醫工學會誌 : 第 6 卷, 第 1 號, 1985
J. of KOSOMBE : Vol. 6, No. 1

研究論文
85—1—07

마이크로 컴퓨터를 이용한 실시간 ECG 자동진단 알고리즘

윤형로* · 최경훈* · 이명호** · 박규태**

=Abstract=

A Real Time Automated Diagnosis Algorithm of Electrocardiogram Based-on Microcomputer

Hyung-Ro Yun,* Kyung-Hoon Choe,* Myoung-Ho Lee, Kyu-Tae Park****

We have developed automated diagnosis algorithm of cardiac arrhythmia for use in real-time ECG monitoring in the clinical hospital and for high-speed processing of long-term ambulatory ECG recordings.

This system based-on 16 bit microcomputer including bandpass-filter, comparator, A/D converter in order to obtain the R-R interval, QS width, and the morphology of QRS complexes.

Especially, two characteristics are extracted from each QRS complex, one representing cardiac rhythm and the other the morphology of the QRS complex.

Both are easily implemented on microcomputer-based systems and together they define a two-dimensional display divided into four primary diagnostic regions.

The performance of the proposed system has been compared with that of the commercial arrhythmia simulator used in this field.

1. 서 론

대부분의 다른 생체신호와 비교해서 ECG(electrocardiogram)는 비교적 체계화가 잘 되어 있으며 이것의 임상적 해석은 광범위하게 연구되어 왔다.

ECG는 심방근육의 연속적인 전기분극작용(depolarization)에 의한 결과로서 인체표면에 부착시키는 전극을 통하여 검출되며 P, Q, R, S, T라는 이름으로 명명되어진다.

그림 1은 ECG의 기본파형을 나타낸다. 검출된 파형의 형태는 ECG측정에 사용되는 표면전극의 위치에 따른 유도법(lead) 뿐만 아니라 정확한 분극 시이퀜스에 의해서도 다양한 변화 특성을 갖는다.

심장의 박동은 파형의 시간변위 시이퀜스 뿐만 아니라 QRS complex의 morphology를 좌우한다. 또한 심실조기수축(PVC; premature ventricular contraction) 현상에서의 분극 작용은 특히 중요하여 이의 영향이 곧 QRS complex로 나타난다.

이와 같은 QRS complex의 morphology와 심실조기수축과 같은 비정상 심장 박동인 부정맥(arrhythmia)의 자동진단기법은 병원중환자실(ICU)에서 실시간 ECG 감시장치와 장기간 고속 ECG 기록에 있어 널리 이용되고 있지만 컴퓨터 시스템의 구성과 소프트 웨어의 최적화문제 등으로 아직도 많은 어려움이 남아 있는 실정이다.

따라서 본 논문에서는 16비트 마이크로 컴퓨터를 이용하여 부정맥을 해석하기 위한 조건으로 R-R interval, QS width 및 QRS complex의 morphology를 설정하고 기존상품의 arrhythmia simulator로부터 얻는 부정맥현상을 직각 좌표로 mapping하여 본 논문에서 제안한 시스템에 의한 결과와 비교 고찰하여 마이크로

<1985. 5. 30. 접수>
* 연세대학교 원주의과대학 의용공학과, 내과학교실
** 연세대학교 공과대학 전기공학과, 전자공학과

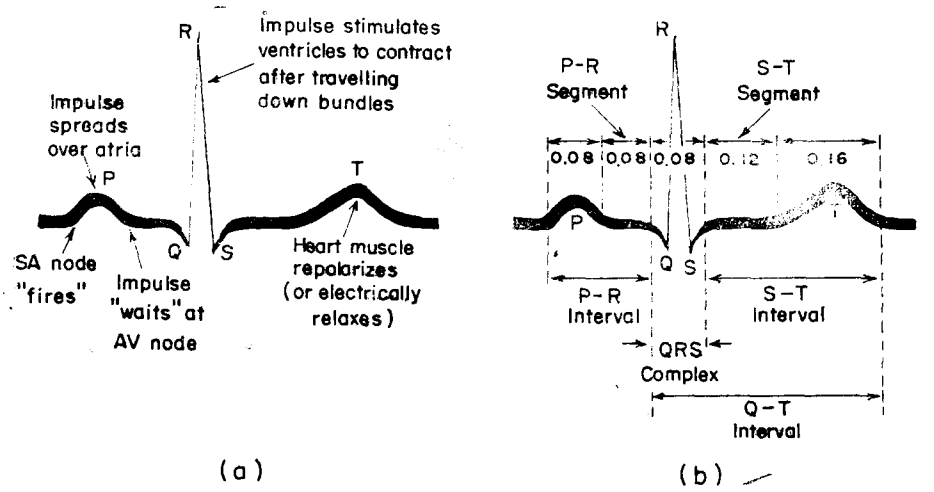

그림 1. 전형적인 ECG파형
Fig. 1. Typical ECG waveforms
(a) Functional
(b) Time relationships

컴퓨터를 이용한 실시간 ECG 자동진단 알고리즘을 제안해 보고자 한다.

