醫工學會誌 : 第 9 卷, 第 1 號, 1988
J. of KOSOMBE : Vol. 9, No. 1

研 究 論 文
88-1-11

ECG 특징추출을 위한 파이프라인 프로세서의 설계

이경중* · 윤형로* · 박금수** · 이명호***

= Abstract =

Design of a Pipeline Processor for ECG Feature Extraction

Kyoung-Joung Lee*, Hyung-Ro Yoon*, Kum-Soo Park**, Myoung-Ho Lee***

This paper describes the design of a hardware system for ECG feature extraction based on pipeline processor consisting of three microcomputers. ECG data is acquisited by 12 bit A/D converter with hardware QRS triggered detector. Four diagnostic parameters-heart rate, morphology, axis, and ST segment-are used for the classification and the diagnosis of arrhythmia.

The functions of the main CPU were distributed and processed with three microcomputers. Therefore the effective data process and the real time process using microcomputer can be obtained.

The interconnection structure consisting of two common memory units is designed to decrease the delay time caused by data transfer between processors and designed by which the delay time can be taken 1% of one clock period.

1. 서 론

심장의 여러가지 질환중 생명에 위협을 줄 수 있는 부정맥(arrhythmia)의 검출은 임상적으로 매우 중요하며, 초기에는 주로 심박수(heart rate)를 모니터링 함으로써 부정맥을 검출하였으나, 그후 심박수 및 morphology를 파형 분류를 위한 변수로 사용한 부정맥 검출 시스템이 개발되어 시스템의 검출 성능을 향상시켰다[1,2,3].

<접수 : 1988년 6월 15일>

*연세대학교 보건과학대학 의용공학과
Dept. of Medical Eng., Yonsei University
**연세대학교 원주의과대학 내과학교실
Dept. of Internal Medicine, Wonju College of Medicine, Yonsei University
***연세대학교 공과대학 전기공학과
Dept. of Electrical Eng., Yonsei University

이와같은 기존의 부정맥 검출 및 진단 시스템은 대부분 미니컴퓨터 또는 단일 마이크로 컴퓨터에 의해서 단일 채널의 데이타를 처리하는 시스템들이다. 그러나 많은 양의 ECG 신호의 특징(feature)을 실시간으로 분석 및 진단하기 위해서는 진단변수의 다양화 및 다중 채널 데이타를 이용하여야 하는데 단일 마이크로 컴퓨터를 이용시 변수 검출 및 실시간 처리시 시간에 제약을 받게된다. 일부 시스템에서는 이와 같은 문제를 해결하기 위해 미니 컴퓨터 레벨로 실시간 처리를 위하여 병렬처리(parallel process) 혹은 파이프라인 처리(pipeline process) 구조를 갖는 시스템을 설계하여 CPU의 과부하를 분산시켜 처리하기도 하였다[4,5].

본 논문에서는 ECG 신호의 자동진단을 위한 의료전문가 시스템(medical expert system)에 관한 기초연구로서 ECG 신호의 변수 검출 및 부정맥 진단 기능을 3개의 프로세서에 분산시켜 실시간으로 ECG 신호의 특

징을 추출하여 처리할 수 있는 파이프라인 프로세서(pipeline processor)를 설계하였다.

2. 파이프라인 프로세서 및 진단 변수 선정

2-1 파이프라인 프로세서

많은 양의 데이타를 단일 프로세서를 이용하여 시퀀스(sequence) 처리할 경우 프로세서의 과부하로 인하여 전체적인 시스템의 성능이 저하되므로 이와 같은 문제를 해결하기 위해 병렬처리 시스템(parallel processing system)에 대한 연구가 새로운 컴퓨터구조 시스템의 개발에 힘입어 활발히 이루어지고 있다. 병렬처리 시스템의 일부인 파이프라인 프로세서는 데이타 처리 레벨에 따라 arithmatic pipelining, instruction pipelining, processor pipelining으로 구분되는데 본 논문에서는 processor pipelining 시스템을 채택하였다. 프로세서 파이프라인 시스템은 여러개의 프로세서들이 파이프라인으로 연결되어 있으며 각 프로세서는 할당된 작업만 수행하도록 되어 있으며, 한 프로세서에서 처리된 데이타는 다음 프로세서가 데이타를 처리할 수 있도록 버퍼를 통하여 전송시킨다. 또 각 프로세서에 한 주기마다 클럭 펄스가 인가되며, 펄스가 인가될 때마다 프로세서는 인터럽트 방식에 의하여 데이타를 입력시켜 처리한다. 특히 파이프라인 프로세서에서는 precedence graph에 의해 처리되며, 데이타 처리시 파이프라인이 충만히 채워진 후에는 클럭 한 주기마다 모든 데이타 처리가 이루어지므로 처리시간이 단축된다. 이와 같은 측면에서 파이프라인 처리는 속도, 효율, throughput 등의 여러 면에서 우월하다.

