

다중채널 실시간 부정맥 검출 시스템 설계에 관한 연구

이경중 · 송항봉* · 이명호* · 윤형로

=Abstract=

Multi-channel Real Time Arrhythmia Detection System

Kyung-Jung Lee, Hyang-Bong Song*, Myoung-Ho Lee*, Hyung-Ro Yoon

This paper describes the design of a real time arrhythmia detection system using five variables ; heart rate, QS width, morphology, axis deviation, and ST segment. To detect individual variables for four patients, we designed multi-processor system.

The results of the analysis derived from simulators and 50 patients are compared with the medical diagnoses. The results show that the analysis was able to detect irregularly occurring arrhythmia which does not show up in routine medical examination.

1. 서 론

간헐적으로 부정맥이 발견되는 환자를 의료진에 의해 연속적으로 감시한다는 것은 정확성, 검출시간의 지연, 인건비에 따른 경제적 부담등의 이유로 비효율적이다.

본 연구에서는 4명의 환자로 부터 환자별 독립적인 변수(즉 heart rate, QRS morphology, QS width, axis deviation, ST segment등)를 부여하여 이의 변화상태를 2차원 좌표에 mapping함에 의해 의료진에게 환자별로 정확한 부정맥 변화상태를 제공할 수 있는 hardware 및 algorithm을 제시하려 한다. 이를 위하여 첫째로 4명의 환자로 부터 환자당 2개 채널(Lead I, II)의 정보를 받아 들이고 둘째로 각 환자에 대한 심전도신호중 시간평면의 기준점이

되는 R점을 검출하여야 한다.

또한 세째로 부정맥 검출의 변수로서 heart rate, QRS에 대한 morphology, axis deviation, QS width, ST segment 등의 검출 알고리즘을 설정하여야 하며 이들 변수중 심장전문의를 의해 환자마다 고유 변수 설정을 할 수 있도록 하여야 한다.

이와 같은 변수추출을 실시간 처리하기 위하여 본 논문에서는 pipe-line구조를 같은 병렬처리방식을 설계하였으며 pre-processor에서는 데이터 acquisition 및 기준점 추출(R, ST점)을 수행하고 main processor에서는 다섯가지의 변수추출 및 매핑 작업을 수행하도록 하였다.

2. 하드웨어 시스템 설계

본 연구를 진행하는 데 있어 Hardware는 4개의 2채널 ECG증폭기 및 4개의 QRS검출기, 8 channel data acquisition Module, Data Acquisition 및 R point, ST segment 검출을 위한 pro-processor, data 판정 및 mapping을 위한 main processor의 네 부분으로 나눌 수 있다(Fig. 2-1).

<접수 : 1987년 12월 15일>

연세대학교 보건과학 의용공학과

Dept. of Medical Eng., Yonsei University

* 연세대학교 전기공학과

* Dept. of Electrical Eng., Yonsei University

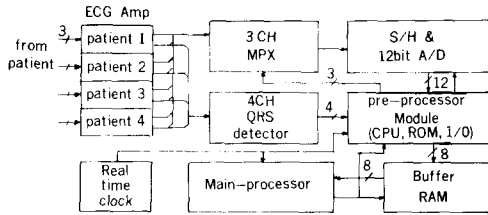


Fig. 2-1. Hardware system block diagram

2-1. ECG 증폭기 및 QRS 검출기

ECG 증폭기는 80dB이상의 CMRR을 갖고 세 전극(RA, LA, LL)에 대해 두개의 출력(Lead I, II)을 갖는 회로를 구성하였으며 이의 출력을 이용하여 QRS complex를 검출하도록 8-20Hz의 band 폭을 갖는 QRS filter, adaptive threshold comparator를 이용하였다^{1, 6)}. 여기에서 검출된 QRS status는 12bit A/D 변환기출력의 13번째 bit와 결합되어져 pre-processor에서 R점 검출을 위한 flag로서 사용되어진다.