2. 자동진단 알고리즘의 변수 설정

자동진단을 위한 알고리즘의 변수로 R-R interval, QS width 및 QRS complex의 morphology를 설정한 임상진단학적 근거는 다음과 같다.

(1) QS width

QS width는 심실내의 전기적 전도 시간(conduction time) 또는 탈분극 시간(depolarization time)을 의미하며 정상치는 0.06~0.08 sec이다. 심실내의 전도는 심장의 위치에 따라 다르지만 좌측 하후방으로 향하는 전기적 벡터값을 가지며 전기적 강도는 좌우심실이 거의 동시에 활성화되지만 우심실은 무시할 만큼 전기적 강도가 미약하고 주로 좌심실(left ventricle)에서 일어나는 탈분극 현상이 표면전극을 통하여 심전계에 ECG 파형으로 기록된다.

Wilson은 심근의 전도시간은 심근의 두께와 관계가 있다고 하였으며 실제로 정상에서 좌심실의 두께는 우심실(right ventricle)보다 약 3배정도 더 두껍기 때문에 좌측 전흉부유도(left precardial lead)에서의 QRS complex는 주로 좌심실의 활성화를 나타낸다. 따라서 정상적인 전도가 유지된다면 좌심실 비대(left ventricle hypertrophy)가 있는 경우에 좌측 전흉부 유도에서는 QS width가 커지게 된다. 이 외에 좌우각 차단(left or right bundle branch block)이 있거나 동성맥(sinus rhythm)이 아닌 방실차단(AV block or atrioventricular block) 등의 전도이상이 있는 경우 또는 이소성수축(ectopic beat)에서도 전도시간이 지연되어 QS width가 길어지며 QRS의 크기 및 morphology가 정상이 아닌 기이한 형태(bizarre)로 측정된다.

(2) R-R interval

R-R interval은 심박동수를 나타내는 지표(index)로 사용되며 정상에서는 동성맥으로서 규칙적인 심박동을 가지므로 R-R interval은 거의 일정하다.

심장질환이 있는 환자에서도 동성맥을 보이는 경우가 많으나 R-R interval이 불규칙하면 부정맥이 있다고 볼 수 있다. 정상이라고 R-R interval이 반드시 규칙적인 것은 아니며 조금씩 변화한다. 특히 R-R interval이 0.16 sec 이하의 차이로 변화할 때 QRS morphology가 정상인 경우에는 동성부정맥(sinus arrhythmia)이라 하여 정상적인 변화로 간주되며 주로 어린이들에게서 호흡변화에 기인되는 것으로 알려져 있다. 한편 R-R interval이 0.16 sec 이상 차이가 날 경우에 부정맥이 있다고 할 수 있으며 심장내의 구조적 변화

(anatomical change) 또는 대사성 변화(metabolic change)에 의하여 생길 수 있다.

부정맥이 있는 경우 일단 심장질환이 있다고 간주할 수 있으며 R-R interval의 차이는 규칙적 부정맥(regular arrhythmia)과 불규칙적 부정맥(irregular arrhythmia)으로 나누어지며 QRS interval과 morphology가 함께 심장질환을 진단하는 데 중요한 요소가 되고 있다.

3. 시스템 구성

(1) 하드웨어의 구성

ECG 검출을 위한 하드웨어는 그림 2와 같이 대역통과 여파기(band-pass filter), 비교기(comparator), A/D 변환기로 구성하였다.

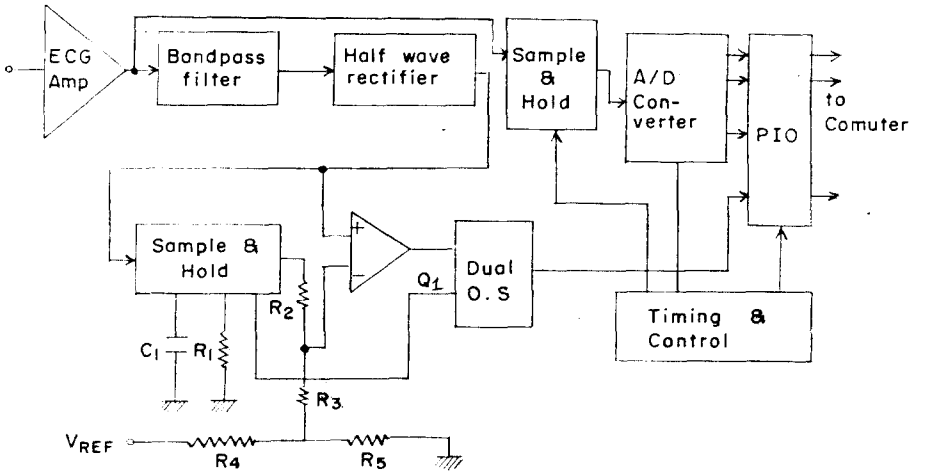

그림 2. 제안된 시스템의 기본 블럭선도
Fig. 2 Basic block diagram of the proposed system

가. 대역통과 여파기

ECG 신호중의 60Hz 잡음, muscle artifact 및 기저선 변동(baseline wonder) 등을 제거하고 또한 QRS 검출기에서 검출되는 P파와 T파에 의한 영향을 제거하기 위한 부분이다.