2-2 진단 변수 선정

ECG 파형중 부정맥을 진단하기 위해 QRS complex의 형태로 부터 계산한 morphology와 심박수를 부정맥 검출 및 진단을 위한 변수로 설정하였으며, 심장의 축 편위를 나타내는 변수인 axis와 심근의 이상 상태를 진단하기 위한 변수인 ST 세그먼트를 부정맥 진단을 위한 보조 변수로 이용할 뿐 아니라, 부정맥 이외의 심장 질환을 진단하기 위한 변수로서도 이용하였다.

3. 하드웨어 시스템의 설계

본 논문에서 심전도 신호를 실시간으로 처리분석 및 진단하기 위한 하드웨어 시스템은 1) ECG 증폭기 및 대역필터 2) QRS 검출기 3) 데이타 acquisition 4) 파이프라인 프로세서로 구성하였다.

3-1 ECG 증폭기 및 대역필터

환자로부터 얻는 ECG 데이타는 Fukuda Denshi의 3 채널 paper ECG(model FD-31P)를 이용하였으며, 리드 I, II, III의 데이타를 멀티플렉서에 의해 컴퓨터로 입력시킨다. 그림 3-1은 ECG 데이타 입력 하드웨어 시스템의 블록선도이다.

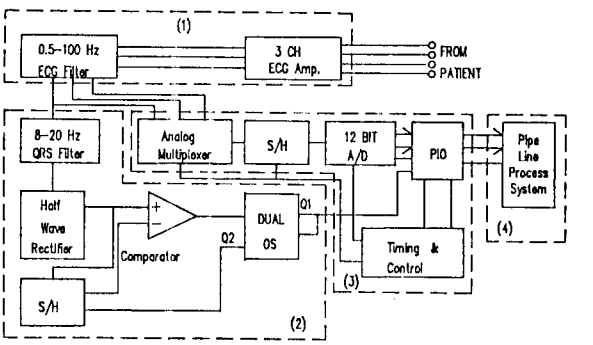

그림 1 데이타 입력 하드웨어 시스템의 블럭선도

3-2 QRS 검출기

ECG 신호의 처리 및 분석할 때 가장 중요한 부분이 QRS complex를 검출하는 것이며 검출의 정확도는 전체 시스템의 성능에 중요한 영향을 미친다. 본 연구에서 구성한 하드웨어 방식의 QRS 검출기는 대역폭이 8~20 Hz인 3차 베셀(Bessel) 필터 특성을 갖는 대역통과 필터, 반파정류기, 가변 기준 전압 방식의 비교기로 구성되어 있으며 심장의 불응기를 고려하여 200 ms 이내에 트리거 되는 입력의 영향을 무시하도록 하였다[6,7]. QRS complex가 검출될 때까지 하드웨어적으로 A/D 보드의 데이타 버퍼 한 비트를 1로 세트시켜 A/D 변환된 데이타와 함께 컴퓨터로 입력한다.

3-3 데이타 acquisition

ECG 데이타를 입력시키기 위해 12비트 A/D 변환기 ADC80(최대 변환시간=40 us)을 이용하였으며, 데이타는 12비트의 ECG 데이타와 1비트의 QRS 검출 플래그(flag) 비트로 구성되어 있다. 프로그래머블 디지탈 필터에서 요구하는 클럭 주파수를 고려하여 240샘플/초로 하였다. 데이타 acquisition은 하드웨어 인터벌 타이머에 의하여 1/240초에 한번씩 인터럽트 요구(Z-80의 $\overline{INT0}$)를 발생시켜 이에 의해 A/D 변환된 채널 I(리드 II) 데이타를 받아들인다. 데이타를 받아 들인후 즉시 소프트웨어에 의해 채널 II를 선택하고 채널 II의 데이타 변환후 새로운 인터럽트 요구(Z-80의 $\overline{NMI}$)가 발생되면 리드 I의 데이타를 받아들인다. 리드 I과 동일한 방법으로 채널 III를 선택하고 채널 III의 데이타를 입력시키며, 이의 타이밍 다이어그램은 그림 3-2와 같다.

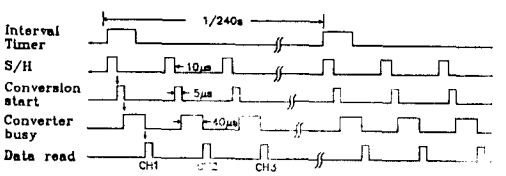

그림 2 A/D 인터럽트 타이밍

3-4 파이프라인 프로세서

본 논문에서 구성한 파이프라인 구조는 그림 3-3과 같으며, 프로세서 I과 II는 Z80 CPU를 내장한 single board 컴퓨터이며, 프로세서 III는 8088 CPU를 내장하고 있는 IBM TURBO XT 컴퓨터이다.

