

실시간 심전도 자동진단을 위한 파이프라인 프로세서의 설계

(Design of a Pipeline Processor for the Automated ECG Diagnosis in Real Time)

李 景 中*, 尹 亨 老*, 李 明 鎬**

(Kyoung Joung Lee, Hyoung Ro Yoon, and Myoung Ho Lee)

要 約

본 논문은 3개의 마이크로 컴퓨터로 구성된 파이프라인 프로세서를 이용하여 실시간으로 부정맥의 검출 및 진단을 할 수 있는 하드웨어의 설계에 관한 논문이다. 심전도 데이터는 12비트 A/D 변환시켜 입력되며 QRS 검출은 가변문턱치 방식을 이용한 하드웨어에 의해 이루어진다. 부정맥의 검출 및 진단을 위해 4개의 변수-심박수, 형태, axis, ST 세그먼트-를 이용하였다. 주 CPU의 기능을 3개의 프로세서로 분산시켜 처리함으로써 효과적인 데이터처리 및 마이크로 컴퓨터 레벨에서 실시간으로 부정맥의 검출 및 진단이 가능해졌다. 각 프로세서간의 효율적인 데이터 전송을 위해 공유메모리를 설계하였으며 이로 인하여 데이터 전송시 전송 지연시간을 클럭펄스 한 주기의 1%이하로 감소시킴으로써 각 프로세서의 데이터 처리를 효율적으로 할 수 있었다.

Abstract

This paper describes a design of hardware system for real time automatic diagnosis of ECG arrhythmia based on pipeline processor consisting of three microcomputer. ECG data is acquired 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 by which the delay time can be taken 1% of one clock period.

*正會員, 延世大學校 醫用工學科

(Dept. of Medical Eng., Yonsei Univ.)

**正會員, 延世大學校 電氣工學科

(Dept. of Electrical Eng., Yonsei Univ.)

接受日字: 1989年 2月 15日

(※ 본 연구는 1987~1988년도 한국과학재단 목적 기초연구의 일부로 수행되었음.)

I. 서 론

심장의 여러가지 질환중 생명에 위협을 줄 수 있는 부정맥(arrhythmia)의 검출은 임상적으로 매우 중요하다. 1960년 Holter에 의해 개발된 부정맥 검출시스템 이후 초기에는 주로 심박수(heart rate)를 모니터링 함으로써 부정맥을 검출하였으나 이는 리

듬 분석에 국한되어 심전도 파형의 형태 (morphology) 변화를 알 수 없으므로 그후 심박수 및 형태를 파형 분류를 위한 변수로 사용한 부정맥 검출 시스템이 개발되어 시스템의 성능을 향상시켰다.^{[1][2][3]}

이와 같은 진단 변수의 증가로 인한 시스템 성능의 향상을 얻은 반면 변수 검출 알고리즘의 복잡화 및 처리시간의 증가로 인한 실시간 처리의 어려운 문제가 대두되기 때문에 이와 같은 문제를 감소시켜 전체적인 성능 향상을 얻기 위해 전체의 기능을 분산처리하는 분산처리 시스템들이 제시되었다.^{[4][5]}

이와같은 기존의 부정맥 검출 및 진단 시스템들은 대부분 미니 컴퓨터 또는 단일 마이크로 컴퓨터에 의하여 단일 채널의 데이터를 처리하는 시스템들이다. 그러나 많은 양의 심전도 신호를 실시간으로 분석 및 진단하기 위해서는 진단변수의 다양화 및 다중채널 데이터를 이용하여야 하는데 단일 마이크로 컴퓨터를 이용하여 변수 검출 및 실시간 처리 시 시간에 제약을 받게된다.

본 논문에서는 이와같은 문제점들을 해결하기 위한 방법으로 진단변수 검출 및 부정맥 진단기능을 3개의 프로세서에 분산시켜 실시간으로 처리할 수 있는 파이프라인 프로세서 (pipeline processor)를 설계하였다. 설계한 파이프라인 프로세서를 이용한 부정맥의 검출 및 진단을 위해 변수로서 형태와, 심박수를 이용하였으며, 심장의 축 편위 (axis deviation)를 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 변수로서 이용하였다.

II. 하드웨어 시스템의 설계

심전도 신호를 실시간으로 처리분석 및 진단하기 위한 하드웨어 시스템은 1)ECG 증폭기 및 대역필터 2)QRS 검출기 3)데이터 Acquisition 4)파이프라인 프로세서로 이루어져 있으며, 그림 1은 전체 시스템 블럭선도이다.

1. ECG 증폭기 및 대역필터

환자로부터 얻는 심전도 데이터는 필터의 대역폭이 0.5-100Hz인 Fukuda Denshi의 3 채널 paper ECG (model FD-31P)를 이용하였으며 이들 중 리드 I, II, III의 데이터를 멀티플렉서에 의해 컴퓨터로 입력시킨다.

