

플래시 메모리 카드를 이용한 홀터 심전계의 설계

송근국·이경중·윤영로·윤형로

연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과, 의공학연구소
(1998년 2월 5일 접수, 1998년 6월 19일 채택)

Design of a Holter Monitoring System with Flash Memory Card

G. K. Song, K. J. Lee, Y. R. Yoon, H. R. Yoon

Dept. of Biomedical Engineering College of Health Science
Yonsei University, Instituto of Medical Engineering
(Received February 7, 1998, Accepted June 19, 1998)

요 약 : 홀터 심전계는 심장 이상으로 인한 급사 위험이 있는 환자를 위한 비관혈인 진단 장비이다. 본 연구에서는 일상생활 중에 심전도 데이터를 획득할 수 있도록 원칩 마이크로프로세서와 대용량메모리인 플래시 메모리(Flash memory) 카드를 이용하여 2채널의 홀터 심전계를 설계하였다. 시스템 하드웨어는 크게 원칩 마이크로프로세서(68HC11E9)와 아날로그 심전도 처리회로, 플래시 메모리 카드로 구성하였다. 아날로그 심전도 처리회로는 250, 500, 1000의 이득을 갖는 증폭기와 0.05-100Hz의 대역폭을 갖는 대역통과 필터, 호흡으로 인한 기적선의 이동을 제거하기 위한 auto-balancing 회로와 포화-보정회로를 사용하였다. 심전도 신호는 240샘플/초 샘플링하여 A/D 변환하였다.

심전도는 필터링 및 전처리 과정을 통하여 특징적인 Q-R-T파를 검출하고, 이를 근거로 템플릿 생성, ST 레벨, 심박수, QT 간격 측정과 부정맥을 검출하였다. 또한 장시간동안의 심전도 데이터와 측정된 진단파라미터를 저장하기 위해 실시간 압축 알고리즘인 MFan과 delta modulation 방법을 이용하여 데이터를 압축, 저장하였다. 20M 바이트 용량의 플래시 메모리 카드에 기록된 데이터는 PC의 DOS나 Windows 환경의 ambulatory monitoring 분석시스템과 쉽게 인터페이스가 가능하도록 FFS(Flash File System)와 호환 가능한 SBF(Symmetric Block format) 포맷으로 저장하여 분석시스템에서 데이터 처리 및 관리할 수 있게 하였다.

Abstract : The Holter monitoring system is a widely used noninvasive diagnostic tool for ambulatory patient who may be at risk from latent life-threatening cardiac abnormalities. In this paper, we design a high performance intelligent holter monitoring system which is characterized by the small-sized and the low-power consumption. The system hardware consists of one-chip microcontroller(68HC11E9), ECG preprocessing circuit, and flash memory card. ECG preprocessing circuit is made of ECG preamplifier with gain of 250, 500 and 1000, the bandpass filter with bandwidth of 0.05-100Hz, the auto-balancing circuit and the saturation-calibrating circuit to eliminate baseline wandering. ECG signal sampled at 240 samples/sec is converted to the digital signal. We use a linear recursive filter and preprocessing algorithm to detect the ECG parameters which are QRS complex, and Q-R-T points, ST-level, HR, QT interval. The long-term acquired ECG signals and diagnostic parameters are compressed by the MFan(Modified Fan) and the delta modulation method. To easily interface with the PC based analyzer program which is operated in DOS and Windows, the compressed data, that are compatible to FFS(Flash file system) format, are stored at the flash memory card with SBF(symmetric block format).

Key words : Holter monitoring system, flash memory card, ECG, parameter detection, real time ECG data compression, SBF

서 론

본 연구는 보건복지부 첨단기술 의료공학기술개발사업(과제번호 : HMP-95-G-1-2) 연구비지원에 의하여 이루어졌음.
통신저자 : 이경중, (222-701) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234
연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과,
Tel. (0371)760-2433, Fax. (0371)760-2197

부정맥은 비간헐적으로 발생하기 때문에 짧은 시간동안 측정하는 일반 진단 심전계로는 진단할 수 없는 경우가 많다. 이를 극복하기 위한 방법으로 활동중 심전도를 기록하기 위한 홀터