그런데 이 여파기는 왜곡(distortion)과 위상 지연(phase delay)의 원인이 된다.

Chebshev 여파기는 날카로운 차단 주파수 특성을 가지나 차단 주파수 영역에서 비선형 위상 왜곡을 갖기 때문에 본 실험에서는 선형 위상 특성과 완만한 차

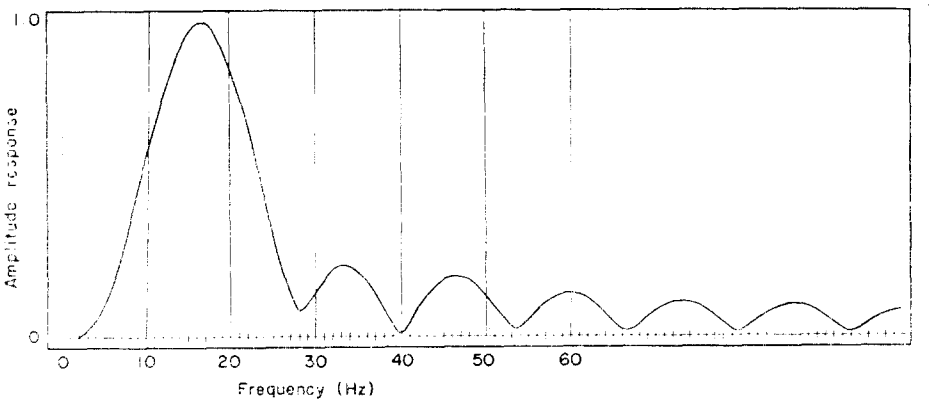

그림 3. 정상적인 ECG파형에 대한 아날로그 대역통과 여파기의 진폭응답특성
Fig. 3 Amplitude response of the analog bandpass filter with normal ECG pattern

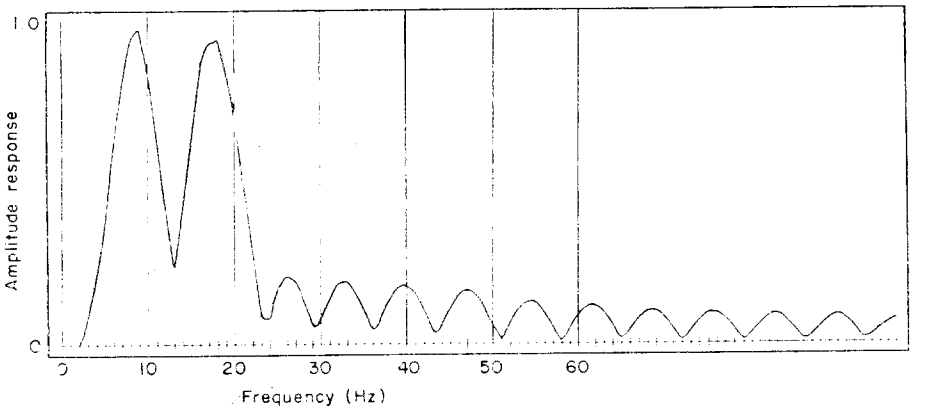

그림 4. PVC 부정맥현상에 대한 아날로그 대역통과 여파기의 진폭응답특성
Fig. 4 Amplitude response of the analog bandpass filter with PVC arrhythmia.

단주파수 특성을 갖는 2차 베셀 여파기(2'nd order Bessel filter)를 이용하였다.

여파기의 주파수 특성은 ECG의 정상, PVC, R on T, VES rate, C block, 2박맥(bigemina) 및 잡음이 포함된 신호의 QRS complex를 FFT한 결과 그림 3에서와 같이 정상 ECG는 17Hz에서, PVC, R on T 등의 부정맥은 그림 4에서와 같이 약 8Hz 정도에서 최고의 전력스펙트럼을 갖는다는 것을 알 수 있다.

대역폭은 5-20Hz가 되도록 하여 잡음이나 P, T파에 의한 영향을 제거할 수 있었다.

나. 적응 비교기

필터링된 ECG 신호는 반파정류기를 통과한 후 비교기에 입력된다. 비교기의 기준은 $V_{REF} \cdot \frac{R_5}{R_4+R_5}$ 의바이어스와 샘플 홀드의 출력값을 R_2, R_3에 의해 전압분배한 값을 더한 것이 되며 QRS가 검출되면 O.S에 의해 샘플 & 홀드가 ON상태로 되어 QRS complex의 피이크 전압을 샘플링하게 된다.

