

마이크로 컴퓨터를 이용한 휴대용 부정맥

모니터의 개발 (I)

—하드웨어 설계를 중심으로—

이 명 호 · 안 재 봉

=Abstract=

Development of Portable Arrhythmia Monitor Using Microcomputer (I)

Myoungho Lee, Jaebong Ahn

This paper describes the design and automated diagnostic algorithm of portable arrhythmia monitor based-on microcomputer for ambulatory ECG recording, analysis, and transmitting to a hospital host computer immediately through the telephone system. The device differs from Holter recorder in that it does not store normal ECG signals but captures and alarms the ECG during suspected abnormal periods and selected temporal epochs back to a central hospital site.

The hardware of the portable arrhythmia monitor comprises analog hardware, digital hardware, and telephone modem. The automated diagnostic algorithm also comprises arrhythmia decision algorithm such as R-R interval, data reduction algorithm, and interfacing algorithm in order to interface between hospital host computer and the portable arrhythmia monitor.

1. 서 론

응급 환자의 부정맥을 모니터링하여 모델과 전화기를 통하여 병원의 호스트 컴퓨터로 장거리 전송할 수 있는 진단 장치에 관한 연구는 심장병 환자로부터 장시간 심전도를 모니터링 해야할 경우와 근대적인 의료 혜택을 받을 수 없는 무의촌 지역의 의료부지 개선을 위하여 매우 중요하고 바람직한 일이다. 이러한 진단 방법이 실제 임상에 적용된 것은 1961년 Holter에 의해 Holter 모니터가 개발된 이후 부터이다.

Holter 모니터에 의한 심전도 기록은 12시간, 24시간의 주기로 연속적으로 마그네틱 테이프에 기록된 후

고속 재생장치를 사용하여 간호원이나 전문요원에 의하여 검색되어진다. 이 과정에서 정상 심전도는 제외하고 부정맥이라고 추정되는 부분만 차트에 기록하여 심장 전문의에게 보내진다. 그러나 이 방법에 의하면 환자의 심전도가 기록된 후 분석되기까지는 며칠이 걸리며, 또한 검색하는 의료진에 의해 심각한 오류가 발생할 수도 있다.

본 논문에서 연구한 휴대용 부정맥 모니터는 정상적인 심전도는 기록하지 않고 단지 부정맥만을 추정하여 기록할 수 있는 지능 모니터(intelligent monitor)¹⁾로서 부정맥이 발생할 경우 경고음이 울림과 동시에 전화기를 이용하여 병원의 호스트 컴퓨터로 심전도 신호를 즉시 전송할 수 있도록 하였다.

즉 실시간 내에서 마이크로 컴퓨터가 심전도의 비정상 리듬을 찾기 위해 심전도를 연속적으로 검색하다가 어떤 심각한 부정맥 현상을 발견하게 되면 이때를 기

(접수 : 1986년 12월 17일)
연세대학교 공과대학 전기공학과
Dept. of Electrical Engineering, Yonsei University

준으로 전후 8초 동안의 심전도 파형을 컴퓨터의 기억 장치에 기억시킨 후, 이 신호를 전화기를 통하여 호스트 컴퓨터에 전송한다. 심전도와 이에 관련된 데이터가 호스트 컴퓨터에 전송되면 환자는 호스트 컴퓨터의 지시를 기다리게 된다.

특히 심장병 환자의 경우, 급사율과 부정맥의 발생 빈도는 밀접한 관계^{2~4)}가 있으므로 수주일 이상 심전도를 계속해서 모니터링해야 하는 것은 매우 중요하다.

본 논문에서의 휴대용 부정맥 모니터는 Holter 모니터와는 달리 응급환자의 심전도를 장시간 모니터링할 수 있으며 부정맥의 심전도만을 기록하여, 이 신호를 전화기를 이용하여 즉시 병원의 컴퓨터로 전송하여 의사의 진단을 받을 수 있고, 부정맥 발생시 환자에게 경고할 수 있도록 경고음을 발생시킨다. 또한 환자는, 병원으로 보내진 심전도가 컴퓨터와 의사에 의하여 분석되어진 후 의사의 메시지를 전화선을 통하여 받아 볼 수 있다.

본 논문의 연구 내용은 (1) 하드웨어 시스템의 설계, (2) 소프트웨어 알고리즘의 설계, (3) 모델 설계, (4) 시스템의 성능평가, (5) 호스트 컴퓨터에 의하여 자동 진단할 수 있는 알고리즘으로 크게 나뉘어진다.

하드웨어는 생체 신호처리 전용 컴퓨터를 휴대용으로 설계하였으며, 가능한 한 최소의 부품을 사용하여 부피가 작아지도록 하였다. 소프트웨어 알고리즘은 제한된 메모리와 마이크로 프로세서의 계산능력을 감안하여 실시간으로 부정맥을 검출해야 한다는 제약이 있으므로 최소의 메모리를 사용해서 연산 시간이 가능한 한 적어지도록 소프트웨어를 설계하였다.

본 논문에서 부정맥 검출 알고리즘의 부정맥 판정 기준은 부정맥 판정에서 공통적으로 사용되는 데이터의 기준을 가지고 설계하였으며, 실제 의사가 임상에 적

용하는 판정 기준은 의사마다 다를 수 있으므로 의사와 협의하여 소프트웨어의 판정 기준 변수를 조정하면 그 적용 범위는 상당히 광범위하게 될 수 있다.

또한 모델은, 일반적으로 사용되고 있는 모델이 범용으로 설계되어 상당히 고가이고 부피가 큰데 비해 본 문에서는 경제적이고 소형인 모델을 설계하였다.

2. 시스템 하드웨어

2-1. 시스템 구성 및 동작특성

본 논문에서 구성한 휴대용 부정맥 모니터 시스템의 하드웨어는 응급상태의 환자로부터 부정맥을 검출할 수 있는 부정맥 모니터와 ECG 데이터를 수신하여 부정맥을 진단할 수 있는 호스트 컴퓨터의 인터페이스 부분으로 설계하였다. 또한 부정맥 모니터는 (1) 아날로그 하드웨어 (2) 디지털 하드웨어 (3) 모델회로의 3부분으로 구성되어 있으며, 호스트 컴퓨터는 부정맥 모니터로부터 받은 ECG 신호를 전화기를 통하여 입력하는 부분으로써 IBM PC-XT 마이크로 컴퓨터를 사용하였으며 여기에 UART와 모델을 연결시켜 사용하였다.