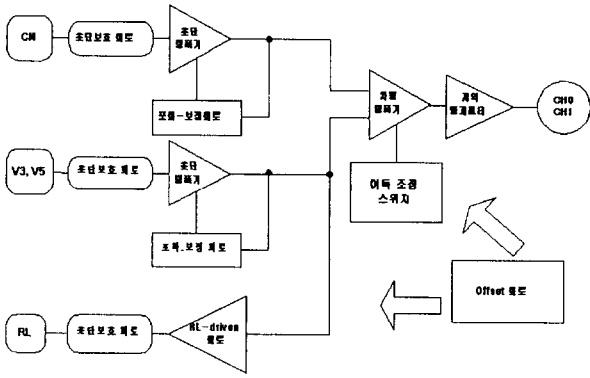


그림 1. 아날로그 회로 블록다이어그램
Fig. 1. Block diagram of analog circuit

심전계의 개발이 필요하게 되었고, 현재 진단 및 허혈성 심장질환과 심근경색 환자에게 수술 후 상태를 모니터링하는 위한 장비로 유용하게 사용되고 있다[1].

홀터 심전계는 1960년대에 Holter에 의해 장시간 연속기록이 가능한 모델이 제품에 처음으로 도입된 이후[2], 기록 또는 재생기의 발달로 자기 테이프 기록 및 고속재생방식이 채택되었다. 1980년대 중반부터는 마이크로프로세서와 반도체 기술의 발달로 시스템이 소형, 경량화 되었고, 기존의 자기 테이프 기록방식의 단점인 마그네틱 잡음, 저주파성분의 재현성, 테이프의 wow와 flutter 등의 문제점을 개선하기 위해 반도체 메모리 기록방식을 채택한 시스템들이 출현하였다[3].

홀터 심전계는 휴대에 편리하도록, 소형, 경량, 저전력 시스템이어야 하며 고성능, 고효율의 진단 알고리즘과 장시간 동안 측정된 데이터의 신뢰성 있는 압축기법과 전송기술을 갖추어야 한다.

따라서 본 연구에서는 상기의 사항들을 고려하여 휴대용 기기에 적합하도록 고성능 원칩 마이크로컨트롤러를 이용하여 전체 시스템을 저전력-소형화시키고, 실시간 구현 가능한 심전도 진단 알고리즘과 압축 알고리즘을 이식하여 홀터 심전계를 설계한다. 또한 선형(type I) 플래쉬 메모리 카드(flash memory card)를 이용함으로써 DRAM 또는 SRAM을 이용한 기존의 반도체 메모리 기록방식의 문제점인 분석컴퓨터로의 데이터 전송시 장시간이 소요되는 문제와 데이터 보존을 위한 별도의 전원설계요구를 해결할 수 있을 뿐 아니라 ATA(type II)카드 메모리에 비해 저렴하게 설계하였다.

시스템 하드웨어

시스템 하드웨어는 크게 ① 환자로부터 데이터를 입력받는 심전도 전치증폭기, ② 입력된 데이터를 수집, 분석, 처리하는 CPU 및 주변 논리제어회로, ③ 처리된 심전도 데이터 및 진단 파라미터를 저장하기 위한 메모리로 구성된다.

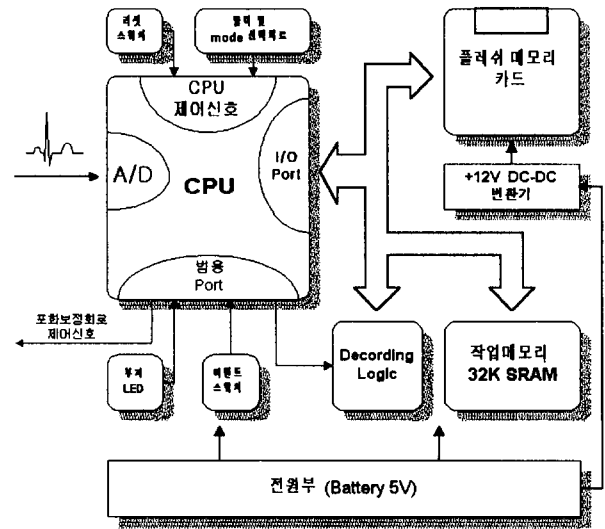


그림 2. 디지털 하드웨어의 블록다이어그램
Fig. 2. Block diagram of digital hardware

1. 심전도 전치증폭기

일반적으로 심전도 신호의 주파수 대역은 약 0.05-250Hz이지만 ST 세그먼트 성분과 QRS복합체 주파수를 고려하여 전치증폭기는 0.05-100Hz의 대역폭을 갖게 하였다. 본 연구에서 설계한 차동증폭기의 CMRR은 85dB이고, 이득은 환자의 심전도 크기에 따라 250, 500, 1000배로 조절할 수 있도록 하였다. 전치증폭기는 2채널이고 리드(lead)는 ST 세그먼트와 심전도 신호가 크게 잘 나타나는 V3와 V5로 설정하였다[4-6].