샘플링된 피이크 전압은 C_1, R_1에 의해 일정한 시정수 e[illegible]로 방전하며 비교기의 새로운 문턱레벨(threshold level)을 만들게 된다.

다. A/D 변환기 및 컴퓨터 시스템

미심장협회(The American Heart Association; AHA)에서 ECG 데이타의 진단 처리를 위하여 추천하는 sampling resolution에 의하여 digitization precision을 10μV resolution으로 하였다. 이는 10mV의 피이크-피이크 신호에 대해 1000개의 quantization level 또는 10bit A/D 변환기를 필요로 한다.

본 연구에서는 12bit resolution(10bit accuracy)의 ADC 1210을 사용하였으며 aliasing effect를 없애기 위해 일반적인 ECG spectrum 분포의 2.5배 이상인 260samples/s의 sampling rate를 채택하였다. 자동진단에 이용된 마이크로 컴퓨터는 8088 CPU에 High speed 8037 coprocessor를 사용한 IBM PC를 이용하였다.

Data acquisition은 외부의 real time clock에 의해 1/260 sec에 한번씩 interrupt request를 하여 이를 service하는 형태로 구성하였다. 마이크로 컴퓨터와 A/D 변환기와의 in terface를 위하여 8255 I/O port를 이용하였고 portA는 Amultiplex의 channel select, sampling rate control을 위한 output port로, port B와 port C의 low order 4 bit는 12 bit의 A/D data input port로, port C의 bit 4는 QRS detection logic의 flag input으로 사용하였다.

(2) 검출 알고리즘의 구성

ECG 신호의 검출을 위한 알고리즘의 flow chart를 그림 5와 같이 구성하였다.

가. Q, S 점검출 알고리즘

Q, S 점검출을 위해서 S검은 interrupt가 발생하여 새로운 데이타가 입력될 때마다 입력 데이타의 절대값을 구하여 이 값이 최대 scale(±2048)의 1/4(±512) 이하일 경우에 전번 데이타와의 gradient를 구한다. gradient는 절대값으로 바꾼 후 이 값이 50/sample interval 이하일때 이 점을 S점으로 인식한다.

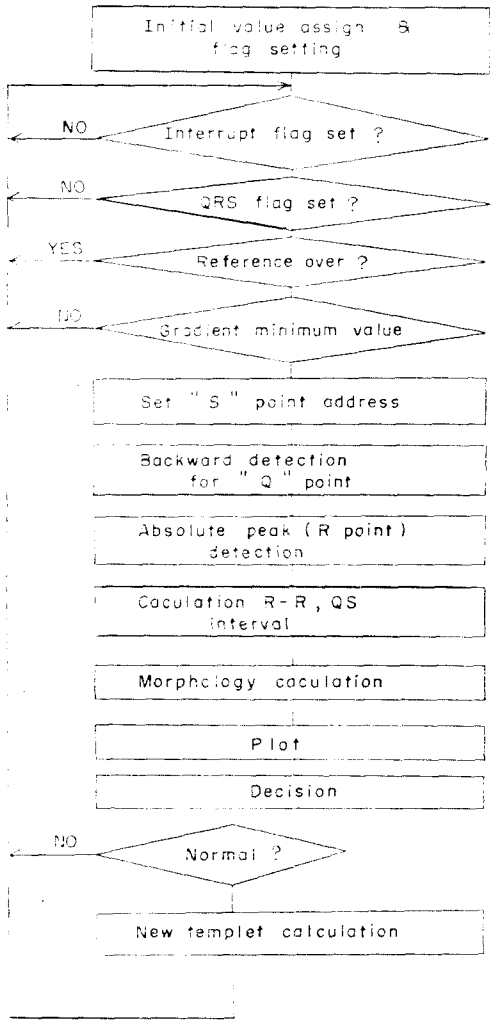

그림 5. 자동진단 알고리즘의 흐름도
Fig. 5. Flow chart of the automated diagnosis algorithm

S점이 검출된 후 지금까지 받아들인 데이타를 S점으로부터 위와 같은 방법으로 backward 검출 방법으로 Q점을 구하면 Q점과 S점 사이의 샘플데이타수가 QS width가 된다.

나. R-R interval 검출 알고리즘

8255 PIO port C의 비트 4로부터 검출된 R flag의 onset와 다음번에 검출되는 R flag의 onset 사이의 거리가 R-R interval이 된다.

다. Morphology 검출 알고리즘

입력된 QRS complex의 morphology를 검출하기 위해서는 초기에 설정된 정상파형의 기준형판(templet)이 필요하다.

정상파형의 templet는 피이크점을 기준으로 좌로 15개점, 우로 16개점의 32개 데이타로 구성되며

$$X_{ti}=X_{ai}-(\sum_{i=1}^{32} X_{ai}/32) \qquad (1)$$

로 이루어진다.