그림 2-1은 휴대용 부정맥 모니터의 개략도이며 그림 2-2는 호스트 컴퓨터의 개략도를 나타낸다. 그림 2-1의 전체적인 동작특성은 다음과 같다. 환자의 양팔과 오른쪽 다리에 연결된 전극으로부터 측정된 ECG 신호가 ECG 증폭기와 필터를 거쳐 증폭되며 이 신호는 두 가지로 나뉘어진다. 즉, 첫번째는 A/D 변환되어 컴퓨터에 의해 메모리로 저장된다.

이때 A/D 변환기의 샘플링 비율은 ECG 신호의 변화에 전형적으로 쓰이고 있는 200 Hz로 하였으며 5 ms

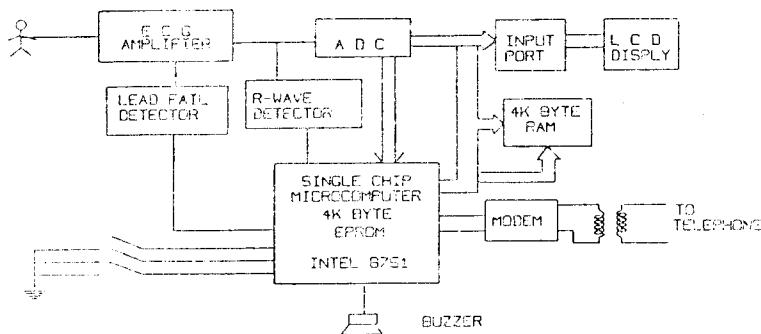


그림 2-1. 휴대용 부정맥 모니터의 개략도
Fig. 2-1. The schematic diagram of portable arrhythmia monitor.

여 부정맥을 검출하여야 한다. 특히 QRS complex 는 심전도에서 가장 중요한 특성이므로 심전도를 해석할 때 1차적으로 QRS complex 를 분석한다. 그러므로 QRS 검출의 정확성은 부정맥 검출기의 성능에 큰 비중을 차지한다.

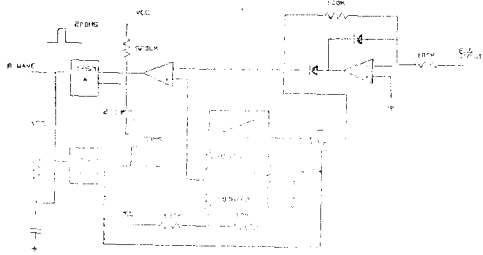
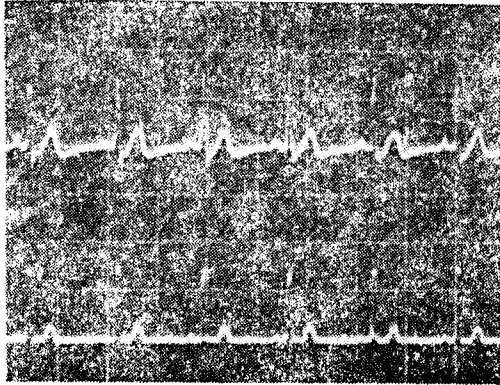
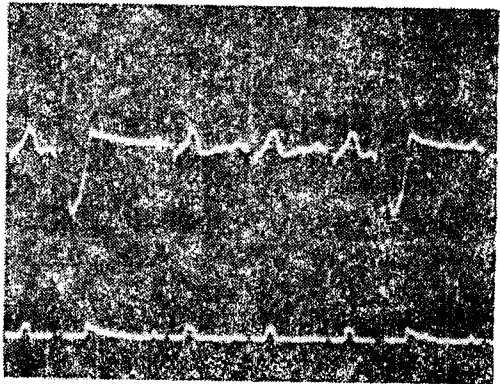


그림 2-4. 트리거 문턱치 검출 회로
Fig. 2-4. Tigger threshold value detecting circuit.



(a) Normal



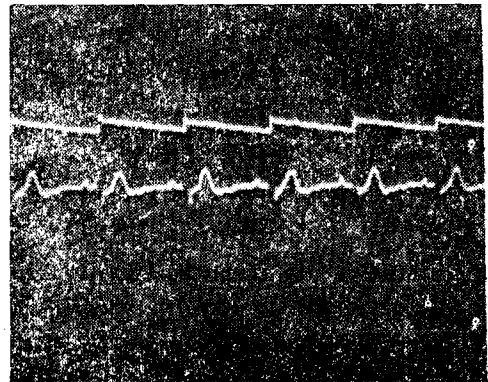
(b) PVC

사진 2-1. 반파 정류 회로 출력 파형
Photo 2-1. The output waveforms of half-wave rectifier circuit. All scales are 2 v/div(vertical), 0.5 sec/div(horizontal).

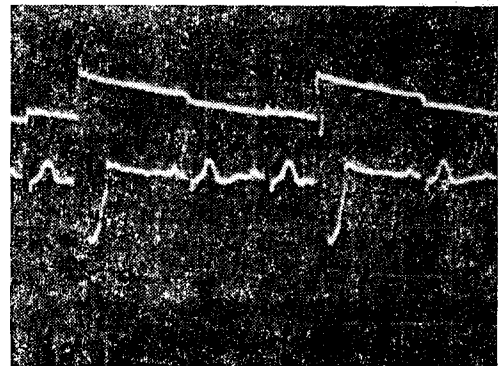
그러나 비정상 심전도에서는 QRS 의 morphology 와 리듬이 다양하게 변화하고 여러가지 원천의 잡음때문에 QRS 를 정확히 검출하는 것은 매우 어렵다. 예를 들어서 Paced QRS beat 는 정상적인 경우보다 주기가 더 길어지고 PVC 인 경우는 리듬과 morphology 가 모두 변화한다. 따라서 QRS 검출기는 갑작스러운 리듬의 변화에 빨리 적용하여 QRS 를 검출해야 한다.