Z80 single board 마이크로 컴퓨터는 Z80 PIO와 CTC를 내장하고 있으며, 내부 ROM과 RAM은 각각 8 Kbyte의 용량을 갖고, 4 MHz의 클럭에 의해 동작된다. 특히 진단은 단일 파형에 대한 분류 결과를 근거로 이루어지므로 전체적인 시스템 인터럽트는 프로세서 I, II에만 인가되고, 프로세서 III에는 프로세서 II에서 단일 파형에 대한 4개의 진단변수를 모두 검출하여 데이타를 공유메모리로 전송시킨 후에 PIO(프로세서 II)를 이용하여 인터럽트 신호를 인가하도록 구성하였다. 파이프라인 프로세서에서 처리된 데이타는 그 다음 프로세서로 전송되는데, 이 때 데이타 전송 지연시간이 데이타를 처리하는 한 주기에 비하여 크게 되면 전체적인 시스템의 성능은 저하된다. 이와 같은 문제를 최소화시키기 위해 interconnection structure를 설계할 때 공유 메모리를 통하여 프로세서간 데이타를 전송하는 하드웨어를 구성하였다. 공유 메모리를 엑세스(access)하기 위한 어드레스 및 데이타 버스는 인터럽트가 발생할 때마다 각 프로세서에 의하여 제어되며 버스를 제어하기 위한 버퍼로는 tri-state 버퍼를 이용하였으며 공유메모리는 6116 스태틱 램(static ram)을 이용하였다. 공유메모리 설계시 공유메모리 I은 A000H-A100H, 공유 메모리 II는 A800H-A81FH로 할당하였다.

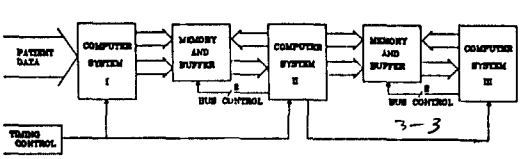

그림 3 파이프라인 프로세서의 블럭선도

각 프로세서간의 데이타 전송은 인터럽트의 발생시 프로세서 I으로부터 프로세서 III까지 단일 방향 데이타 전송(one way data transfer)에 의하여 이루어진다. 시스템 인터럽트 발생시 프로세서 II에 의하여 발생된 버스 제어 신호(PA0, PA1)에 의하여 프로세서 I과 공유 메모리를 연결시키는 버스는 불능(disable) 상태가 되며, 프로세서 II와 공유 메모리를 연결시키는 버스는 가능(enable) 상태가 된다. 프로세서 II에서는 데이타를 읽어들인 후 위와 반대의 버스 제어 신호를 발생시켜 프로세서 I에서 공유 메모리 엑세스를 가능하도록 해준다. 이 때 프로세서 I에서는 A/D 변환후 처리된 데이타를 공유 메모리에 저장시킨다. 프로세서 II와 III간의 데이타 전송도 동일한 방식에 의하여 이루어지며 이 경우의 버스 제어 신호는 프로세서 III에 연결시킨 8255의 포트(PA0, PA1)을 이용하였으며 핸드쉐이크(handshake)를 위해 8255의 포트 PA1과 PIO의 PA4를 이용하였다. 8255에 대한 I/O 어드레스는 260H-263H로 할당하였으며, 특히 프로세서 III로의 데이타 전송은 8255의 I/O 포트를 통하지 않고 IBM사가 제공한 I/O 번지(220H-23FH)를 이용하여 데이타를 전송하였다. 전송되는 데이타는 프로세서 I와 II에서는 8 바이트[3 채널 데이타 : 6 바이트, morphology와 심박수 : 2 바이트]이며 이 때의 전송시간은 54 us 소요되었고, 프로세서 II와 III에서는 4 바이트[morphology, 심박수, ST 세그먼트, axis]로 39 us 소요되었다. 이 방식은 PIO의 포트를 통한 데이타 전송시 동일 바이트인 경우 500 us 소요된 것에 비하여 전송시

간이 1/10 이하로 절약된다. 또 전송 지연시간은 각각 시스템 클럭 한 주기의 1.3%와 0.9%에 해당하므로 거의 99% 정도의 시간이 데이타 처리에 이용됨으로서 처리효율의 향상을 얻었다[8].

4. 소프트웨어의 분산처리

파이프라인 프로세서를 이용하여 실시간으로 부정맥의 특징을 검출 및 진단하기 위한 소프트웨어는 3개의 프로세서로 나뉘어져 수행되며 전체적인 흐름도는 그림 4-1과 같이 크게 시스템 초기치 설정, 데이타 입력 및 필터링, 초기 템플리트 생성, 파라미터 검출, 단일 파형의 분류 및 세부 진단으로 분류된다.

