

마이크로 컴퓨터를 이용한 휴대용 부정맥 모니터의 개발(Ⅱ)

이 명 호 · 안 재 봉* · 박 장 춘**

Development of Portable Arrhythmia Monitor Using Microcomputer (Ⅱ)

Myoung Ho Lee, Ja Bong Ahn*, Jang Choon Park**

- Abstract -

This paper describes the design of portable arrhythmia monitor and associated algorithm for automated diagnosis based-on microcomputer in the 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 to a central hospital site. This portable arrhythmia monitor makes use of a general purpose computer and software will be changed to meet the custom requirements of individual physicians and patients. At present it is very obvious that each cardiologist has his own method of analyzing ECG recordings and utilizes past experience more than the firm quantitative analysis of data.

1. 서 론

응급환자의 부정맥을 모니터링하여 모뎀과 전화기를 통하여 병원의 호스트 컴퓨터로 장거리 전송할 수 있는 부정맥 진단 장치에 관한 연구는 심장병 환자로부터 장시간 심전도를 모니터링 해야할 경우와 근대적인 의료혜택을 받을 수 없는 무의촌 지역의 의료복지 개선을 위하여 매우 중요하다. 이러한 진단 방법이 실제 임상에 적용된 것은 1961년 Holter에 의해 Holter모니터가 개발된 이후 부터이다.

1970년대에 들어 컴퓨터 기술이 급속도로 발달함에 따라 Holter 테이프를 컴퓨터에 의해 자동으로 분석하는 시스템이 많이 개발되어 왔고, 현재에도 많은 연구가 진행중이나 심전도의 기록으로부터 진단에 이르기까지는 여전히 많은 시간이 소요되고 있는 실정이다[1]-[3].

특히 심장병 환자의 경우, 급사율과 부정맥의 발생 빈도는 밀접한 관계[5]-[7]가 있으므로 수 주일 이상 심전도를 계속해서 모니터링하는 것은 매우 중요하다.

본 논문에서의 휴대용 부정맥 모니터는 Holter 모니터와는 달리 응급환자의 심전도를 장시간 모니터링할 수 있으며 병원으로 보내진 심전도가 컴퓨터와 의사에 의하여 분석되어진 후 의사의 메시지를 전화선을 통하여 받아볼 수 있다.

본 논문의 연구 내용은 선행된 하드웨어의 설계 [7]를 바탕으로 부정맥신호를 검출하고 이의 진단을 위한 소프트웨어 알고리즘의 설계와 호스트 컴퓨터

<접수 : 1989년 11월 27일>

본 논문은 과학재단 지원에 의하여 이루어진 연구의 일부임
연세대학교 전기공학과

* 금성산전연구소

** 건국대학교 전자계산학과

Dept. of Electrical Engineering, Yonsei University

* The Institute of Gold-Star Industrial Electronics

** Dept. of Computer Science, Kunkuk Univ.

에 의하여 자동 진단할 수 있는 알고리즘으로 나뉘어진다.

소프트웨어 알고리즘은 제한된 메모리와 마이크로 프로세서의 계산 능력을 감안하여 실시간으로 부정맥을 검출해야 한다는 제약이 있으므로 최초의 메모리를 사용해서 연산시간이 가능한 적어지도록 소프트웨어를 설계하였으며, 부정맥 검출 알고리즘의 부정맥 판정기준은 부정맥 판정에서 공통적으로 사용되는 데이터의 기준을 가지고 설계하였다.

본 논문에서 제안한 소프트웨어의 신뢰도를 평가하기 위하여 심전도 시뮬레이터로부터 약 20종류의 정상, 비정상 패턴과 50명의 실제 환자의 데이터를 이용하여 부정맥에 따른 각 변수의 분포도를 확인하였다.

2. 소프트웨어 알고리즘의 설계

부정맥 모니터로 검출한 ECG 신호의 부정맥 판정과 자동진단을 위한 소프트웨어 알고리즘은 (1) 부정맥 판정 알고리즘 (2) 데이터압축 알고리즘 (3) 호스트 컴퓨터의 자동진단 알고리즘의 3부분으로 구성하였다.

부정맥 모니터의 소프트웨어는 부정맥 모니터링 시스템의 초기화 및 A/D 변환된 환자 데이터입력, R파의 간격과 평균치 계산, 부정맥 판정, 경고신호 발생 및 디스플레이, 모뎀으로의 데이터 전송 등으로 되어 있다.

시스템 초기화에서는 소프트웨어에서 사용되는 모든 버퍼를 초기 상태로 만들어주고 모니터중이라는 정보를 디스플레이 하게 된다. 이 이후에 인터럽트를 받아들일 수 있게 하여 A/D 변환 입력을 읽어서 메모리에 저장하고 타이머 인터럽트에 의해 R파의 간격을 측정하기 시작한다.