2-2. Data acquisition module

4명의 환자로 부터 Lead I, Lead II의 8채널 데이터를 수집하여 이를 pre-processor module로 전송하기 위한 부분이다. A/D 변환기는 8채널에 12bit로 하였으며 sampling rate는 200 sample/sec 채널당 변환시간은 40 μ sec, Lead I, II의 지연시간은 50 μ sec이다.

2-3. Pre-processor module

Data acquisition module 제어와 R point, ST segment 검출을 위한 부분으로서 8031 one-chip microcomputer, 8k byte PROM < 8k byte RAM 및 interface Logic으로 구성된다.

본 pre-processor module에서는 data acquisition module 및 QRS 검출logic으로 부터의 13번째 bit를 이용하여 심전도 신호측정의 기준이 되는 R point와 ischemic disease 판별을 위한 ST segment 점을 검출하게 된다. 검출되어진 R point는 13번째 bit로 ST segment는 14번째 bit로 setting 한 후 main CPU로 전송하게 된다.

이상의 pre-processor는 main processor와 pipe line 구조를 갖도록 하였으며 데이터 전송을 위하여

pre-processor에서 산출되어진 데이터는 buffer RAM(공통 메모리 영역)에 저장하게 되고 이는 1/200sec마다 발생하는 real time clock에 의한 Interrupt 신호와 동기시켜 buffer 영역의 16byte(한 환자당 4byte) data를 main processor로 읽어 가도록 하였다. 이때 Interrupt 신호는 pre-processor와 main processor에 동시에 인가되며 이에 의해 pre-processor에서는 약 400 μ s 동안 8채널의 정보를 읽어가게 된다. 이에 의해 parallel processor 간 데이터 교환을 위한 별도의 시간적 손실이 없게 되어 병렬 처리의 효율을 높일 수 있다. 이때 공통 memory access를 위한 bus control 제어는 main processor에서 수행한다. 이의 timing diagram은 Fig. 2-2와 같다.

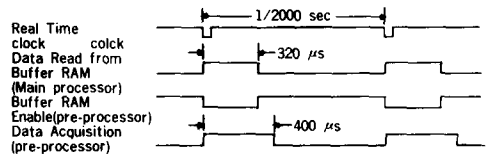


Fig. 2-2. Timing diagram for data acquisition and transfer

2-4. Main processor

Main processor로 소는 IBM-PC를 이용하였으며 전단의 pre-processor로 부터 전달받은 14bit(data 12bit + R flag + ST flag)의 8 channel data를 이용하여 설정된 환자별 변수에 따라 심박수, morphology, QS width, axis deviation, ST segment 값을 구하여 이를 환자별 네개의 2차원 좌표에 매핑하도록 하였다. Main processor와 pre-processor 사이의 데이터 전송은 앞에서 설명한 바와 같이 공통메모리 영역을 통하여 이루어지도록 하였으며 이의 제어를 위하여 main processor측에서는 IBM PC의 I/O Address를 통하여 공통 memory를 access하도록 하였다.

3. 데이터 처리 알고리즘

3-1. Pre-processor data 처리 알고리즘

Pre-processor의 기능은 A/D 변환기로 부터의 데이터를 이용하여 R점 및 AT점을 검출하여 main processor로 전달한다.

(1) R 점 검출 알고리즘

Pre-processor에서 4명의 환자에 대한 심전도 신호중 R점을 정확히 검출한다는 것은 ST segment 검출의 기준점이 되며 main processor에서 심박수, QS width, axis deviation, morphology등 검출에 중요한 정보로서 사용되어질 수 있다.

하드웨어에 의한 QRS검출기의 출력을 이용하여 윈도우검색(window searching)방식으로 정확한 R 점을 찾아낼 수 있도록 하였다. 이는 QRS flag가 검출된 점의 좌우 윈도우 내의 데이터중 일정값 이내의 gradient를 갖는 turning point중 절대값이 가장 큰 값을 R점으로 정의함에 의해 이루어진다.