X_{ti} ; templet의 i 번째 데이타

X_{ai} ; a 번째 정상 QRS complex의 i 번째 데이타

여기서 32개를 window로 한 이유는 32개의 점은 약 123msec로서 일반적으로 정상적인 폭 60-80msec의 1.5-2배이며, 또한 PVC의 QRS complex 전체를 포함할 수 있다.

그리고 32로 분할 한 것은 컴퓨터의 연산 속도를 줄일 수 있기 때문이다. 이제 입력된 QS 데이타들 중에서 피이크점을 구한 후 피이크점 양측의 15개, 16개의 데이타를 window 데이타로 선택한다.

선택된 32개의 window 데이타는 의 32개 데이타점과 1 : 1로 대응시켜 다음과 같은 계산을 수행한다.

$$\text{Morphology}=\sum_{i=1}^{32} \frac{|X_{ti}-[X_{bi}-(\sum_{j=1}^{32} X_{bj}/32)]|}{[X_b \text{ complex의 피이크—피이크 값}]} \qquad (2)$$

라. 정상과 비정상 판정

QRS complex의 정상 및 비정상을 판별하기 위하여 QS width는 0.06-0.09sec 이내일 경우 "정상"으로, QRS morphology는 10(Hex) 이하일 경우를 "정상"으로 판정한다.

마. 새로운 templet 생성

판정룰에 의하여 "정상"으로 판정이 되면 기존 templet을 "3", 새로운 입력파형을 "1"이라는 weight를 두어 평균값을 구함으로써 새로운 templet을 형성케 한다.

$$X^{+}_{ti}=\frac{3X_{ti}+X_{ci}}{4} \qquad (3)$$

X^{+}_{ti} : 새로운 templet의 i 번째 데이타

X_{ti} : 기존 templet의 i 번째 데이타

X_{ci} : c 번째 complex의 i 번째 데이타

4. 실험 결과 및 고찰

본 경우에서 제안한 마이크로 컴퓨터를 이용한 실시

간 ECG 자동진단 알고리즘을 Kontron Medical Inc. 의 Arrhythmia Simulator 994 모델의 부정맥 신호를 적용하여 본 결과는 다음과 같다.

(1) Normal ECG의 경우

Arrhythmia Simulator로부터 얻은 normal ECG를 A/D 변환기를 통하여 digitized ECG로 변환시키면 그림 6(a)와 같이 된다. (E)는 ECG의 R R interval과 QS width의 상관관계를 나타낸 것인데, R-R interval은 그림 6(d)로부터 측정한 실측치가 약 857msec이지만 알고리즘을 적용한 컴퓨터의 출력데이타는 854-858 msec로 실측치 857msec를 전후로 약—0.4~0.1%의 error %가 되었다. 실제로 임상에서의 QS width는 60-80msec 범위내에 존재하면 normal로 간주하고 있으므로 실험데이타는 정확하다고 볼 수 있다.

한편 그림 6(c)는 R-R interval에 대한 morphology를 나타낸 것으로 8-12 사이의 범위를 갖는다. morphology 범위에 대한 실측데이타는 일정한 정량적 데이타로 설정할 수는 없고, 다만 적용하는 알고리즘에 따라 normal인 경우 어떤 범위에 속하는가를 판정하게 된다.

(2) VES Rate의 경우

1)의 경우와 동일한 방법으로 수행하면 그림 7에서와 같이 R-R interval은 838-854, 915, 931-935 msec의 3 group으로 나타나며, QS width는 77-81, 192-196의 2 group으로 각각 나타난다.

한편 morphology는 92-102 사이의 범위를 갖는다.

(3) R on T의 경우

1)의 경우와 동일한 방법으로 수행하면 그림 8에서와 같이 R-R interval은 854-869, 231-235, 1488msec의 3 group으로 나타나며, QS width는 77-85, 154 msec의 2 group 범위로 나타난다.

그리고 morphology는 90-96 사이의 범위를 갖는다.

(4) PVC의 경우

1)의 경우와 동일한 방법으로 수행하면 그림 9에서와 같이 R-R interval은 1096-1100, 804, 508-512msec의 3 group으로 나타나며, QS width는 73.1-85msec로 나타난다. 이때의 morpholgy는 42-46의 범위를 갖는다.

(5) C Block의 경우

1)의 경우와 동일한 방법으로 수행하면 R-R interval은 1604-1658, 1512-1538msec의 2 group으로 QS width는 154-165msec의 범위를 각각 나타난다. 그리고 morphology는 180-232 사이의 범위를 갖는다.