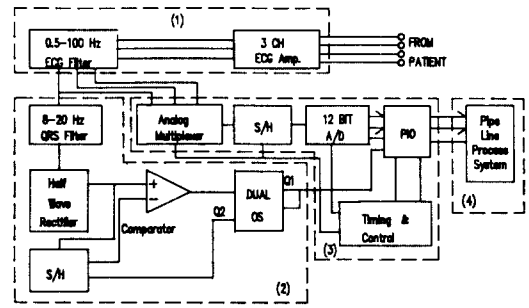


그림 1. 심전도 데이터 입력 하드웨어 시스템의 블럭선도

Fig. 1. Block diagram of hardware system for ECG data acquisition.

2. QRS 검출기

심전도 신호를 처리 및 분석하는데 있어서 가장 중요한 부분이 QRS complex를 검출 하는 것이다. 구성된 QRS 검출기는 대역폭이 8-20Hz인 3차 베셀 (Bessel) 필터 특성을 갖는 대역통과 필터, 반과정류기, 가변기준전압 방식의 비교기로 구성되어 있으며,^[6] QRS complex가 검출될 때마다 하드웨어적으로 A/D 보드의 데이터 버퍼 한 비트 (bit)을 세트시켜 A/D 변환된 데이터와 함께 13비트의 데이터가 컴퓨터로 입력된다.

3. 데이터 Acquisition

데이터 변환을 위해 12비트 A/D 변환기 ADC80 (최대 변환시간=40us)을 이용하였으며, A/D 변환회로는 프로세서 I에 의하여 제어되고, 프로세서에 입력되는 데이터는 12비트 (bit)의 심전도 데이터와 1비트의 QRS 검출 플래그 (flag) 비트로 구성되어 있다. 샘플링 레이트는 디지털 필터에서 요구하는 클럭 주파수를 고려하여 240샘플/초로 하였으며, 데이터 acquisition을 위한 타이밍 다이어그램은 그림 2와 같다.

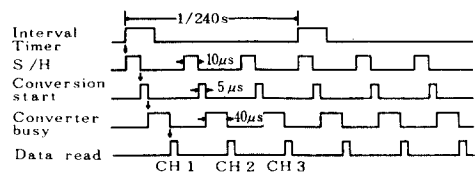


그림 2. A/D 인터럽트 타이밍도

Fig. 2. A/D interrupt timing diagram.

4. 파이프라인 프로세서

1) 파이프라인 프로세서의 설계

많은 양의 데이터를 단일 프로세서를 이용하여 시퀀스(sequence) 처리 할 경우 프로세서의 과부하로 인하여 전체적인 시스템의 성능이 저하된다. 이와 같은 문제를 해결하기 위해 분산처리 시스템(parallel processing system)에 대한 연구가 새로운 컴퓨터 구조의 개발에 힘입어 활발히 이루어지고 있다. 이와 같은 분산처리 시스템의 일부인 파이프라인 처리 시스템은 데이터 처리 레벨에 따라 연산 파이프라인 처리(arithmetic pipelining), 명령 파이프라인 처리(instruction pipelining), 프로세서 파이프라인 처리(processor pipelining)로 구분된다. 본 논문에서 부정맥 진단시 필요한 변수의 검출이 서로 독립적으로 이루어지지 않고 한 변수가 검출되면 그것을 근거로 다른 변수를 검출해야 하는 tree 구조를 갖는 종속적인 관계를 갖고 있기 때문에 직렬 구조를 갖는 파이프라인 구조가 효율적이므로 프로세서 파이프라인 처리 시스템을 채택하였다.

이 시스템은 여러개의 프로세서들이 파이프라인으로 연결되어 있어 각 프로세서는 할당된 작업만 수행하도록 되어있으며, 한 프로세서에서 처리된 데이터는 다음 프로세서가 데이터를 처리 할 수 있도록 버퍼를 통하여 전송시킨다. 또 각 프로세서에 한 주기마다 클럭펄스가 인가되며, 펄스가 인가될 때마다 프로세서는 인터럽트 방식에 의하여 데이터를 입력시켜 처리한다. 특히 데이터 처리시 파이프라인이 완전히 채워진 후에는 클럭 한 주기마다 모든 데이터 처리가 이루어지므로 처리 시간이 단축된다. 즉 k개의 프로세서로 구성되어진 파이프라인 시스템이 n개의 일을 처리할 때 $T_i = k + (n-1)$ 의 클럭 주기의 시간이 필요한 반면, 파이프라인이 아닌 일반 시스템에서는 동일한 일에 대하여 $T_i = n \cdot k$ 의 시간 지연이 생긴다.

이와 같이 파이프라인 프로세서는 속도, 효율, throughput 등 여러 면에서 장점을 지니므로 데이터의 처리 능력의 향상, 시스템의 안정성 및 신뢰도 향상 등을 얻을 수 있다.

본 논문에서는 그림 3과 같은 선형 파이프라인을 구성하였으며 프로세서 I과 II의 CPU는 Z80이고, 프로세서 III는 8088 CPU가 내장되어 있는 IBM TURBO XT 컴퓨터이다.

Z80 마이크로 컴퓨터는 Z80 PIO와 CTC를 내장하고 있으며, 내부 ROM과 RAM은 각각 8Kbyte의 용량을 갖고, 4MHz의 클럭에 의해 동작된다.