그래서 본 논문에서는 그림 2-4와 같은 트리거 문턱치 검출 회로를 채택하여 설계하였다. 여기에서 반파 정류 회로는 자동 문턱치 조절 회로에 의해 적용된 문턱치와 비교하기 위해 항상 양의 출력을 만들어 주게 하였으며 잡음과 간섭 현상이 존재할 때 QRS complex 의 morphology 변화에 대하여 정확한 R파를 검출할 수 있도록 문턱치가 변화된다.

문턱치는 다음 조건에 의해 변화되도록 설계하였다.



(a) Normal



(b) PVC

사진 2-2. 문턱치와 심전도
Photo 2-2. Threshold value and ECG waveforms. All scales are 2 v/div(vertical), 0.5 sec/div(horizontal).

(1) 최소 문턱치는 거저선 간섭과 P파보다 크게 하
기 위하여 R1과 R2로 조정하였다. 즉,

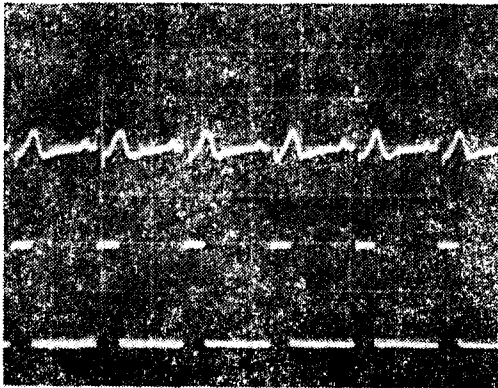
$$V_t = [R2 / (R1 + R2) V_p \exp(-t/\tau)] \quad (2-2)$$

(2) 샘플/홀드 회로는 이전의 R파를 저장하고 피
크 검출기는 10초의 시정수를 가지고 감소한다. 즉

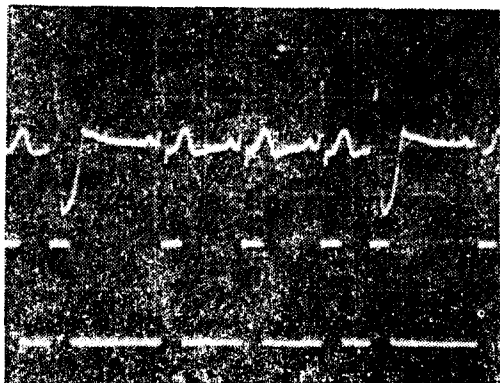
$$\tau = 2.2 M \times 4.8 \mu F = 10 \text{ sec}$$

(3) 단안정 멀티바이브레이터로부터 200 ms의 펄스
는 불감대가 되도록 설계하였다. 따라서 QRS complex
후 T파에서 트리거되는 것을 방지하기 위하여 충분한
지연을 주게 된다.

본 논문의 R파 검출 회로에서 반파 경류 회로를 거
친 파형은 사진 2-1과 같으며, 문턱치에 적용하는 파
형은 사진 2-2에서 보여주고, R파 검출 파형은 사진
2-3과 같다.



(a) Normal



(b) PVC

사진 2-3. QRS 검출기의 파형

Photo 2-3. Output waveforms of R wave detector

All scales are 2 v/div(vertical), 0.5
sec/div(horizontal).

2-2.3. Lead-Failure 검출 회로

부정맥 모니터는 환자가 장시간 착용하여야 하므로
전극의 부착상태를 항상 감시할 수 있어야 한다. 그러
므로 부정맥 모니터에는 lead-failure를 검출할 수 있
는 기능을 가지고 있어야 하며 전극이 잘못 부착된 경
우에는 환자에게 즉시 알려줄 수 있도록 설계하였다.

따라서, 본 논문에서는 전극이 떨어지거나 전극 액
체가 마르면 전극사이가 고입이피던스가 된다는 원리
를 이용하여 그림 2-5와 같이 lead-failure 검출기를
설계하였다. 그림 2-5에서 op Amp 308은 고입력 임
피던스의 voltage follower이며, op Amp 311은
비교기로 이 비교기의 반전 입력은 고정된 전압에 연
결되어 있고, 비반전 입력은 lead failure가 되지 않
은 경우라면 ground 전위와 같은 0V이고, lead fail
ure가 발생한 경우에는 op Amp의 공급 전압과 같게
되므로 lead failure의 상태에 따라 1 또는 0이 되어
이신호를 마이크로 컴퓨터가 받아 들여서 환자에게 전
극의 상태를 알려준다.

2-3. 디지털 하드웨어

본 논문의 휴대용 부정맥 모니터의 디지털 하드웨어
는 앞절에서 설계한 아날로그 하드웨어로부터 처리된
심전도, R파, lead-failure 검출 신호를 받아들여서 메모
리에 저장, 제산하여 부정맥인 경우에는 경고함과
동시에 모뎀으로 심전도 신호를 전송하는 역할을 한
다. 디지털 하드웨어의 회로도에는 부록 I과 같다.

2-3.1. 마이크로 컴퓨터 설계

휴대용 부정맥 모니터는 소형 경량이 되어야 한다는
필연적인 제약이 따르므로 CPU의 선택도 최소의 부
품으로 시스템을 구성할 수 있는 기종을 선택하였다.
본 논문에서는 Intel 8751 single chip microcomputer
로 구성하였으며 이 CPU의 기능은 다음과 같다.

(1) 4 k byte EPROM의 내부 탑재

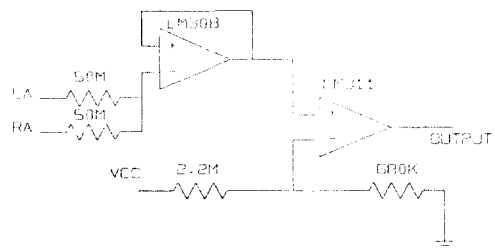


그림 2-5. Lead-failure 검출기

Fig. 2-5. Lead-failure detector.