환자에 전극 부착시 입력되는 신호의 기저선 변동을 제거하기 위해 자동조절 회로와 기저선 변동이나 외부잡음에 의해 신호가 포화되었을 경우, 이를 빠르게 정상상태가 되도록 보정할 수 있도록 포화-보정회로를 첨가하였다. 포화보정회로는 약 0.05Hz의 RC 저주파 통과 필터와 아날로그 스위치로 구성하였다. 소프트웨어적으로 신호가 포화되는지를 검출하고 만약 포화되면 아날로그 스위치를 CPU가 제어하여 저역통과 필터단에 있는 캐패시터를 방전시켜 신호를 정상상태로 보정한다.

또한 공통모드전압(common mode voltage)을 줄이기 위해 오른다리 구동회로(driven RL circuit)를 사용하였고[7], 제세동기와 같은 타 의료기기에 의한 과전류와 과전압이 시스템으로 유입되어 손상되는 것을 방지하기 위해 고전력용 저항과 다이오드를 사용하여 보호회로를 입력단에 첨가하였다.

2. CPU 및 주변 논리제어회로

본 연구에서는 CPU로 휴대용 시스템에 적합하도록 RAM과 EEPROM, EPROM, 8채널-8비트 ADC 회로 등을 갖춘 고성능, 축소형 마이크로프로세서인 68HC11E9를 채택하였다. 68HC11E9는 mapped I/O 방식으로 버스속도는 2MHz이고

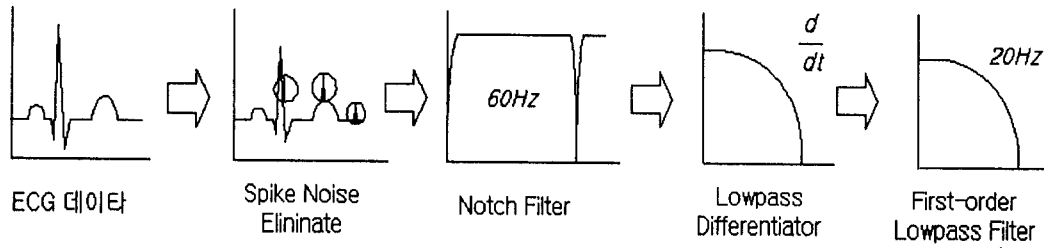


그림 3. 신호의 전처리
Fig. 3. Signal preprocessing

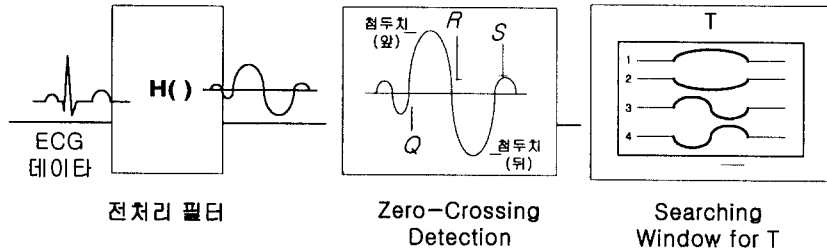


그림 4. 심전도 특징점 검출
Fig. 4. Detection of ECG significant points

HCMOS형으로 설계되어 저전압과 고잡음 면역 특성이 우수하며 감시회로가 내장되어 있어 휴대용기에 많이 이용된다[8].

디코딩로직은 플래쉬메모리와 작업메모리를 액세스 할 수 있도록 구성하였다. 또한 환자가 활동시 자각증상을 느낄 경우 누를 수 있도록 이벤트 버튼을 장착하였으며, 시스템 작동에 필요한 몇 가지 작동모드와 시스템의 오동작으로 인한 에러를 나타내기 위해 부저와 LED를 사용하였다.

시스템의 전원부는 플래쉬 메모리 카드에 데이터를 쓰고 지우기 위해 필요한 +12V-플래쉬 메모리 전용 DC-DC 변환기(MAX662)와 3개의 1.5V AA 크기의 건전지를 사용하여 시스템 전체 전원을 공급할 수 있도록 step-up 방식의 고효율 DC-DC 변환기(MAX856)를 사용하였다.

