

실시간 부정맥 검출 시스템에 관한 연구* (Ⅱ)

(신호처리 알고리즘 편)

연세대학교 원주의과대학 내과학교실

최 경 훈 · 박 금 수

연세대학교 원주의과대학 의용공학교실

윤 형 로

= ABSTRACT =

A Study on Real - Time Arrhythmia Detection System (Ⅱ)

(Part Ⅱ. Signal Process Algorithm)

Kyung Hoon Choe, M.D., Kum Soo Park, M.D.

Department of Internal Medicine, Wonju College of Medicine, Yonsei University

Hyung Ro Yoon, Ph. D.

Department of Medical Engineering, Wonju College of Medicine, Yonsei University

We designed software system to detect intermittent arrhythmia from the patients automatically. To overcome the difficulties on real-time processing, we used four variables ; heart rate, QS width, morphology and axis.

Template generation routine was designed to produce patient's individual normal ECG pattern and store in the computer.

The most important point of automatic detection is to discriminate the Q and J point. It is done by linear phase differentiation, the point that five point gradient is within a minimum value of 6 Hz curve gradient is defined as Q and J points. The morphology calculation is simplified by simple addition and subtraction, making real-time processing by modified cross correlation method.

We find that both value of morphology and QS width will be used as a parameter of determining the abnormalities of ECG signal automatically.

* 이 논문의 요지는 1985년 11월 제 29차 순환기 학회 학술대회에서 발표되었으며, 본 논문의 일부는 연세대학교 원주의과대학 임상연구비로 이루어졌음.

서 론

심전도 신호를 장시간 기록하기 위한 시스템은 1961년 Holter¹⁾에 의해 개발되었고 이것이 장시간 동안 환자의 부정맥을 검출하기 위한 연구의 계기가 되었다. 1960년대에는 장시간 기록된 환자의 심전도 신호를 분석하기 위해 아나로그 검출시스템을 사용하였으므로 분석을 위해 많은 시간을 소비하였을 뿐만 아니라 정확성도 낮았다.

그러나 최근 컴퓨터의 개발 및 보급, 의용공학의 관심 증가로 인하여 심전도 신호의 고속, 자동 분석에 대한 연구가 활발히 진행되게 되었고 심전도 신호분류에 어느정도 기여하게 되었다.

과거 15년간 수많은 자동분석에 대한 연구가 이루어졌고 이들 연구는 주로 많은 분량의 심전도 신호를 고속처리할 수 있는 컴퓨터 하드웨어 설계 및 신호처리 알고리즘의 개발로 기록된 신호를 30-120배 속도의 고속분석 및 신호의 정확한 분류에 초점을 맞추어 연구되어 왔다. 그러나 최근에 발표된 자동분석 시스템은 고속분석을 목적을 달성한 기계이나 많은 부정맥을 자동분석 기계에 의존할 때 신호분석에 대한 정확도는 90-95%를 넘지 못하고²⁾ 상당히 고가로 제공되므로 아직 많이 보급되지 못하고 있다.

또한 Holter 모니터링 시스템에 부착된 많은 분석시스템은 ST-T파에 대한 자동분석에는 기여도가 매우 낮으므로 허혈성 심질환 환자의 심전도 변화에 대한 자동분석에는 많은 어려움이 있다.

전술한 자동분석은 오프라인(off line) 분석에 대한 시스템이나 실시간분석(real-time)은 주로 CCU에 입원중인 환자 또는 심근경색증 환자중 보행가능한 환자들을 대상으로 사용되는 시스템으로서 장시간 환자의 심전도 변화상태를 의료인에게 제공하거나 환자에게서 부정맥이 발생되면 그 심전도 신호를 저장하고 central station에 보내어 경보를 제공하여 의사로 하여금 신호를 분석하게 한다.

본 연구의 목적은 심전도 파형을 보다 정확하게 분류할 수 있는 알고리즘을 개발하여 부정맥 유무 검출뿐 아니라 이들 데이터를 정량화하여 의료인에게 정확한 정보를 제공함에 있으며 저자들이 시도한 시스템을 기초로 하여 보다 편하고 쉽게 사용할 수 있는 심전도 분석 장치 개발에 기초 자료를 제공함에 있다.

데이터처리 알고리즘

컴퓨터에 의한 심전도 파형분석은 정확한 QRS 파의 검출 및 변수 추출로 파형의 정상유무 판정의 신뢰도를 높여야 한다.