R파가 입력되면 R-R 간격을 계산하고 과거 8개의 R-R 간격의 평균치를 계산하여 메모리에 저장한다. 다음 과거의 R-R 간격과 평균치에 의해 부정맥으로 판정되면 부저와 디스플레이에 경고함과 동시에, 전화를 통하여 부정맥 발생 전후 각각 8초씩 즉, 전체 16초 동안의 심전도 데이터를 호스트컴퓨터로 전송한다. 그림 1은 이에 대한 흐름도이다.

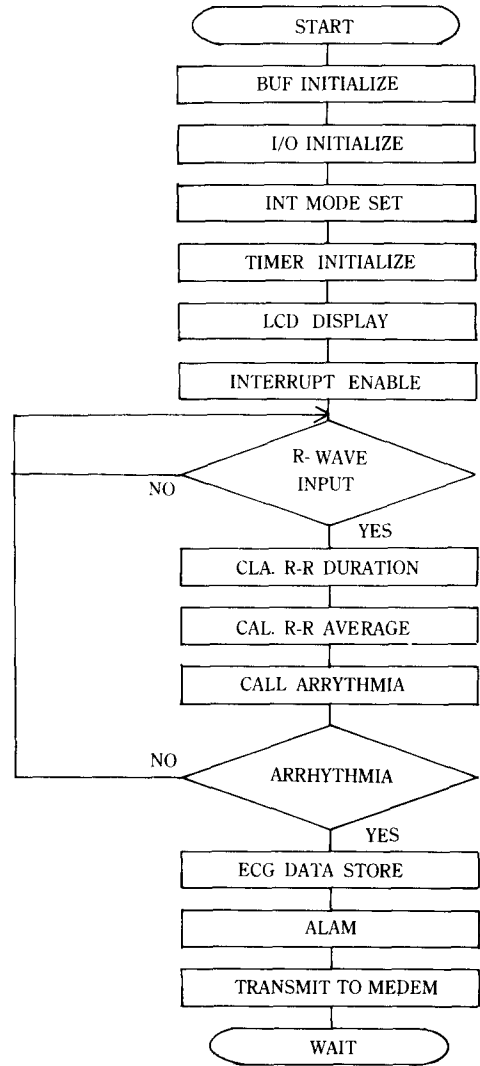


그림 1 부정맥 모니터링 알고리즘의 흐름도
Fig. 1 A flowchart arrhythmia monitoring algorithm

2-1 부정맥 판정 알고리즘

본 논문에서의 마이크로 컴퓨터는 심전도 데이터를 압축 알고리즘에 의해 처리한 후 메모리에 저장하고 R파 검출기에 의해 검출된 R파가 CPU입력 포트에 의해 입력되며 R파가 high되면 CPU내부의 실시간 클럭을 이용하여 R-R간격과 이전의 R-R간격의 평균을 계산한다. CPU는 이값을 이용하여 부

정맥을 감지하고 환자에게 경고하게 된다.

본 논문에서는 부정맥을 판정하기 위해 표 1과 같이 현재 통계적으로 나와있는 기준을 사용하였으며 판정기준은 의사마다 약간은 다를 수 있으므로 그때마다 소프트웨어의 변수를 수정하여 사용하면 된다. 그림 2는 부정맥 판정알고리즘의 흐름도이다.

2-2 데이터 압축 알고리즘

부정맥 모니터는 마이크로프로세서를 이용하여 가능한 한 소형으로 설계한 것으로 메모리 용량과 전송시간 때문에 많은 양의 데이터를 처리하기에는 어려움이 따른다. 그래서 ECG에 포함된 임상정보를 잃지 않는 범위내에서 데이터의 양을 가능한한 줄여야 한다. 일반적으로 생체신호의 데이터압축알고리즘은 변환점 데이터 압축알고리즘과 AZTEC 알고리즘이 사용되며 변환점 데이터 압축알고리즘은 데이터의 갯수를 2:1로 줄일 수 있고 연산속도가 빠르며 AZTEC알고리즘은 연산이 복잡한 반면 데이터를 10:1로 줄일 수 있다는 장점이 있다. 그러나 AZTEC

표 1. 부정맥 판정표

Table 1. The arrhythmia decision table

Bradycardia	RRt > 1.5 sec ARt < 1.2 sec
Tachycardia	ARt < 0.5 sec
Asystole Ventricular fibrillation	1.6 sec 이상 R파 없음
Skipped Beat Sinus Arrest	RRt > 1.9(ARt - 1)
PVC	RRt - 1 < 0.9(ARt - 1) RRt - 1 + RRt = 2(ARt - 2)
R-on-T	RRt - 1 < 0.33(ARt - 2) RRt - 1 + RRt < 2(ARt - 2)
Bigeminy	RRt - 3 < 0.9(ARt - 4) RRt - 1 < 0.9(ARt - 4) RRt - 1 + RRt = 2(ARt - 4)
Trigeminy	RRt - 2 < 0.9(ARt - 3) RRt - 1 < 0.9(ARt - 3) RRt - 1 + RRt - 1 + RRt = 2(ARt - 3)
APB	RRt - 1 < 0.9(ARt - 2) ARt - 2 < RRt - 1 + RRt + 2(ARt - 2)