3. 메모리

시스템에서 사용되는 메모리는 크게 데이터를 분석 처리하기 위한 작업메모리와 처리된 데이터를 저장하기 위한 대용량 저장 메모리, 프로그램 메모리로 구분된다.

작업메모리로는 32K 바이트 SRAM을 사용하였고, 대용량 저장메모리는 PCMCIA(Personal Computer Memory Card International Association) 메모리 카드인 인텔사의 20M 바이트 용량의 플래쉬 메모리 카드 Type I을 사용하였다. 프로그램 메모리는 68HC11에 내장되어 있는 12K 바이트의 EPROM을 사용하였다.

시스템 소프트웨어

시스템 소프트웨어는 ① 신호의 전처리, ② 심전도 특징점 검출 알고리즘, ③ 진단파라미터 측정 및 부정맥 검출 알고리즘, ④ 템플릿 생성 알고리즘, ⑤ 데이터 압축알고리즘 및 ⑥ 플래쉬 메모리 카드제어로 구성된다.

1. 신호의 전처리

심전도 신호처리시 가장 중요한 것은 QRS 콤플렉스를 정확히 검출하는 것이다. 이를 위해 먼저 신호에 섞여있는 불필요한 성분을 제거하기 위해 스파이크 노이즈를 제거하기 위한 필터와 호흡에 의한 기저선의 변동이나 외부 전력선 잡음을 동시에 제거하기 위해 선형가역 필터를 이용하였다[9]. 이 필터는 대역폭이 1.79Hz 미만이고, 60Hz 및 그 고조파 성분과 기저선 변동을 동시에 제거할 수 있는 정수필터이다.

또, 잡음이 제거된 신호로부터 QRS를 검출하기 위한 필터로서 차단주파수가 0.5Hz인 저역통과 미분기와 고역통과필터와 20Hz의 저역통과필터를 조합하여 선형대역 통과필터를 구성하여[1] 신호의 전체 주파수 대역을 05Hz~20Hz로 제한하였다.

2. 심전도 특징점 검출 알고리즘

전처리된 신호에 기존의 고정된 문턱을 이용한 QRS 검출 알고리즘의 단점을 극복한 적응가변문턱치(adaptive threshold) 방식을 이용하여 QRS complex를 검출하였다[1]. 검출된 QRS

콤플렉스를 중심으로 앞, 뒤 방향으로 가장 가까이 위치한 첨두치를 검출하여 최대치와 최대치의 전, 후에 위치한 첨두치와의 거리의 절대치를 비교한다. 이때 절대값이 큰 부분의 최대치와 첨두치 사이에 존재하는 영교차(zero crossing)점을 R파로 정하였고, Q파는 R파를 찾는 것과 같은 방법으로 R파 보다 앞선 위치에 있는 영교차점을 Q파로 검출하였다. 또한 T파를 검출하기 위해 신호의 R점으로부터 앞방향으로 윈도우를 설정한 후 그림 4.와 같이 T파의 네 가지 형태를 고려하여 T점을 검출하였다[1,10].

3. 진단파라미터 측정 및 부정맥 검출 알고리즘

진단파라미터는 검출된 심전도 특징점들을 근거로 측정하였다. ST 세그먼트는 임상적으로 형태가 정상으로 판정된 파형에 대하여 이루어지므로 먼저 파형의 형태를 검사하여 비정상적인 경우에는 ST 세그먼트를 계산하지 않고, 정상으로 판정된 파형에 대해서만 ST 세그먼트를 계산하였다[11].

심박수는 최근 8개 심박수의 평균값으로 계산하였다. 부정맥 검출에는 RR 간격의 이상변화를 진단파라미터로 설정하고, 최근 8개의 평균 RR 간격과 현재의 RR 간격의 상한값과 하한값을 비교하여 부정맥을 검출하였다[12].

QT 간격은 Q 시작점 (혹은 Q점)과 T 끝점 사이의 간격으로 측정하였으며 QT의 일시적 변화의 영향을 제거하기 위해 Bazett's 공식을 이용하여 계산한 QTc(corrected QT)를 이용하였다[13]. 또한 심전도의 리듬분석을 위해 ST 레벨, 심박수, QT 간격의 변화를 측정, 기록하였다.