심전도 파형분석은 초기에는 심박수감시가 중점적으로 이루어 졌으나 이후 심전도 파형의 형태(morphology)를 변수로 이용하게 되었고 형태 추출하는데 QRS의 크기 및 면적을 이용하여 심실조기수축의 약 70%를 진단할 수 있었다³⁾. 이어 보고된 다른 진단 시스템에서는 QRS를 인식하고 이미 컴퓨터 내부에 저장되었던 QRS와 형태를 비교하는데 cross correlation 방식을 이용하였고⁴⁾ Yanowitz⁵⁾는 prematurity와 QRS폭의 단순한 경계를 이용하고 threshold를 설정하여 심실조기수축의 검출을 90%까지 정확하게 향상시켰다.

저자들은 부정맥 검출을 위한 변수로 심박수, QS폭, 형태비교 및 axis를 사용하였고 분석된 심전도 파형에 심전도적 진단명을 부여하기 이전 단계로서 상기 네가지 변수중 정상, 비정상 유무까지 분류 및 이들 변수값을 정량적으로 제공하는 것에 국한하였다.

본 논문에서 구성한 소프트웨어는 Fig. 1과 같이 1. 시스템 초기치 설정 및 템플리트(template) 생성, 2. 데이터 입력(interrupt service routine), 3. 변수추출 및 매핑(mapping)의 세 부분으로 구성하였다.

1) 시스템 초기치 설정 및 템플리트 생성

시스템 초기치 설정은 컴퓨터 메모리 영역을 초기화하고 데이터 mapping에 필요한 좌표와 정상

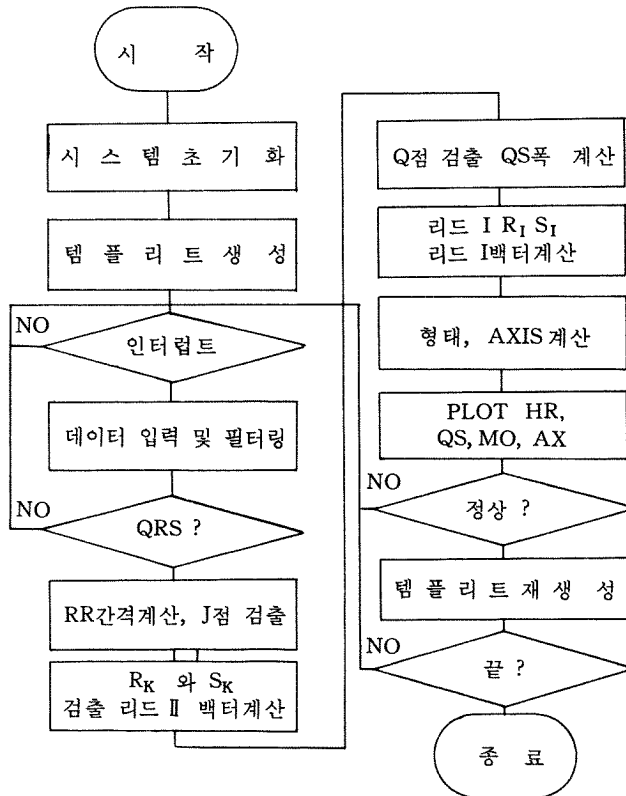


Fig. 1. The flow chart of data process.

영역을 설정하는 부분이다. 또한 데이터 입력을 I/O 포트의 초기상태 지정, interrupt를 받기 위한 flag를 설정하며 interrupt vector 지정, 아날로그 입력 채널 및 샘플링 레이트를 선택한다. 이러한 초기상태 지정이 끝나면 A/D변환기로부터의 인터럽트를 가능하게하고 템플리트 생성 루틴을 시작한다.

템플리트 생성 루틴은 환자마다 정상 신호중 고유심전도패턴을 생성하는 부분이다. 본 연구에서는 통계적으로 산출된 정상패턴을 미리 기억시켜 놓고 이를 환자의 정상패턴(전문의 의해 lead II 또는 lead I 데이터중 선택 판정)과 3:1의 비율로 10회에 걸쳐 평균을 구하도록 하였다. 그러나 측정하려는 환자의 패턴이 정상 템플리트로 사용할 수 없을 때에는 초기설정한 기준패턴을 템플리트로 사용하게 되며, 비율을 3:1로 설정

한 것은 환자의 패턴이 정상적 기준으로 이용 가능할 경우 빨리 환자 고유의 템플리트를 구하기 위함이며, 또한 3배의 곱셈과 4로의 나누셈은 데이터의 단순한 좌우이동 명령과 덧셈만으로 연산 속도의 개선을 가져올 수 있기 때문이다.

$$D_{tn} = (3 \times D_{ti} + I_i - \sum_{i=1}^{32} I_i / 32) / 4, 0 < n < 10 \dots (1)$$