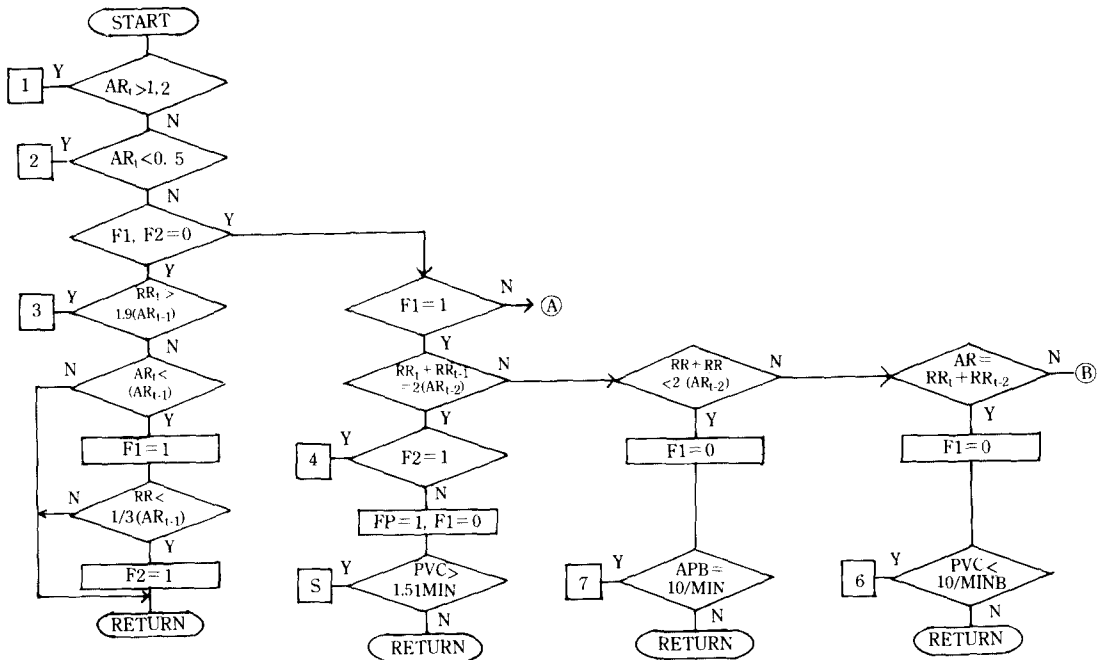
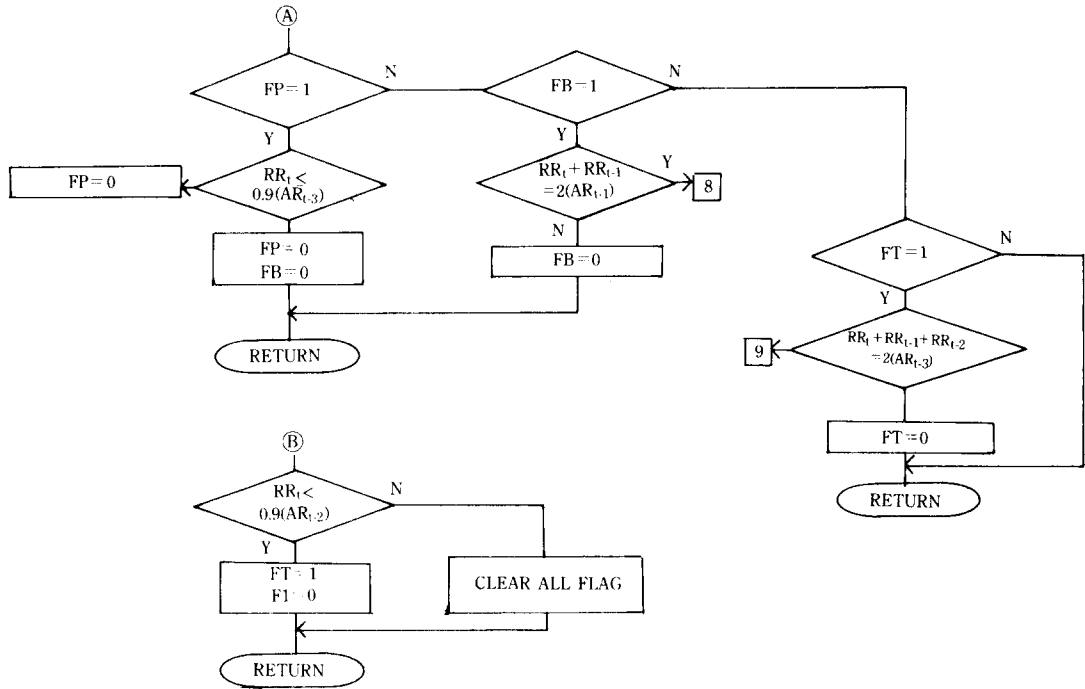