표 2-1. 메모리 map
Table 2-1. Memory map.

Chip	Address
4364(RAM)	0000 TO 0 FFFH
8255(PIO)	3000 TO 3 FFFH
0809(ADC)	5000 TO 5 FFFH

- (2) 2개의 16 bit timer
- (3) full duplex UART 포함
- (4) 5개의 interrupt
- (5) 16개의 I/O port
- (6) 프로그램 메모리와 데이터 메모리를 각각 64 k byte 까지 디코딩

위와 같이 내부에 4k EPROM 을 내포하고 있으므로 외부 ROM 이 필요없으며 모델과 전송하기 위한 UART, I/O 포트 등이 1개의 chip 에 들어 있으므로 휴대용으로 설계하기에 매우 적합하다. 여기에서 인터럽트는 A/D 변환기의 end of conversion 에 연결하여 ECG 신호를 받아들이고 아날로그 회로에 의해 검출된 R 파는 입력 포트에 연결되어 계속 검색하는 방법을 취하였다.

2-3.2. 메모리 설계

프로그램 메모리로는 875i 마이크로 컴퓨터 내부의 4 k byte EPROM 을 사용하였으며, 버퍼 메모리로는 내부의 데이터 메모리와 레지스터를 사용하였고 ECG 데이터를 저장하기 위한 메모리로는 외부에 8 k byte 용량을 가진 static memory 4364를 사용하였다. 메모리 map 구성은 CPU 가 어드레스를 할당해야 하는 4364 (RAM), 8255(PIO), 0809(ADC)에 대하여 표 2-1과 같이 구성하였으며 어드레스의 하위 바이트인 $A_{1;12}$ 를 완전히 디코딩하여 각각의 어드레스를 선정하였으며 상위 어드레스인 $A_{13;15}$ 를 디코딩하여 칩을 선택하였다. 그림 2-6으로부터 $ADBUS_{13;15}$ 를 디코딩하여 출력 $CSBUS_{0;2}$ 로 각 칩을 enable 시킨다. 또한 RAM 은 $ADBUS_{0;12}$ 를 메모리내에 완전하게 디코딩하여 8 k 로 되며 ADC 0809는 한개의 채널만 사용하였으므로 $ADBUS_{0;12}$ 에 의해 한 개의 어드레스만 지정하게 된다. PIO 8255는 $ADBUS_{0;1}$ 과 $CSBUS_{2}$ 에 의하여 4개의 어드레스가 지정되며, 이 어드레스는 control/status 레지스터와 3개의 I/O port 를 지정하게 된다.

2-3.3. 입출력 인터페이스 구성

입출력 인터페이스는 경고음 발생과 데이터 통신, A/D 변환기 입력, LCD 디스플레이로 구성되며, LCD

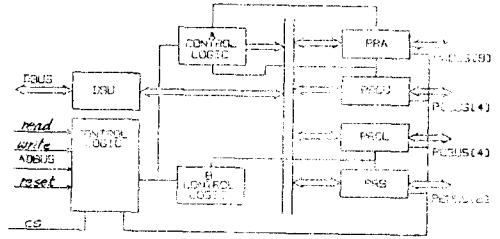


그림 2-7. 입출력 인터페이스의 블록선도
Fig. 2-7. The block diagram of interface.

디스플레이는 I/O port 를 별도로 구성하여 설계하였으며 그 이외의 입출력은 마이크로 컴퓨터에 내장된 port 를 이용하였다. LCD 디스플레이를 위한 입출력 블록선도는 그림 2-7과 같다.

그림 2-7에서 DBUS 는 마이크로 컴퓨터에 연결되고 PABUS, PBBUS, PCBUS 에 의해서 주변으로 데이터를 주고 받는다. PBEUS 는 LCD 의 데이터 라인에 연결되어 제어신호와 캐럭터를 주고 받으며 PABUS 는 디스플레이 모드를 컨트롤한다. read 와 write 는 마이크로 컴퓨터로부터, 또는 입출력으로부터 데이터의 방향을 표시한다.

2-4. 모델 설계^{6,19)}

휴대용 부정맥 모니터를 이용하여 병원과 거리가 먼 곳에서 심전도를 모니터링하는 장치에 관한 연구로 휴대용 부정맥 모니터는 R-R 간격에 의해서만 부정맥을 판정하기 때문에 위험경고가 주어지면 환자의 데이터는 의사의 진단과 응급 처치 방법을 결정하기 위하여 즉시 심전도를 병원으로 전송하고 진단결과를 기다려야 한다. 이것을 위하여 본 논문에서는 전화기로 전송할 수 있도록 디지털신호를 음성 주파수 대역을 아날로그 신호로 변조하기 위한 모뎀 회로를 구성하였다²⁰⁾.

본 논문에서 설계한 모뎀설계는 일반 상업용 모뎀과는 달리 부피가 작고 소비전력이 적으며 가격이 저렴하여 환자가 휴대하기 편리한 특성을 가지고 있다. 그리하여 가능한 한 부품수를 적게하고 신뢰성을 높였으며 모뎀은 단일 칩으로 된 모토롤라의 MC 14412를 사용하였다. 이것은 컴퓨터로부터의 직렬 데이터를 알맞은 주파수의 FSK(frequency shift keying) 출력으로 변환하기에 적합하기 때문이다.

여기서 MC 14412는 디지털 회로로부터 직렬 데이터를 FSK 출력으로 변환한다. 즉, 논리적 1의 상태를 1270 Hz 의 정현파, 논리적 0의 상태를 1070 Hz 의 정

현파로 변환하여 대역통과 필터를 거친 후, ac 신호로 변환하기 위해 2uF의 콘덴서를 거쳐 전화기와 연결되는 600Ω : 600Ω 트랜스의 1차측으로 입력되어 전화기를 통하여 전송한다.