4. 템플릿 생성 알고리즘

템플릿은 심전도 신호를 분석 및 진단할 때 중요하게 이용되는 파라미터로써 파형의 형태를 나타내는 변수이다. 초기 템플릿 생성루틴은 환자마다의 고유 패턴을 형성하여 기준패턴을 생성하는 부분으로 심전도 신호의 형태와 상관관계를 갖는 QS폭의 정상범위를 60~110ms로 설정하고[11], QS폭이 정상 내에 존재할 경우에는 QRS 콤플렉스를 정상으로 간주하였다. QS폭이 정상범위보다 큰 경우에는 현재의 심박수와 이전에 입력된 5개의 심박수 변화율을 비교하여 변화율이 규칙적인 경우에는 정상으로 판정하여 템플릿 생성에 이용하였다.

초기 템플릿 생성은 초기에 정상으로 판정된 8개의 패턴을 평균하였으며, 1개의 템플릿 데이터는 R점을 기준으로 좌, 우 16개씩 (약 1초간) 취하여 전체 32개의 데이터 (2초간의 데이터)를 이용하였다. 템플릿 형태(morphology)를 계산하기 위해 Wigertz 등이 제안한 템플릿과 대응되는 입력신호와의 차의 절대값을 취하는 방식을 이용하였다[14].

5. 데이터 압축 알고리즘

시스템의 입력을 2채널로 구성하고 240Hz로 샘플링할 경우, 24시간동안 심전도 데이터는 약 41M 바이트이고 ST 레벨, 심

박수, QT 간격, 이벤트와 부정맥 발생시간 및 템플릿 등에 대한 측정값들은 약 2M 바이트가 생성되어 전체 43M 바이트 정도의 데이터가 생성되므로 20M 바이트의 플래쉬메모리 카드에 저장하기 위해서는 약 3 : 1 정도의 데이터의 압축이 필요하다.

데이터 압축을 위해 실시간 구현이 가능하고 다른 압축방법과 비교하여 높은 압축율과 재생율을 가지며 재생오차 성능이 우수한 MFan(Modified Fan) 알고리즘을 이용하였다[15]. MFan 알고리즘은 미리 정해진 허용오차내에 다음 샘플의 존재유무를 판단하여 데이터를 압축하는 Fan 알고리즘을 개선시킨 것으로 Fan 압축법에 비해 재생오차가 우수하다[15].

Fan 알고리즘이 상위예러범위와 하위예러범위를 기준으로 저장되는 점과 기울기를 비교하며 저장하는 것과는 달리, MFan 알고리즘은 상위예러범위의 최소값과 하위예러범위의 최대값을 이용한다. 심전도 데이터 이외의 ST 레벨, 심박수, QT 간격의 데이터 변화의 속도는 시간에 비해 느리다. 그러므로 각 생성되는 8비트 데이터를 저장하지 않고, 이웃한 데이터 값 사이의 차를 구하여 4 비트만 저장하였다.

6. 플래쉬 메모리 카드 제어

대용량메모리는 환자로부터 수집된 심전도 데이터와 진단파라미터를 일반 PC의 DOS나 Windows 환경 하에서 제어가 편리하도록 PC의 운영체제와 PCMCIA 카드의 인터페이스 역할을 하는 FFS(Flash File System)에 호환 가능하도록 SBF(Symmetric Block Format)을 이용하여 제어하였다. FFS는 Microsoft사에서 개발한 것으로 일종의 media control structure이다[16]. SBF는 인텔에서 제공하는 포맷 형태로 이를 이용하면 기존의 FFS에 비해 파일을 처리하는데 편리하다[17]. 플래쉬 메모리 카드에 기록되는 환자의 데이터는 PC에서 인식할 수 있는 파일 형태로 저장되므로 데이터의 관리와 보존이 쉽다. 또한 기존의 테이프 저장방식이나 반도체 메모리 방식에 비해 빠르게 데이터를 PC로 전송할 수 있다.

7. 시스템 소프트웨어 처리도

시스템 소프트웨어의 초기화 루틴으로 먼저 내부 메모리와 외부 작업메모리의 에러 검사, 건전지의 잔류용량 확인, 플래쉬 메모리 카드 검사, 환자에게 붙여진 리드 불량 상태 검사와 초기 템플릿 생성 및 진단파라미터와 각 변수들을 초기화시키는 기능이 순차적으로 수행되고, 초기화 루틴에서 이상이 없으면 심전도 특징점과 진단파라미터, 부정맥, 데이터 압축 및 이벤트 스 위치를 검사하는 프로그램이 수행된다. 인터럽트 서비스 루틴에서는 240Hz마다 A/D변환을 수행하여 심전도 데이터를 획득하고 특징점 검출에 필요한 필터링 및 전처리 과정을 수행한다. 전체 시스템의 소프트웨어 처리도는 그림 5.와 같다.

