

ECG 특징추출을 위한 하드웨어시스템의 설계

* * ** **
이경중, 윤형로, 김용만, 이명호

* 연세대학교 보건과학대학 의용공학과 ** 연세대학교 공과대학 전기공학과

Design of a Hardware system for ECG Feature Extraction

* * ** **
kyoung-Joung Lee, Hyoung-Ro Yoon, Young-Man Kim, Myoung-Ho Lee

* Dept. of Medical Eng., Yonsei University ** Dept. of Electrical Eng., Yonsei University

This paper describes the design of a hardware system for ECG feature extraction based on pipeline processor consisting of three computers. ECG data is acquired by 12 bit A/D converter with hardware QRS triggered detector. Four diagnostic parameters-heart, axis, and ST 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. 서론

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, 그 후 심박수 및 morphology 를 파형분류를 위한 변수로 사용한 부정맥 검출 시스템이 개발되어 시스템의 성능을 향상시켰다.

그러나 많은 양의 ECG 신호의 특징(feature)을 실시간으로 분석 및 진단하기 위해서는 진단변수의 다양화 및 다중 채널 데이터를 이용하여야 하는데 단일 마이크로 컴퓨터를 이용시 변수 검출 및 실시간 처리시 시간에 재약을 받게 된다

본 논문에서는 ECG 신호의 자동진단을 위한 의료전문가 시스템(medical expert system)에 관한 기초 연구로서 ECG 신호의 변수 검출 및 부정맥 진단 기능을 3개의 프로세서에 분산시켜 실시간으로 ECG 신호의 특징을 추출하여 처리할 수 있는 하드웨어 시스템을 설계하였다.

2. 파이프라인 프로세서 및 진단변수 설정

2-1 파이프라인 프로세서

많은 양의 데이터를 단일 프로세서를 이용하여 시퀀스(sequence) 처리할 경우 프로세서의 과부하로 인하여 전체적인 성능이 저하되므로 이와 같은 문제를 해결하기 위해 병렬처리 시스템(pararrel processing system)에 대한 연구가 새로운 컴퓨터구조 시스템의 개발에 힘입어 활발히 이루어지고 있다.

2-2 진단 변수 선정

ECG 파형중 부정맥을 진단하기 위해 QRS complex 의 형태로 부터 계산한 morphology와 심박수를 부정맥 검출 및 진단을 위한 변수로 설정하였으며, 심장의 축 편위를 나타내는 변수인 axis 와 심근의 이상상태를 진단하기 위한 변수인 ST 세그먼트를 부정맥 진단을 위한 보조 변수로 이용할 뿐만 아니라, 부정맥 이외의 심장 질환을 진단하기 위한 변수로서도 이용하였다.

3. 하드웨어 시스템의 설계

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

3-1 ECG 증폭기 및 대역필터

환자로부터 얻는 ECG 데이터는 Fukuda Denshi 의 3채널 paper ECG(model FD-31P)를 이용하였으며, 리드 I, II, III의 데이터를 멀티플렉서에 의해 컴퓨터로 입력시킨다. 그림 3-1은 ECG 데이터 입력 하드웨어 시스템의 블록선도이다.

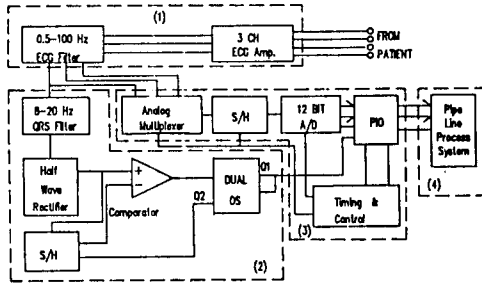


그림 1 데이터 입력 하드웨어 시스템의 블록선도

3-2 QRS 검출기

본 연구에서 구성한 하드웨어 방식의 QRS 검출기는 대역폭이 8 - 20 Hz 인 3차 베셀(Bessel) 필터 특성을 갖는 대역통과 필터, 반파정류기, 가변 기준 전압 방식의 비교기로 구성되어 있으며 심장의 불응기를 고려하여 200ms 이내에 트리거되는 입력의 영향을 무시하도록 하였다.

3-3 데이터 acquisition

ECG 데이터를 입력시키기 위해 12비트 A/D 변환기 ADC80(최대변환시간 = 40 us)을 이용하였으며, 데이터는 12비트의 ECG 데이터와 1비트의 QRS 검출 플래그(flag) 비트로 구성되어 있고 샘플링 레이트는 디지털 필터에서 요구하는 클럭 주파수를 고려하여 240샘플/초 로 하였다.

3-4 파이프라인 프로세서

본 논문에서 구성한 파이프라인 구조는 그림 3-3과 같으며, 프로세서 I과 II는 280 CPU를 내장한 single board 컴퓨터이며, 프로세서 III는 3088 CPU 를 내장하고 있는 IBM TURBO XT 컴퓨터이다.