그림 3에 나타난 바와 같이 심전도 파형에 대한 진단은 단일파형에 대한 분류 결과를 근거로 이루어지므로 전체적인 시스템 인터럽트는 프로세서 I, II에만 인가되고 프로세서 III에는 프로세서 II에서 단일파형에 대한 진단변수를 검출하여 검출된 데이터를 공유메모리로 전송시킨 후에 프로세서 II의 PIO를 이용하여 인터럽트 신호를 인가하도록 구성하였다. 각 프로세서의 하드웨어 메모리 맵의 블록선도가 그림 4, 그림 5, 그림 6에 나타나 있다.

그림 4는 프로세서 I에 대한 시스템 메모리 맵이며, ROM과 내부 메모리는 어드레스버스 ADBUS_{0..12}를 디코딩하여 각 어드레스를 지정하였고, ADBUS_{13..15}를 디코딩하여 칩(chip)을 선택하였다. 공유 메모리(CM1)는 ADBUS_{0..8}을 디코딩하여 어드레스를 지정하였고 ADBUS_{11..15}를 디코딩하여 칩을 선택하였다. Z80 PIO는 ADBUS_{0..1}과 ADBUS_{2..3}을 디코딩하여 구한 CSBUS₂에 의하여 4개의 어드레스가 지정되며, 이 어드레스는 2개의 제어 레지스터와 2개의 I/O 포트를 지정한다. A/D 변환기(ADC)는 ADBUS₀를 디코딩하여 메모리를 지정하고 ADBUS_{0..8}을 디코딩하여 칩을 선택하였다.

그림 5는 프로세서 II에 대한 시스템 메모리 맵으로서 그림 4에서 ADC를 제거하고 공유메모리 II(C

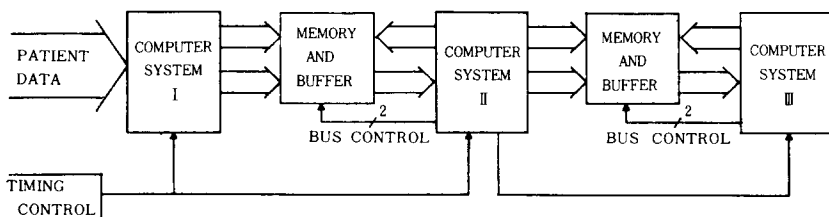


그림 3. 제안한 파이프라인 프로세서의 블록선도

Fig. 3. Block diagram of a proposed pipeline processor.

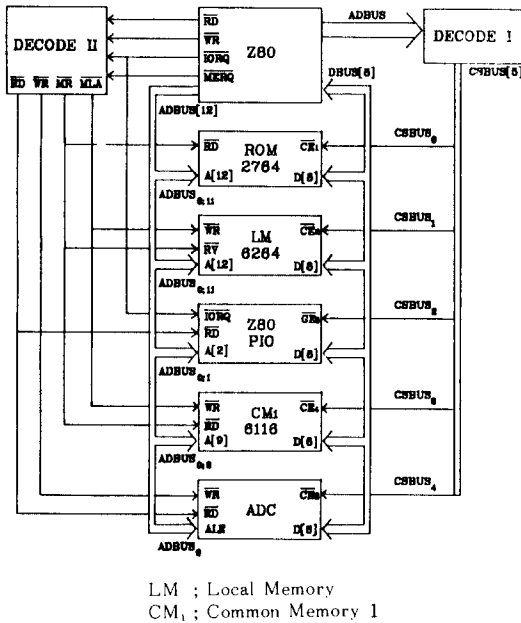


그림 4. 프로세서 I의 메모리 맵
Fig. 4. Memory map of processor I.

M2)를 첨가한 것과 동일하며, 어드레스 및 칩 선택 방법도 그림 4와 동일하다. 공유메모리 II는 ADBUS_{0:4}를 디코딩하여 어드레스를 지정하고 ADBUS_{12:15}를 디코딩 하여 칩을 선택한다.

그림 6은 프로세서 III에 대한 시스템 메모리 맵이며 PIO 8255는 ADBUS_{0:1}과 CSBUS₀에 의하여 4개의 어드레스가 지정되며, 이 어드레스는 control/status 레지스터와 3개의 I/O 포트를 지정한다. 공유메모리 II는 ADBUS_{0:4}를 디코딩하여 어드레스를 지정하고, ADBUS_{5:9}를 디코딩하여 칩을 선택하였다.

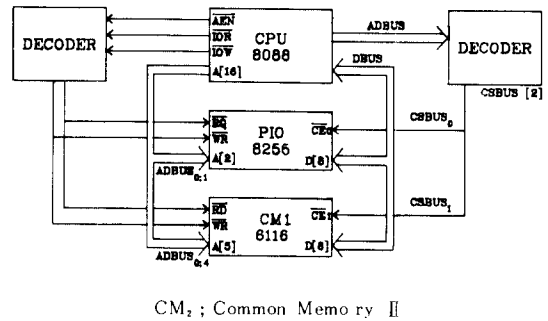


그림 6. 프로세서 III의 메모리 맵
Fig. 6. Memory map of processor III.