여기서 D_{tn} 은 새로 생성된 템플리트의 i 번째 값이고 D_{ti} 는 기존 템플리트의 i 번째 데이터이며 I_i 는 정상으로 판정된 QRS complex의 i 번째 입력데이터이다. 이러한 템플리트를 형성하기 위한 윈도우 설정은 데이터의 좌우이동에 의해 곱셈과 나누셈을 빠르게 수행하기 위해 QS점 사이에서 절대값이 가장 큰점(II-3에서 검출한 R점)을 기준점으로 좌측 15점, 우측 16점의 모두 32점을 취하

도록 설계하였고 이는 윈도우의 폭이 약 133 ms
으로 대부분의 QRS complex를 포함할 수 있게
된다. 이 과정을 10번 반복하면 환자에 따른 새로
운 고유의 템플릿이 형성되어 새로 입력되는
QRS complex와의 템플릿 추출이 가능하게 된
다. 또한 lead II의 데이터가 biphasic한 경우
에는 소프트웨어에 의해 처리하고자하는 데이
터를 lead I으로 바꾸어 줌으로 최대 R점을
갖는 lead에 대한 템플릿 추출이 가능하다.

2) 데이터 입력(Data input routine: Interrupt service routine)

A/D 변환기의 EOC(end of conversion)신호
로부터 컴퓨터로 하드웨어 인터럽트가 요구되
어지고 이에 의해 시스템 초기화 루틴에서 설
정한 데이터주소(interrupt routine의 시작주소)
로 컨트롤이 이동한다. 인터럽트 루틴에서는
I/O 포트 B(bit 1-8), 포트 C(bit 1-4)로부터
채널2(lead III)의 12 bit 데이터를 받아 필터링
한후(본 논문

1보) CRT에 나타내고 메모리버퍼에 저장하며
아나로그 멀티플렉서의 채널1(lead I)을 선택
하고 A/D 변환 시작펄스를 소프트웨어로 발
생한다. 이에 의해 채널2의 A/D 변환이 끝
난후 다시 발생하는 인터럽트에서는 채널1
 데이터를 읽어 필터한후 메모리 버퍼에 저
장하여 Fig. 2와 같이 데이터 분류 및
mapping routin을 수행하게 된다.

3) 데이터 분류 및 매핑

심박수 및 QS점을 검출하기 위해서 QRS
complex의 검출이 우선되어야 하며 이는
하드웨어 QRS검출기에 의해서 수행된다.
하드웨어 QRS검출기의 출력(20 ms square
pulse)은 I/O 포트의 flag로서 입력되어지
며 이는 QS기간의 임의의 점에서 onset가
발생하게 된다. QRS onset이 검출되면
다음번 QRS onset이 검출될때까지의 데이
타 수(RR)를 계산하여 RR간격을 구할수
있고 이를 아래식에 의해 심박수로 변환
된다.

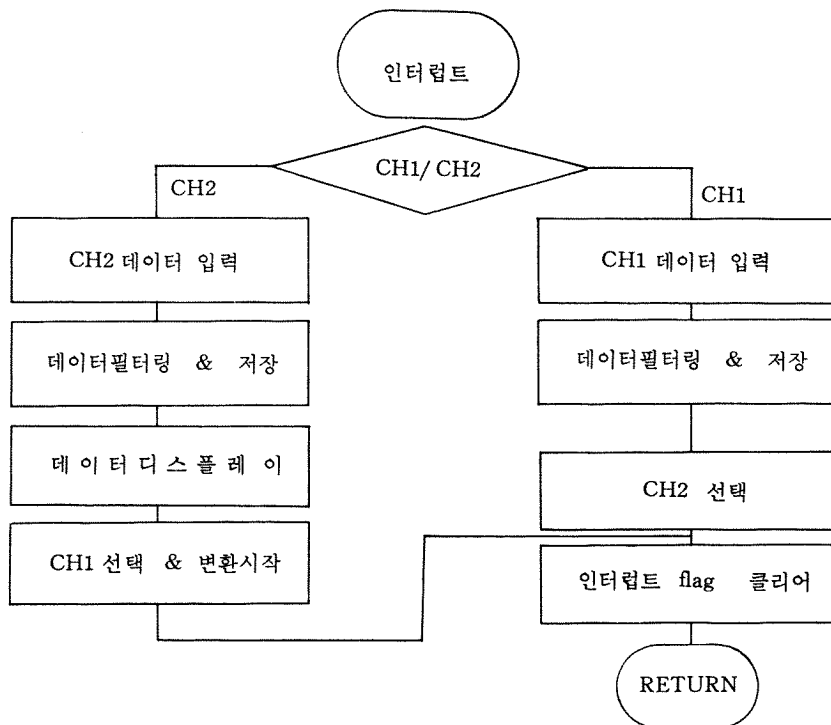


Fig. 2. The flow chart of data input routine.