280 single board 마이크로 컴퓨터는 280 PIO와 CTC를 내장하고 있으며, 내부 ROM과 RAM 은 각각 8 Kbyte 의 용량을 갖고, 4MHz의 클럭에 의해 동작된다. 특히 진단은 단일 파형에 대한 분류 결과를 근거로 이루어 지므로 전체적인 시스템 인터럽트는 프로세서 I, II에만 인가되고, 프로세서 III에는 프로세서 II에서 단일 파형에 대한 4개의 진단변수들 모두 검출하여 데이터를 공유메모리로 전송시킨 후에 PIO(프로세서II)를 이용하여 인터럽트 신호를 인가하도록

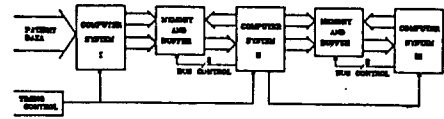


그림 3 파이프라인 프로세서의 블록선도

구성하였다. 각 프로세서간의 데이터 전송은 인터럽트의 발생시 프로세서 I으로 부터 프로세서 II까지 단일 방향 데이터 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 데이터를 읽어 들인후 위와 반대의 버스 제어 신호를 발생시켜 프로세서 I에서 공유 메모리 액세스를 가능하도록 해준다. 이때 프로세서 I에서는 A/D 변환 후 처리된 데이터를 공유 메모리에 저장 시킨다. 프로세서 II와 III간의 데이터 전송도 동일한 방식에 의하여 이루어 지며 이 경우의 버스 제어 신호는 프로세서 III에 연결시킨 8255의 포트 PA1과 PIO의 PA4를 이용하였다. 8255에 대한 I/O 어드레스는 260H - 263H 로 할당하였으며, 특히 프로세서 III로의 데이터 전송은 8255의 I/O 포트를 통하지 않고 IBM사가 제공한 I/O 번지(220H - 23FH)를 이용하여 데이터를 전송하였다.

4. 소프트웨어의 분산처리

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

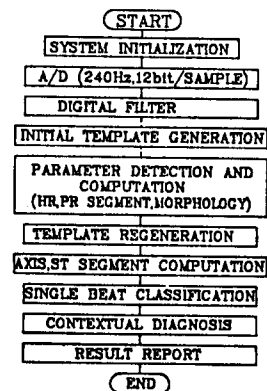


그림 4 부정맥 자동진단을 위한 시스템 흐름도

4-1 프로세서 I의 기능

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

시스템 초기화 설정 루틴은 모든 버퍼 영역을 클리어 시키고 환자정보를 입력시키는 부분은 Z80 PIO 프로의 초기상태를 모드3으로 지정하고 Z80 INTO(인터럽트모드 1:TM1)와 NMI를 이용하여 인터럽트를 받아들이기 위한 플래그를 설정한다. 이와 같은 초기 상태설정이 끝나면 A/D 변환기의 EOC(END OF Conversion) 핀으로부터 인터럽트가 발생할 때마다 INTO 인터럽트에 의해 리드 II의 데이터를, NMI 인터럽트에 의해 리드 I, III의 데이터를 입력시킨다.

4-2 프로세서 II의 기능

프로세서 II는 프로세서 I으로 부터 전송된 3채널 데이터, 심박수, morphology를 이용하여 ST 세그먼트와 axis를 계산하는 기능을 수행한다.

먼저 PR 세그먼트값을 계산하기 위해 리드 II데이터의 13을 검사하여 비트가 1로 세트된 데이터값을 검출한 후 ECG 데이터에 섞여 있는 잡음의 영향을 받지 않기 위하여 검출된 점의 값을 기준하여 4개의 데이터 값을 평균하여 ST 세그먼트를 계산하는 기준값으로 정한다.

리드I과 III의 PR 세그먼트도 리드 II에서 검출한 점을 기준으로 하여 위와 동일한 방법을 구한다.

4-3 프로세서 III의 기능

프로세서 III은 프로세서 II에서 한 개의 QRS 파형에 대한 파라미터 값을 계산한 후에, 인터럽트를 발생시킬 때마다 morphology, 심박수, ST 세그먼트, axis 등의 데이터를 받아들여서 파형의 분류 및 진단 기능을 수행한다.

본 논문에서 제시한 심전도의 부정맥 진단은 단일 파형분류와 세부진단으로 구분된다. 단일 파형분류는 morphology와 심박수 데이터를 이용하여, 이 두 변수가 모두 정상일 때 "정상"으로 판정하며 이 범주에 속하지 못할 경우는 morphology와 심박수를 근거로 비정상 단일 파형을 분류한다. 단일 파형 분류시 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 실험

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

5-2 결과 고찰

1) QRS 검출기의 정확도

본 실험에서 구성한 QRS검출기의 정확도 및 안정성에 관해서는 이미 보고되었으며, complex의 형태가 비정상적인 경우 및 전력선 잡음이 섞여 있더라도 정확히 QRS complex의 위치를 검출하였으며, ECG 파형중 연속적인 부정맥 환자의 파형으로 본 검출기로 검출할 의미가 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 파형 및 여러 종류의 부정맥 파형을 이용하였다.