그림 2 부정맥 판정알고리즘의 흐름도

Fig. 2 A flowchart of arrhythmia decision algorithm



- 1 ALAM(BRADY)
- 2 ALAM(TACHY)
- 3 ALAM(SKIP BEAT)
- 4 ALAM(R ON T)
- 5 ALAM(PVC)
- 6 ALAM(PVC)
- 7 ALAM(APB)
- 8 ALAM(GIGEMINY)
- 9 ALAM(TRIGEMINY)

그림 2 (계속)

Fig. 2 (continued)

방법은 실제 눈으로 파형을 확인하기가 어렵고 연산 속도가 느리므로 연산속도와 재현도가 좋은 변환점 알고리즘을 사용하였다. 이 알고리즘은 그림 3에서와 같이 첫번째 기준점 X_0 를 첫번째 샘플점으로 하고 연속되는 점 X_1 과 X_2 와의 3점을 배열하여 변환점이 있는 경우는 이 변환점을, 변환점이 없는 경우는 X_2 를 다음 스텝의 기준점 X_0 로 선택하는 방법으로 반복한다. 그러나, 컴퓨터로 프로그램 할 때는 시각적으로 어떤점이 변환점인지 알 수 없으므로 수학적 판정기준을 세워야 한다. $(X_2 - X_1)$ 과 $(X_1 - X_0)$ 는 연속되는 두점의 기울기로써 표 2는 각 가능한 배열에 대한 두 기울기의 두 기울기를 곱하였을 때의 부

PATTERN	X0	X1	X2
1	.	.	⊙
2	.	⊙	.
3	.	.	⊙
4	.	⊙	.
5	.	.	⊙
6	.	.	⊙
7	.	.	⊙
8	.	.	⊙
9	.	.	⊙

그림 3 변환점 알고리즘의 도식적 표현

Fig. 3 The configuration of turning point algorithm

표 2. 변환점 알고리즘의 수학적 표현

Table 2. The mathematical representation of turning point algorithm

PATTERN	SIGN OF $X_1 - X_0$	SIGN OF $X_2 - X_1$	SIGN OF $(X_2 - X_1)(X_1 - X_0)$	POINT CHOICE
1	+	+	+	X_2
2	+	-	-	X_1
3	+	0	0	X_2
4	-	+	-	X_1
5	-	-	+	X_2
6	-	0	0	X_2
7	0	+	0	X_2
8	0	-	0	X_2
9	0	0	0	X_2

호를 나타낸다. 즉 두 기울기를 곱한 값이 0보다 작으면 X_1 이 저장되고 두 기울기의 곱한 값이 0과 같거나 클 때는 X_2 가 저장된다. 이에 대한 수학적 표현은,

$$\begin{aligned} (X_2 - X_1)(X_1 - X_0) < 0 \text{ 이면 } X_0 &= X_1 \\ (X_2 - X_1)(X_1 - X_0) > 0 \text{ 이면 } X_0 &= X_2 \end{aligned} \quad (1)$$

로 나타낼 수 있다. 그림 4는 이에 대한 흐름도이다.

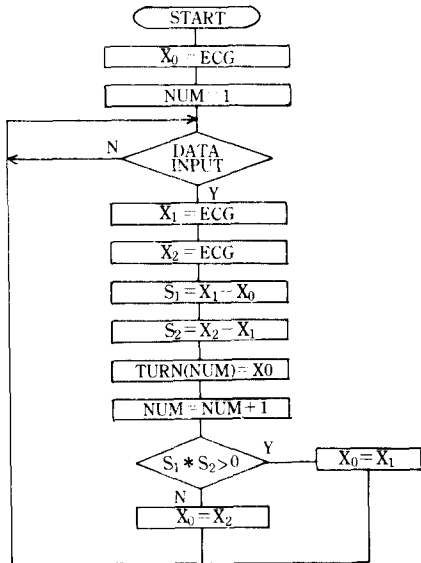


그림 4. 변환점 알고리즘의 흐름도

Fig. 4. A flowchart of turning point algorithm

2.3 자동진단 알고리즘

본 논문의 휴대용 부정맥 모니터에 의해 모델을 통하여 병원의 컴퓨터로 전송된 심전도 데이터를 자동으로 진단할 수 있는 알고리즘을 설계하였다. 휴대용 모니터가 R-R간격에 의해서만 진단하는 것에 비해 호스트 컴퓨터에서는 R-R간격과 QRS complex의 morphology를 함께 분석하여 진단을 내리게 한다. Morphology를 계산하기 위해 일반적으로 사용되어온 방법으로는 이전에 저장한 template와 새로운 파형 사이의 유사성을 측정할 때 아래 식과 같은 cross correlation 계수 [7]를 사용하였다.