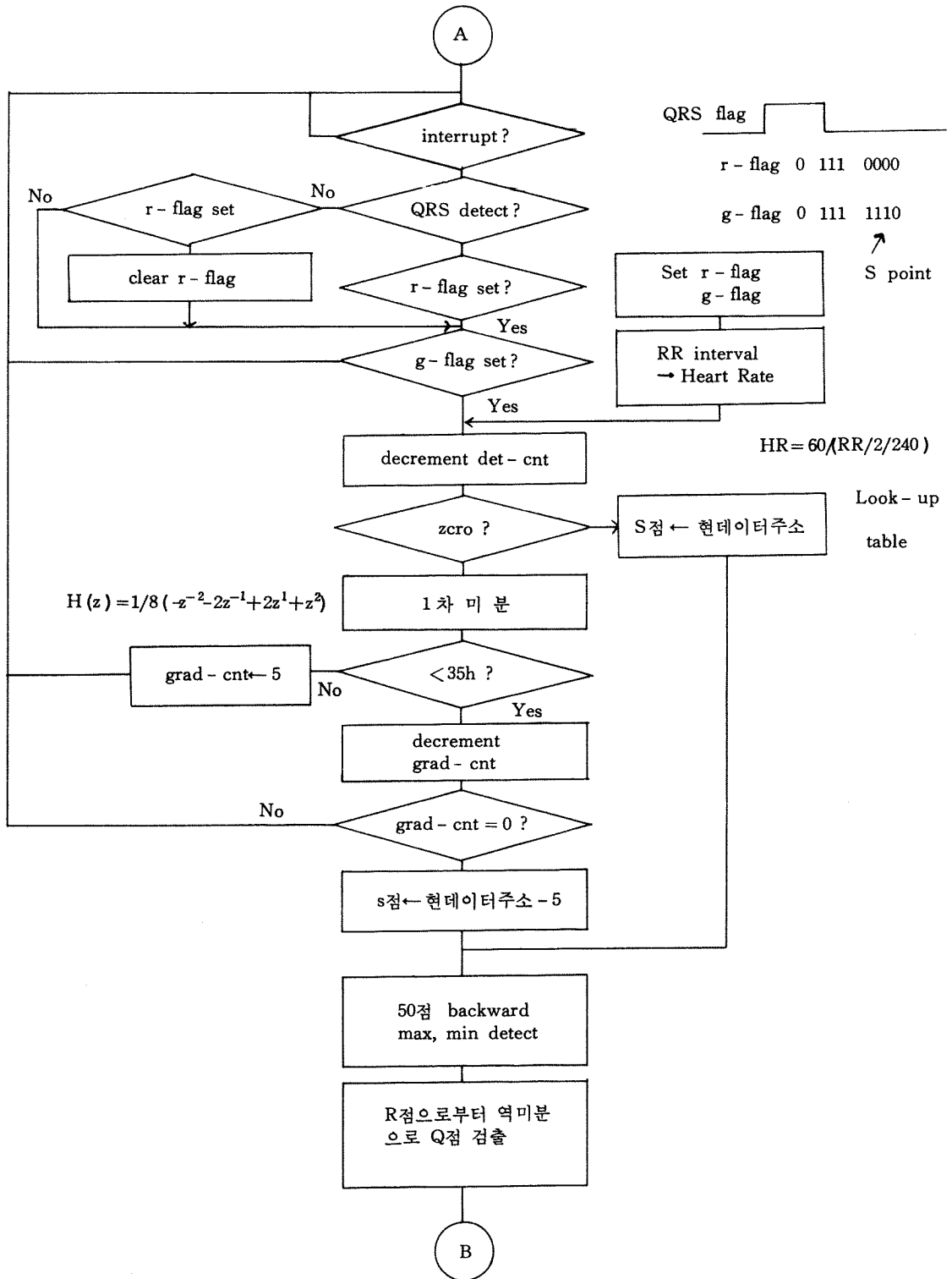


Fig. 3. The flowchart of the QRS and QS width detection.

