

마이크로 프로세서에 의한 환자감시장치의 개발

김남현 · 유선국 · 김원기 · 박상희*

Development of the Patient Monitor Using Microprocessor

Nam Hyun Kim, Sun Kook Yoo, Won Ky Kim, Sang Hui Park*

- Abstract -

In this paper, the patient monitor consisting of amplifier, scan converter, A/D converter, CRT amplifier, and micro-controller part was developed. This patient monitor measures the patient's 4 states in the hospital such as electro-cardiography, respiration, blood pressure, and temperature. The control and processing methods based on micro-processor employ the flexibility, extensibility and economy over other conventional system. The followings are incorporated in this system. First, record the heart rate trends for 1 and 4 hours respectively. Second, measures the respiration by impedance pneumography. Third, measures the blood pressure with auto-zero balance. Fourth, linearize the temperatures by bridge method.

1. 서 론

중환자실 및 수술실에서 필수적으로 사용하는 환자감시장치가 발달되고 그 기능이 향상되기 전에는 환자의 상태를 감시하고 적절히 대응하기 위하여 의료진의 계속적인 감시와 많은 노력을 필요로 하고 있었다. 또한 일시적인 감시기능 뿐만 아니라 장시간에 걸친 연속적인 기록 및 정보처

리가 요구될 때는 그 기능을 수행하는데 많은 문제점을 갖고 있었다. 그러나 1970년대 후부터 컴퓨터시스템이 도입되고 실용화 되면서 부터 여러 기계간의 접속이 쉽게 되었고, 각 정보의 기록 및 검색기능이 가능하게 되었으며, 연속적인 장시간의 데이터를 필요에 따라 편집하여 의료진의 요구에 따라 기록하는 것이 가능하게 되었다.^{1, 2, 3}

감시장치는 신체의 부위에 따라 세분화되고 있으나 임상에서 활용되는 환자 감시장치의 기능은, 첫째 파형은 심전도 파형을 기본으로 하여 혈압 및 호흡파형을 동시에 표시하는 것이 주종을 이루어 왔으며, 둘째 디지털 숫자를 표시하는 요인으로서 맥박수, 최고, 최저, 평균혈압, 호흡수, 체온 등을 들 수 있었다. 그러나 단순한 하드웨어에 의하여 부분적으로 구성된 종전의 시스템은 방대한 아날로그 및 디지털 칩이 소요되며, 시스템은 임상요구에 맞게 충족시키기 위해서는 시스템 전체의 수정이 뒤따르는 단점이 있었다.

〈접수 : 1989년 11월 27일〉

주) 본 연구는 연세대학교 의과대학 1989년도 교수 및 연구장사 연구비 및 과학기술처에서 시행한 특정연구 개발 사업에 의하여 이루어졌음.

연세대학교 의용공학과

*전기공학과

Yonsei Univ. Dept of Medical Eng.

*Electrical Eng.

그러므로 본 연구에는 마이크로 프로세서를 이용한 환자 감시장치를 개발 함으로서 시스템의 확장성을 용이하게 할 뿐만 아니라 중앙환자 감시장치와의 접속통신 및 환자감시 장치의 자동화를 이루기 위한 기본 시스템을 구성하고자 한다. 이에 따라 아나로그 부분은 심전도, 혈압, 체온, 호흡, 펄스 증폭기 및 전원부, CRT증폭부를 기존 개발되어 있는 회로^{4,5,6} 수정 또는 새로이 개발하였으며 디지털 부는 마이크로 컴퓨터 시스템을 개발하여 scan converter 및 CRT 표시와 각회로를 제어하는 부분을 마이크로 프로세서화 하였다.

