

실시간 심전도 처리를 위한 파이프라인 프로세서의 설계

이 경중, 이운선, 윤형모, 이명호  
 연세대학교 보건과학대학 의용공학과 \* 연세대학교 공과대학 전기공학과 \*\*

A design of pipeline processor for real time ECG process

Kyoung-Joong Lee, Yoon-Sun Lee, Hyoung-Ro Yoon, Myoung-Ho Lee  
 Dept. of Medical Engineering, Yonsei University \*  
 Dept. of Electrical Engineering, Yonsei University \*\*

This paper describes a design of hardware system for real time automatic diagnosis of ECG arrhythmia based on pipeline processor consisting of the 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.

1. 서 론

심장의 여러가지 질환 중 생명에 위협을 줄수 있는 부정맥(arrhythmia)의 검출은 임상적으로 매우 중요하며, 초기에는 주로 심박수(heart rate)를 모니터링함으로써 부정맥을 검출하였으나, 그후 심박수및 morphology를 파형 분류를 위한 변수로 사용한 부정맥 검출 시스템이 개발되어 시스템의 검출 성능을 향상시켰다 [1][2][3].

이와같은 기존의 부정맥 검출 및 진단 시스템은 대부분 미니컴퓨터 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 제약 을 받게 된다.

본 논문에서는 3대의 마이크로 컴퓨터를 이용하여 진단 변수 검출 및 부정맥 진단 기능을 3개의 프로세서에 분산시켜 실시간으로 처리할 수 있는 파이프라인 프로세서(pipeline processor)를 설계하였다. 부정맥의 검출 및 진단을 위한 변수로는 QRS complex의 형태로부터 계산한 morphology와, 심박수를 이용하였으며, 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 변수로서 이용하였다.

파이프라인 프로세서는 여러개의 프로세서들이 파이프라인으로 연결되어 있어 각 프로세서는 할당된 작업만 수행하도록 되어있으며, 한 프로세서에서 처리된 데이터는 다음 프로세서가 데이터를 처리할 수 있도록 버퍼를 통하여 전송시킨다. 또 각 프로세서에 한 주기마다 클럭 펄스가 인가되며, 펄스가 인가될 때마다 프로세서는 인터럽트 방식에 의하여 데이터를 입력시켜 처리한다. 특히 파이프라인 프로세서에서는

precedence graph에 의해 처리되며, 데이터 처리시 파이프라인이 충분히 채워진 후에는 클럭 한 주기마다 모든 데이터 처리가 이루어지므로 처리시간이 단축된다. 이와 같이 측면에서 파이프라인 처리는 속도, 효율, throughput 등의 여러 면에서 우월하다.

2. 하드웨어 시스템의 설계

본 논문에서 심전도 신호를 실시간으로 처리 분석 및 진단하기 위한 하드웨어 시스템은 1) ECG 증폭기 및 대역필터 2) QRS 검출기 3) 데이터 Acquisition 4) 파이프라인 프로세서로 구성하였으며, 그림 1은 전체 시스템의 블록선도이다.

환자로부터 얻는 심전도 데이터는 Fukuda Denshi의 3 채널 paper ECG (model FD-31P)를 이용하였으며 이 들중 리드 I, II, III의 데이터를 멀티플렉서에 의해 컴퓨터로 입력시킨다.

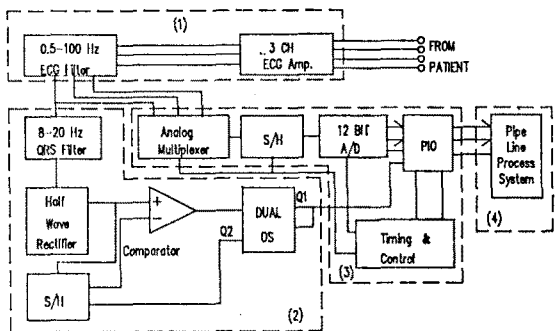


그림 1 데이터 입력 하드웨어 시스템의 블록선도

심전도 신호를 처리 및 분석하는데 있어서 가장 중요한 부분이 QRS complex를 검출하는 것이다. 구성된 QRS 검출기는 대역폭이 8-20 Hz인 3차 베셀(Bessel) 필터 특성을 갖는 대역통과 필터, 반파정류기, 가변 기준전압 방식의 비교기로 구성되어 있으며 [4], QRS complex가 검출될 때마다 하드웨어적으로 A/D 보드의 데이터 버퍼 한 비트(bit)을 세트시켜 A/D 변환된 데이터와 함께 컴퓨터로 입력된다.