$$HR = 60/(RR/240) \dots\dots\dots(2)$$

J점을 검출하기 위해서는 QRS onset가 검출된 시점으로부터 1차미분을 연속적으로 구하여 그값이 QRS 주파수 스펙트럼의 최소 주파수인 6Hz 미분값의 최소 변화량인 35h 이내에 다섯번 이상 연속 포함될때 그 시작점을 J점으로 정의하였다. 1차미분을 구하는데 위상지연은 여러의 원인이 되므로 DC에서부터 30Hz 사이에서 선형위상 특성을 갖는 미분함수를 구하였다. 이의 z평면에서의 전달함수는

$$H(Z) = (1/8) (-Z^{-2} - 2z^{-1} + 2z + z^2) \dots\dots\dots(3)$$

이 되면 진폭특성은 아래와 같다.

$$H(WT) = (1/4) [\sin(2WT) + 2\sin(wT)] \dots\dots(4)$$

한편 J점이 검출되면 메모리에 저장되어진 데이터를 이용하여 50점(208.3 ms) 역방향으로 정과부의 최대점을 구하며 이들의 절대값이 큰 점을 R, 작은 점을 S점으로 정의하고 R점으로부터 J점 검출과 같은 방식으로 역방향 미분값을 구하여 Q점을 구하였다. 따라서 이상과 같이 구한 Q점과 J점 사이의 간격이 QS폭이 되도록 하였다(Fig. 3).

4) Morphology 및 Axis 계산

Morphology를 정량화 하기 위한 계산을 하는데 cross correlation 방법은 아래와 같이 많은 연산을 필요로 한다.

$$r = \frac{\text{covariance } D_{ti} \ I_i}{SD \ D_{ti} \times SD \ I_i} = \frac{\sum_{i=1}^n (D_{ti} - \bar{D})(I_i - \bar{I})}{[\sum_{i=1}^n (D_{ti} - \bar{D})^2 \sum_{i=1}^n (I_i - \bar{I})^2]^{1/2}} \dots\dots(5)$$

$$\text{여기에서 } \bar{D} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n D_{ti}, \quad \bar{I} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n I_i,$$

SD : Standard Deviation

즉 위의 식은 컴퓨터의 실시간 처리에 상당한 제약을 줄 수 있는 곱셈 및 나누셈 계산을 필요

로 하므로 저자들은 Wigertz 등⁶⁾이 사용한 템플리트와 대응되는 입력신호 사이의 차이에 대한 절대값의 합을 구하는 방식을 변형하여 이값을 템플리트의 양의 최대값으로 나누어 주어 아래식과 같이 형태에 대한 특징추출을 정량화 하였다.

$$d = \sum_{i=1}^{32} [(D_{ti}) - (I_i - \bar{I})] / DP \dots\dots\dots(6)$$

또한 axis 데이터는 lead I과 lead II과 값에서 R-S의 절대값으로 백터를 계산하여 각도를 구할 수 있었다.

5) 파형판단 및 템플리트 재생성 루틴

앞에서 검출된 심박수, QS폭, morphology 및 axis 데이터중 QS폭과 morphology가 QS 폭 80 ms 이하 morphology 값 20이하로서 둘다 정상적인 조건일때 정상신호로 판정하여 기존 템플리트를 재생성하게 하였고 비정상 판정일 경우에는 템플리트 재생성 루틴을 거치지 않고 새로운 QRS 검출 및 각 데이터를 구하는 작업을 반복하게 하였다. 새로운 템플리트를 만드는 재생성 루틴은 시스템 초기화 작업시에 만들어졌던 환자고유의 심전도 패턴이 쉽게 변형되는 것을 막기위해 기존 템플리트 대 재생성 템플리트 비를 7:1 이 되도록 하였다.

연구 방법

본 연구는 16비트 IBM-XT 퍼스널 컴퓨터를 사용하였고 본 실험에는 Contron사의 ECG Simulator(model 994)에서 12종의 심전도 신호, Marquette사의 ECG Simulator(Data Sim 4000)에서 18종의 심전도 신호 및 1985년 3월부터 9월까지 연세대학교 원주의과대학 부속 원주기독병원 내과에 내원하였던 50명의 환자로부터 얻은 비정상 심전도 신호 5600 개를 Fukuda Denshi사의 3채널 ECG(FD 31P)를 이용하여 컴퓨터에 입력하였다.