2. 시스템 구성

구성된 환자 감시 장치의 전체 블록선도는 그림 1과 같다. 시스템은 크게 아나로그 부분과 디지털 부분으로 나눌 수 있다. 아나로그 부분은 심전도 증폭부, 혈압 증폭부, 호흡 증폭부, 체온 증폭부 및 화면 표시를 위한 아나로그 프로세서 부분으로 나눌 수 있다. 디지털 부분은 입력되는 아나로그 신호를 디지털로 변환하여 화면에 표시하기 위하여 디지털 소자의 제어부, ADC(analog-to-digital converter), scanconverter 및 CRTc(CRT controller)로 나눌 수 있다.

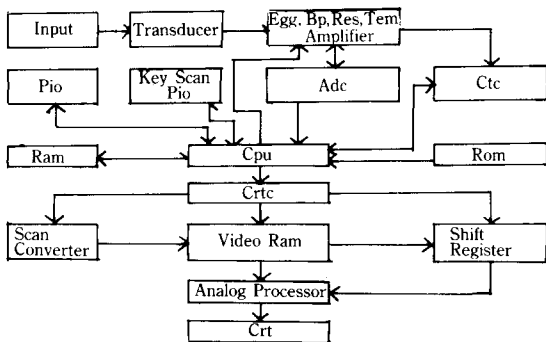


그림 1 환자감시장치의 전체 블록선도

3. 아나로그 구성

환자 각 부위에 부착된 2변환기(심전도, 호흡 :

표면전극, 혈압 : 스트레인 게이지, 체온 : 더어미스터)를 통과한 심전도, 혈압, 호흡, 체온 신호는 각각 증폭부에 인가된다. 증폭부는 분리증폭부와 주증폭부로 구분하여 환자의 주증폭부를 분리(floating)한다. 연속적인 심전도, 혈압, 호흡 신호는 디지털 신호로 변환되며, 직류신호로는 혈압증폭부의 최고, 최저, 평균 혈압치와 체온값이 디지털 변환된다. 아나로그 프로세서는 scan converter의 출력신호 표시와 맥박수, 혈압(최고, 최저, 평균), 호흡수, 체온의 on-CRT 표시를 위한 CRT 증폭부와 제어부로 구성된다.

3-1 심전도 증폭부

그림 2과 같이 구성된 심전도 증폭부는 5개의 전극(RA, LA, LL, RL, C)으로 부터 입력된 심전도 Wilson회로망의 백터 방향의 따른 전위를 계산한다. Right leg 구동방식을 채택한 증폭부는 리이드선의 단락 유무를 검지하는 lead fault 기능, 1mmV 기준전압을 발생하는 조정기능, 수술실에서 발생하는 고주파 제거기능, 페이스 메이커 신호검출 기능을 갖는다. QRS검출은 심전도의 크기에 따라 적응가변되는 적응문턱치 회로를 사용하여 안정된 심박을 검출하였다.

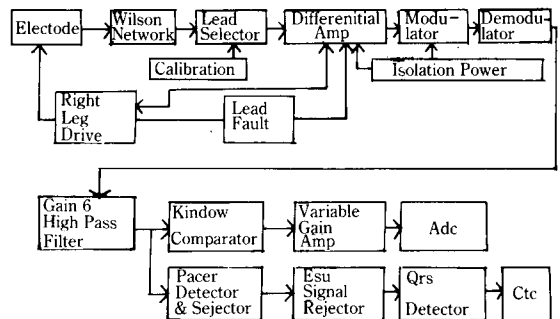


그림 2 심전도 증폭부의 블록선도

3-2 혈압 증폭부

인체의 동맥압과 정맥압과 동시에 측정할 수 있는 혈압증폭부는 그림 3과 같다. 직접 삼입방법에 의하여 변환된 신호는 브리지회로와 분리차동증폭기에 의하여 혈압을 측정한다. 또한 오