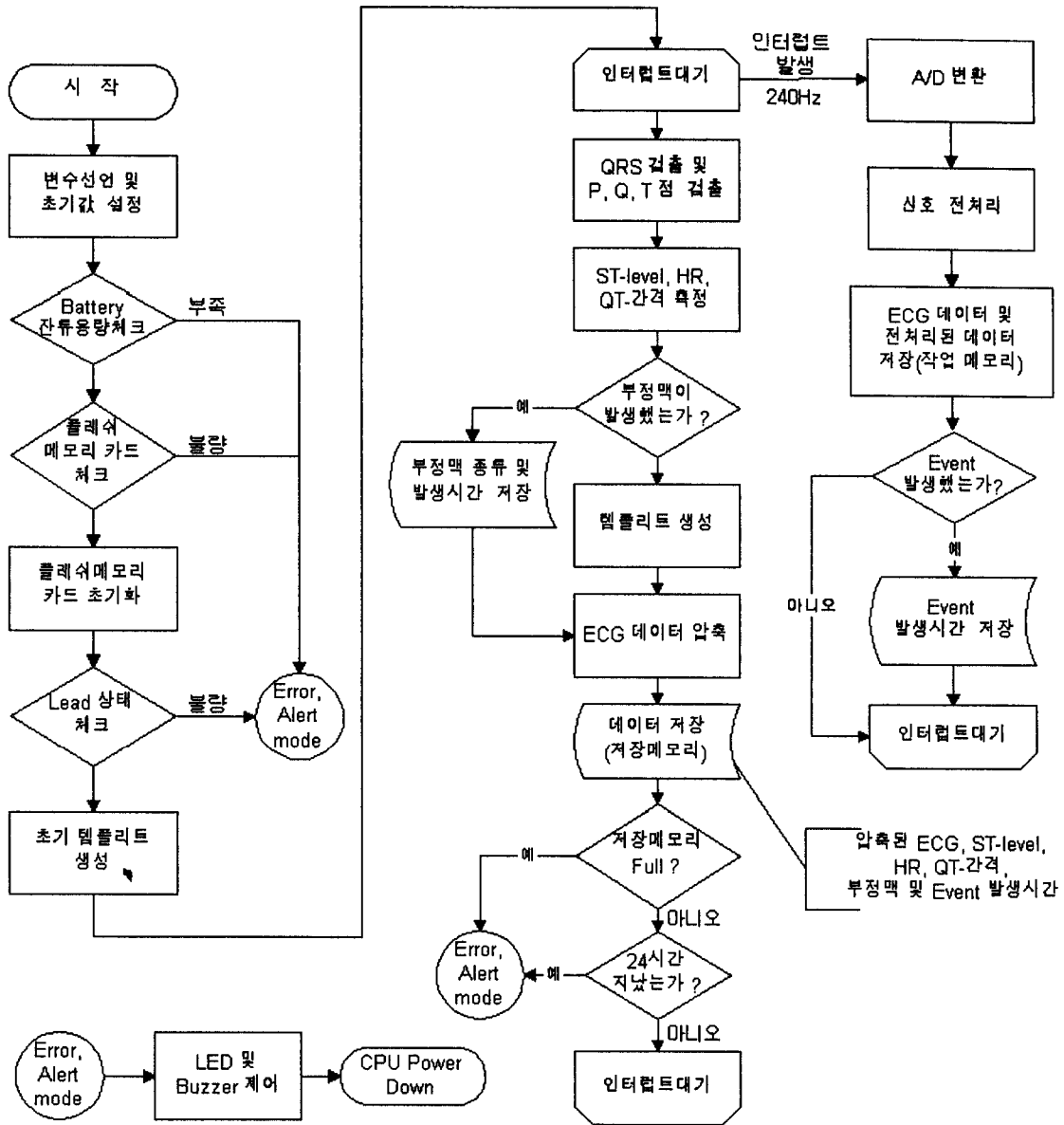


그림 5. 시스템 소프트웨어 처리도
 Fig. 5. Flowchart of system software

결과 및 고찰

본 연구에서 설계한 홀터 심전계는 AAMI(Association for the Advancement of Medical Instrumentation)에서 규정한 용도와 기능에 따라 분류된 타입 가운데 심전도의 실시간 분석이 가능하고 full disclosure 기능을 갖는 Type 2의 사양을 만족시키도록 설계하였으며[5], 설계된 시스템은 그림 6.과 같다.