입력된 여러 종류의 심전도 신호는 저자들이 설

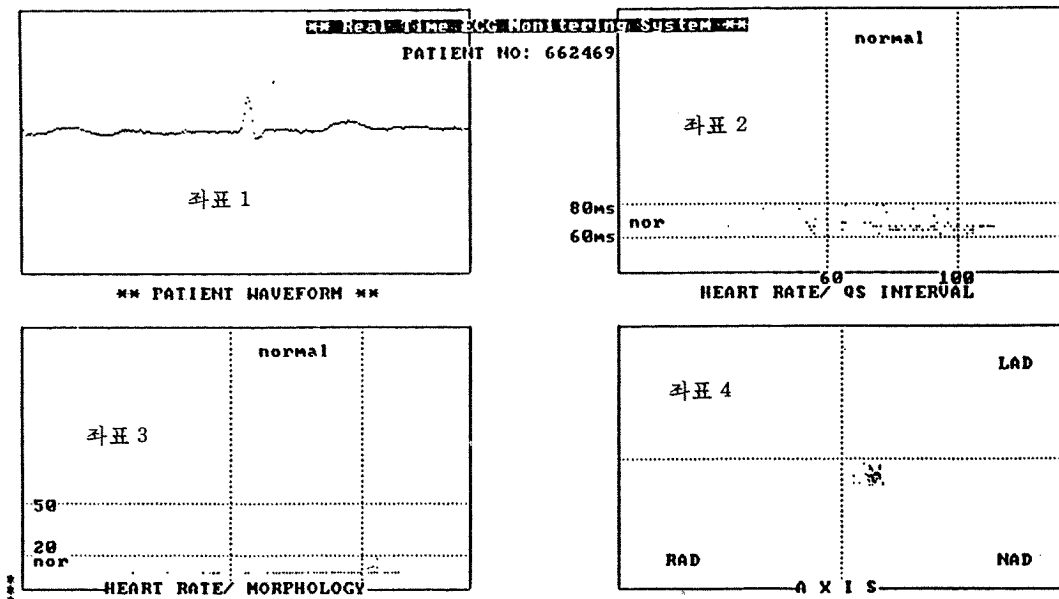


Fig. 4. Analyzed data mapping on the CRT.

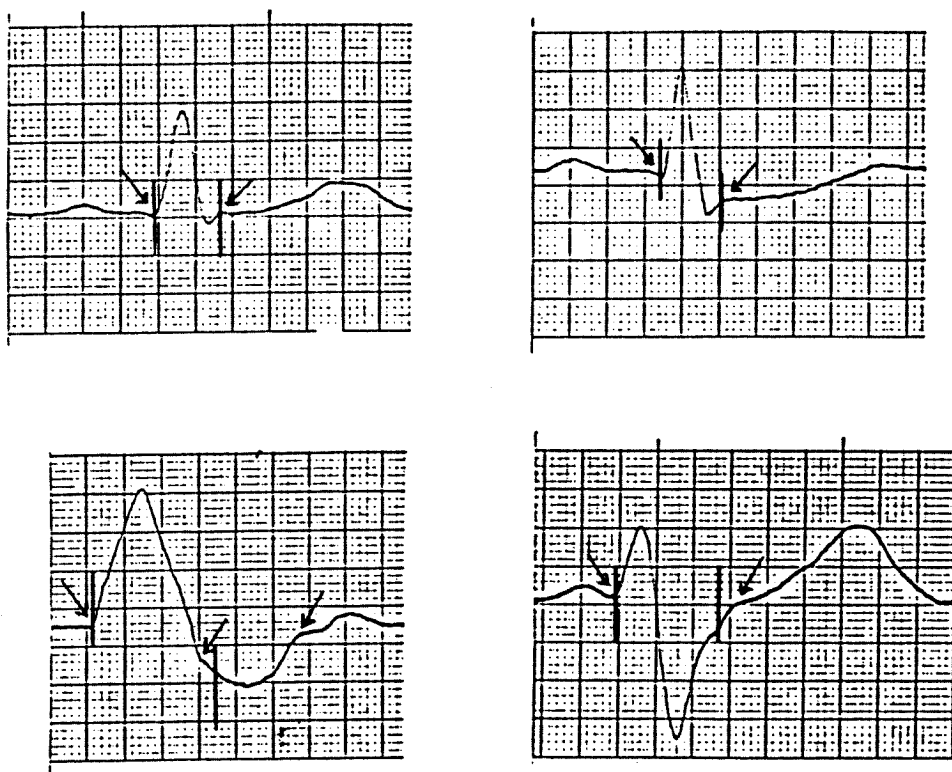


Fig. 5. Comparison between computer and Physician's reading for the QS width.
(arrow: physician's reading bar: computer reading)

제한 하드웨어 및 소프트웨어를 통해 분석하고 이 데이터는 컴퓨터 CRT에 Fig. 4과 같이 표시하게 하였다. 좌표1은 실제 환자의 ECG신호를 디스플레이하고 좌표2는 심박수와 QRS폭의 관계를, 좌

표 3은 심박수와 morphology를 표시하며 좌표4는 axis 변화를 점으로 표시하여 실제 심전도 파형을 저자등이 설계한 자동진단기가 정확하게 진단하는지 여부를 판별하고자 하였다.