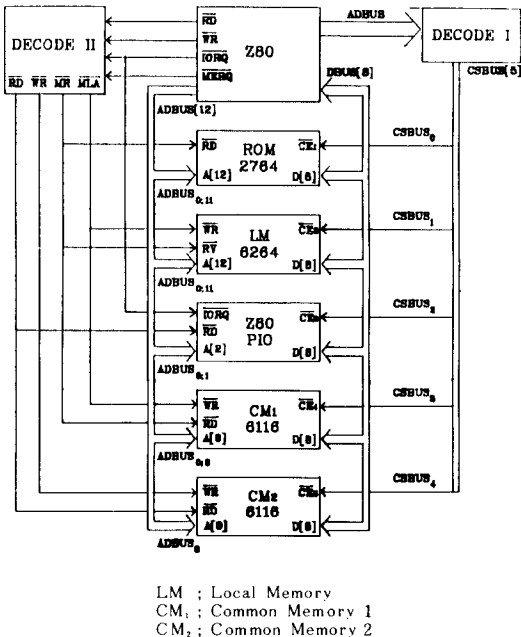


그림 5. 프로세서 II의 메모리 맵
Fig. 5. Memory map of processor II.

2) 버스제어에 의한 데이터 전송

파이프라인 프로세서에서 데이터 전송시 발생하는 지연시간을 감소시키기 위해 interconnection structure를 설계할 때 공유메모리를 통하여 프로세서간 데이터를 전송하는 하드웨어를 구성하였다. 공유 메모리를 액세스(access) 하기위한 어드레스 및 데이터 버스는 인터럽트가 발생할 때마다 각 프로세서에 의하여 제어되며 버스를 제어하기 위한 버퍼로는 tristate 버퍼를 이용하였으며 공유메모리는 6116 스태틱 램(static ram)을 이용하였다. 공유메모리 설계시 공유메모리 I은 A000H-A100H, 공유메모리 II는 A800H-A81FH로 할당하였다.

각 프로세서간의 데이터 전송은 인터럽트의 발생시 프로세서 I 으로부터 프로세서 III 까지 단일 방향 데이터 전송에 의하여 이루어진다. 시스템 인터럽트 발생시 프로세서 II에 의하여 발생된 버스 제어 신호에 의하여 프로세서 I과 공유메모리를 연결시키는 버스는 불능 상태가 되며, 프로세서 II와 공유메모리를 연결시키는 버스는 가능 상태가 된다. 이때

프로세서 II에서는 데이터를 읽어 들인 후 위와 반대의 버스제어 신호를 발생시켜 프로세서 I에서 공유 메모리 액세스를 가능하도록 해준다.

프로세서 II와 III간의 데이터 전송도 동일한 방식에 의하여 이루어지며 이 경우의 버스 제어 신호는 프로세서 III에 연결시킨 8255의 포트를 이용하였다. 8255에 대한 I/O 어드레스는 260H-263H로 할당 하였으며, 특히 프로세서 III로의 데이터 전송은 I/O 번지(220H-23FH)를 이용하여 데이터를 전송하였다. 전송되는 데이터는 프로세서 I과 II에서는 8 바이트[3 채널 데이터: 6 바이트, 형태와 심박수: 2 바이트]이며 이때의 전송시간은 54μs 소요되었고, 프로세서 II와 III에서는 4 바이트 [형태, 심박수, ST 세그먼트, axis]로 39μs 소요되었다. 이 방식은 PIO의 포트를 통한 데이터 전송시 동일 바이트인 경우 약 500μs 소요된 것에 비하여 전송시간이 1/10이하로 감소되며, 전송 지연시간은 각각 시스템 클럭 한 주기의 1.3%와 0.9%에 해당하므로 거의 99% 정도의 시간이 데이터 처리에 이용됨으로써 처리효율의 향상을 얻었다!⁷⁾

III. 소프트웨어의 분산처리

파이프라인 프로세서를 이용하여 실시간으로 부정맥을 검출 및 진단하기 위한 소프트웨어는 3개의 프로세서로 나뉘어져 수행되며 전체적인 흐름도는 그림 7과 같이 크게 시스템 초기치 설정, 데이터 입력 및 디지털 필터링, 초기 템플리트 생성, 파라미터 검출, 단일 파형의 분류 및 세부 진단으로 분류된다.

파이프라인 프로세서에서는 전체의 기능을 효율적으로 각 프로세서에 분담시키는 일이 매우 중요하므로 소프트웨어 처리의 연계성을 고려하여 전체적인 기능을 다음과 같이 분산 처리하였다.

프로세서 I은 시스템 초기화, 데이터 입력 및 디지털 필터링, 초기 템플리트 생성, 파라미터 검출(Q, R, J점, PR세그먼트, 형태, 심박수), 및 템플리트 재생성 기능을 수행한다. 특히 진단변수로 이용하는 형태는 QRS 콤플렉스의 형태를 알기 위하여 R점을 중심으로 좌, 우 원도우를 정하여 다음의 수식에 의하여 구하며

$$\text{형태} = (1/MP) \sum_{j=1}^{32} |V(i) - T(i)| \quad (1)$$

(단 V(i)는 새로 입력된 파형의 데이터이며, T(i)는 템플리트의 데이터, MP는 템플리트의 최대치이다)

심박수는 다음의 수식에 의해 구한다.