데이터 변환을 위해 12 비트 A/D 변환기 ADC80(최대 변환시간 = 40 us)을 이용하였으며, A/D 변환 회로는 프로세서 I에 의하여 제어되고, 데이터는 12 비트(bit)의 심전도 데이터와 1 비트의 QRS 검출 플래그(flag) 비트로 구성 되어있다. 샘플링 레이트는 디지털 필터에서 요구하는 클럭 주파수를 고려하여 240 샘플/초로 하였다. 데이터 acquisition은 하드웨어 인터럽트 타이머에 의하여 약 4 ms에 한번씩 인터럽트 요구(Z-80의 INTO, NMI)를 발생시켜 이에 의해 A/D 변환된 데이터를 받아들이며 이의 타이밍 다이어그램은 그림 2와 같다.

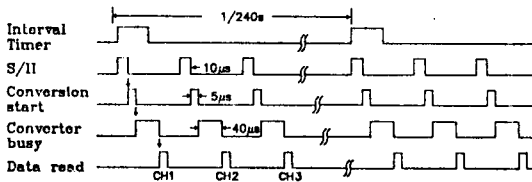


그림 2 A/D 인터럽트 타이밍도

데이터의 처리능력의 향상, 시스템의 안정성 및 신뢰도 향상 등을 얻을 수 있는 파이프라인 프로세서를 그림 3 과 같이 구성하였다. 프로세서 I 과 II 의 CPU 는 Z80 이며, 프로세서 III 는 8088 CPU 가 내장되어 있는 IBM TURBO XT 컴퓨터이다.

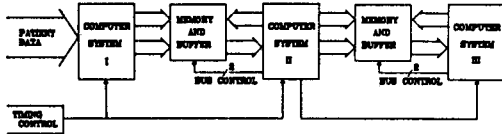


그림 3 파이프라인 프로세서의 블럭선도

Z80 마이크로 컴퓨터는 Z80 PIO 와 CTC를 내장하고 있으며, 내부 ROM 과 RAM 은 각각 8 Kbyte 의 용량을 갖고, 4MHz 의 클럭에 의해 동작된다.

파이프라인 프로세서에서 데이터 전송시 발생하는 지연시간을 감소시키기 위해 interconnection structure를 설계 할때 공유 메모리를 통하여 프로세서간 데이터를 전송하는 하드웨어를 구성하였다. 공유 메모리를 액세스(access) 하기 위한 어드레스 및 데이터 버스는 인터럽트가 발생할 때마다 각 프로세서에 의해 제어되며 버스를 제어하기 위한 버퍼로는 tri-state 버퍼를 이용 하였으며 공유메모리는 6116 스태틱 램(static ram) 을 이용하였다. 공유메모리 계층 공유메모리 I 은 A000H-A100H, 공유메모리 II 는 A800H-A81FH 로 할당하였다.

각 프로세서간의 데이터 전송은 인터럽트의 발생시 프로세서 I 으로부터 프로세서 III까지 단일 방향 데이터 전송에 의하여 이루어진다. 시스템 인터럽트 발생시 프로세서 II 에 의하여 발생된 버스 제어 신호에 의하여 프로세서 I 과 공유 메모리를 연결시키는 버스는 불능 상태가 되며, 프로세서 II와 공유 메모리를 연결시키는 버스는 가능 상태가 된다. 이때 프로세서 II에서는 데이터를 읽어 들인 후 위와 반대의 버스제어 신호를 발생시켜 프로세서 I 에서 공유 메모리 액세스를 가능하도록 해준다.