알고리즘에 사용한 윈도우폭은 40개 데이터(167m sec)로 하였으며 이의 흐름도는 Fig. 3-1과 같다.

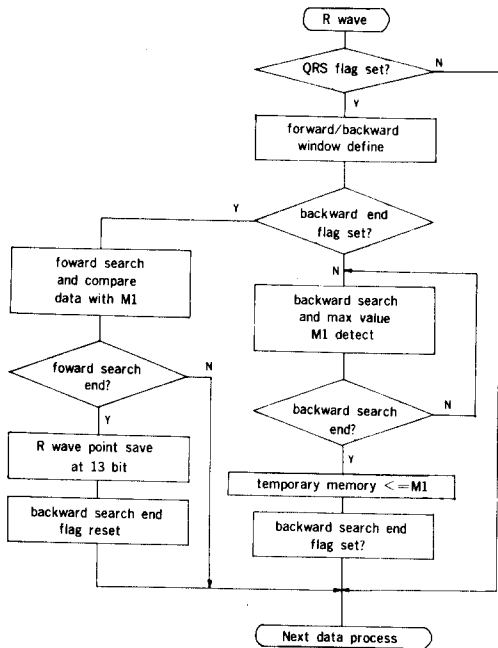


Fig. 3-1. R point detection algorithm

(2) ST segment 검출 알고리즘

ST segment는 ischemic disease를 판정하기 위한 변수로 사용된다. 이러한 ST 세그먼트의 값은 등전위 레벨과 ST레벨의 크기 및 기울기를 측정하여 진단을 위한 변수로 사용한다. 그러므로 pre-

processor에서는 ST세그먼트 측정 기준점을 검출하여 main processor로 전송하게 되며 main processor에서는 이를 기준으로 하여 진단을 위한 변수를 계산하게 된다. ST세그먼트 측정점을 검출하기 위한 대표적인 방법은 i) R+X, ii) J+X, iii) 윈도우 탐색방법등이 많이 이용된다. 본 논문에서는 가장 정확하면서도 간단하게 측정이 가능한 R점을 기준으로 ST 세그먼트를 측정하는 알고리즘을 구성하려 한다⁴⁾. ST 세그먼트 측정점을 구하는 식을 식(3-1)과 (3-2)에 나타내었다.

$$ST-P = R + 64ms + \max(4, (200 - HR) / 16) * 4ms \quad (3-1)$$

$$ST-P = S + 44ms + \max(4, (200 - HR) / 16) * 4ms \quad (3-2)$$

식(3-1) : R파의 peak가 positive deflection일때

식(3-2) : R파의 peak가 negative deflection일때

여기에서 심박수는 R-R interval을 구하여 비정상이면 버리고 정상범위 내에 있는 것이면 grouping을 하여 16개 R-R interval에 대한 평균값을 R-R 값으로 정한다.

ST segment 측정점을 검출하기 위한 알고리즘의 흐름도를 Fig. 3-2에 보였다.

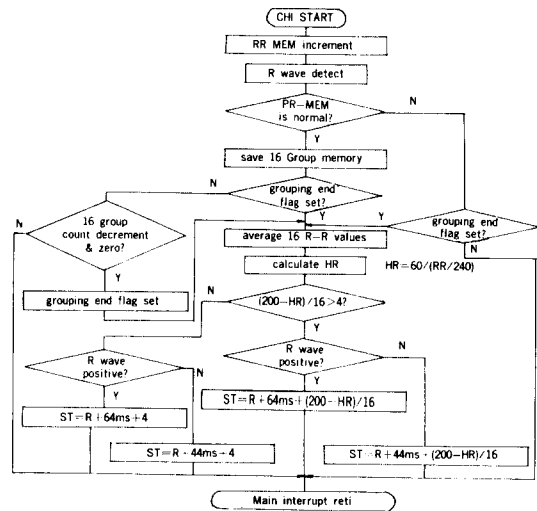


Fig. 3-2. ST segment detection algorithm

3-2. Main processor data처리 알고리즘

부정맥 검출을 위하여 심박수, QS폭, QRS morphology, axis deviation, ST segment값등의 다섯가지 변수를 설정하였다. 이와 같은 변수를 기준으로 전문의에 의해 환자별로 2개 또는 1개의 변수를 선정