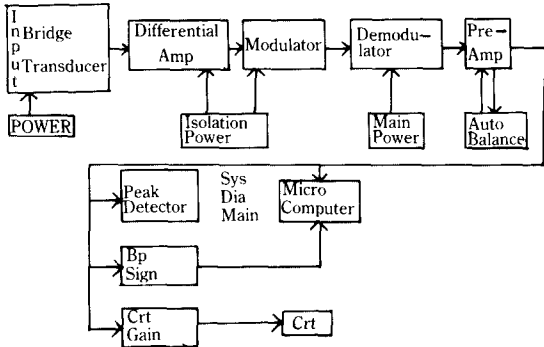


그림 3 혈압 증폭부의 블록선도

프셋(offset) 전압을 갖는 증폭된 혈압신호를 보정하기 위하여 D/A변환기를 사용한 자동영점조정 기능을 설계하였으며 (-)혈압에 대한 인식이 가능하도록 하였다.

3-3 호흡 증폭부

폐의 임피던스 변화를 측정함으로써 호흡수를 검출하는 임피던스 pneumography 법을 이용한 호흡 증폭부는 그림 4와 같다. 77KHz 정현파에 의한 고주파 정전류 발생부, 폐의 임피던스 변화를 검출 증폭하는 증폭부, 차단 주파수 3Hz로 필터링시켜 파형을 정형하는 신호처리부로 구성하였다.

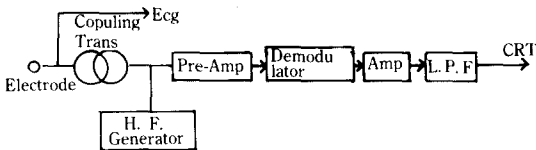


그림 4 호흡 증폭부의 블록선도

3-4 체온 증폭부

더미스터와 휘스톤브리지를 이용하여 저항과 온도의 비선형 특성을 선형화시키는 방법을 이용하였다.⁵

3-5 아나로그 프로세서

아나로그 프로세서의 블록선도는 그림 5와 같다.

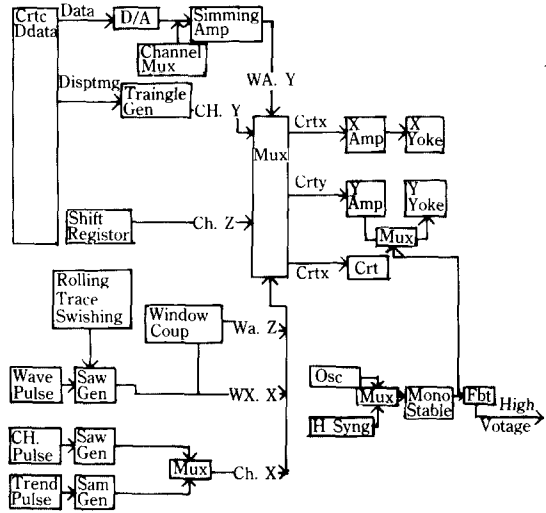


그림 5 아날로그 프로세서의 블록선도

CPU제어 및 CRT콘트롤러에 의해 발생하는 신호로부터 CRT에 파형 및 디지털 숫자를 표시하기 위한 회로이며 파형 및 문자표시부와 CRT를 동작시키기 위해 고압을 발생시키는 증폭부로 구성된다. 파형과 문자의 스윙방식이 다르기 때문에 프로그램에 의해 CRT가 발생하는 동기신호로 각각의 스윙을 발생시킨 다음 멀티플렉서를 거쳐 3채널의 파형과 문자가 순차적으로 표시된다.

4. 디지털 구성

디지털부는 마이크로 콘트롤러부와 scan converter 및 CRT부로 구성된다

4-1 마이크로 콘트롤러부의 구성

마이크로 콘트롤러부는 CPU부와 ADC로 구성되어 있으며 제어, 변환, 연산을 수행하고 있다. CPU부의 블록선도는 그림 6과 같으며 CPU, RAM, ROM, I/O decoder, 키 행렬부로 구성된다. CPU는 Z-80A를 사용하였으며 심박동 호흡수의 연산은 4번 이동 평균 계산하며, 8K바이트의 ROM을 사용한 look up table은 연산속도를 향상 실시간 처리한다. 1시간, 4시간 동안의 심박동수, 호흡수, 최고혈압, 최저혈압, 평균혈압, 체온의 수치값을