프로세서 II 와 III 간의 데이터 전송도 동일한 방식에 의하여 이루어지며 이 경우의 버스 제어 신호는 프로세서 III 에 연결시킨 8255 의 포트 을 이용 하였다. 8255 에 대한 I/O 어드레스는 260H-263H 로 할당 하였으며, 특히 프로세서 III로의 데이터 전송은 I/O 번지(220H-23FH) 를 이용하여 데이터를 전송하였다. 전송되는 데이터는 프로세서 I 과 II에서는 8 바이트 [ 3 채널 데이터: 6 바이트, morphology 와 심박수: 2 바이트 ] 이며 이때의 전송시간은 54 us 소요되었고, 프로세서 II 와 III에서는 4 바이트 [ morphology, 심박수, ST 세그먼트, axis ] 로 39 us 소요되었다. 이 방식은 PIO 의 포트 를 통한 데이터 전송시 동일 바이트인 경우 약 500 us 소요된 것에 비하여 전송시간이 1/10 이하로 감소되며, 전송 지연시간은 각각 시스템 클럭 한 주기의 1.3 % 와 0.9 %에 해당하므로 거의 99 % 정도의 시간이 데이터 처리에 이용됨으로서 처리효율의 향상을 얻었다 [5].

3. 소프트웨어의 분산처리

파이프라인 프로세서를 이용하여 실시간으로 부정맥 검출 및 진단하기 위한 소프트웨어는 3 개의 프로세서로 나뉘어져 수행되며 전체적인 흐름도는 그림 4 와 같이 크게 시스템 초기치 설정, 데이터 입력 및 디지털 필터링, 초기 템플릿 생성, 파라미터 검출, 단일 파형의 분류 및 세부 진단으로 분류된다.

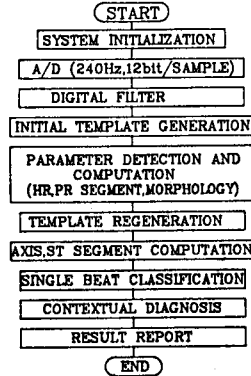


그림 4 부정맥 자동진단을 위한 시스템 흐름도

파이프라인 프로세서에서는 전체의 기능을 효율적으로 각 프로세서에 분담 (partitioning) 시키는 일이 매우 중요하므로 소프트웨어 처리의 연계성을 고려하여 전체적인 기능을 다음과 같이 분산 처리하였다. 프로세서 I 은 시스템 초기화, 데이터 입력 및 디지털 필터링, 초기 템플릿 생성, 파라미터 검출 (Q, R, J 점, PR 세그먼트, morphology, 심박수), 및 템플릿 재 생성 기능을 수행한다.

프로세서 II 는 프로세서 I 으로부터 전송된 3 채널 데이터, 심박수, morphology 를 이용하여 ST 세그먼트와 axis 를 계산하는 기능을 수행한다. ST 세그먼트를 계산하기 위해 앞서 먼저 PR 세그먼트 값을 계산하며, 3 개의 리드에 대하여 모두 계산한다.

프로세서 III 은 프로세서 II 에서 한 개의 QRS 파형에 대한 파라미터 값을 계산한 후에, 인터럽트를 발생시킬 때마다 morphology, 심박수, ST 세그먼트, axis 등의 데이터를 받아 들어서 파형의 분류 및 진단 기능을 수행한다. 파형의 분류 및 진단에 앞서 인터럽트가 발생할 때마다 입력되어 온 심박수 값을 이용하여 환경파의 심박수의 우세 그룹(dominant group)을 결정 한 후 각 파형의 morphology와 심박수를 이용하여 파형을 분류한다. 심전도의 부정맥 진단은 단일 파형 분류와 세부진단으로 구분된다. 단일 파형 분류는 morphology 와 심박수 데이터를 이용하여 이 두 변수가 모두 정상일 때 "정상"으로 판정하며 이 범주에 속하지 못할 경우에는 morphology와 심박수를 근거로 비정상 단일 파형을 분류한다. 단일 파형 분류시 PVB (premature ventricular beat) 또는 PAB (premature atrial beat)가 검출되면 트리 분류 방법에 의해 PVB 또는 PAB 패턴 변화의 연속성 및 심박수를 비교하여 세부진단을 한다.