하도록 하였으며 이를 computer screen을 4개로 나누어 2차원 좌표로 mapping하도록 하였다. 이와 같은 5개 변수를 이용한 환자별 mapping system의 소프트웨어는 크게 1) 시스템 초기치 설정 및 환자별 변수선정 2) 각각의 변수 추출 3) 데이터 분류 및 mapping의 세부분으로 나눌 수 있다.

(1) 시스템 초기치 설정 및 환자별 변수 선정

시스템 초기치 설정 루틴은 버퍼 영역을 클리어 하고 하드웨어의 초기상태 지정 및 환자별 morphology를 구하기 위한 기준 템플리트를 생성하기 위한 부분이다.

기준 템플리트를 생성하는데 조작자에 의해 정상으로 판정된 5개의 패턴을 평균하는 방법²⁾이 제시되었으나 본 연구에서는 통계적으로 산출된 정상패턴을 미리 기억시켜 놓고 이를 환자의 정상패턴(전문의가 판정한)과 3:1의 비율로 평균을 구하도록 하였다. 이와 같이 미리 가상적 템플리트를 만든것은 측정하려고 하는 환자의 패턴이 정상 템플리트로 사용할 수 없을때 이를 기준패턴으로 사용하기 위함이다. 템플리트 생성식은 아래와 같다.

$$D(t+1)_i = (3 * D_{ti} + I_i - \sum_{j=1}^{32} I_{ij}/32) / 4 \quad (0 < n < 10) \quad (3.3)$$

여기에서 $D(t+1)_i$ 는 새로 생성된 템플리트의 i 번째 값이고 D_{ti} 는 기준 템플리트의 i 번째 데이터, I_i 는 정상으로 판정된 QRS complex의 i 번째 입력 데이터 이다.

이러한 템플리트를 생성하기 위한 윈도우 설정은 데이터의 좌우 이동에 의해 곱셈과 나누기를 차례 수행할 수 있게 하기 위하여 Q, S점 사이에서 절대값이 가장 큰점을 기준점으로 좌측 15점, 우측 16점의 모두 32점을 취하도록 설계하였다. 이는 윈도우폭이 약 160ms으로 대부분의 심실 이상에 기인하는 부정맥의 QRS complex를 모두 포함할 수 있게 된다. 또한 환자별 변수 선정을 아래와 같은 네 가지 변수조합을 전문의가 환자에 따라 선택하게 된다.

- i) Heart rate/QS width
- ii) Heart rate/morphology
- iii) Heart rate/ST segment
- iv) Axis deviation

(2) 변수 추출 알고리즘

1) 심박수, QS 폭, ST segment값 추출

심박수 검출을 위하여 pro-processor로 부터 전달되어져 온 Lead II 신호의 13번째 bit, 즉 R점 신호의 거리를 구한 후 이를 테이블에 의해 심박수로 환산하도록 하였다.