$$R = \frac{\text{Covariance}_{xy}}{\text{Std. dev.} \times \text{Std. dev.}_y} = \frac{\sum_{i=1}^N (X_i - X) (Y_i - Y)}{\left\{ \sum_{i=1}^N (X_i - X)^2 \sum_{i=1}^N (Y_i - Y)^2 \right\}^{1/2}} \quad (2)$$

$$\text{단, } X = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N X_j, \quad Y = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N Y_j$$

윗 식에 의해 주어지는 상호 상관계수에 대한 R-R간격의 직교 좌표 측 상관계수 분포도는 morphology에 부수적으로 관련되는 임상 정보를 제공하는 R-R간격 분포작성에 매우 유익하다. 그러나 이 방법은 곱셈과 나눗셈 등 많은 연산을 요구하므로 많은 계산 시간이 요구되어 실시간 처리와 소용량의 휴대용에는 적합치 않다.

따라서 Wigetz등은 template와의 비유사성을 정량적으로 측정하기 위해서 입력신호의 샘플과 template의 샘플사이의 차에 대한 합의 절대값을 사용한다. 이 방법은 주로 덧셈과 뺄셈에 의해서 계산되므로 현재 많이 보급되어 있는 퍼스날 컴퓨터에 의해서 실시간내에 계산될 수 있다. 따라서 본 논문에서는 이 방법을 변형하여 R-R간격을 X축으로 하고, Wigetz방법의 변형된 값을 Y축으로 하는 직교좌표를 설정하여 이 직교좌표상에 각 QRS의 R-R간격과 morphology값의 분포도를 표시하므로써 쉽고 정확하게 진단할 수 있는 알고리즘을 설계하였다.

Morphology값을 구하는 과정은 저장된 심전도 파형을 CRT화면에 그래픽하여 의사가 시각에 의하여 정상파를 선택하게 한 후, 정상파이면 적당한 KEY를 눌러서 template를 생성하게 된다.

Template(X_i) $_j$ 를 구하는 식은

$$(X_i)_j = 1/5 \sum (X_{ij} - X_i) \quad 1 \leq j \leq 50 \quad (3)$$

여기에서 X_{ij} 는 i 번째 QRS complex의 j 번째 샘플이고 X_i 는 i 번째 QRS complex의 산술 평균이며 (X_t) j 는 template의 j 번째 샘플을 나타낸다.

윗 식에서 샘플자체의 평균을 하지 않고 각 complex의 평균으로부터 편차를 사용한 이유는 기저선의 변화에 대한 영향을 없애기 위한 것이다.

Template의 윈도우는 50샘플이며, R피이크의 이전 20샘플과 이후 29샘플이다. 50 샘플을 윈도우 하는 이유는, 50샘플의 폭은 250ms로 정상과의 QRS폭 60-80ms의 3배 정도이므로 QRS폭이 넓은 PVC등의 부정맥 QRS를 포함시키기 위해서이다. 이와같이 template를 생성하고 morphology는,

$$I_s(\text{morphology}) = \frac{\left\{ \sum_{i=1}^N (X_t)_i - (X_i - X) \right\}}{\text{Max to min range of template}} \quad (4)$$

로 구하고 I_s 가 정상이면 새로운 template를 다음 식에 의해 구한다.

$$[X_t(n)]_i = 0.2(X_i - X) + 0.8[X_t(n-1)]_i \quad (5)$$

$[X_t(n)]_i$ 는 n 번째 template의 i 번째 샘플이다. 여기서 새로운 template는 기존 template에 weight를 0.8, 새로운 파형에 대한 영향을 줄였다.

본 연구에서는 가로축을 R-R간격, 세로축을 morphology 값 I_s 로 설정하여 complex에 대한 R-R간격과 I_s 값의 분포도를 그래픽하여 의사가 화면을 보도 진단할 수 있게 하였다. 그림 5는 이에 대한 흐름도이다.

3. 실험 및 결과 고찰

3-1 실험장치의 구성

부정맥 모니터의 성능을 실험하기 위해 본 논문에서는 KONTRON 994 부정맥 시뮬레이터와 실제 환자의 데이터에 대한 성능 실험을 하였다.

환자의 데이터는 연세대학교 원주 기독병원의 외래 환자중에서 이상이 있다고 판단되는 50명의 심전도 파형을 거쳐 한 환자당 약 58초씩 수집하여 실험하였다.