파이프라인 프로세서에서는 전체의 기능을 효율적으로 각 프로세서에 분담(partitioning) 시키는 일이 매우 중요하므로 소프트웨어 처리의 연계성을 고려하여 전체적인 기능을 분산 처리하였다.

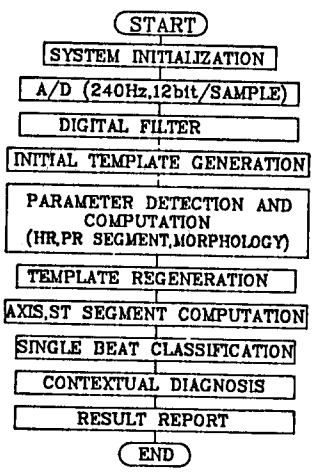

그림 4 부정맥 자동진단을 위한 시스템 흐름도

4-1 프로세서 I의 기능

프로세서 I은 시스템 초기화, 데이타의 입력 및 필터링, 초기 템플리트 생성, 파라미터 검출(Q, R, J점, PR 세그먼트, morphology, 심박수) 및 템플리트 재생성 기능을 수행한다.

시스템 초기치 설정 루틴은 모든 버퍼 영역을 클리어 시키고 환자정보를 입력시키는 부분은 Z80 PIO 프로의 초기상태를 모드 3으로 지정하고 Z80 $\overline{\text{INTO}}$(인터럽트 모드 1 : TM1)와 $\overline{\text{NMI}}$를 이용하여 인터럽트를 받아들이기 위한 플래그를 설정한다. 이와 같은 초기상태 설정이 끝나면 A/D 변환기의 EOC(End Of Conversion) 핀으로 부터 인터럽트가 발생할 때마다 $\overline{\text{INTO}}$ 인터럽트에 의해 리드 II의 데이타를, $\overline{\text{NMI}}$ 인터럽트에 의해 리드 I, III의 데이타를 입력시킨다.

입력된 ECG 신호에 섞여 있는 전력선에 의한 잡음, 호흡등에 의한 기저선의 이동, 전극의 설치 불량등 많은 잡음 성분을 제거하기 위해 대역폭이 1.79 Hz미만이고, 0, 60 Hz 및 그 고조파 성분을 제거할 수 있는 디지탈 놋치 필터를 설계하였다[9].

초기 템플리트 생선 루틴은 환자마다의 고유 패턴을 형성하여 실시간 처리를 위한 기준 패턴을 생성하는 부분으로 QS 폭과 심박수 변화율을 초기 템플리트 생성을 위한 변수로 선정하였다.

QS 폭의 정상 범위를 60~110 ms로 설정하였고 QS 폭이 정상 범위내에 존재할 경우에는 현재의 QRS complex를 정상으로 간주하고, QS 정상 범위보다 클 경우에는 현재의 심박수와 이전에 입력된 5개의 심박수 변화율을 비교하여 변화율이 규칙적인 경우에는 정상으로 판정하여 템플리트 생성에 이용한다. 이와 같은 방법에 의하여 정상으로 판정된 8개의 패턴을 평균하여 초기 템플리트를 생성한다.

ECG 신호 분석시 가장 중요한 변수는 정확한 R점을 검출하는 것이다. 본 연구에서는 QRS 검출기에 의한 QRS complex의 검출과, 검출 위치로부터 좌, 우 윈도우를 설정하여 소프트웨어에 의하여 정확한 R점을 결정하였다. J점은 동일한 윈도우 구간에서 각 점에 대한 미분값을 계산하여 구하며 이 미분값이 35H 이하의 값을 5번 연속하여 지속될 때 그 시작 첫점으로 설정하였다[10].

Q점은 J점을 구할 때와 동일한 방법으로 R점으로부터 역방향으로 미분하여 구하며, 심박수는 현재의 R점으로부터 다음 QRS complex의 R점까지의 거리를 측정하여 구할 수 있다.

PR 세그먼트는 P파의 끝부분 부터 Q파가 시작되는 기저선 부분으로 Q와 J점을 구할 때와 동일한 방법으로 R점으로 부터 역방향으로 미분하여 미분값이 6이하인 경우를 5번 지속시킬 때 끝점을 PR 세그먼트의 값으로 설정하였으며 프로세서 II에서 인식할 수 있도록 리드 II 데이타의 비트 13을 세트시켜 전송시켰다.

Morphology는 ECG 신호를 분석 및 진단할 때 파형

의 형태를 나타내는 변수로, 템플리트와 대응되는 입력 신호와의 차의 절대값의 합을 R파의 크기에 대하여 scaling시켜 계산하였다. 계산된 morphology를 프로세서 II로 전송시 동일 QRS 파형에 대한 파라미터를 동기시키기 위해 이미 계산된 심박수 값과 동기시켜서 전송시켰다.