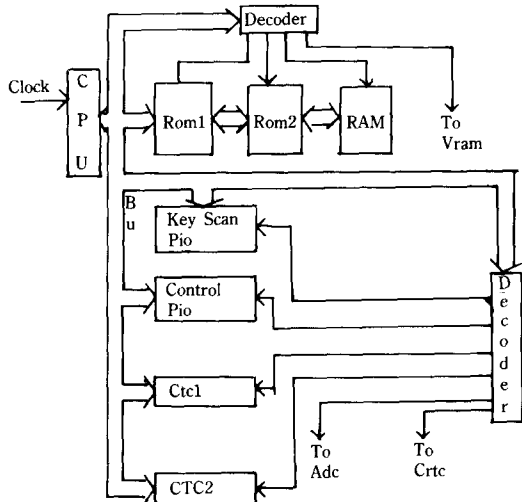


그림 6 CPU부의 블럭선도

저장하기 위한 8K바이트의 RAM을 사용하였다. CTC(counter timer circuit)는 시스템의 scan conversion 시간과 문자표시 타이밍(그림 7)을 제어하며 심박동수 및 호흡수의 시간을 동기시킨다. 또한 ADC의 샘플링 및 펄스수 주기를 제어하며 파형과 문자표시 타이밍을 조성한다. 구성은 4채널을 갖는 CTC 2개를 데이지 체인으로 연결하였다.

ADC는 ADC, 샘플 & 홀더, 정전압 발생부, 증폭기 및 오프셋 제어부로 구성하며 150Hz(속도: 25 mm/sec) 또는 300Hz(속도 50mm/sec)로 등간격 샘플링하여 디지털 신호로 변환시킨다. 10비트의 분해능을 갖는 ADC를 사용하였으며, 변환신호는 8비트로, 직류성분은 10비트로 설정하여 정확성을 기했으며 입력신호의 변화에 대한 오차는 샘플 & 홀더 회로에서 보정하였다.

4-2 Scan converter 및 CRT 표시부

화면에 표시하는 디지털 신호를 제어하는 실질적인 부분으로 CPU의 동작과 독립적으로 처리됨으로서 CPU의 부하를 제거한 부시스템이다. 입력된 저주파 생체신호를 메모스코프 형태의 연속적인 신호를 얻어내기 위한 scan conversion과 심장수축비, 심장 이완비, 심장 평균비와 체온의 수치를 표시하기 위한 문자 표시기능을 X-Y스캔과 raster스캔 방식으로 복합 처리하고 있으며(타이밍도: 그림 8) 트랜드시 심전도와 혈압, 호흡, 체온의 경향을 raster 스캔 방식으로 표시하는 기능을 수

