한다. 데이터 블록의 값은 십진값만 보내는 것을 기준으로 한다. 즉 첫 번째 하위 네 비트의 데이터는 백의 자리수를 나타내며 두 번째 상위 네 비트는 십의 자리수를 나타낸다. 그리고 일의 자리수는 두 번째 하위 네 비트가 나타낸다. 전송되는 세 번째 바이트는 종료 코드로 FFh를 전송한다. 이 종료 코드 FFh가 전송되어야만 정상적인 통신이 이루어진 것으로 간주한다.

4. DSP와 제어 로직

본 논문에서는 사용자 인터페이스 기능을 강화하고 모니터에 표시되는 정보들의 표시 속도를 개선하기 위하여, 사용된 퍼스널 컴퓨터에서의 부하를 줄여주기 위하여, 또한 신호의 실시간 처리에 대하여 DSP를 사용하였다. 나아가 구현하는 심전도-비

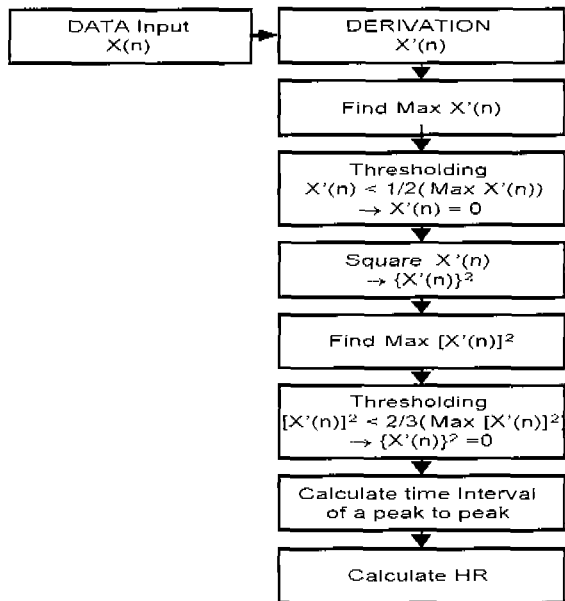


그림 8. HR 계산 알고리즘

Fig. 8. The algorithm of the HR calculation

관혈식 혈압 감시장치의 두 기능 외에 온도·측정·호흡·산소포화도 측정 등의 기능을 추가하여 환자감시장치를 설계할 경우, DSP를 사용함으로써 설계된 전체 회로의 큰 수정없이 회로 전단의 신호 입력 부분과 사용자 인터페이스 부분의 소프트웨어만을 개선함으로써 쉽게 구현이 가능할 것이다.

심전도 신호 처리 중 DSP에서 담당하는 것은 신호의 필터링과 피크 검출 및 맥박수 계산 등이다. 그리고 리드 선택 신호, 리드 오류 검출 신호 등의 신호 입력 상태, 그리고 FIFO 메모리의 데이터 입출력을 제어하기 위하여 제어 로직을 구성하였다. 그림 7은 DSP와 제어 로직의 동작 구성도이다.

DSP는 입력으로 들어오는 디지털 심전도 신호를 받아들인다. 이 입력으로 들어오는 심전도 신호는 환자의 움직임이나 그 외 환자로부터 나오는 고주파 잡음, 교류 전원을 사용함에 따른 60Hz/50Hz 잡음, 그리고 장비 자체의 잡음 등을 제거하기 위하여 저역통과 필터링과 노치 필터링 알고리즘을 거치게 된다. 또한 환자의 맥박수를 결정하기 위하여, 필터링된 심전도 신호로부터 피크 검출 알고리즘을 수행한다. 이러한 필터링된 심전도 신호와 맥박수는 사용자 인터페이스를 위하여 퍼스널 컴퓨터에 전송된다.

DSP에서 정확한 심박수 계산을 위하여 그림 8에서와 같은 알고리즘을 이용하였다. 먼저 입력으로 들어오는 심전도 데이터를 미분한다. 이 미분된 신호로부터 최대값과 최소값을 찾는다. 다음, 심전도 신호의 QRS파 부분에 대한 피크를 찾기 위하여 미약한 QRS파의 진폭을 고려하여 최대값의 1/2의 값을 임계치로 두고, 임계치 이하의 값을 가지는 신호값을 0으로 치환한다.

이 경우 환자에 따라 T파 또는 P파가 높게 튀어 임계치 이상의 값을 가지는 경우가 있다. 그러므로, 이러한 부분을 고려하기

위하여 임계치 처리를 한 신호를 제공한다. 이 제공된 값들의 최대·최소값을 구한 다음 최대값의 2/3의 값을 임계치로 두고 이를 적용하여 QRS 피크를 결정한다. 그리고 피크와 피크 사이의 시간 간격을 계산하여 맥박수를 구하게 된다.