4. 실험 및 결과 고찰

심전도 신호의 부정맥 검출 및 진단을 위하여 2 대의 시레이터(Kontron : 11 종류, Medical Data Electronics Co.: 15 종류)와 74 명의 환자로 부터 얻은 데이터를 파이프라인 프로세서에 입력시켜 처리한다. 실험에 이용한 환자의 QRS complex는 모두 12,123 개이며 이중 각 환자당 20 개의 QRS complex 에 대한 번지를 이용하여 최종적인 파형의 분류 및 부정맥의 진단시에는 4,440 개의 QRS complex 를 이용하였다. 단일 파형 분류시에는 리드 II 의 데이터를 이용하였다. 최종 진단시에는 3 채널 데이터를 모두 이용하였다. 본 연구에서 구형된 QRS 검출기의 정확도 및 안정성에 관해서는 이미 보고 되었다 [6]. 초기 템플릿 생성을 위해 Q 점과 J 점 검출 실험을 하였으며 이미 보고된 결과에서 알 수 있는 바와 같이 J 점 검출시 컴퓨터의 검출 위치와 심장 전문의의 진단이 일부 부정맥 파형에서 불일치 하였다 [7]. 계산된 QSQ와 심박수의 변화율을 이용하여 초기 템플릿을 생성하였고, 생성된 템플릿을 이용하여 morphology 를 계산하였으며 이 morphology 값을 근거로 새로운 템플릿 리드를 생성하였다. 본 논문에서 구한 morphology 의 타당성을 제시하기 위하여 동일 템플릿에 대하여 cross correlation 값을 구하여 비교한 결과가 보고

되었으며 이로부터 morphology 에 의한 판정과 임상 진단과의 판정 결과가 일치함을 알 수 있었다[8].

ST 세그먼트를 계산하기 위하여 환자 데이터 중 심근 허혈(myocardial ischemia)로 판정된 데이터와 부정맥으로 판정된 데이터 그리고 시 레이터 데이터 중 ST 상승 및 ST 하강 파형을 이용하여 컴퓨터가 측정한 결과와 심장 전문의의 진단 결과를 비교 하였다. 그림 5에는 컴퓨터에 의하여 검출된 PR 세그먼트, R, ST 세그먼트의 위치를 P, R, T 로 표시하고 있다.

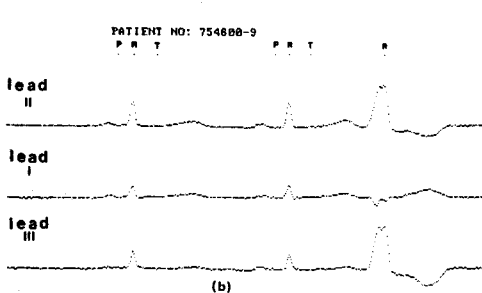
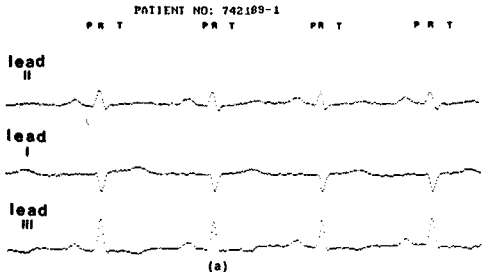


그림 5 PR 세그먼트 및 ST 세그먼트의 검출

Axis 검출에 대한 실험은 환자 데이터 중 axis 편위로 판정된 15 종류의 데이터를 이용하였으며 컴퓨터 진단결과와 심장 전문의의 결과를 비교하여 두 결과가 일치함을 얻을 수 있었다.

최종 진단 결과에는 환자의 병력번호, 단일 파형 분류, 세부진단, axis, ST 세그먼트의 진단명이 디스플레이 된다. 그림 6은 그림 5에 나타난 파형에 대한 진단 결과를 나타낸 것이다. 그림 6의 (a)는 그림 5의 (a)에 대한 컴퓨터 진단 결과이며 임상 진단은 sinus tachycardia, PAD, RAB, RVH 로 판정된 파형으로써 본 연구에서 제시한 분류 및 진단하려는 진단 범명은 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 6의 (b)는 PVC, Trigeminy로 임상 판정된 그림 5의 (b)파형에 대한