템플리트를 재생성하기 위해 QRS complex의 정상유무를 판정하는 기준으로써 morphology를 판정 기준값으로 사용하였다. 실험을 통하여 파형의 정상, 비정상 형태를 구분하는 morphology값을 8로 설정하였으며 morphology가 8보다 크면 거치지 않고 다음의 입력데이타를 받아들이며, 정상으로 판정된 경우에는 템플리트를 재생성 시킨다.

4-2 프로세서 II의 기능

프로세서 II는 프로세서 I으로부터 전송된 3채널 데이타, 심박수, morphology를 이용하여 ST 세그먼트와 axis를 계산하는 기능을 수행한다.

먼저 PR 세그먼트값을 계산하기 위해 리드 II 데이타의 비트 13을 검사하여 비트가 1로 세트된 데이타값을 검출한 후 ECG 데이타에 섞여 있는 잡음의 영향을 받지 않기 위하여 검출된 점의 값을 기준하여 4개의 데이타 값을 평균하여 ST 세그먼트를 계산하는 기준값으로 정한다.

리드 I과 III의 PR 세그먼트도 리드 II에서 검출한 점을 기준으로 하여 위와 동일한 방법으로 구한다.

ST 세그먼트를 결정하기 위해 R점을 기준으로 하여 일정거리의 값을 ST 세그먼트로 하는 방법을 채택하였으며, 임상적으로 morphology가 정상으로 판정된 파형에 대하여 간단한 수식에 의하여 계산한다[10].

QRS axis는 심실을 통해 전파해 나가는 분극의 평균 방향을 나타내는 척도로서 morphology가 정상으로 판정된 파형에 대하여 고려한다. axis는 3개의 리드 데이타중 단순히 각 리드의 R파의 크기를 이용하여 계산한다.

4-3 프로세서 III의 기능

프로세서 III은 프로세서 II에서 한개의 QRS 파형에 대한 파라미터 값을 계산한 후에, 인터럽트를 발생시킬 때마다 morphology, 심박수, ST 세그먼트, axis 등의 데이타를 받아 들여서 파형의 분류 및 진단기능을 수행한다.

파형의 분류 및 진단에 앞서 인터럽트가 발생할 때마다 입력되어진 심박수값을 이용하여 환자 마다의 고유심박수의 정상 범위를 설정하여야 한다. 심박수의 정상 범위를 설정하기 위해서는 입력되는 심박수의 우세 그룹(dominant group)을 결정한 후 각 파형의 morphology와 심박수를 이용하여 파형을 분류한다.

본 논문에서 제시한 심전도의 부정맥 진단은 단일 파형분류와 세부진단으로 구분된다. 단일 파형분류는 morphology와 심박수 데이타를 이용하여 이 두 변수가 모두 정상일 때 "정상"으로 판정하며 이 범주에 속하지 못할 경우에는 morphology와 심박수를 근거로 비정상 단일 파형을 분류한다. 단일 파형분류시 PVB (premature ventricular beat) 또는 PAB(premature atrial beat)가 검출되면 트리 분류 방법(tree classification method)을 근거로 하여 PVB 또는 PAB 패턴 변화의 연속성 및 심박수를 비교하여 세부진단을 한다.

5. 실험 및 결과고찰

5-1 실 험

ECG 신호의 부정맥 검출 및 진단을 위하여 2대의 시뮬레이터(Kontron : 11종류, Medical Data Electronics Co. : 15종류)와 74명의 환자로부터 얻은 데이타를 설계한 파이프라인 프로세서에 직접 입력시켜 처리하였다.

실험을 위해 제작한 하드웨어 시스템이 사진 1에 나타나 있다.

5-2 결과 고찰

1) QRS 검출기의 정확도

본 실험에서 구성한 QRS 검출기의 정확도 및 안정성에 관해서는 이미 보고되었으며[11,12], complex의 형태가 비정상인 경우 및 전력선 잡음이 섞여 있더라도 정확히 QRS complex의 위치를 검출하였으며, ECG 파형중 연속적인 부정맥 환자의 파형으로 본 검출기로 검출할 의의가 없는 것을 제외하고는 모두 정확히 검출할 수 있었다.