5. 사용자 인터페이스 구현

심전도-비관혈식 혈압 감시장치의 중요한 부분은 감시장치의 구동을 제어하는 부분과, 혈압계와의 직렬통신이다. 이는 IBM 퍼스널 컴퓨터 호환 486 퍼스널 컴퓨터에서 구현하였다. 퍼스널 컴퓨터에서는 DSP로부터 필터링된 심전도 파형과 심박수 정보를 받아들이며 퍼스널 컴퓨터의 모니터에 표시한다. 그리고 직렬 포트를 통하여 혈압계(NIBP)와 RS-232 직렬 통신을 한다. 이에 외부 주변 장치와의 통신과 제어 신호의 처리 그리고 다중 처리에 대하여 XINU O/S(operating system)를 사용하였다. 또한 각 기능에 대한 프로그램 언어는 하드웨어 제어가 용이한 C-언어를 사용하였다.

측정된 환자의 상태를 모니터에 나타내기 위하여는 여러 가지 사항들을 고려하여야 한다. 기능키의 조작, 표시 화면의 크기, 표시되는 정보의 량, 그리고 사용자가 원하는 정보의 출력 등이 그것이다. 이러한 기능들은 사용자 인터페이스를 통하여 구현한다. 먼저, 모니터에 정지된 심전도 파형을 볼 수 있는 프리즈(freeze) 기능이다. 이 프리즈 기능은 전용의 프리즈 키를 사용자가 누르면 계속 흐르는 심전도 파형 뿐만아니라 화면의 하단에 정지된 심전도 파형을 보여준다. 의사나 간호사는 이 정지된 파형을 통하여 환자의 심장 상태를 진단할 수 있다.

환자감시장치에 있어서는 필수 기능인 알람 기능도 설계하였다. 이 기능은 환자의 위급 상태가 발생할 경우, 주위에 멀리 떨어져 있는 의사 또는 간호사에게 환자의 위급 상태 발생을 알려주게 된다. 그리고 현재로부터 과거의 환자 상태의 변화나 과거 환자의 상태를 알고자할 경우에 대하여 트렌드(trend), 바이탈 신호(vital sign)가 화면에 표시 될 수 있도록 프로그램 하였다. 트렌드는 심박수와 혈압치에 대하여 각각의 과거 정보와 함께 시간이 흐름에 따라 변화한 값을 그래프로 보여준다. 바이탈 신호는 모니터에 최고 24시간 데이터 량의 심박수, 수축기 혈압, 이완기 혈압, 평균 혈압치를 텍스트 형식으로 보여준다.

많은 기능을 사용자가 제어 하고자할 때, 각각의 기능에 대하여 그 전용 기능 키를 두게되면 사용자가 각 기능 키의 기능에 대하여 익숙해져야 하며, 그 기능에 대하여 숙지하고 있어야 한다. 이에 본 논문에서는 사용자 편의를 위한 메뉴 방식의 키 동작 방식을 제안한다. 이 제안에 대하여 본 환자감시장치는 로타리 키를 사용하고 있다. 이 로타리 키는 사용자의 편의를 위한 것으로 각 기능에 대한 별도의 전용키를 둘 경우보다 훨씬 간편하며 사용자가 각 위치별의 키에 대한 지식을 가지고 있지 않아도 된다. 이 로타리키를 통하여 심전도의 리드를 선택하며, 심전도 신호의 이득 조절, 시간의 흐름에 따른 각 정보의 트렌드 기능, 바이탈 신호의 표시, 그리고 알람 기능의 설정, 혈압의 측정

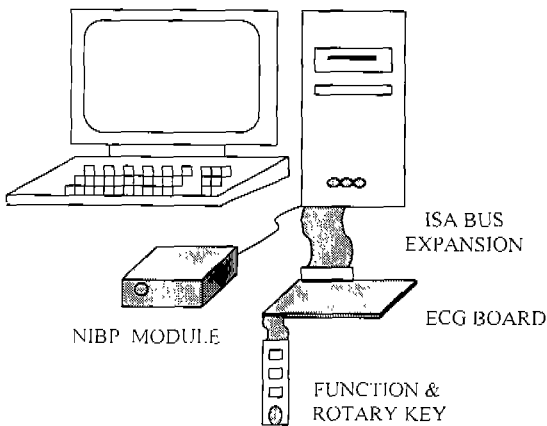


그림 9. 개발된 환자 감시장치의 H/W 배치도
 Fig. 9. The H/W block diagram of the ECG-NIBP patient monitor