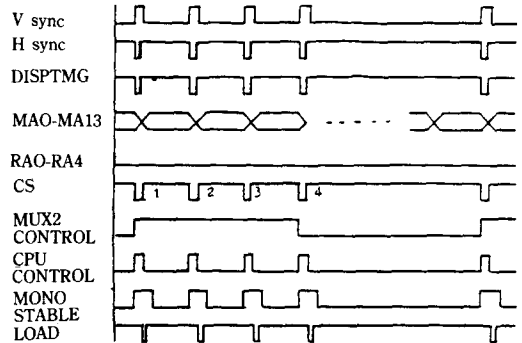


그림 8 파형 및 문자표시 타이밍 차트

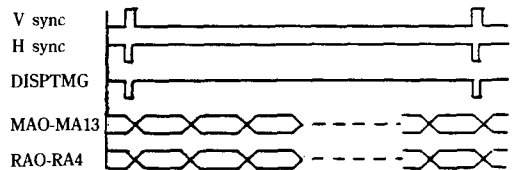


그림 9 트랜드시 타이밍 차트

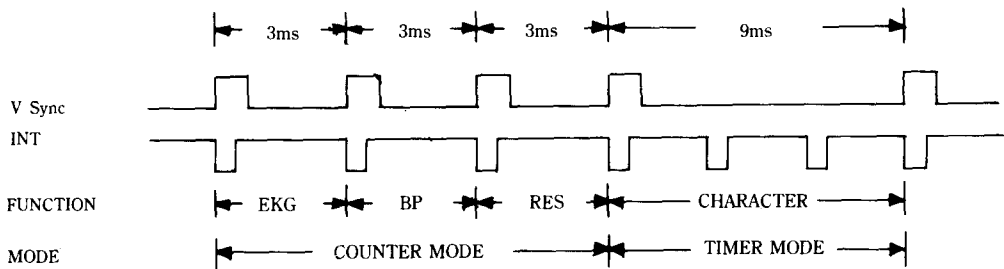


그림 7 scan conversion 시간과 문자표시 타이밍

행하는 부분이다.(타이밍도 : 그림 9). 블럭선도는 그림 10과 같으며 CRT 콘트롤러, 멀티플렉서, 비디오, RAM, 클럭 콘트롤러, 시프트 레지스터로 구성된다

4-2-1. CRTC

Rastre 스캔 방식의 콘트롤러를 사용하였으며 파형을 표시할 때는 라스터 번지를 사용하지 않고 비디오 RAM의 시작번지 만을 지정하여 A/D 변환한 데이터를 화면상에 그리도록 프로그래밍 하였다. 문자를 표시할 때는 라스터 번지를 사용하여 나타내며 트랜드 시에는 CPU RAM에 저장된 데이터를 비디오 RAM으로 옮겨 라스터 번지를 사용하여 화면에 나타낸다.

4-2-2. 어드레스 발생기

Scan conversion을 하기 위하여 비디오 RAM의 번지를 발생시키며 6K 바이트의 번지를 순차적으로 발생시킨다. 이 부분은 로직에 의하여 일정한 시간 간격의 번지를 CPU와 독립적으로 생성시켜 화면표시때 흔들림이 없이 처리할 수 있도록 한다.

4-2-3. 멀티플렉서

Scan conversion시와 트랜드시에 CRTC에서 발생하는 번지를 선택하고 파형과 문자표시를 혼합하여 화면표시 데이터를 비디오 RAM에 저장하기 위하여 사용된다.