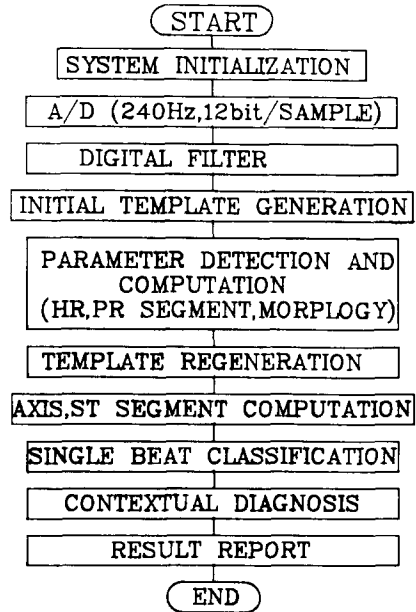


그림 7. 부정맥 자동진단을 위한 시스템 흐름도
Fig. 7. Flowchart of automatic arrhythmia diagnosis system.

$$\text{심박수} = 60 / (RR/2/240) \quad (2)$$

(단 RR은 R파형 사이의 데이터 수이다)

프로세서 II는 프로세서 I으로 부터 전송된 3 채널 데이터, 심박수, 형태를 이용하여 ST세그먼트와 axis를 계산하는 기능을 수행한다. ST 세그먼트를 계산하기에 앞서 먼저 ST 세그먼트 측정을 위한 기준 전압 레벨로 이용되는 PR 세그먼트 값을 계산하며, 다음의 식들에 의하여 3개의 리드에 대하여 모두 계산한다.

$$\text{ST-PT} = R + 64\text{ms} + \max[4, (200 - \text{심박수})/16] * 4\text{ms} \quad (3)$$

$$\text{ST-PT} = S + 44\text{ms} + \max[4, (200 - \text{심박수})/16] * 4\text{ms} \quad (4)$$

이때 식(3)은 R파의 첨두치가 양(+)의 방향일 때에 적용하며 식(4)는 R파의 첨두치가 음(-)의 방향일 때에 적용한다. 각 리드로 부터 계산된 ST 세그먼트는 표 1에 의하여 분류한 후 약정된 코드를 프로세서 III에 전송시킨다.

표 1. ST 세그먼트 판정코드
Table 1. Diagnostic code for ST segment.

Code	Detection lead of ST depression and elevation	Diagnosis
1	NO	normal
2	I	lateral wall ischemia
3	II, III	inferior wall ischemia
4	I, II, III	inferolateral wall ischemia
7	*	morphology abnormal

(* : don't care)

또한 윤[9]은 axis를 구하기 위한 수식을 제시하기도 하였으나 axis의 정량화는 큰 의미를 갖지 않고 axis 편위의 존재 유무가 임상적인 의미를 갖고 있으므로 본 논문에서는 단순히 각 리드의 R파의 크기를 이용하여 표 2에 의하여 판정한다.

표 2. 축 진단 판정코드
Table 2. Diagnostic code for axis.

Code	I	II	III	Diagnosis
1	+	+	-	LAD
2	-	-	-	LAD
3	-	*	*	RAD
7	*	*	*	morphology abnormal

(+ : R점이양(+), - : R점이 음(-), * : don't care)

이 기준에서 정상 축은 $-30^{\circ} - +90^{\circ}$, LAD (left axis deviation)는 $-30^{\circ} - -90^{\circ}$, RAD(right axis deviation)는 $+90^{\circ} - 180^{\circ}$ 의 값을 갖도록 설정하였다.

프로세서 III은 프로세서 II에서 한개의 QRS 파형에 대한 파라미터 값을 계산한 후에, 인터럽트를 발생시킬 때마다 형태, 심박수, ST세그먼트, axis 등의 데이터를 받아 들어서 파형의 분류 및 진단기능을 수행한다.

심전도의 부정맥 진단은 단일 파형분류와 세부진단으로 구분된다. 단일 파형분류는 형태와 심박수 데이터를 이용하여 표 3에 의해 이루어지며 이 두 변수가 모두 정상일때 "정상"으로 판정한다. m은 형태값을 의미하며 실험한 데이터로 부터 얻은 문턱치

표 3. 단일 파형 분류를 위한 판정기준
Table 3. Criteria for single beat classification.

Code	Morphology	Criteria
1	Normal	$(m \leq th)$ and $(HRc = N)$
2	Premature Ventricular Beat (PVB)	$(m > th)$ and $(HRc = L)$
3	Premature Atrial Beat (PAB)	$(m \leq th)$ and $(HRc = L)$
4	Nonconducted Beat	$(HRc = 2 * HRn)$
5	Ventricular Escape Beat (VEB)	$(m > th)$ and $(HRc = S)$
6	Bradycardia	$(m \leq th)$ and $(HRc = S)$
7	Compensatory pause	$(m \leq th)$ and $(HRc = S)$ and $(HRc + HRc' = 2 * N)$ and (previous beat: PVB)
8	Aberrant beat	$(m > th)$ and $(HRc = N)$
9	None	(If code is not 1 - 8)

단 m : 형태값
HRn : 정상 심박수
L : 정상 심박수 범위
L : 심박수가 정상범위보다 큼
HRc : 현 비트의 심박수
HRc' : 이전 비트의 심박수
S : 심박수가 정상범위보다 작음
th : 형태의 문턱치

th의 값은 8로 정하였다.