Table 1. Comparison between computer and physician's reading

Pattern	Computer reading (ms)	Doctor's reading
a ST depression	80	N
b Normal	84	N
c Bundle branch block	142	W
d Couplet - I	102	W
e Triplet	106	W
f 3rd degree AV block	166	W
g ST elevation	88	N
h A. tach (aberrancy)	162	W
i PVC (simulator I)	154	W
j VES rate	146	W
k R on T	154	W
l C block	144	W
m PVC insert (simulator II)	138	S
n Couplet - II)	134	S

N: 100 ms 이하 S: 100-140 ms W: 140 ms 이상

실험결과 및 고찰

1) 심박수 및 Q, J 점의 판정

심박수는 제1보에서 기술한 QRS 검출 신호를 이용하였으므로 이의 정확도가 심박수검출의 정확도와 같게 된다.

또한 QRS폭의 수치를 정량화 하는 것은 QRS 폭의 정상 또는 확대여부를 검출하는데 임상적으로 의의가 있다. 이를 실험하기 위해 QRS폭의 영역을 컴퓨터가 지정한 것을 Fig. 5와 같이 심전도상에 표시하도록하고 임상의로 하여금 이를 판별하도록 하였다. 이때 정상파형 및 QRS폭이 작은 경우에는 컴퓨터진단과 임상 의 사이에는 의견차이가 없었으나 QRS 폭이 확장된 경우에는 약간의 견해차이가 있음을 알 수 있었다.

QRS폭에 관한 실험결과는 Table 1에 컴퓨터로 측정한 값과 수동판정한 값사이의 관계를 보여주

Table 2. Computer output data for the QS width and morphology

Pattern	Cross corr	Morphology	Width (ms)	판 정
1 Normal	0.982	19	80	N
2 ST depression	0.915	28	84	N
3 Couplet - I	0.858	28	142	A
4 Bundle branch block	0.817	28	102	A
5 Triplet	0.843	29	106	A
6 3rd degree AV block	0.845	30	166	A
7 ST elevation	0.758	36	88	A
8 A. tach (aberrancy)	0.693	38	162	A
9 PVC (sim I)	0.661	45	154	A
10 VES rate	-0.784	82	146	A
11 R on T	-0.632	94	154	A
12 C block	-0.787	100	144	A
13 PVC insert (sim II)	-0.846	122	138	A
14 Couplet - II	-0.842	127	134	A

N: normal A: abnormal

고 있다.

2) Morphology 계산의 타당성

Morphology 계산의 타당성을 검사하기 위하여 동일 템플릿에 대해 cross correlation 방법과 본 실험방법 사이의 관계를 비교하였다.

이를 위한 데이터로는 QS점 검출에 이용한 14 종류의 대표적 파형을 이용하였으며 결과로는 정파형에서는 두데이터의 특성이 거의 일치하였다(Table 2).

고찰

컴퓨터에 의한 심전도 신호분석에는 정확한 QRS 검출이 우선되어야 하며 이에 관한 정확도 개선을 위하여 현재까지도 많은 연구가 진행중이다. 또한 심전도 신호를 시간평면에서 분석할때 가장 중요한 것은 기준점의 설정이며, 시간함수로서 QS폭 및 QRS morphology를 구하는 시스템에서 Q 및 J점의 정확한 검출은 매우 중요한 의미를 갖는다. 그러나 일부의 심전도 자동진단 기계에서는 R 또는 S파의 정점에서 80 ms 이후의 심전도 지점을 J점으로 정의 함으로서 QS 폭의 측정시에 정상 QRS의 경우에는 문제가 없으나 QRS가 넓은 경우에 많은 오류가 지적된다. 따라서 본 연구에서는 J점 검출을 위하여 QRS spectrum의 최저값을 기준으로한 연속적인 1차 미분값을 이용하여 Q, J점을 정의하는 새로운 방법을 제시하고 이의 임상적 가치 및 정확도를 증명하였다.

일반적으로 장시간 심전도 파형을 감시할 경우에 QRS의 크기(amplitude)는 짧은 시간동안에도 변화가 심한 경우가 있으므로 morphology를 단순히 QRS의 크기와 비교한다는 것은 정확성을 기하기 힘들다. Cross correlation 방식은 특히 하향 파형(deep Swave)에서 템플릿 최대치의 역방향 값으로부터의 거리에 비례하는 반면 본 연구에 사용한 방법은 하향파의 크기가 깊어질수록 더욱 큰 값을 구할수 있었으므로 심전

도 신호의 기준 파형과의 유사성을 정량화하기에 더욱 용이할 것으로 생각된다. 또한 계산된 morphology 수치와 QS폭의 계산치는 상호 보완적 성격을 갖는 변수로서 두 변수의 값이 모두 정상일 경우 입력된 심전도 신호를 정상으로 판정하면 정확도를 증가시킬 수 있다.