2) 프로세서 I의 검출 결과

프로세서 I의 중요한 기능중의 하나인 초기 템플리트 생성을 위한 변수인 QS폭을 결정하기 위해 정상 ECG

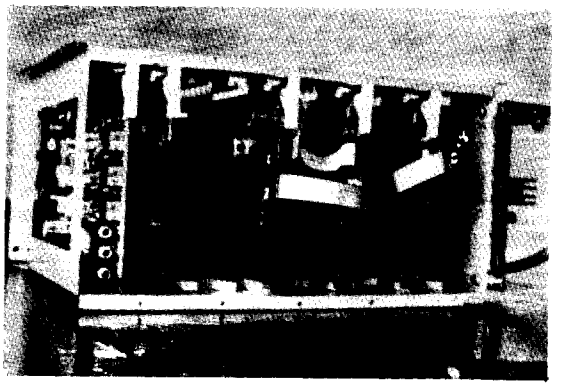

사진 1 제작된 하드웨어 시스템

파형 및 여러 종류의 부정맥 파형을 이용하였다. 이미 보고된 결과에서 알 수 있는 바와 같이 J점 검출시 컴퓨터의 검출 위치와 심장 전문의의 진단이 일부 부정맥 파형에 [illegible]였다[10]. 부정맥 발생히 QS폭이 넓어지므로 초기 템플리트 생성시 이전에 검출된 5개 파형에 대한 심박율에 검사하게 된다. 그러나 대부분의 심실성 부정맥의 발생시 휴지기(pause) 현상이 수반되므로 심박수는 불규칙적으로 변하게 되고 부정맥 파형은 초기 템플리트 생성시 제외된다.

본 논문에서 제시한 알고리즘은 단순히 1차 미분값을 이용하여 Q, J점을 검출할 수 있으며 QS폭과 심박수의 변화율을 이용하여 초기 템플리트를 생성함으로써 초단 프로세서에서 ECG 신호를 디스플레이 할 수 없을때 매우 유용하게 사용할 수 있다. 검출된 템플리트를 이용하여 morphology를 계산하였으며, morphology의 타당성을 제시하기 위하여 동일 템플리트에 대하여 cross correlation값을 구하여 비교한 결과가 보고되었고, 이로부터 morphology에 의한 판정과 임상 진단과의 판정결과가 일치함을 알 수 있었다[9].

3) 프로세서 II의 검출 결과

프로세서 II의 가장 중요한 기능은 ST 세그먼트와 axis의 계산이다. ST 세그먼트는 계산 기준이 되는 PR 세그먼트를 먼저 구한 후 ST 세그먼트 값을 계산하였다. ST 세그먼트를 계산하기 위하여 환자 데이타중 심근 허혈(myocardial ischemia)로 판정된 데이타와 부정맥으로 판정된 데이타 그리고 시뮬레이터 데이타중 ST 상승 및 ST 하강 파형을 이용하여 컴퓨터가 측정한 결과와 심장 전문의의 진단 결과를 비교하였다. 그림 5에는 컴퓨터에 의하여 검출된 PR 세그먼트, R, ST 세그먼트의 위

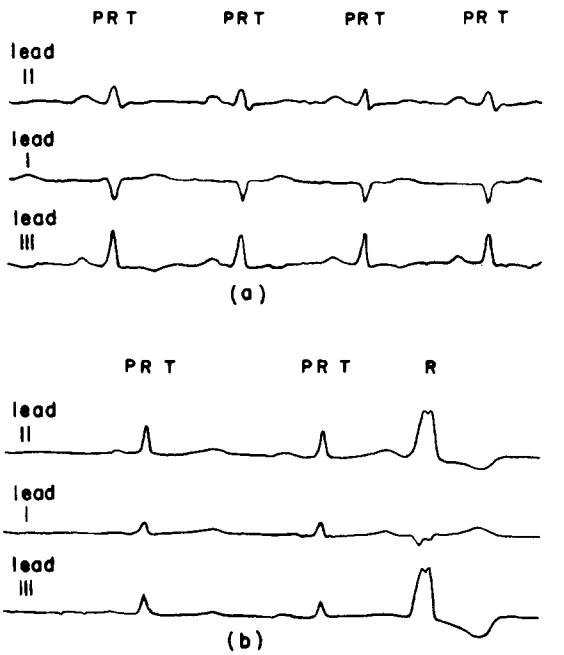

그림 5 PR 세그먼트 및 ST 세그먼트의 검출

치를 P, R, T로 표시하고 있다. ST 세그먼트 측정에 대한 기존의 연구 결과들 중 상당수가 J점을 기준으로 설정한 탐색 구간과 기울기를 이용하여 설정한 탐색구간을 2,3차례 탐색을 하면서 ST 세그먼트를 계산하였으나 본 논문에서 제시한 R점을 기준점으로 하여 계산된 점을 ST 세그먼트 값으로 설정하면 시구간 탐색시 소모되는 시간 등을 절약할 수 있는 장점이 있으며 정확도 면에 있어서도 심장 전문의의 진단과 일치함을 알 수 있다. 특히 본 논문에서는 리드 I, II, III를 이용하여 데이타를 얻었기 때문에 진단 부위의 제약을 받으며, 또한 안정 상태에서 누워 있는 환자의 데이타를 이용함으로써 환자의 자각 증상 및 기타 임상 소견으로는 심근 허혈이 의심스럽지만 ECG가 정상이거나 또는 경도의 변화만 나타날 경우의 진단은 어려운 면이 있다.