단일 파형분류시 PVB (premature ventricular beat) 또는 PAB (premature atrial beat)가 검출되면 트리분류 방법에 근거하여 표 4에 의하여 세부진단을 한다.^[6] 세부진단은 PVB 또는 PAB 패턴 변화의 연속성 및 심박수를 비교하여 부정맥을 진단한다. 또한 표 4에서 알 수 있는 바와 같이 2중선 (couplet), 3중선 (triplet), 2단맥 (bigeminy), 3단맥 (trigeminy) 등은 PVB 패턴 변화만으로도 분류가 가능하다.

IV. 실험 및 결과고찰

1. 실험

제작한 파이프라인 프로세서를 이용하여 심전도 신호의 부정맥 검출 및 진단을 위하여 2대의 시뮬레이터 (Kontron : 11 종류, Medical Data Electronics Co. : 15 종류) [9]와 74명의 환자로 부터 얻은 데이터를 파이프라인 프로세서에 입력시켜 처리한다.

실험에 이용한 환자의 QRS complex는 모두 12, 123개이며 이중 각 환자당 20개의 QRS complex에 대한 변수들을 이용하여 최종적인 파형의 분류 및 부정맥의 진단시에는 4, 440개의 QRS complex를 이용하였다. 단일파형 분류시에는 리드 II의 데이터를

표 4. 세부 진단을 위한 판정 기준

Table 4. Criteria for contextual diagnosis.

Morphology	Heart rate	Number (n)	Pattern
1. Couplogy	*	n=2	PVB
2. Triplet	*	n=3	PVB
3. Bigeminy	*	n=4	(N,PVB,N,PVB)
4. Trigeminy	*	n=6	(N,N,PVB,N,N,PVB)
5. Ventricular rhythm	HR ≤ 100	n ≥ 4	PVB
6. Salvo	HR > 150	4 ≥ n ≥ 7	PVB
7. Ventricular tachycardia	HR > 150	n ≥ 8	PVB
8. Supraventricular tachycardia	HR > 150	n ≥ 6	PAB
9. tachycardia	HR > 100	n ≥ 6	PAB

단HR : 심박수

N : 단일파형 분류에서 정상 비트 또는 대상성 휴지기 (Compensatory pause)인 경우

이용하였고 최종 진단시에는 3 채널 데이터를 모두 이용하였다.

2. 결과 및 고찰

1) QRS 검출기의 정확도

본 연구에서 구성한 QRS 검출기의 정확도 및 안 전성에 관해서는 이미 보고 되었으며,^[10] ECG 파형 중 연속적인 부정맥 환자의 파형으로 본 검출기로 검출할 의의가 없는 것을 제외하고는 모두 정확히 검출할 수 있었다.^[9]

2) 프로세서 I 의 검출결과

진단 파라미터 검출의 기준이 되는 R점은 QRS 검출기에 의해 검출된 점을 기준으로 좌, 우 원도우 (160ms)를 설정하여 이 구간에서 절대값이 가장 큰 점으로 설정하였으며, 검출된 R점을 이용하여 심박수를 계산하였다.

환자 고유의 템플리트를 생성하기 위한 초기 템플리트 생성을 위해 5점 이동평균 방법에 의해 Q점과 J점 검출 실험을 하였으며 이미 보고된 결과에서 알 수 있는 바와 같이 J점 검출시 컴퓨터에 의한 검출 위치와 심장 전문의의 진단이 일부 부정맥 파형에서 불일치 하였다.^[11] 이로부터 계산된 QS폭과 심박수의 변화율을 이용하여 초기 템플리트를 생성 하였고, 생성된 템플리트와 입력된 파형간의 상관관계를 이용하여 형태를 계산하였으며 이 형태값을 근거로 새로운 템플리트를 생성하였다. 본 논문에서 구한 형

태의 타당성을 제시하기 위하여 동일 템플리트에 대하여 cross correlation 값을 구하여 비교한 결과가 보고 되었으며 이로부터 형태에 의한 판정과 임상진단과의 판정 결과가 일치함을 알 수 있었다.^[9]

3. 프로세서 II 의 검출 결과

ST세그먼트 계산을 위한 기준점 결정은 R점으로부터 임의의 거리만큼 떨어진 점을 계산하는 수식을 이용하였으며,^[8] ST세그먼트의 크기를 정하는 기준은 심전도 전체 파형중 가장 변동율이 작은 PR 세그먼트를 이용하였다.