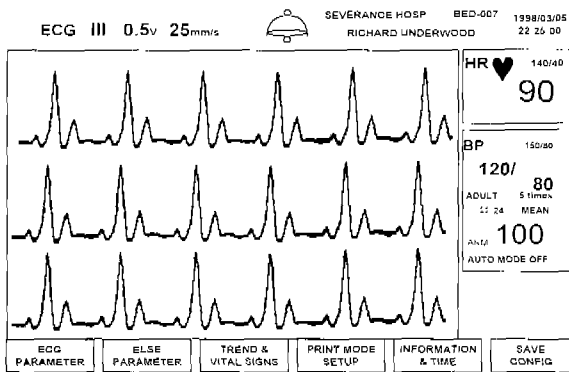


그림 10. 개발된 환자 감시 장치의 정보 표시 화면
 Fig. 10. The display of the ECG-NIBP patient monitor

간격 등을 조절한다. 그리고 환자명과 병원명 등을 로타리키를 통하여 화면에 표시할 수 있게 설계하였다. 이에 환자의 응급을 알리는 경고 신호를 제어하는 알람키, 프리즈 기능을 제어하는 프리즈키, 독립된 혈압 측정을 위한 NIBP 작동키, 그리고 상위 메뉴에서 하위 메뉴로 빠져 나오기 위한 ESC 키 등은 필수 키로 두어 각각의 독립된 기능키를 전면판에 배치하였다.

환자감시장치는 장시간 동안 환자의 상태를 감시하는데 사용되기 때문에 넓은 시야각과 빠른 응답성을 요구한다. 설계된 환자감시장치의 표시 장치는 퍼스널 컴퓨터용 CRT(cathode ray tube)모니터를 사용하였다.

실험 및 결과

1. 구현된 환자 감시 장치의 H/W 배치도

그림 9는 구현된 환자 감시 장치의 ECG PCB, 기구물 등의 배치도이다. PCB는 디지털 부분과 아날로그 부분으로 구분하여

각각의 전원과 접지를 분리하였다.

2. 개발된 환자 감시 장치의 화면 표시

각 정보를 화면에 표시하는 형태는 그림 10과 같다. 화면의 상단에 선택된 입력 심전도 신호의 특성과 관련된 정보와 환자명·베드명·년월일 등 각종 문자 정보를 보여 준다. 심전도 파형의 화면 표시는 3 trace로 화면 중앙에 넓게 표시된다. 그리고 화면의 오른쪽은 심박수와 NIBP 정보 등을 보여 준다. 이 경우 각 심박과 혈압 정보는 알람 기능에 대하여 사용자가 환자의 위급 상황 발생에 대한 예측된 값을 로타리 키의 조작으로 설정할 수 있게 하였다. 로타리키의 조작에 대한 메뉴는 화면의 하단에 보여 준다. 메뉴에서 ECG PARAMETER 메뉴 블록은 심전도 관련 정보를 설정할 수 있게 하며, ELSE PARAMETER 메뉴 블록은 화면 우측에 나와 있는 심박수와 혈압의 경고 발생의 최고·최저 한계치를 설정할 수 있다. TREND & VITAL SIGN 메뉴 블록은 시간이 흐른 후, 이전의 환자의 상태를 각각 그래프와 텍스트로 보여준다. 화면 상단의 환자명과 병원명 등의 문자 정보를 설정할 경우와 시간의 설정은 INFORMATION & TIME 메뉴 블록에서 설정하며, 그리고 변형된 각 정보들은 SAVE CONFIG 메뉴 블록에서 저장할 수 있다.

3. 개발된 환자 감시 장치의 임상 실험

표1은 개발한 환자감시장치 성능 평가를 위하여 수술 중인 70세 남자 환자를 통하여 얻은 데이터이다.

수술실에서 사용하고 있는 제품은 HP사의 모델명 Drager 54S로서 10분 간격으로 기록하였다. 기록한 데이터는 심박수와 수축기, 이완기, 그리고 평균 혈압으로서 이를 수술실 장비의 심박수와 관혈식 혈압 데이터와 비교하였다. 비교 결과, 매회 심박수의 최대 차이는 1 bpm이며, 수축기 혈압의 최대 차이는 15mmHg, 이완기 혈압의 최대 차이는 16mmHg, 그리고 평균 혈압의 최대 차이는 25mmHg를 보였다. 심박수의 평균 오차는 0.15이며, 수축기 혈압의 평균 오차는 5mmHg, 이완기 혈압의 평균 오차는 10mmHg, 그리고 평균 혈압의 평균 오차는 9mmHg로 나타났다. 각 결과의 평균 차이는 매회 차이의 합을 총 측정 횟수로 나누어 절대값을 취하였다.