이들 환자의 연령 분포는 10대 5명, 20대 8명, 30대 6명, 40대 12명, 50대 14명, 60대 3명, 70대 2

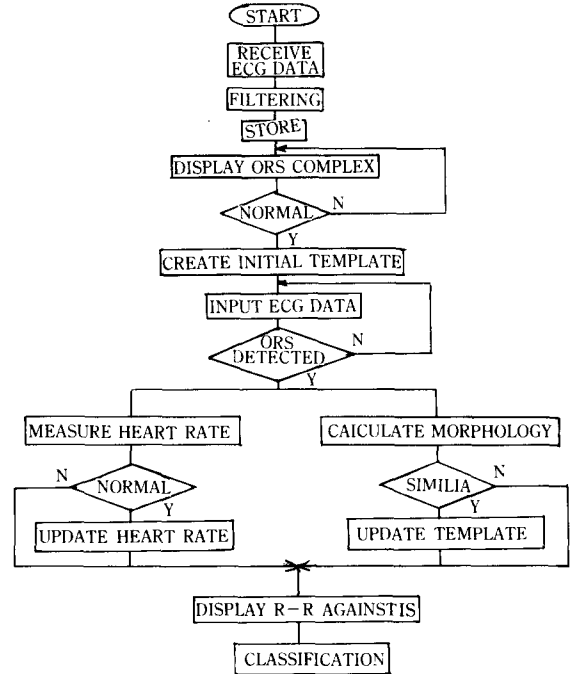


그림 5 자동진단 알고리즘의 흐름도

Fig. 5 The flowchart of automatic diagnosis algorithm

명이었고 남자가 30명, 여자가 20명의 분포로 구성되었다.

3-2 부정맥의 검출

부정맥 시뮬레이터에 의한 부정맥 판정실험은 표 3, 표 4와 같으며 표 3은 부정맥 시뮬레이터에 의한 실험이고 표 4는 환자 데이터에 의한 실험이다. 표에서 보는 바와 같이 부정맥 시뮬레이터와 환자 데이터에서 모두 정확하게 판정되고 있음이 확인되었다. 정확하게 판정할 수 있었던 것은 양쪽 데이터가 모두 본 논문의 부정맥 판정기준의 범주에 속하였기 때문이며, 만약에 이 범주에 속하지 않는 경우에는 판정오차가 발생할 수 있으므로 이 경우에는 소프트웨어를 수정하여 보완하여야 한다.

3-3 모델의 성능

전송 정확도를 평가하기 위하여 본 논문에서는 수신된 데이터를 화일을 만들어 전송한 데이터와 비교

표 3. 부정맥 시뮬레이터에 의한 부정맥 판정표

Table 3. The arrhythmia decision table obtained from arrhythmia simulator data

Arrhythmia	No.of experiment	Arrhythmia decision	
Normal ECG	30		No
V. Tachycardia	30	YES	
Asystole	30	YES	
V. Fib	30	YES	
PVC	30	YES	
R-on-T	30	YES	
Bigeminy	30	YES	
Trigeminy	30	YES	

표 4. 환자 데이터에 의한 부정맥 판정표

Table 4. The arrhythmia decision table obtained from patient

Patient No.	The results of clinical diagnosis	Arrhythmia decision
5	Tachycardia	YES
6	Tachycardia	YES
10	Bradycardia	YES
11	Bradycardia	YES
12	Tachycardia	YES
13	A. Fib	YES
16	A. Fib	YES
20	A. Fib	YES
23	Bradycardia	YES
26	Bradycardia	YES
28	Bradycardia	YES
32	PVC	YES
37	Bradycardia	YES
38	A. Fib	YES
52	A. Fib	YES

하였으며, 표 5에서 보는 바와 같이 모델간 전송시에는 오차없이 완전하게 전송할 수 있음을 확인하였으며, 지역전화 전송시에는 99.5%의 정확도를 보였다. 이 오차는 전화상의 잡음이 모델의 송수신 주파수 이내에 들기 때문에 발생하는 오차로서 모델전송의 허용오차인 10/10E6 bit 이내이므로 모델성능과 전화회선에는 이상이 없다고 볼 수 있다. 또한 심전

표 5. 모뎀 전송 정확도

Table 5. The error rate of telephone modem transmission

	Error rate	total	No	Bit	Block
			Error	Error	Error
modem to modem	no.of trans	200	200	0	0
	percentage	100	100	0	0
	error rate(bit/10°)	0			
local transmission	no. of trans	200	199	1	1
	percentage	100	99.5	0.5	0.5
	error rate(bit/10°)	1			
long distance	no. of trans	50	100	0	0
	percentage	100	100	0	0
	error rate(bit/10°)	0			

도상에 오차가 발생하여 간혹 1bit씩 이상과형이 컴퓨터에서도 관측되어도 1bit는 QRS에 비하여 상당히 높은 주파수이므로 진단에는 아무런 영향을 미치지 않는다.

장거리 전송은 안양 전화 53-5551(금성산전 연구소)과 서울 전화 392-4230(연세대학교 전기공학과 동창회)사이를 부정맥 시뮬레이터 데이터와 환자 데이터에 대하여 각각 전송 실험을 하였다.