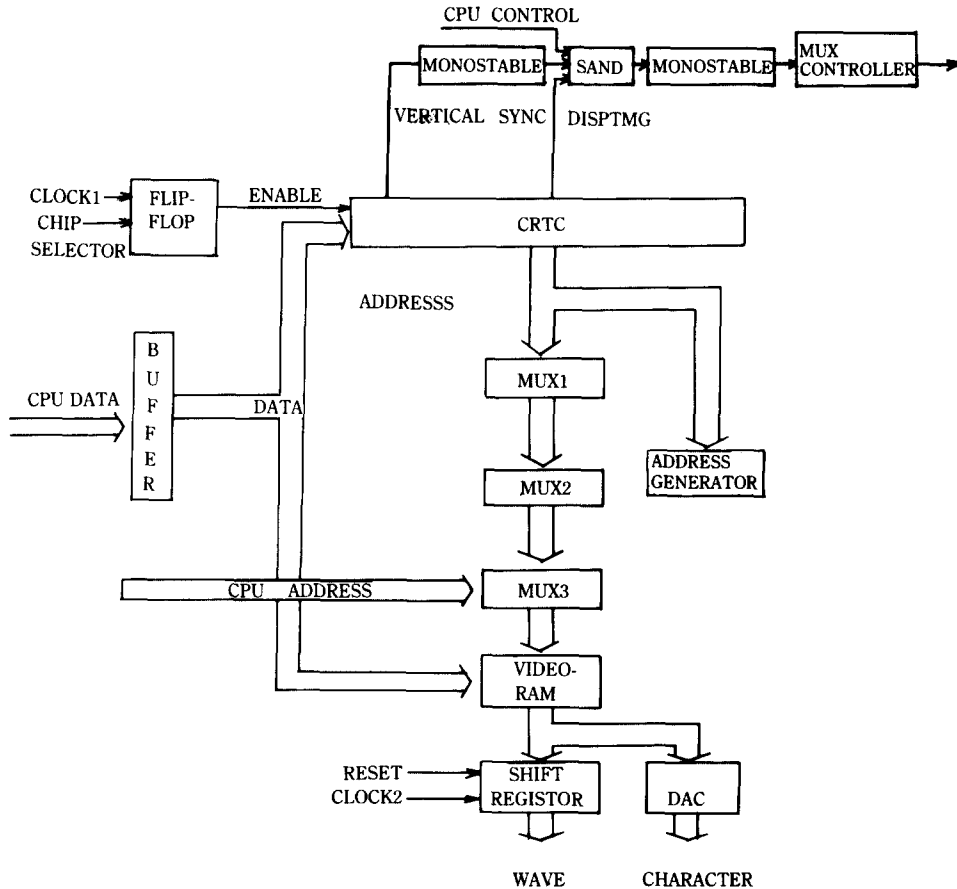


그림 10 Scan converter 및 CRT 표시부 블럭선도

5. 시스템 소프트웨어

소프트웨어 흐름도를 그림 11과 같으며 가로채기 모드 2를 설정하여 주면 IC간의 데이터 체인에 의한 우선순위를 설정하였다. 모든 타이밍의 기준은 CRTC의 수직동기 신호이며 CTC의 시분할에 의하여 CRT에 표시한다.

주 프로그램에서는 가로채기 루틴에서 얻은 시간값을 이용하며, 심박동수와 호흡수를 계산하기 위하여 look up 테이블을 이용함으로써 계산시간을 단축시켰고 키 스캔에 의해 모니터의 기능을 수행한다. 트랜시에는 CRTC를 트랜드 모드로 변환 사용하며 멀티플렉서를 트랜드 형태로 제어 함으

로서 최대값 및 평균값을 계산한다. 파형 모우드에서는 멀티플렉싱에 의해 화면상에 심전도, 혈압, 호흡의 3채널 파형을 X-Y 스캔에 의해 표시하며, 동시에 문자 데이터를 화면상에 라스터 스캔으로 표시한다.

6. 결과 및 고찰

그림 12.은 개발된 시스템의 파형 및 디지털 숫자의 CRT 표시이다. 파형은 심전도, 혈압, 호흡을 표시하고 있으며, 숫자는 상단으로 부터 심박동수, 심전도 파형 이득, 선택 리이드, 혈압 1의 최고, 최저, 혈압 2의 최고, 최저 혈압, 체온 1, 2, 호흡을