본 연구에서 시도한 심전도 파형분석은 심전도 파형의 정상유무만을 판별하기 위한 것이므로 Fig.3에서 사용한 방법 이외에 다른 좌표상의 디스플레이를 시도할 수 있다. 입력된 심전도 하나 하나가 전부 컴퓨터에 의해 분석되고 분석된 데이터가 전부 컴퓨터 내부에 정량화된 수치도 기억되므로 심전도 변화경향(trend)을 막대그림으로 표시할수도 있으며 심박수, QS폭, morphology 및 axis 등을 변수로 사용하여 파형에 진단명을 부여할수도 있고, 비정상적으로 판정된 신호를 central station에 보내고 의료진에게 경보할 수 있는 기본자료로서 충분한 역할을 할 수 있다고 생각한다. 그러나 향후 MIT 부정맥 데이터 베이스를 사용하여 본 정확도에 대한 분석이 좀더 자세히 이루어져야 하리라 생각된다.

결론

환자로부터 간헐적으로 발생하는 부정맥을 포함한 심전도 신호를 자동 분석하기 위한 소프트웨어 시스템을 설계하였고 실시간 처리라는 어려움을 극복하기 위하여 심박수, QS폭, morphology 및 axis 등의 변수를 시간평면에서 처리하였다. 또한 분석된 데이터를 저장, 보관하고 CRT 상에 3개의 좌표상에 mapping 하도록 하였다.

1) 환자마다 고유의 심전도 패턴이 있으므로 컴퓨터가 고유의 정상패턴을 생성할 수 있도록 템플릿 생성루틴을 설계하였다.

2) 데이터 입력은 심전도 신호중 채널1과 채널2를 모두 사용 하였으며 이에 의해 양의 R 파를 갖는 lead를 선택 사용할 수 있도록 하였고 또한 두채널 데이터로 axis를 계산할 수 있었다.

3) 데이터 분류중 가장 중요한 Q 및 J점 검출

을 위한 소프트웨어로서는 입력신호에 대한 연속적인 직선위상 미분값이 QRS와 P, T 파의 경계주파수의 최소기울기 값을 만족하는 점으로 정의하여 시뮬레이터 및 50명의 환자로 부터의 심전도 신호에 대한 Q 및 J점을 정확히 검출할 수 있었다.

4) Morphology를 정량화하기 위하여 변형된 cross correlation 방식을 이용하였으며 morphology 값과 QS폭의 상호 보완적 변수를 이용하여 부정맥 판정을 위한 정확한 수치를 제공할 수 있었다.

5) 네가지 변수를 실시간에 동시 추출하여 일정기간 동안의 부정맥 발생 빈도 및 진행상황을 정확히 전달할 수 있었다.

6) 앞으로 여러개의 CPU(central processing unit)를 이용한 병렬분산처리 시스템, 또는 디지털 신호처리를 위한 전용 하드웨어에 의한 하드웨어 및 알고리즘 개발로 QRS complex 외에 P 및 T파에 대한 시간 및 주파수 평면 분석이 가능해 지리라 생각한다.

REFERENCES

- 1) Holtor NJ: *New method for heart studies. Science* 134 : 1214-1220, 1961
- 2) Knoebel SB, Lovelace DE, Rasmussen S and Wash SE: *Computer detection of premature ventricular complexes, A modified approach. Am J Cardiol* 38 : 440, 1976
- 3) Cox JR, Nolle FM and Fozzard HA: *Aztec, a preprocessing program for real-time ECG rhythm analysis. IEEE Trans BME-15 : 128-129, 1968*
- 4) Feldman CL, Amazeen PG and Klein DM: *Computer detection of ventricular ectopic beats. Com Biomed Res* 3 : 666-674, 1971
- 5) Yanowitz F, Kinias P and Rawling D: *Accuracy of a continuous real-time ECG dysrhythmic monitoring system. Circulation* 50 : 65-72, 1974
- 6) Wigertz O, Blomqvist P, Hulting J, Matell G, Nygards M and Tornkvist G: *A computer based system for continuous ECG monitoring. In Proceeding of the medinfo 74, pp 761-766, Amsterdam, North Holland Pub Co, 1974*