장거리 전화 전송시에도 정확한 전송을 할 수 있었으므로 본 부정맥 모니터의 목적인 병원과 거리가 먼 곳에서 사용될 수 있다는 목적에 부합된다.

3-4 호스트 컴퓨터의 자동진단

본 논문의 자동진단 알고리즘은 휴대용 부정맥 모니터에서와 마찬가지로 먼저 QRS를 검출하여 R-R 간격을 정상 template R-R간격에 대한 비율로 구한다.

매핑에 의한 부정맥 판정은 그림 3과 같은 좌표상에 각 QRS의 morphology와 R-R간격을 매핑 한 후 매핑군을 확인함으로써 판정할 수 있다. 그림 3에서 정상영역이 E영역이고, 정상영역 이외에 매핑되었을 때 부정맥으로 판정하였다.

본 논문에서는 부정맥 시뮬레이터에 의한 심전도의 매핑을 하여 매핑군을 확인하였다. 환자 데이터는 50명의 환자 중에서 단일 전극으로 진단 할 수 없는

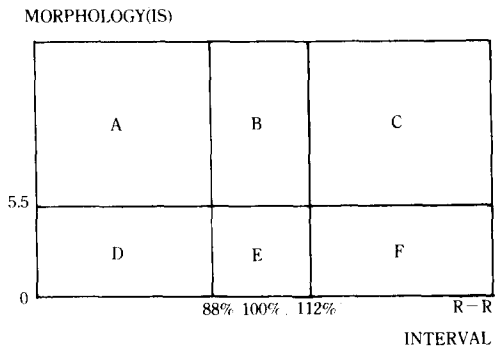


그림 6 자동진단을 위한 매핑영역
Fig. 6 Mapping region for automatic diagnosis.

경우, 즉 심장 백터에 의해서만 진단되는 경우를 제외한 27명에 대한 매핑을 하여 평가하였으며 표 6은 부정맥 시뮬레이터의 매핑결과이고, 표 7은 환자 데이터의 매핑 결과이다.

표 6에서와 같이 정상심전도는 R-R간격이 temp-late의 88-112% 이내이고 morphology Is가 5.5이내인 정상영역인 E영역에 분포하고 있음을 보여준다.

R-on-T는 T파에서 R파가 발생하는 것으로서 morphology가 15-20 근방의 비정상적인 영역과 R-R 간격은 30%이하와 160% 이상의 비정상영역인 A, D, E, C 영역에 분포함을 확인하였다. PVC인 경우는 morphology가 10-20 사이에 분포하고 R-R 간격은 60-70%와 120-140%인 비정상영역 D, E, F에 매핑되어 있으므로 쉽게 부정맥임을 판정할 수 있다. 이러한 현상은 병원에서 의사가 수 초간의 심

표 6. 부정맥 시뮬레이터 데이터의 매핑
Table 6. The results from simulator data mapping

Arrhythmia	Mapping-region
Normal	E
R-on-T	A, D, E, C
PVC	D, E, F
Bigeminy	D, C
V. tachy	A
High Rate	D
Asystole	E
Trigeminy	D, C, E
Low Rate	E

표 7. 환자 데이터에 의한 매핑
Table 7. The mapping results from patient data

No. of patient	SEX	Diagnosis	Mapping Reg on
3	M	Normal	E
4	F	Normal	E
5	F	Tachycardia	E
8	F	Normal	E
10	F	Bradycardia	F, C
11	M	Bradycardia	F, C
12	F	Tachycardia	A, D
13	M	A. Fib	D, E, F
16	F	A. Fib	D, E, F
18	F	Normal	E
20	F	A. Fib	A, D
22	M	Normal	A
23	F	Bradycardia	F, C
26	M	Bradycardia	E, F
27	M	Normal	E
28	M	Bradycardia	F
31	M	Normal	E
32	M	PVC	A
34	F	Normal	E
35	M	Normal	E
37	M	Bradycardia	F
38	M	A. Fib	D, E, F
39	M	Normal	E
40	F	Normal	E
44	F	Tachycardia	D
50	M	Normal	E

전도를 확인하여서는 잘 감지할 수 없는 경우가 많으나 컴퓨터에 의해 매핑함으로써 쉽게 확인될 수 있다.

Bigeminy인 경우 분포도는 PVC와 비슷하나 정상 영역의 심전도는 전혀 나타나지 않고 R-R간격이 더 긴 쪽으로 분포되어 있다. V. Tachy에서는 morphology가 20근방이고 R-R간격이 정상치의 60% 근방인 A에 분포되어 있음이 확인되었다.

high rate 심전도는 morphology가 정상이고 R-R간격이 정상보다 작은쪽인 D 영역에 분포되어 있으므로 단번에 식별할 수 있다. trigeminy인 경우에 morphology와 R-R간격이 10-20, 60-80% 사이

인 D, C, E에 매핑되어 있다. asystole은 R-R간격이 120-200%까지 광범위하게 분포되어 있다. low rate 심전도의 매핑은 R-R간격이 160-180%의 E 영역에 좁은 분포를 보인다.