수신의 경우, 전화선에 연결된 트랜스를 통하여 들어오는 신호에는 원하는 신호 이외의 주파수와 큰 레벨의 잡음신호가 혼합되어 들어온다. 이로부터 논리적 1의 상태인 2225 Hz의 신호와 논리적 0의 상태인 2025 Hz의 주파수 성분을 가진 신호를 포착하기 위해 대역통과 필터와 리미터를 통과시킨 후 모뎀을 통하여 컴퓨터가 읽어 들일 수 있는 직렬 데이터 신호로 변환한다.

Tompkinson 등은 여러 개의 op Amp를 사용하여 대역통과 필터를 구성하였으므로 배선과 저항, 콘덴서 등의 사용 부분에 의하여 전송 오차가 발생한다. 비하여, 본 논문에서는 최근에 개발된 단일칩(MC 145440)의 저속도 모뎀용 대역통과 필터를 사용하여 오차율을 감소시켰다.

3. 실험 및 결과 고찰

3-1. 실험

3-1.1. 실험 장치의 구성

부정맥 모니터의 성능을 실험하기 위해 본 논문에서는 KONTRON 994 부정맥 시뮬레이터를 이용하였는데 이 부정맥 시뮬레이터로부터 출력될 수 있는 데이터는 표 3-1과 같다. 표 3-1의 심전도 데이터를 부정맥 모니터에 입력하여 부정맥을 판정한 후 전화기를 통하여 호스트 컴퓨터로 전송하여 자동 진단 하였다. 또한 각 신호에 대해 60 Hz 잡음, 근전도 신호, 기저선 변동 등의 잡음이 섞인 상태도 시험하였다. 모뎀의

표 3-1. 부정맥 시뮬레이터의 데이터 종류
Table 3-1. The various data of arrhythmia simulator

Simulator arrhythmia
Normal Rhythm
PVC Rate
Trigeminy, Bradycardia
Tachycardia
R on T, V. Tachy
Asystole, V. Fib

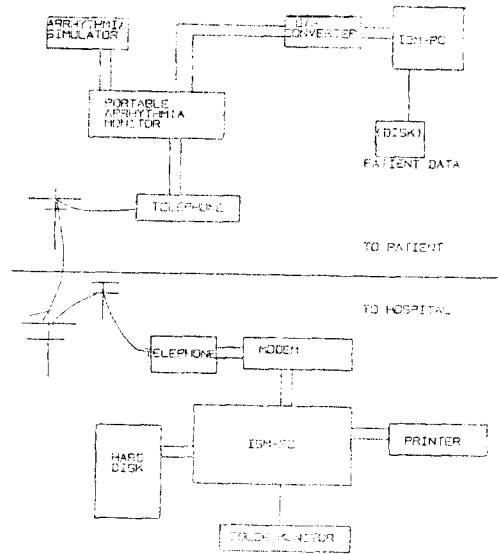


그림 3-1. 전체 실험 시스템의 개략도
Fig. 3-1. The schematic diagram of overall experimental system.

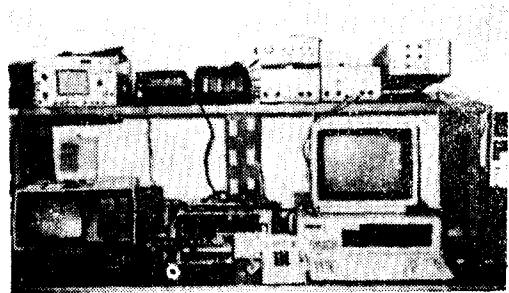
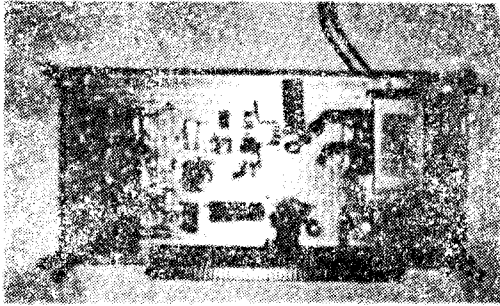


사진 3-1. 전체 실험 장치
Photo. 3-1. The overall experimental system.

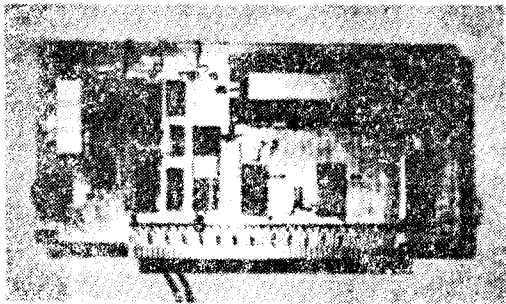
전송 실험은 먼저 실험실내에서 본 논문에서 설계 제작한 모뎀과 모뎀을 직접 연결하여 실험하였고, 다음에 금성 계전 연구소내의 구내 전화 2회선을 이용하여 실험하였다. 지역전화는 안양 시내전화를 이용하여 전송 실험을 하였으며, 장거리 전화는 안양과 연세대학교와 전송 실험을 하였다. 사진 3-1은 전체적인 실험 장치를 나타내며 사진 3-2는 부정맥 모니터의 아날로그 시스템과 디지털 시스템 부분이다.

3-1.2. QRS 검출기 실험

QRS 검출기의 출력신호는 부정맥 모니터의 출력신호는 부정맥 검출번수로 사용되므로 정확한 QRS 검출은 시스템 전체의 성능에 매우 중요하다.



(a) analog system



(b) digital system

사진 3-2. 부정맥 모니터
Photo. 3-2. The arrhythmia monitor.

부정맥 시뮬레이터 출력은 먼저 ECG 증폭기로 증폭기로 증폭하여 부정맥 모니터에 입력한 후에 2채널 digitla storage oscilloscope로 ECG 신호와 검출된 QRS를 연속적으로 확인하여 FP(false positive), FN(false negatiue)이 발생하는 가를 확인하였다. 한편, 환자 데이터는 병원으로부터 얻은 디스켓 데이터를 IBM-PC로 출력하여 D/A 변환기를 거친후 모니터에 입력하여 오실로스코프로 FP와 FN을 확인하는 방법으로 실험하였다.