표 1은 위의 5가지 경우에 대한 실측치와 컴퓨터의

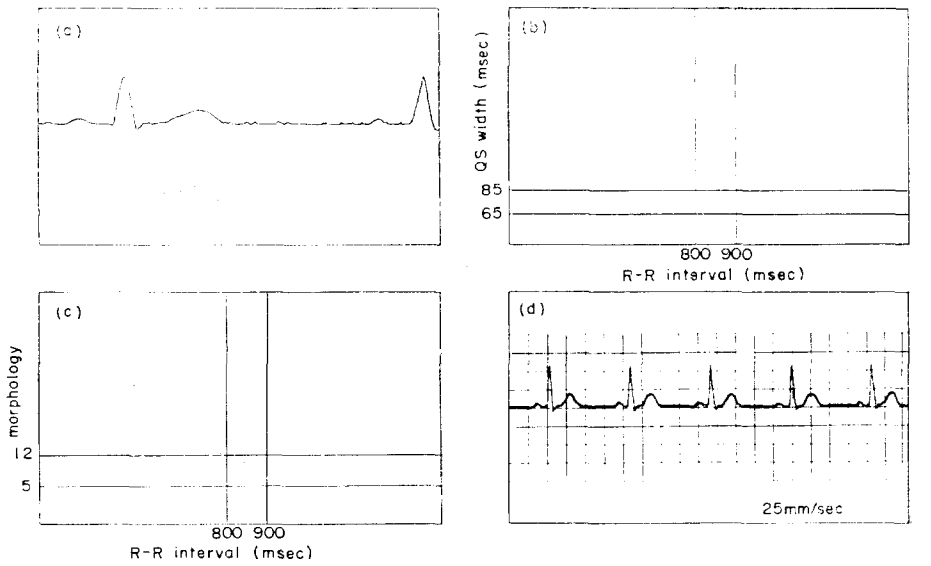

그림 6. 제안된 알고리즘을 normal ECG에 적용하여 얻은결과
Fig. 6. The results obtained from the normal ECG applied to the proposed algorithm
(a) digitized waveform of the normal ECG
(b) QS width (c) morphology (d) normal ECG

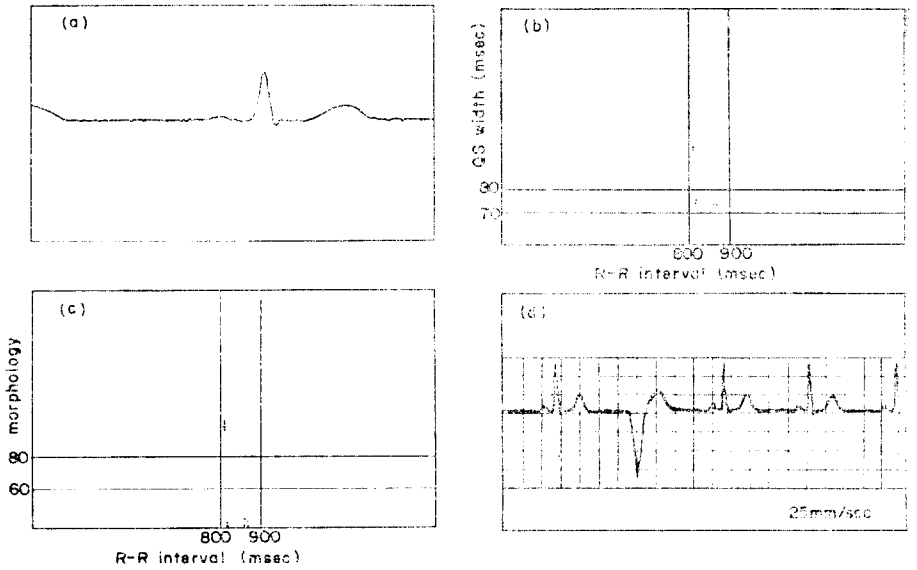

그림 7. 제안된 알고리즘을 VES Rate에 적용하여 얻은 결과
Fig. 7. The results obtained from the VES Rate applied to the proposed algorithm
(a) digitized wavefor m of the VES Rate
(b) QS width (c) morphology (d) VES Rate