=====	
PATIENT NUMBER:	742189-1
(a) BEAT CLASSIFICATION	CONTEXTUAL DIAGNOSIS
FAB:	TACHYCARDIA
=====	
ST SEGMENT:	NORMAL
AXIS:	RAD
=====	
=====	
PATIENT NUMBER:	754600-9
(b) BEAT CLASSIFICATION	CONTEXTUAL DIAGNOSIS
PVB:	TRIGEMINY
=====	
NONCONDUCTED BEAT	
COMPENSATORY PAUSE	
=====	
ST SEGMENT:	NORMAL
AXIS:	NORMAL
=====	

그림 6 부정맥의 진단 결과

컴퓨터 진단 결과로서 PVB가 검출됨에 따라 세부진단에 의해 Trigeminy로 진단되었다. 마이크로 프세서로 이용된 부정맥 자동진단 시스템의 성능은 검출 알고리즘에 의해 검출된 결과와

심장 전문의의 수동 진단 결과를 비교함으로써 얻을 수 있으며, 진단 성능의 효율성 및 정확도 면에서 기존 진단 시스템들과 비교 분석한 결과 [9][10][11], 본 시스템에서는 3개의 프로세서를 이용하여 실시간으로 처리함으로써 파라미터 검출 작업의 효율적인 분담 및 처리시간의 향상을 얻을 수 있었다.

심전도의 진단은 한 개의 QRS complex에 대하여 한 번씩 이루어지므로 R 파가 검출된 이후 다음 R 파가 검출될 때까지의 시간내에 모든 진단 변수의 검출 및 연계상 프로세서 I가 가장 많은 분량의 일을 처리하므로 프로세서 I의 기능 중 가장 시간을 많이 소비하는 부틴의 수행 시간을 구하여 최소의 RR 간격과 비교한다. 프로세서 I의 기능인 3 채널 디지털 필터 시간과 QRS가 검출된 이후 초기 템플릿 생성 부틴, 파라미터 계산 및 템플릿을 재생성 하기 위해 소비되는 시간을 구하여 본 결과 약 78 ms가 소요됨을 알 수 있었으며 이 시간은 논문에서 진단 기준으로 사용한 최소 RR이 400 ms 인 것을 볼 때 충분한 시간이다.

5. 결 론

본 논문은 심전도 데이터를 실시간으로 자동 진단할 수 있는 시스템의 설계 관한 연구로서 심전도 신호 처리 기능을 각 CPU로 분산 처리 함으로써 각 CPU의 부담을 감소시켰으며, 마이크로 컴퓨터 레벨로 실시간 처리가 가능하였다. 또한 각 프로세서간 데이터 전송 지연 시간을 최소화 하기 위해 공유 메모리를 설계하였으며, 전송 지연 시간을 한 주기 클럭의 1% 까지 감소시켜 데이터 처리 효율을 향상시켰다. 제작한 마이크로 프세서를 이용하거나, 혹은 필요에 따라 확장시키면 다중 채널 데이터 실시간으로 처리할 수 있으며, P파와 T파에 대한 진단 변수를 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 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) Nygards M.E and Hulting J, "An automated system for ECG monitoring," Comput. Biomed. Res. 12, pp. 181-202, 1979.
- 4) Thakor, N.V., Webster, J.G. and Tompkins, W.J, "Optimal QRS filter," IEEE Front. Eng. Health Care .pp.190-195,
- 5) 송 향봉 "심전도 신호 분산처리를 위한 Process module 의 설계에 관한 연구" 연세대학교 석사학위 논문 1987.
- 6) Thakor, N.V., Webster, J.G. and Tompkins, W.J, "Design, implementation, and evaluation of a micro-computer based portable arrhythmia monitor," Med. & Biol. Eng. Comput. vol. 22, pp. 151-159, 1984.
- 7) 이 경중, 송 향봉, 이 명호, 윤 형로 "다중채널 실시간 부정맥 검출 시스템 설계에 관한 연구" 대한공학회지. Vol. 8, No. 2, pp. 215-222, 1987
- 8) 윤 형로 "실시간 부정맥 검출을 위한 컴퓨터 시스템에 관한 연구," 연세대학교 박사학위 논문 1986.
- 9) Ivanturi, S.N., Murthy and Mandyyam R. Rangaraj, "New concepts for PVC detection," IEEE Trans. BME-26, No. 7, July, 1979.
- 10) 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.
- 11) 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.