3-1.3. 모델 전송 실험

부정맥 모니터에 있는 모델을 통하여 심전도 신호가 전화기로 병원의 호스트 컴퓨터에 전송되면, 병원에서는 의사가 컴퓨터를 이용하여 진단하게 된다.

부정맥 모니터에서는 단지 R-R 간격에 의해서도 부정맥을 판정하지만 병원에서는 정확한 진단을 위하여 전화기로 수신한 심전도 신호를 R-R 간격과 함께 morphology를 분석하여 진단을 내리게 된다. 그러므로 심전도 신호의 정확한 전송은 매우 중요하다.

본 논문에서 모델전송 실험은 (1) 실험실내에서 모

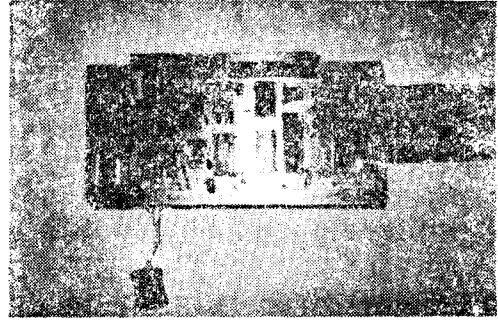


사진 3-3. 전화기용 모뎀
Photo. 3-3. The telephone modem.

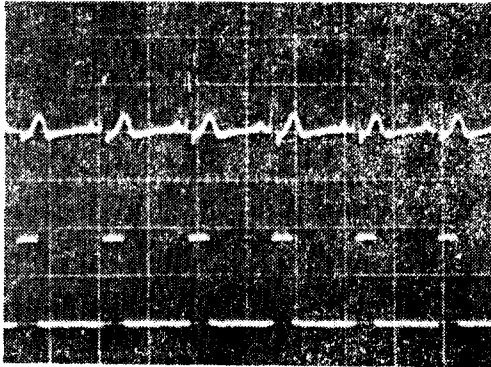
뎀과 모뎀을 직접 연결하는 경우 (2) 안양시내 지역간의 지역전화 2회선을 이용하는 경우 (3) 서울과 안양사이의 장거리 전화를 이용하는 경우의 3가지로 나누어 수행하였다. 모델의 전송 정확도를 평가하기 위하여 데이터를 수신한 후 화일을 만들어서 송신한 데이터와 비교하는 방법으로 실험하였다.

3-2. 결과 고찰

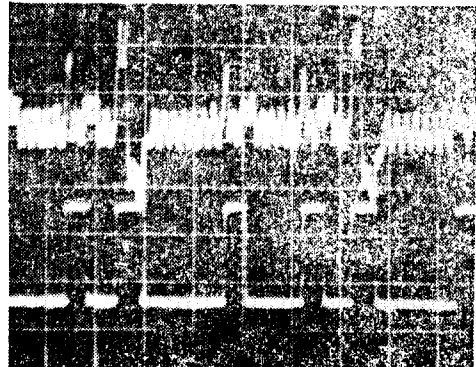
3-2.1. QRS 검출

QRS 검출은 하드웨어에 의하여 수행하였으므로 부정맥 모니터의 제한인 연산 시간이 크게 단축되었으며 부정맥 시뮬레이터와 실제 환자에 대하여 QRS 검출의 정확도를 실험한 결과는 다음과 같다.

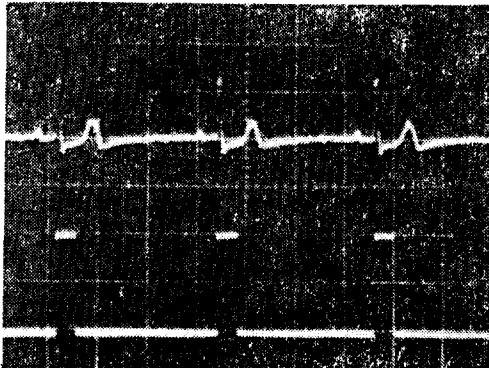
사진 3-4에서 (a)의 정상 심전도인 경우, 완전한 R파를 얻을 수 있었고 (b)와 같은 잡음이 섞인 PVC 부정맥에서도 R파 검출기가 정확히 동작하는 것을 확인하였다. (c)와 같이 심박이 느린 경우(Bradycardia)나 (d) V.Tachy와 같이 심박이 빠른 경우도 정확한 R파를 검출하였다. (e) Asystole에서도 R파이크가 정확히 검출되었으나 (f)의 V. Fib에서는 FP현상이 관측되었다. 이것은 시뮬레이터 파형이므로 불규칙한 파형만 발생시켰기 때문이며 실제로는 그림 3-3 (f)에서와 같은 파형은 이전에 크기가 큰 QRS 후에 나타나므로 실제 환자의 경우에는 R파 검출후 피이크 검출기의 시정수에 의해 상당기간 FP가 검출되지 않는다. (g)의 PVC와 (h)의 R-on-T 현상에서는 정확한 R파 검출을 확인하였으며 (i)와 (j)같은 이중, 삼중의 PVC가 발생한 경우에도 정확한 R파를 검출하였다. 그러나 PVC 직후 발생하는 QRS가 PVC에 비하여 상대적으로 매우 적은 경우 즉, 문턱치 검출기의 시정수에 비해 간격이 좁은 경우는 FN이 발생할 수 있다. 이러