Q, J점을 구하기 위해서는 R점으로 부터 좌, 우로 선형위상 특성을 갖는 1차 미분¹⁾을 하여 이의 절대값이 32이내에 연속적으로 다섯번 이상 지속될 때의 시작점을 Q, J점으로 정의하였다. 함수식은 아래와 같다.

$$H(z) = (1/8)(-z^{-2} - 2z^{-1} + 2z + z^2) \quad (3.4)$$

$$y(n-2) = (1/8)[-x(n-4) - 2x(n-2) + 2x(n-1) + x(n)] \quad (3.5)$$

이상의 알고리즘에 의해 구한 Q과 J점 사이의 거리를 QS폭으로 사용하였다. 또한 ST segment 값을 구하기 위하여는 앞에서 구한 Q점으로 부터 좌측 100msec 이내의 값을 검색하여 연속 다섯점에 대한 기울기가 20이내일 때 다섯점에 대한 평균값을 등전위 값으로 정의하였으며 이와 ST segment 점과의 전위차를 환산하여 ST depression/elevation 값을 구하였다.

2) Morphology 계산

Morphology는 템플리트와 대응되는 입력신호 사이의 거리에 대한 절대값의 합을 구하고 이를 템플리트의 양의 최대값으로 나누어 주는 방법을 제시하였다. 이러한 방법은 단한번만의 연산 속도를 현저히 개선할 수 있다. 즉

$$d = [(D_{ti}) - (I_i - I)] / D_p \quad (3.6)$$

여기에서 d 는 추출된 morphology값, D_p 는 템플리트 내의 최대값, D_{ti} 는 템플리트의 i 번째 값이고, I_i 는 정상으로 판정된 데이터의 i 번째 값, I 는 그 윈도우 내의 평균값이다.

위식에서 윈도우내의 각데이터에 대한 윈도우 평균값을 빼준것은 신호에 포함된 직류성분을 제거하기 위한 것이다.

3) Axis deviation 계산

Axis deviation을 구하기 위해서 Lead I, II의 데이터를 이용하였다. 각 Lead에서의 벡터의 크기는 QRS complex내 양과 음의 최대점 사이의 거리

를 나타내며 방향은 절대값이 큰쪽을 따르게 된다.

이와 같이하여 Lead I 벡터를 x축 벡터로, Lead II 벡터를 y축 벡터로 하여 합성 벡터를 구하였다.

이를 위한 벡터 합성식을 아래와 같다.

$$y = 1024(L_{II} - 0.5 L_I) / 877 \quad (3.7)$$

4) Template 재생성 및 데이터 display

Morphology를 구하는데 환자에 따른 template를 이용한다. 이러한 환자별 template를 구하기 위해서는 QS폭, 앞에서 구한 morphology의 정상, 비정상 여부를 판단하여 항상 새로운 template를 생성하여야만 한다. 본 논문에서는 QS폭은 60~80ms 사이를 정상으로 하였으며 morphology는 20이하일 때를 정상으로 하여 두조건을 모두 만족할때 새로운 template를 만들도록 하였다.

새로운 template는 기존 template를 7, 정상으로 판정된 데이터를 1의 크기로 주어 대응되는 각 데이터 값끼리 연산을 수행한다.

$$D(t+1)_i = (I_i - 1) + 7 D_{ti} / 8 \quad (3.8)$$

윗식에서 $D(t+1)_i$ 는 새로이 생성된 템플릿이고, D_{ti} 는 기존 템플릿이다.

이상에서 구한 심박수, QS폭, morphology, axis deviation, ST segment값들은 초기에 전문의에 의해 설정된 변수에 따라 2차원 좌표에 mapping되어 지게 된다. 이중 axis deviation은 단일변수를 한개의 좌표에 mapping하게 되며 다른 변수들은 심박수를 x축으로 하여 두변수를 한좌표에 mapping하게 된다. Axis에 대한 좌표는 NAD(normal axis deviation) RAD(ringt axis deviation), LAD(left axis deviation) 및 극단 편위의 네영역으로 나누었고 다른 변수 좌표에서는 심박수 60~100/sec, QS폭은 60~80 ms, morphology는 0~20을 ST segment는 -40~+40을 정상 영역으로 설정하였다.