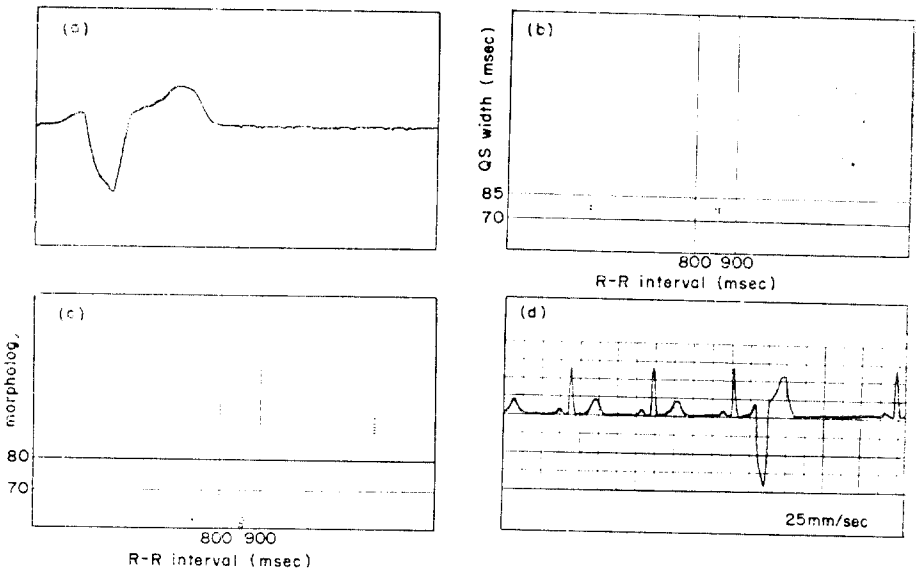

그림 8. 제안된 알고리즘을 R과 T에 적용하여 얻은 결과
Fig. 8. The results obtained from the R on T applied to the proposed algorithm
(a) digitized waveform of the R on T
(b) QS width (c) morphology (d) R on T

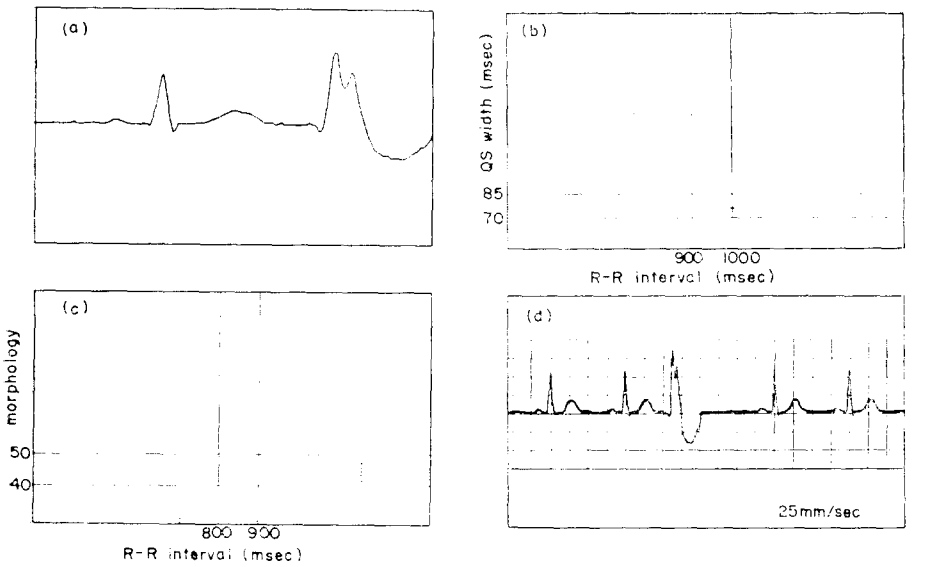

그림 9. 제안된 알고리즘을 PVC에 적용하여 얻은 결과
Fig. 9. The results obtained from the PVC applied to the proposed algorithm
(a) digitized waveform of the PVC (b) QS width
(c) morphology (d) PVC

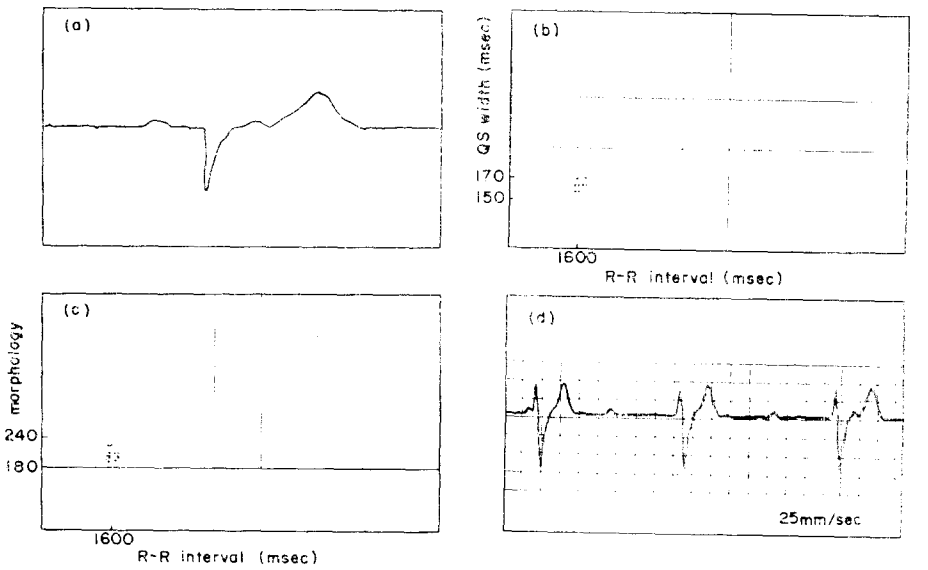

그림 10. 제안된 알고리즘을 CBlock에 적용하여 얻은 결과
Fig. 10. The results obtained from the C Block applied to the proposed algorithm
(a) digitized waveform of the C Block (b) QS width
(c) morphology (d) C Block