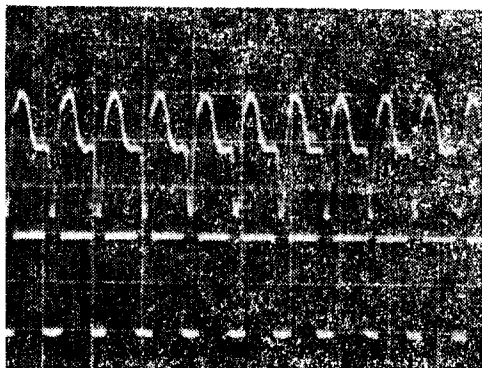
(a) Normal



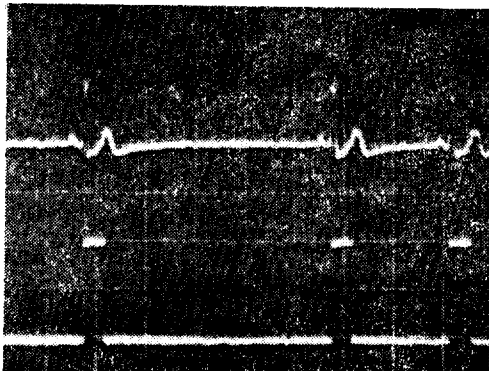
(b) PVC with noise



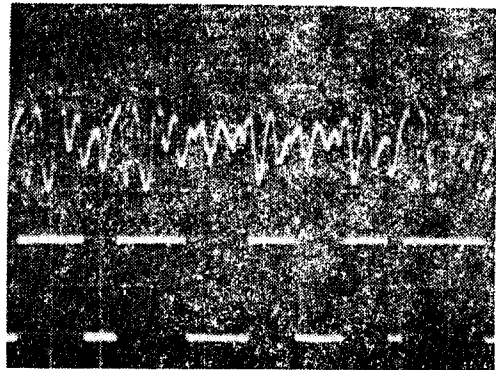
(c) Bradycardia



(d) V. Tachy



(e) Asystole

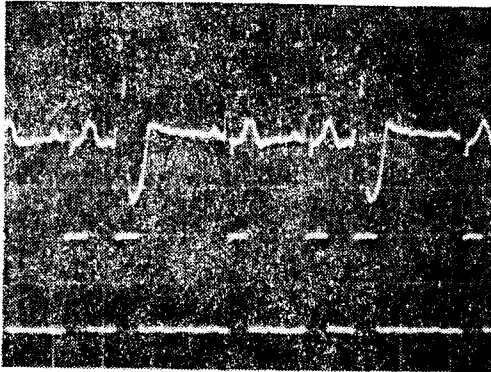


(f) V. Fib

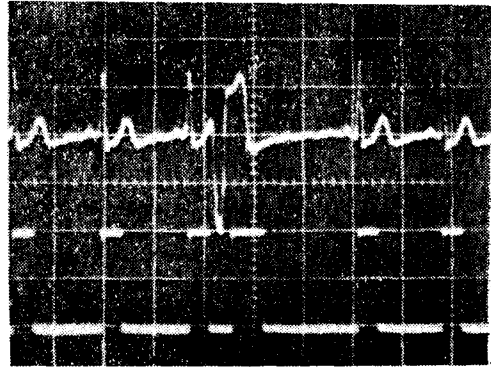
한 FN이 발생하면 R-R 간격이 넓어져 역시 부정맥으로 판정하므로 부정맥 검출에는 큰 문제가 없었다.

이와 같이 QRS 검출기 실험결과 R파 검출기의 성

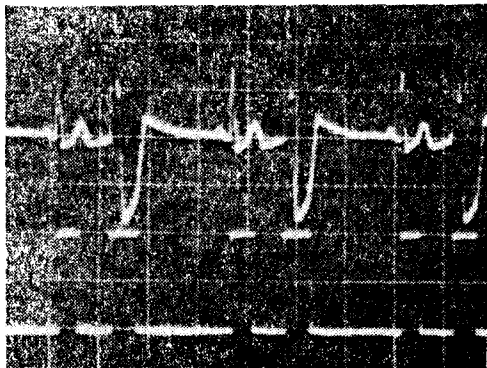
능은 본 논문에서 요구되는 부정맥을 검출하는데는 충분한 정확도를 보여, 부정맥 모니터로서 만족할만 하였다.



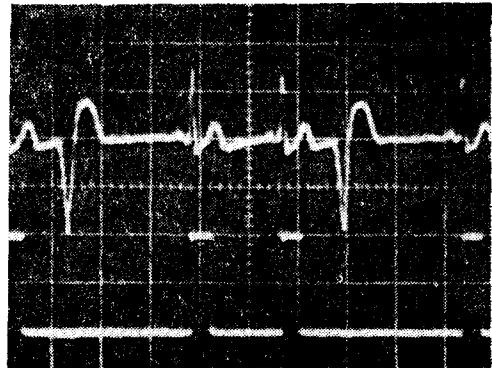
(g) PVC



(h) R-on-T



(i) Bigeminy



(j) Trigeminy

사진 3-4. R파 검출기의 출력
 Photo. 3-4. Output waveforms of R wave detector.
 All scales are 2 v/div (vertical),
 0.5 sec/div (horizontal)

3-2.2. 모델 성능

전송 정확도를 평가하기 위하여 본 논문에서는 수신된 데이터를 화일을 만들어 전송한 데이터와 비교하였으며, 표 3-4에서 보는바와 같이 모델간 전송시에는 오차없이 완전하게 전송할 수 있음을 확인하였으며, 지역전화 전송시에는 99.5%의 정확도를 보였다. 이 오차는 전화선상의 잡음이 모델의 송수신 주파수 이내에 들기때문에 발생하는 오차로서 모델전송의 허용오차인 $10/10^6$ bit 이내이므로 모델 성능과 전화회선에는 이상이 없다고 볼 수 있다. 또한 심전도상에 오차가 발생하여 간혹 1 bit씩 이상파형이 컴퓨터에서 관측되어도 1 bit는 QRS에 비하여 상당히 큰 주파수이므로 진단에는 아무런 영향을 미치지 않는다.

장거리 전송은 안양 전화 53-5551(금성 제전 연구

소)과 서울 전화 392-4230(연세 대학교 전기 공학과 동창회) 사이를 부정맥 시뮬레이터 데이터와 환자 데이터에 대하여 각각 전송 실험을 하였다.

5. 결 론

본 논문에서 설계한 마이크로컴퓨터를 이용한 휴대용 부정맥 모니터링시스템에 관한 연구결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. R파를 하드웨어에 의하여 검출함으로써 휴대용의 제한된 용량에 적합하고 소프트웨어에 의하여 검출함으로써 휴대용의 제한된 용량에 적합하고 소프트웨어의 부담을 줄일 수 있었다.