4. 실험 및 고찰

4-1. 실험 방법

본 실험을 위하여 두 종류의 부정맥 Simulator 및 50명의 실제 환자를 대상으로 실험을 하였다. Simulator로 부티의 파형은 30가지(Table 4-1)의 부정맥 패턴을 이용하였으며 환자 데이터는 10대 5명, 20대 8명, 30대 6명, 40대 12명, 50대 14명, 60대 3명, 70대 2명이고 남자 30명, 여자 20명의 분포를

갖도록 하여 실험하였다.

4-2. R point 및 ST segment detector

QRS 검출기와 pre-processor의 R point검출 알고리즘의 정확성 실험을 위하여 약 5,600개의 QRS에 대해 실험한 결과 cardiac failure sequence, atrial fibrillation등의 극한적인 경우와 VES rate의 초기 시작점등을 제외하고는 정확한 결과를 얻을 수 있었다. 그러나 이는 환자가 일반 감시의 한계를 넘어선 위급한 상황이므로 본 시스템 설계목적을 벗어난다. 또한 ST segment검출 알고리즘을 테스트하기 위하여 normal, ST elevation, ST depression, PVC등에 대해 실험한 결과와 임상전문의의 판정을 비교한 결과 임상적 적용이 충분히 가능한 결과를 구할 수 있었다.

4-3. QS폭 및 morphology

QS폭을 정확한 수치로 정량화 한다는 것은 임상적 의미가 없다. 그러나 QS폭에 대해 정상, 확대, 극단적인 확대등을 검출하는 것은 상당히 중요한 의의를 가진다. 그러므로 QS폭 검출의 정확성을 테스트하기 위하여 14가지의 파형에 대해 실험하였다(Fig. 4-1). 여기에서 (d), (e)의 패턴들에서 컴퓨터 측정과 수동판정 사이에 에러가 발생하였는데 이는 ST Depression의 경우 J점을 검출하는데 파형에 따라 전문의의 판정에 차이가 있음에 기인한다. 그

Table 4-1. Simulator data for experiment

| | |
|-------------------------|--|
| Simulator I (12 종류) | Normal, A. Fib., C Block, PVC, Bigeminy, Trigeminy, Lo rate, Hi rate, Multi F., R on T VES run |
| Simulator II (18 종류) | Normal sinus, PAC, PVC, Couplet, Sinus tachycardia, Sinus bradycardia, Triplet, 3rd deg, AV block, Bundle branch block, Uniforcral PVC, Atrial fibrillation, Biforcral PVC, ST elevation, ST depression, Bigeminy, Atrial tach. with aberrant conduction, Loss of capture, Cardiac failure sequence(PVD→Couplet→Ventricular tach.→Ventricular fib.→Asystole) |

러나 실험결과 임상적 판단에 도움을 줄 수 있는 J 점을 정의 할 수 있었다.

Fig. 4-1에서 화살표는 임상의학의 판정이며 실선은 컴퓨터의 측정결과이다.