본 논문에서는 심전도-비관혈식 환자감시장치를 개발하였다. 모듈 형태로 개발된 비관혈식 혈압계와 심전도 환자감시장치를 하나로 통합하였다. 심전도 감시장치는 5개의 리드를 통하여 들어오는 심전도 신호를 DSP를 이용하여 신호를 처리하여, 심전도 파형과 심박수를 계산하도록 설계하였다. 혈압 감시장치는 내부에 자체의 마이크로 프로세서를 내장하여 심전도 신호에 대하여 동시 또는 독립적으로 동작할 수 있도록 설계하였다. 또한 이 논문을 통하여 혈압 측정시 고려되어야 할 방해 요소 제거 알고리즘을 제안하였다. 이 혈압 신호는 RS-232 직렬 통신을 통하여 퍼스널 컴퓨터로 전송되고, 각 정보에 대한 사용자 인터

표 1. 수술실에서 측정된 70세 남자 환자의 임상 결과 예

Table 1. An example of clinical results measured from a 70aged male patient in operating room

>Designed Patient Monitor				Instrument of Operating Room			
HR	NIBP			HR	IBP		
	Systolic	Diastolic	Mean		Systolic	Diastolic	Mean
54	91	52	68	53	91	44	62
55	89	65	76	55	99	50	68
60	104	67	78	60	105	53	72
60	112	64	88	60	110	54	75
61	118	69	97	62	119	57	81
61	116	63	91	62	120	56	81
62	128	70	92	62	128	59	86
65	131	68	91	66	136	63	91
68	132	72	105	68	134	61	90
68	139	70	116	69	136	62	91
69	134	64	104	69	130	60	88
68	131	64	105	69	128	57	85
69	132	70	104	69	129	58	86
71	140	70	108	70	136	62	91
77	145	73	105	77	139	64	94
75	147	72	121	74	134	62	91
79	147	69	116	78	132	62	89
84	15	74	116	84	134	62	90
85	156	78	121	86	144	67	97
81	132	74	107	81	120	58	83
82	136	72	94	83	120	58	83

페이스의 편이를 제공하기 위하여 로타리키를 이용하였으며, 환자의 응급 상태를 알려주는 경보 기능과 정지된 심전도 신호를 표시하는 프리즈 기능을 갖추었다.

그리고 임상을 통하여 성능 검사를 하였다. 이 결과로 심박수의 평균 오차는 $\pm 1\text{bpm}$ 이내 이며 혈압 데이터의 평균 오차는 $\pm 10\text{mmHg}$ 이내로 나타났다.

설계된 환자감시장치는 현재, 두 기능만을 가지고 있다. 이에 대하여 다기능 환자감시장치의 개념이 이루어지기 위하여는, 혈중 산소포화도(oxygen saturation of pulse oximetry, SpO₂), IBP (invasive blood pressure), TEMP(temperature), RFSP (respiration), 그리고 CO(cardiac output) 등을 측정하는 하드웨어와 알고리즘을 개발하고 각 기능을 모듈화 한 다기능 환자감시장치를 만들어야 할 것이다.

참 고 문 헌

1. Richard A. Norman, "Principal of Bioinstrumentation", 1st, Newyork, John Wiley & Sons Inc., pp. 254-266, 1988
2. Joseph J. Carr, John M. Brown, "Introduction to Biomedical Equipment Technology", 1st, New Jersey, Regents/Prentice Hall, pp. 159-197, 1993
3. Jergen Serup, Gregor B. E. Jemec, Handbook of Non-Invasive Methods and the skin, 1st, Newyork, CRC Press Inc., pp. 399-456, 1995
4. John G. Webster, "Medical Instrumentation Application and Design", 1st, New Jersey, Houghton Mifflin Compant, pp. 336-384, 1978
5. Pizzuti GP, Sifalidi S, Nolfe G, "Digital sampling rate and ECG analysis", Biomed Eng, vol 7, pp. 247-250, 1969
6. Cox JR, Nolle FM, Arthur RM., "Digital Analysis of the electroencephalogram, the blood pressure wave and electrocardiogram", IEEE, vol 60, pp. 1137-1146, 1970
7. P.D. Baker, D.R. Westenskow, K. Kuck, "Theoretical analysis of non-invasive oscillo-metric maximum amplitude algorithm for estimating mean blood pressure", Med. Biol. Eng. Comput., vol 35, pp. 271-278, 1997

8. Nam H. Kim, Won K. Kim, Jae M. Huh, Tae Y. Choi, "Development of Automelic Blood Pressure Meter in Home", IEEE 12th EMBS Conf, 12-5, pp. 694-695, 1990
9. Mitchell, D.S., H.H. Peel, H.S. Wigodsky, "Noninvasive oscillometric measurement of blood pressure in baboons", Lab. Anim. Sci, vol 30, pp. 666-672, 1980