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

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 계산 하였다. ST 세그먼트를 먼저 구한 후 ST 세그먼트 값을 계산하였다. ST 세그먼트를 계산하기 위하여 환자 데이터중 심근 허혈(myocardial ischemia)로 판정된 데이터와 부정맥으로 판정된 데이터, 그리고 시뮬레이터 데이터중 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 위치를 P, R, T로 표시하고 있다.

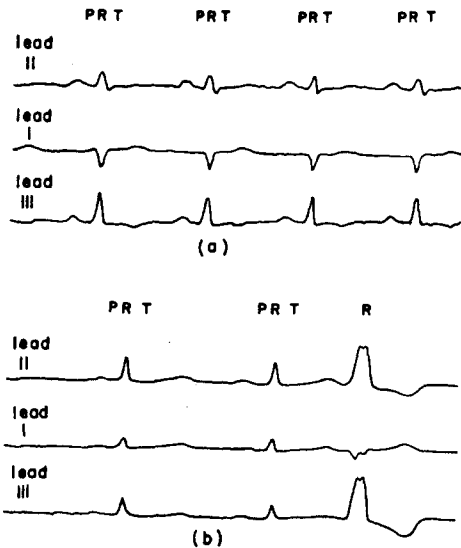


그림 5 PR 세그먼트 및 ST 세그먼트의 검출

4) 프로세서 III의 진단 결과

본 논문에서 실험에 이용한 환자의 QRS complex 는 모두 12, 123개이며 이 중 각 환자당 20개의 QRS complex에 대한 변수들을 이용하여 최종적인 파형의 분류 및 부정맥의 진단에는 4,440 개의 QRS complex를 이용하였다.

그림 6은 그림 5에 나타난 파형에 대한 진단 결과를 나타낸 것이다. 그림 6(a)는 환자 데이터에 대한 컴퓨터 진단 결과이며 임상 진단은 sinus tachycardia, RAD,RAE,RVH 로 판정된 파형으로써 본 논문에서 제시한 분류 및 진단하려는 진단병명은 정확히 검출되었으며 심실비대와 함께 axis의 편위가 있음을 알 수 있다 또 단일 파형 분류시에 PAR로 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

PATIENT NUMBER:	742189-1
BEAT CLASSIFICATION:	CONTEXTUAL DIAGNOSIS
PAB:	TACHYCARDIA
RT SEGMENT:	NORMAL
AXIS:	NORMAL
PATIENT NUMBER:	754600-9
BEAT CLASSIFICATION:	CONTEXTUAL DIAGNOSIS
PVB:	TRIGEMINY
NONCONDUCTED BEAT COMPENSATORY PAUSE	
RT SEGMENT:	NORMAL
AXIS:	NORMAL

그림 6 부정맥의 진단 결과

본 논문은 ECG 신호의 특징을 추출하여 실시간으로 자동 진단할 수 있는 의료진용가 시스템의 설계에 관한 기초 연구로서 ECG 신호처리 기능을 각 CPU 로 분산처리함으로써 각 CPU 의 부담을 감소시켰으며, 마이크로 컴퓨터 레벨로 실시간 처리가 가능하였다. 또한 각 프로세서간 데이터 전송 지연시간을 최소화 하기 위해 공유 메모리를 설계하였으며, 전송지연 시간을 한 주기 클럭의 1/8까지 감소시켜 데이터 처리 효율을 향상시켰다. 제작한 파이프라인 프로세서를 이용하거나, 혹은 필요에 따라 확장시키면 다중 채널 데이터를 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.

참고 문헌

- 1) Cox JR, Nolle FM, Fozzard HA, et al, "Aztec, a pre-processing program for real time ECG rhythm analysis" IEEE Trans. BME-15, pp. 123-129, 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. 131-202, 1979.
- 4) Talmon Kors & Bommel Van, "Multilead ECG Analysis", Comput. Biomed. Res., 19, pp. 23-46, 1986.
- 5) Fancott. T. and Wong. D.H., "A minicomputer system for direct high-speed analysis of cardiac arrhythmia in 24th ambulatory ECG tape recording," IEEE Trans BME-27, pp. 635-633, 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(1)" 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) 윤형로 "실시간 부정맥 검출을 위한 컴퓨터 시스템에 관한 연구," 연세대학교 박사학위 논문, 1986.
- 9) 이경중, 송향봉, 이명호, 윤형로 "다중채널 실시간 부정맥 검출 시스템 설계에 관한 연구" 대한의공학회지. Vol. 3, No. 2, pp. 215-222, 1987.
- 10) Thakor, N.V., Webster, J.G. and Tompkins, W.J., "Optimal QRS detector," Med. & Biol. Eng. & Comput. 21, pp. 343-350, 1983.
- 11) 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. 151-159, 1984
- 12) Ivanturi, S.N., Murthy and Mandyam R. Rangaraj, "New concepts for PVC detection," IEEE Trans. BME-26, No. 7, July, 1979.
- 13) 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
- 14) Peng-wiue 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.