Axis 검출에 대한 실험은 환자 데이타중 axis 편위(deviation)로 판정된 15종류의 데이타를 이용하였으며 컴퓨터 진단결과와 심장전문의의 결과를 비교하여 두 결과가 일치함을 확인할 수 있었다. 본 논문에서 제시한 각 리드의 최대점의 크기만을 이용하여 간단히 계산하므로써 기존의 방식에 비하여 효율적임을 입증하였다.

4) 프로세서 III의 진단 결과

본 논문에서 실험에 이용한 환자의 QRS complex는 모두 12,123개이며 이중 각 환자당 20개의 QRS complex에 대한 변수들을 이용하여 최종적인 파형의 분류 및 부정맥의 진단에는 4,440개의 QRS complex를 이용하였다. 단일 파형 분류시에는 리드 II의 데이타를 이용하였고 최종 진단시에는 3채널 데이타를 모두 이용하였다. 이용한 심박수는 우세그룹에 의해 결정하였으며 우세그룹의 심박수가 60이하 또는 100이상인 경우에는 빈맥(tachycardia)과 서맥(bradycardia)을 구분짓기 위해 정상으로 진단하기 위한 기준 심박수를 80으로 정하여 실험하였다.

이와 같은 진단 기준을 근거로 최종 진단 결과에서는 환자의 병원번호, 단일 파형 분류, 세부진단, axis, ST 세그먼트의 진단명이 디스플레이된다.

그림 6은 그림 5에 나타난 파형에 대한 진단 결과를 나타낸 것이다. 그림 6(a)는 환자 데이타에 대한 컴퓨터 진단 결과이며 임상 진단은 sinus tachycardia, RAD, RAE, RVH로 판정된 파형으로써 본 논문에서 제시한 분류 및 진단하려는 진단병명은 정확히 검출되었으며 심실비대와 함께 axis의 편위가 있음을 알 수 있다. 또 단일 파형 분류시에 PAB로 분류됨에 따라 세부진단을 수행하게 되며 이에 의해 빈맥으로 진단됨을 알 수 있다. 그림 6(b)는 PVC, Trigeminy로 임상 판정된 그림 5(b) 파형에 대한 컴퓨터 진단 결과로써 PVB가 검출됨에 따라 세부진단에 의해 Trigeminy로 진단되었다.

(a)

```
PATIENT NUMBER:              742189-1
BEAT CLASSIFICATION          CONTEXTUAL DIAGNOSIS
PAB:                         TACHYCARDIA

ST SEGMENT:                  NORMAL
AXIS:                        RAD
```

(b)

```
PATIENT NUMBER:              754600-9
BEAT CLASSIFICATION          CONTEXTUAL DIAGNOSIS
PVB:                         TRIGEMINY

NONCONDUCTED BEAT
COMPENSATORY PAUSE

ST SEGMENT:                  NORMAL
AXIS:                        NORMAL
```

그림 6 부정맥의 진단 결과

파이프라인 프로세서에 대한 일반적인 성능 평가 기준은 진단성능의 효율성 및 정확도, 진단 결과의 재연성, 처리속도 및 다양한 데이타 패턴에 대한 성능 유지등 여러가지 면으로 구분하여 평가한다. 진단성능의 효율성 및 정확도 면에서 기존의 진단 시스템들과 비교 분석한 결과[5,13,14,15], 본 시스템에서는 3개의 프로세서를 이용하여 실시간으로 파이프라인 처리함으로써 파라미터 검출 작업의 효율적인 분담 및 처리시간의 향상을 얻을 수 있었다. ECG의 진단은 한 개의 QRS형에 대하여 한번씩 이루어지므로 R파가 검출된 이후 다음 R파가 검출될 때까지의 시간내에 모든 진단 변수의 검출 및 진단을 하여야 한다. 세 개의 프로세서중 소프트웨어의 연계상 프로세서 I이 가장 많은 분량의 일을 처리하므로 프로세서 I의 기능중 가장 시간을 많이 소비하는 루틴의 수행시간을 구하여 최소의 RR 간격과 비교한다. 프로세서 I의 기능인 3채널 디지탈 필터 시간과 QRS가 검출된 이후 초기 템플리트 생성루틴, 파라미터 계산 및 템플리트를 재생성하기 위해 소비되는 시간을 구하여 본 결과 약 78 ms가 소요됨을 알 수 있었으며 이 시간은 논문에서 진단 기준으로 사용한 최소 RR 간격이 400 ms인 것을 볼 때 충분한 시간이다. 이와 같은 사실로부터 본 시스템을 이용하면 다중 채널로부터 얻은 데이타 또는 샘플링 레이트를 증가시킴으로써 야기되는 많은 양의 데이타에 대한 실시간 분석 및 처리가 가능해지며, 본 논문에서 진단 변수로 이용하지 않은 P파 혹은 T파에 대한 정보를 프로세서 II에서 처리하고, 이에 따른 프로세서 III에서의 파형 분류 및 진단능력을 증가시키면 시스템의 전체 효율을 향상시킬 수 있다. 특히 파이프라인 프로세서의 전체 부하를 각 프로세서에 균등 배분하여 고속처리 Holter 시스템에 적용하면 많은 양의 데이타를 고속으로 처리할 수 있을 것이다.