ST세그먼트를 계산하기 위하여 환자 데이터 중 정상 데이터, 심근허혈 (myocardial ischemia)로 판정된 데이터와 부정맥으로 판정된 데이터 그리고 시뮬레이터 데이터 중 ST 상승 및 ST 하강 파형을 이용하여 컴퓨터가 측정한 결과와 심장 전문의의 진단 결과를 비교하였다. 그림 8에는 컴퓨터에 의하여 검출된 PR 세그먼트, R, ST 세그먼트의 위치를 P, R, T로 표시하고 있으며 심장 전문의의 검출 결과와 일치하였다.

Axis 검출에 대한 실험은 환자 데이터 중 axis 편위로 판정된 15종류의 데이터를 이용하였으며 컴퓨터 진단 결과와 심장전문의의 결과를 비교하여 두 결과가 일치함을 얻을 수 있었다.^[12]

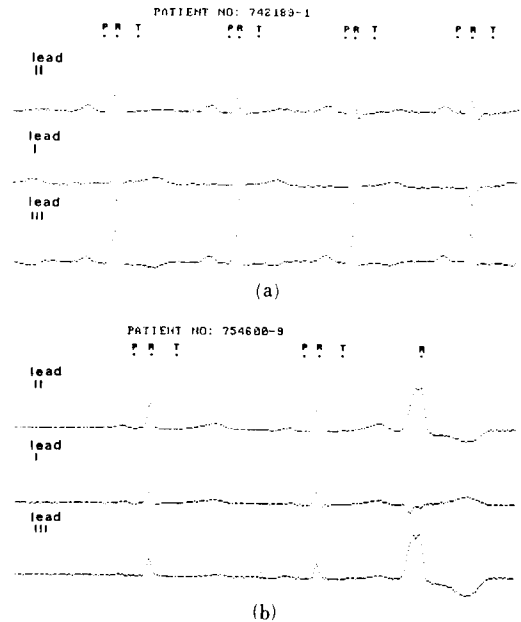


그림 8. PR세그먼트 및 ST세그먼트의 검출
Fig. 8. Detection of the PR segment and ST segment.

4) 프로세서 III의 검출 결과

최종 진단 결과에는 환자의 병원번호, 단일 파형 분류, 세부진단, axis, ST세그먼트의 진단명이 디스플레이 된다. 그림 9는 그림 8에 나타난 파형에 대한 진단 결과를 나타낸 것이다. 그림 9의 (a)는 그림 8의 (a)에 대한 컴퓨터 진단 결과이며 임상 진단은 sinus tachycardia, RAD, RAE, RVH로 판정된 파형으로서 본 연구에서 제시한 분류 및 진단하려는 진단 병명은 정확히 검출되었으며 심실 비대와 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 9의 (b)는 PVC, Trigeminy로 임상 판정된 그림 8의 (b)파형에 대한 컴퓨터 진단 결과로써 PVB가 검출됨에 따라 세부 진단에 의해 Trigeminy로 진단되었다.

(a)	=====
	PATIENT NUMBER: 742189-1
	=====
	BEAT CLASSIFICATION CONTEXTUAL DIAGNOSIS
	=====
	FAB: TACHYCARDIA
	=====
	ST_SEGMENT: NORMAL
	AXIS: RAD
	=====
(b)	=====
	PATIENT NUMBER: 754600-9
	=====
	BEAT CLASSIFICATION CONTEXTUAL DIAGNOSIS
	=====
	FVB: TRIGEMINY
	=====
	NONCONDUCTED BEAT
	COMPENSATORY FAUSE
	=====
	ST_SEGMENT: NORMAL
	AXIS: NORMAL
	=====

그림 9. 부정맥의 진단결과
 Fig. 9. Results of arrhythmia diagnosis.

파이프라인 프로세서를 이용한 부정맥 자동진단 시스템의 성능은 검출 알고리즘에 의해 검출된 결과와 심장 전문의의 수동 진단 결과를 비교함으로써 얻을 수 있는데 진단 성능의 효율성 및 정확도 면에서 기존의 진단 시스템들과 비교 분석한 결과,^{[11][12]} 본 시스템에서는 3개의 프로세서를 이용하여 파라미터 검출 작업을 분산처리함으로써 각 프로세서의 부담을 덜어주며 실시간으로 진단이 가능하게 되었다. 그러나 진단의 범위는 부정맥의 일부와 심근허혈 및 axis 편위에 국한되어 있기 때문에 진단의 범위를 확장시키려면 데이터 채널의 확장 및 진단

파라미터의 수가 증가되어야 한다. 특히 이와 같은 문제는 본 논문에서 제시한 파이프라인 프로세서를 이용한다면 더 효율적으로 해결할 수 있을 것이다.

심전도의 진단은 한개의 QRS complex에 대하여 한번씩 이루어지므로 R파가 검출된 이후 다음 R파가 검출될 때 까지의 시간내에 모든 진단변수의 검출 및 진단을 하여야 한다. 세계의 프로세서중 소프트웨어의 연계상 프로세서 I이 가장 많은 분량의 일을 처리 하므로 프로세서 I의 기능 중 가장 시간을 많이 소비하는 루틴의 수행시간을 구하여 최소의 RR 간격과 비교한다. 프로세서 I의 기능인 3채널 디지털 필터 시간과 QRS가 검출된 이후 초기 템플릿 생성루틴, 파라미터 계산 및 템플릿을 재생성 하기위해 소비되는 시간을 구하여 본 결과 약78ms가 소요됨을 알 수 있었으며 이 시간은 논문에서 진단 기준으로 사용한 최소 RR이 400ms인것을 볼 때 충분한 시간이다.