표 1. 컴퓨터 시뮬레이션 결과의 요약

Table 1. Summary of the results from computer simulation

time : msec

	R-R				QS				morphology	
	실측치	computer output		error%	실측치	computer output		error%	computer output	
		data	time			data	time		data	10진값
Normal	857	DE-DF	854-858	−0.4~0.1	80	26-2A	73.1-81	−8.6~1.25	08-0C	8-12
VESRate	844	DA-DE	838-854	−0.7~1.2	80	28-2A	77-81	−3.75~1.25	5C 66	92-102
	912	EE	915	0.3						
	936	F2-F3	931-935	−0.5~−0.1	192	64-66	192-196	0~2.08		
R on T	860	DE-E2	854-869	−0.7~1.0	80	28-2C	77-85	−3.75~6.25	5A 60	90-96
	236	3C-3D	231-235	−2.2~0.4						
	1404	183	1488	0.3	154	50	154	0		
PVC	1092	11D-11E	1096-1100	0.4~0.7	80	26-2C	73.1~85	−8.6~6.25	2A-2E	42 46
	816	D1	804	−1.5						
	512	84-85	508-512	−0.8~0	340	B0-B6	338-350	−0.58~2.94		
C Block	1600	1A1-1AF	1604-1658	0.3~3.6	156	50-56	154-165	−2.0~5.76	B4-F8	180 232
	1512	189-190	15121538	0~1.7						

출력데이타와 이들의 상관관계 및 error %를 정량적인 값으로 나타낸 것이다.

5. 결 론

본 논문은 16비트 마이크로 컴퓨터 시스템에 의해 ECG의 부정맥을 실시간으로 자동해석하는 방법을 제시한 것으로 그 얻어진 결론은 다음과 같다.

1) normal ECG에 대한 R-R interval의 실측치와 컴퓨터의 출력 데이타 사이의 error %는 −0.4~0.1%로 거의 완벽한 해석이 가능함을 보이고 있다.

2) 4가지의 부정맥 신호에 대한 R-R interval의 실측치와 컴퓨터의 출력데이타 사이의 error %는 평균 −0.54 ~1.24%로 1)의 경우와 마찬가지로 해석된다.

3) QS wipth의 실측치와 컴퓨터의 출력 데이타 사이의 error %는 다섯가지 경우 모두에 대하여 평균 −3.41~3.68%로 R-R interval에 비하여 다소 높은 이유는 Q점과 S점의 sampled data 수를 일정하게 잡을 수가 없기 때문인 것으로 확인되었다.

4) morphology의 scatter diagram으로부터 다섯가지 경우가 뚜렷한 분포 차이를 형성하고 있음을 확인하였다.

參 考 文 獻

1) J.D. Andersen and E. Gymoese:"*Quality control of systems for evaluation of ventricular arrhythmias,*" *in Proc. Management of Ventricular Tachycardia-Role of Mexiletine, E. Sandoe, D.G. Julian, and J.W. Bell, Eds. Amsterdam, Holland: Excerpta Medica*, 1978, pp. 369~381.

2) J.M. Arnold, P.M. Shah, and W.B. Clarke: "*Artifact rejection in a computer system for the monitoring of arrhythmias,*" *in Computers in Cardiology(IEEE Cat. No. 75CH1018 IC)*, pp. 163~167, 1975.

3) R. Arzbaecher: "*A pill electrode for the study of cardiac arrhythmia,*" *Med. Instrumenta., vol* 12, *no.* 5, pp. 277~281, *Sept.-Oct.* 1978.

4) R. Bernard, W. Rey, H.Vainsel, M. Boothroyd, and M.Demesste: "*Computerized dysrhythmia monitoring with an intraauricular lead.*" *in Computers in Cardiology(IEEE Cat. No.* 74 *CH0879-7C)*, pp. 17-20, 1974.

5) A.S. Berson, T.A. Ferguson, C.D. Batchlor, R.A. Dunn, and H.V. Pipberger: "*Filtering and sampling for electrocardiographic data processing*," *Comput. Biomed. Res.*, *vol.* 10, pp. 605~616, 1977.

6) G.J. Blaine, III; "*High speed digital communications-A design study applied to the hospital environment*," *D. Sc. dissertation, Washington University, St. Louis, MO,* 1974.

7) A. H. Gradman and J.W. Lewis: "*YALECG: a new system for computer analysis of ambulatory electrocardiograns*," *in Computers in Cardiology*(*IEEE Cat.* 78*CH*1391-2*C*), pp. 211~214, 1978.

8) Chung EK: *Electrocadiography. Appleton-Century-Crofts, 3e/d* 1985.

9) Wilson FN: *A case in which the vagus influenced the form of two ventricular complexes of the electrocardiagram. Arch Intern Med* 16 : 1008, 1915.