6. 결 론

본 논문은 ECG 신호의 특징을 추출하여 실시간으로 자동 진단할 수 있는 의료전문가 시스템의 설계 관한 기초 연구로서 ECG 신호처리 기능을 각 CPU로 분산처리함으로써 각 CPU의 부담을 감소시켰으며, 마이크로 컴퓨터 레벨로 실시간 처리가 가능하였다. 또한 각 프로세서간 데이타 전송시 지연시간을 최소로 하기 위해 공유메모리를 설계하였으며, 전송지연 시간을 한 주기 클럭의 1%까지 감소시켜 데이타 처리 효율을 향상시켰다. 제작한 파이프라인 프로세서를 이용하거나, 혹은 필요에 따라 확장시키면 다중 채널 데이타를 실시간으로 처리할 수 있으며, P파와 T파에 대한 진단변수를 첨가시키면 다양한 종류의 부정맥 및 심장 질환에 대한 정확한 분류 및

진단이 가능할 것이다. 또한 이 시스템을 고속 Holter 시스템에 적용시키면 많은 양의 데이타를 고속으로 처리할 수 있다.

사의 : 본 논문은 한국과학재단의 '87 목적기초연구비로 진행되고 있는 연구의 일부임.

참 고 문 헌

1) Cox JR, Nolle FM, Fozzard HA, et al, *"Aztec, a preprocessing program for real time ECG rhythm analysis," IEEE Trans. BME-15, pp. 128-129, 1968.*
2) Feldman CL, Amazeen PG, Klein MD, et al, *"Computer detection of ventricular ectopic beats, "Comput. Biomed. Res. 3, pp. 666-674, 1971.*
3) Nygars M.E and Hulting J, *"An automated system for ECG monitoring, "Comput. Biomed. Res. 12, pp. 181-202, 1979.*
4) Talmon Kors & Bemmel Van, *"Multilead ECG Analysis", Comput. Biomed. Res., 19, pp. 28-46, 1986.*
5) Fancott. T. and Wong. D.H., *"A minicomputer system for direct high-speed analysis of cardiac arrhythmia in 24h ambulatory ECG tape recording," IEEE Trans. BME-27, pp. 685-693, 1980.*
6) Thakor, N.V. and Webster, J.E., *"Design and evaluation of QRS and noise detectors for ambulatory ECG monitors," Med. & Biol. Eng. & Comput. 20, pp. 709-714, 1981.*
7) 이명호, 안재봉 "마이크로 컴퓨터를 이용한 휴대용 부정맥 모니터의 개발(*I*)" 대한의공학회지, *Vol. 7, No. 2, pp. 169-182, 1986.*
8) 송향봉 "심전도 신호 분산처리를 위한 *Process module* 의 설계에 관한 연구" 연세대학교 석사학위 논문, *1987.*
9) 윤형로 "실시간 부정맥 검출을 위한 컴퓨터 시스템에 관한 연구," 연세대학교 박사학위 논문, *1986.*
10) 이경중, 송향봉, 이명호, 윤형로 "다중채널 실시간 부정맥 검출 시스템 설계에 관한 연구" 대한의공학회지. *Vol. 8, No. 2, pp. 215-222, 1987.*
11) Thakor, N.V., Webster. J.G., Tompkins, W.J., *"Optimal QRS detector, "Med. & Biol. Eng. & Comput. 21, pp. 343-350, 1983.*
12) Thakor, N.V., Webster, J.G. and Tompkins, W.J., *"Design, implementation, and evaluation of a microcomputer based portable arrhythmia monitor, "Med. & Biol. Eng. Comput. Vol. 22, pp. 151-159, 1984.*
13) Ivanturi, S.N., Murthy and Mandyyam R. Rangaraj, *"New concepts for PVC detection, "IEEE Trans. BME-26, No. 7, July, 1979.*
14) Ahlstrom, M.L. and Tompkins, W.J., *"Automated high-speed analysis of Holter tapes with microcomputers," IEEE Trans. BME-30, pp. 651-657, Oct, 1983.*
15) Peng-wie Hsid, Janice M, Jenikins, Yair Shimoni, et al., *"An automated system for ST segment and arrhythmia analysis in exercise radionuclide ventriculography, "IEEE Trans. BME-33, No. 3, Mar, 1985.*