표 3-4. 모뎀 전송 정확도

Table 3-4. The error rate of telephone modem transmission

	Error rate	Total	No. Error	Bit Error	Block Error
Modem to Modem	No. of trans.	200	200	0	0
	Percentage	100	100	0	0
	Error rate(bit/10 ⁶)			0	
Local transmission	No. of trans.	200	199	1	1
	Percentage	100	99.5	0.5	0.5
	Error rate(bit/10 ⁶)			1	
Long distance	No. of trans.	50	100	0	0
	Percentage	100	100	0	0
	Error rate(bit/10 ⁶)			0	

2. 부정맥 발생시에만 심전도를 저장하여 병원의 컴퓨터로 전송하므로 Holter 레코더가 단기간 심전도를 기록한 후 고속 재생하여 분석하는 것에 비하여 실시간에 진단할 수 있음을 확인하였다.

3. 모니터의 메모리에 저장된 부정맥의 심전도를 모뎀에 의해 지역전화와 장거리 전화전송에서 각각 정확하게 전송되었으며 이때 모뎀의 전송오차율은 0.78/10⁶ (bit)로 호스트컴퓨터에서 정확한 진단을 할 수 있음을 확인하였다. 본 연구는 1986년도 한국과학재단 IBRD 차관연구비의 지원으로 이루어진 연구로 상기기관에 깊은 감사를 드린다.

참 고 문 헌

- 1) Willis J. Tompkins, "Trends in ambulatory electrocardiography" *IEEE Frontiers Eng. in Health Care*, 1982.
- 2) Rothfield A.L., Bernstein A., Crews A., Parsonnet V. and Zecker, R., "Telemetric monitoring of arrhythmias in acute myocardial Infarction," *Am. J. Cardiol.*, 15, pp.38-44, 1965.
- 3) Oliver G.E., Nolle F.M., Wolff G.A., "Detection of premature ventricular contractions with a clinical system for monitoring electrocardiographic rhythms," *Computer. Biomed. Res.* 4, pp.523-541, 1971.
- 4) Romhilt D.W., Bloomfield S.S., Chow T., Etal. "Unreliability of conventional electrocar-

diographic monitoring of arrhythmia detection in coronary care units," Am. J. Cardiol, 31 pp.457-461, 1973.

- 5) J.G. Webster, "An intelligent monitor for ambulatory ECGs," *ISA*, pp.55-59, 1978.
- 6) W.P. Molsinger, K.M. Kempner, "Portable ECG telephone transmitter," *IEEE. Trans. Biomed. Eng.* pp.321-323, 1972.
- 7) Dale Dubin, *Rapid interpretation of EKG's*, Cover Publishing Company, 1974.
- 8) Nitsh V. Thakor, J.G. Webster, "A battery-powered digital modem for telephone transmission of ECG data," *IEEE Trans. Biomed. Eng.* BME-29, pp.355-359, 1982.
- 9) Yanawitz F., Kinias P., Rawling D., Etal, "Accuracy of a continuous real time ECG arrhythmic monitoring system," *Circulation* 50, pp.65-72, 1974.
- 10) J.P. Abenstein, "Algorithms for real-time ambulatory ECG monitoring," *Biomedical Sciences Instrumentation*, Vol. 14, pp.73-77, 1978.
- 11) N.V. Thakor, J.G. Webster, "Optimal QRS detector," *Med. & Bio. Eng. & Comput.* Vol. 21, pp.343-350, 1983.
- 12) R. Ruiz, C. Hernandez, "Method for mapping cardiac arrhythmia in real time using microprocessor based systems," *Med. & Biol. Eng. & Comput*, pp.160-167, 1984.

- 13) Alans, Berson, "Sampling rate and precision for electrocardiographic data processing," *Journal of Clinical Eng.*, Vol. 2, pp.308-311, 1977.
- 14) F.W. Stallmann, "Automatic recognition of electrocardiographic waves by digital computer," *Circulation Research*, Vol. 9, pp.138-143, 1961.
- 15) Mark I. Ahlstron, "Automated high-speed analysis of holter tapes with microcomputers," *IEEE, trans, Bio-Med. Eng.* Vol. Bme-30, pp.647-657, 1983.
- 16) T. Fancott, D.H. Wong, "A minicomputer system for direct high speed analysis of cardiac arrhythmia in 24h ambulatory ECG tape Houghton mifflin, pp.103-267, 1978.
- 17) Henry J.L., Marriott, *Practical electrocardiography*, Williams & Wilkins, 1981.
- 18) J.E., Mcnamara, *Technical aspects of data communication, digital*, 1982.
- 19) E.A., Nichols, J.C., Nichols, *Data communications for microcomputers with practical applications and experiments*, McGraw-hill, 1982.
- 20) H., Boyet, R. Katz, *The 8051 programming, interfacing, applications, microprocessor training*, 1982.
- 21) D.F., Stout, *Handbook of operational amplifier circuit design*, McGraw-hill, 1976.
- 22) 이명호, 안재봉, 윤형로, "ECG 자동 진단을 위한 컴퓨터 알고리즘", *대한의공학회지*, Vol. 3, No. 2, pp.83-88, 1982.
- 23) 이명호, 신건수, "마이크로 컴퓨터를 이용한 QRS 파형 검출용 디지털필터", *대한의공학회지*, Vol. 5, No. 2, pp.173-181, 1984.
- 24) 윤형로, 최경훈, 이명호, 박규태, "마이크로 컴퓨터를 이용한 실시간 ECG 자동 진단 알고리즘", *대한의공학회지*, Vol. 6, No. 1, pp.55-64, 1985.
- 25) 이명호, 황시돌, 신호용, 안재봉, "심전도 데이터 전송용 디지털 모뎀의 설계에 관한 연구", *대한의공학회지*, Vol. 7, No. 1, pp.53-57, 1986.
- 26) 이경중, 윤형로, 이명호, "알쉬변환을 이용한 심전도 데이터 압축 및 재생", *대한의공학회지*, Vol. 7, No. 1, pp.67-73, 1986.

부록 I. 부정맥 모니터링을 위한 디지털 시스템회로