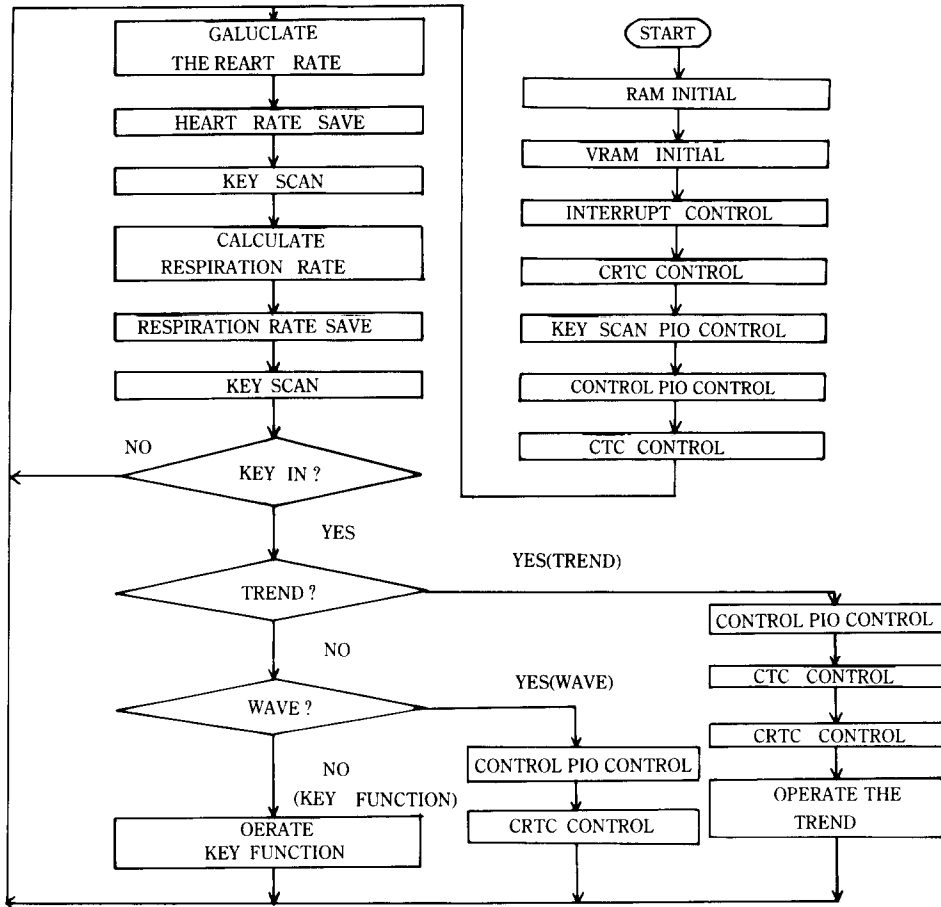


그림 11 주루틴 플로우 차트

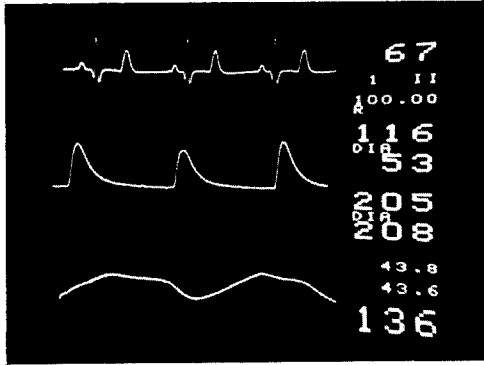


그림 12 환자감시 장치의 CRT 표시

표시하고 있다.

본 연구에서 하드웨어와 소프트웨어를 복합하여 개발된 환자감시 장치는 마이크로 컴퓨터 시스템을 채택하여 소프트웨어의 기능을 극대화시켰으며 주변장치와의 인터페이스 및 기억능력을 향상시켜 마이크로 콘트롤러 기능과 다양한 처리가 가능하였다.

참 고 문 헌

- 1) J. G. Webster : Medical instrumentation : application and design, Houghton Mifflin. Co., 1978.
- 2) N. V. Thakor. "Electrocardiography, computers in," Encyclopedia of medical devices and instrumentation," pp. 1040-1061, 1988.
- 3) W. J. Tomkins and J. G. Webster : Design of microcomputer-based medical instrumentation, Ch. 1-4, Prentice-Hall, 1981.
- 4) 김원기, "수술실용 EKG monitor의 개발에 관한 연구", 의공학회지, 제8권 제1호, pp. 31-33, 1982.
- 5) 고한우 외, "EPROM을 이용한 선형 디지털 체온 모니터의 개발", 의공학회지, 제4권, 제1호, pp. 21-28, 1983.
- 6) 고한우 외, "Impedance pneumography 법을 이용한 호흡감시 장치의 개발", 의공학회지, 제5권, 제1호, pp. 15-18, 1984.