4. 결 론

본 논문에서 설계한 마이크로컴퓨터를 이용한 휴대용 모니터시스템 및 자동진단 알고리즘에 관한 연구결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. 부정맥의 판정기준에 대한 정량적 데이터는 판정기준에 따라 소프트웨어를 수정함으로써 다양하게 적용할 수 있다.

2. 본 장치는 소프트웨어만 수정함으로써 심전도 이외의 뇌전도, 근전도, 등의 생체신호를 응급환자로부터 측정하여 병원으로 전송하는데 이용될 수 있다.

3. 본 논문의 자동진단 알고리즘은 심장의 리듬과 morphology를 함께 분석하여 직교 좌표상에 심전도 특성을 매핑함으로써 수동으로 부정맥을 진단하는 것에 비하여 신속하고 정확한 진단을 내릴 수 있기 때문에 오진을 방지할 수 있다.

4. 또한 휴대용 부정맥 모니터를 이용하여 장시간 심전도를 모니터링 할 수 있으므로 심근증 후기 환자에 대한 입원 또는 퇴원후의 심전도 모니터링, 항 부정맥 치료약품의 효율적 평가, 수면실적연구, 심장마비의 원인, 순간사의 원인 등의 규명에 효율적으로 이용될 수 있을 것이며

5. 또한 앞으로의 연구과제는 더 많은 종류의 부정맥을 검출할 수 있도록 하여야 하며, 부피와 소비 전력을 더욱 적게하여 건전지에 의해 구동될 수 있도록 설계해서 환자가 휴대하기에 더욱 간편해야 하고, 또한 임상실험을 장시간 실시하여 의사와 환자가 신뢰하고 사용할 수 있도록 신뢰도를 향상시켜야 될 것이다.

참 고 문 헌

1) Willis J. Tompkins, "Trends in ambulatory electrocardiography", IEEE Frontiers Eng. in

Health Care, 1982.

- 2) J. G. Webster, "An intelligent monitor for ambulatory ECGs", ISA, pp. 55-59, 1978.
- 3) W. P. Molsinger, K. M. Kempner, "Portable ECG telephone transmitter", IEEE. Trans. Biomed. Eng. pp. 321-323, 1972.
- 4) 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.
- 5) J. P. Abenstein, "Algorithms for real-time ambulatory ECG monitoring", Biomedical Sciences Instrumentation, vol. 14, pp. 73-77, 1978.
- 6) N. V. Thakor, J. G. Webster, "Optimal QRS detector", Med. & Bio. Eng & Comput. vol-21, pp. 343-350, 1983.
- 7) Alans, Berson, "Sampling rate and precision for electrocardiographic data processing", Journal of Clinical Eng., vol. 2, pp. 308-311, 1977.
- 8) F. W. Stallmann, "Automatic recognition of electrocardiographic waves by digital computer", Circulation Research, vol. 9, pp. 138-143, 1961.
- 9) Mark I. Ahlstron, "Automated high-speed analysis of holter tapes with microcomputers", IEEE trans, Bio-Med. Eng. vol. BME-30, pp. 647-657, 1983.
- 10) 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.
- 11) 이명호, 안재봉, 윤형로, "ECG 자동 진단을 위한 컴퓨터 알고리즘" 대한 의공학회지, vol. 3, No. 2, pp. 83-88, 1982.
- 12) 이명호, 신진수, "마이크로 컴퓨터를 이용한 QRS 파형 검출용 디지털 필터", 대한 의공학회지, vol. 5, No. 2, pp. 173-181, 1984.
- 13) 윤형로, 최경훈, 이명호, 박규태, "마이크로 컴퓨터를 이용한 실시간 ECG 자동 진단 알고리

- 증”, 대한 의공학회지, Vol. 6, No. 1, pp. 55-64, 1985.
- 14) Fredrick J. Hill and Gerald R. Peterson, Digital system : Hardware organization and design, John wiley & Sons, 1978.
- recordings”, IEEE trans. Bio-Med. Eng. Vol. BME-27, pp. 685-693, 1980.
- 15) J. P. Abenstein, W. J. Tompkins, “A new data reduction algorithm for real-time ECG analysis”, IEEE trans. Bio-Med. Eng. vol. BME-29 pp. 43-48, 1982.
- 16) N. V. Takor, J. G. Webster, “Design, implementation and evaluation of a microcomputer-based arrhythmia monitor”, Med & Bio. Eng. & Comput. pp. 151-159, 1984.
- 15) J. P. Abenstein, W. J. Tompkins, “A new data