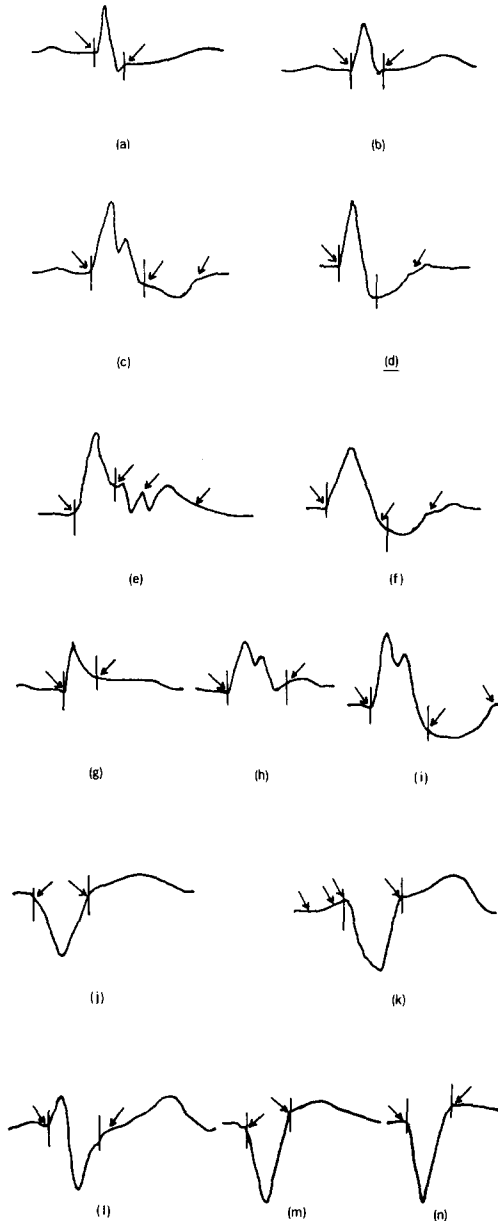


Fig. 4-1. Computer output for the Q and S point detection

4-4. Morphology 및 axis deviation 실험

Morphology 계산의 타당성을 검토하기 위하여 동일한 템플릿에 대해 cross correlation방법과 본 실험에 제시한 방법사이의 관계를 비교하였다. 종류의 대표적 파형을 이용하였다. 비교 결과 상향파형에서는 두 데이터의 특성이 거의 일치함을 보였다. 그러나 하향파형에서는 cross correlation방법이 템플릿 최대치의 역방향값으로 부더의 거리에 비례하는 반면 본 논문에서의 방법은 하향파의 크기가 깊어 질수록 더욱 큰 값을 구할 수 있었다. 이는 심전도 신호의 기준파형과의 유사성을 정량화하기에 더욱 용이할 것으로 생각된다.

Axis deviation의 정확도를 검사하기 위하여 axis 편위가 생긴 9명 환자의 데이터를 추출하여 전문의가 추출한 값과 비교하는 방법으로 실험하였다. 이에 사용되어진 QRS complex는 약 630개이며 실험결과 임상적 진단에 필요한 axis편위의 추출이 정확히 계산되어짐을 알 수 있었다.

Table 4-2. Comparison between medical diagnoses and computer calculation for the axis deviation

| 번호 | 임상판정 | 컴퓨터 계산결과 (degree) |
|----|------------------|-------------------|
| 1 | RAD, A. Fib, RVH | 211-221(RAD) |
| 2 | LAD, LAE, RBBB | 8- 21(LAD) |
| 3 | LAD, LVH, RAE | 14- 18(LAD) |
| 4 | LAD, | 36- 45(LAD) |
| 5 | LAD, LVH, S.Brad | 19- 25(LAD) |
| 6 | RAD, RVH | 209-226(RAD) |
| 7 | SAD | 38- 47(LAD) |
| 8 | RAD | 214-229(RAD) |
| 9 | HAD, RVH, S.Tach | 190-198(RAD) |

4-5. 데이터 매핑 실험 결과

서물레이터의 데이터 및 환자별 데이터를 이용하여 네 가지 병별 패턴을 매핑하였다. 각 환자에 대해 1) heart rate/ST segment 2) heart rate/QS width 3) heart rate/morphology 4) axis deviation의 네 가지 조합에 의해 display하도록 하였다.