V. 결 론

본 논문은 심전도 데이터를 실시간으로 자동 진단할 수 있는 파이프라인 프로세서의 설계 관한 연구로서 심전도 신호처리 기능을 각 CPU로 분산처리 함으로써 각 CPU의 부담을 감소시켰으며, 마이크로 컴퓨터 레벨로 실시간 처리가 가능하였다. 또한 각 프로세서간 데이터 전송시 지연시간을 최소로 하기 위해 공유메모리를 설계하였으며, 전송지연 시간을 한 주기 클럭의 1%까지 감소시켜 데이터 처리 효율을 향상시켰다. 제작한 파이프라인 프로세서를 이용하거나, 혹은 필요에 따라 확장시키면 다중 채널 데이터를 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 데이터를 고속으로 처리할 수 있다.

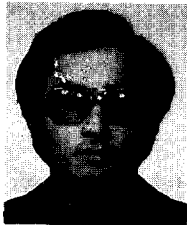
참 考 文 獻

[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] Monster A.W. O'Connor D. and Chan H. "Rapid scanning of ambulatory EKG recordings using several computers operating in parallel," in *Computers in Cardiology*, pp. 33-38, 1978.
- [5] Sheppard J.J and Hansmann D.R. "Applications of dynamgram III B holter ECG analysis system," in *Computers in Cardiology*, pp. 211-223, 1977.
- [6] Thakor, N.V., Webster, J.G. and Tompkins, W.J. "Optimal QRS filter," *IEEE Front. Eng. Health Care.* pp. 190-195.
- [7] 송향봉 "심전도 신호 분산처리를 위한 pro-cess module의 설계에 관한 연구" 연세대학교 석사학위 논문 1987.
- [8] 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.
- [9] 윤형로 "실시간 부정맥 검출을 위한 컴퓨터 시스템에 관한 연구," 연세대학교 박사학위 논문 1986.
- [10] Thakor, N.V., Webster, J.G. and Tompkins, W.J. "Design, implementation, and evaluation of a microcomputer based probable arrhythmia monitor," *Med. & biol. Eng. Comput.* vol. 22, pp. 151-159, 1984.
- [11] 이경중, 송향봉, 이명호, 윤형로 "다중채널 실시간 부정맥 검출 시스템 설계에 관한 연구" 대한의공학회지. vol. 8, no. 2, pp. 215-222, 1987.
- [12] 이경중 "파이프라인 프로세서에 의한 심전도 자동진단 시스템에 관한 연구," 연세대학교 박사학위 논문, 1988.
- [13] Ivanturi, S.N., Murthy and Mandyyam R. Rangaraj, "New concepts for PVC detection," *IEEE Trans. BME-26*, no. 7, July 1979.
- [14] 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.
- [15] Ahlstrom, M.L. and Tompkins, W.T., "Automated highspeed analysis of Holter tapes with microcomputers," *IEEE Trans. BME-30*, pp. 651-657, Oct. 1983. *

 著 者 紹 介



李 景 中 (正會員)

1958年 9月 17日生. 1981年 2月 연세대학교 전기공학과 졸업 공학사 학위 취득. 1983년 2월 연세대학교 대학원 전기공학과 졸업 공학석사 학위취득. 1988년 8월 연세대학교 대학원 전기공학과 졸업 공학박사 학위취득. 1987년 3월~1989년 2월 연세대학교 보건과학대학 의용공학과 연구강사, 1989년 3월~현재 연세대학교 보건과학대학 의용공학과 전임강사. 주 관심분야는 생체전기현상 및 생체모델링 biomedical instrumentation등임.



尹 亨 老 (正會員)

1949년 2월 17日生. 1972년 연세대학교 전기공학과 졸업. 1974년 연세대학교 대학원 전기공학과 석사 학위취득 1986년 동대학원 전자공학과 박사 학위취득. 1974년 - 1979년 국방과학연구소 선임 연구원. 1982년 - 현재 연세대학교 보건과학대학 의용공학과 조교수 1988년 - 1989년 미국 Johns Hopkins Univ. 의용공학과 연구원. 주 관심분야는 Medical telemetry, Ambulatory monitoring system, ECG 자동진단 등임.



李 明 鎬(正會員)

1946年 6月 11日生. 1972年 2月 연세대학교 전기공학과 졸업. 1974年 2月~1978年 2月 연세대학교 대학원 전기공학과 석사 및 공학박사 학위 취득. 1977년 3月~1978年 2月 연세대학교 의과대학 생리학 교실 연구강사. 1978年 3月~1980年 2月 홍익대학교 전기공학과 조교수. 1980年 3月~현재 연세대학교 전기공학과 교수. 1984년 1月~1985年 2月 University of Wisconsin-Madison 교환교수. 주 관심분야는 의료기기 및 계측제어, 생체신호자동진단, 의료영상 자동진단 및 전기생리 등임.