Fig. 4-2 (a)는 ST elevation현상을 나타내는 Simulator데이터이며 Fig. 4-2 (b)는 A. Fib로 진단되어

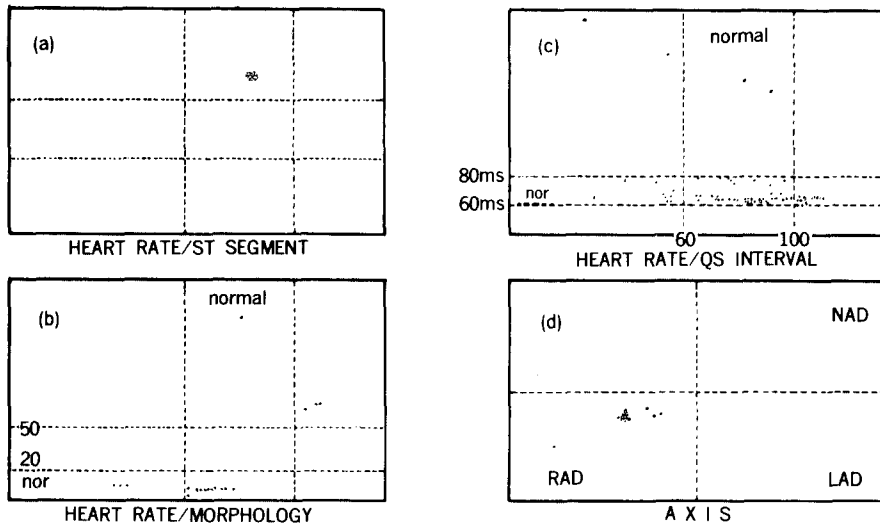


Fig. 4-2. Final mapping output for four patients

진 환자의 heart rate와 QS width를 나타내주고 있다. Fig. 4-2 (c)는 심박수가 60~80사이에서 변화되며 morphology가 정상영역에서 70까지 변화되는 환자의 데이터이다. 이 환자는 일상적 심전도 검사에서 정상으로 판정된 경우이나 실제적으로 본 논문에서 제시한 방법에 의해 장시간 실험한 결과 부정맥 환자로 판정되었다. Fig. 4-2 (d)는 RAD, S. tachycardia, RVH로 진단되어진 환자의 axis편위를 보여 준다.

5. 결 론

지금 까지의 연구에 의하면 일반적 routine검사에 의해 발견할 수 없는 간헐적 부정맥 trend를 정확히 검출해낼 수 있고 ICU에서 심전도 모니터를 이용하여 부정맥 현상의 정확한 추적이 불가능하였으나 본 연구 결과를 이용하여 네명 까지의 환자의 부정맥 trend를 정확히 검출할 수 있었다. 또한 본 연구에서는 실시간처리의 효율을 높이기 위하여 다중프로세서에 의한 병렬처리 방법을 도입함에 의해 고속의 자동진단 시스템을 연구하기 위한 기초자료를 마련할 수 있었다.

사의

본 연구는 아산복지재단 연구비에 의해 이루어진 것으로 당 재단에 심심한 감사를 드립니다.

참 고 문 헌

- 1) Jiapu Pan and willis J. Tompkins "Real time QRS detection algorithm : IEEE Trans., BME-32, No. 3, Mar. 1985.
- 2) Wigertz, O., Blomquist, P., Hulting, J., Matell, G., Nygard, M. and Tornkvist, C, "A computer based system for continuous ECG monitoring", In proceeding of the Medin 74, North Holland publishing compay. Amsterdam, pp. 761~766, 1974.
- 3) 윤형로, 최경훈, 이명호, 박규태 "마이크로 컴퓨터를 이용한 실시간 ECG자동진단 알고리즘" 대한의공학회지, Vol. 6 No. 1, 1985.
- 4) Peng Wie Hsia, Janice M. Jenkins, Yair Shimoni, Keyin P. Gage, John T. Santinga, Bertram Pitt, "An Automated System for ST segment and Arrhythmia analysis in Exercise Radionuclide Ventriculography" IEEE BME-33, No. 6, June 1986.

5) Mervin J. Goldman, MD. "*Principles of clinical electrocardiography*" 11th ed., Lange medical pub., CA, 1982.

6) Willis J. Tompkins and John G. Webster,

"*Design of Micro-computer based medical instrumentation*", Prentice Hall Inc. Englewood Cliffs, N. J. 1981.