1. 아날로그 하드웨어

환자로부터 유입되는 심전도 신호는 외부잡음이나 호흡에 의

해 포화될 수 있다. 만약 포화되는 시간이 길어질 경우 리드가 불량하게 붙어 있는 상태로, 혹은 부정맥으로 잘못 판단할 수 있고, 시스템의 소비전류도 증가된다.

본 연구에서 사용한 포화-보정회로의 성능을 평가하기 위해 얼마나 빠른 시간내에 포화된 신호가 정상상태로 회복되는지를 평가하였다. 그림 7.에서 포화-보정회로를 사용하지 않았을 때는 정상상태로 돌아가는데 10.95초가 걸리는데 반면 포화-보정회로를 사용하면 약 0.51초 정도로 속도가 빨라진 것을 알 수 있다. 아날로그 회로의 주파수 대역은 심전도의 ST 세그먼트 성분과 QRS 콤플렉스를 고려하여 0.05-100Hz를 갖게 설계하였다.

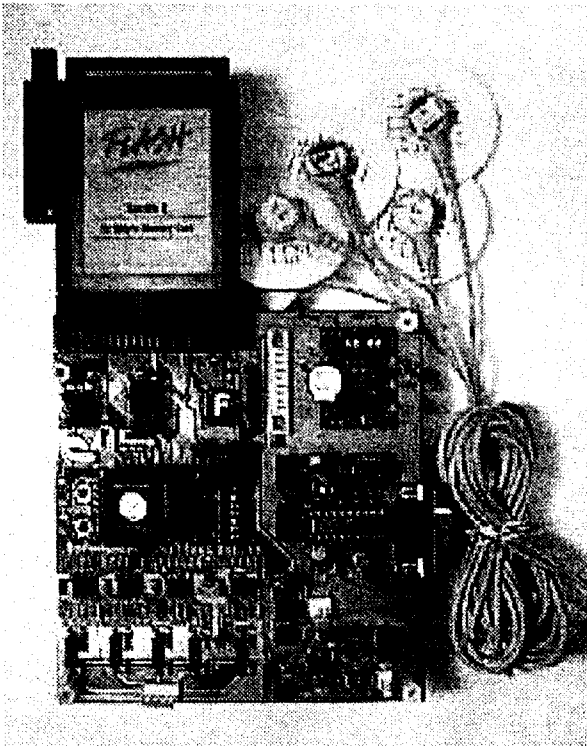


그림 6. 설계된 시스템
Fig. 6. Designed system

2. 디지털 하드웨어

디지털회로는 휴대용 목적에 부합되도록 저전력, 소형으로 설계하였다. 본 연구에서 제작한 시스템은 2가지 모드로 작동된다. 먼저 Operating Mode는 시스템이 정상적으로 작동되고 있다는 것을 나타낸다. Error-Alert Mode는 플래쉬 메모리 카드를 제대로 안 끼우거나 리드가 불량하게 붙여진 경우, 시스템 사용 도중에 리드가 환자로부터 떨어진 경우와 건전지가 소비가

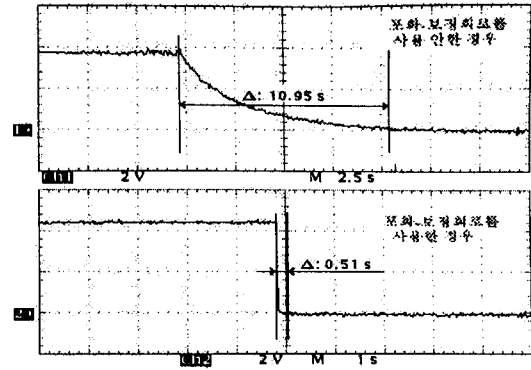


그림 7. 포화-보정회로의 출력 파형
Fig. 7. Output waveform of saturation-calibrating circuit

다 된 경우를 나타낸다. 본 연구에서 설계한 시스템 사양은 표 1과 같다.

3. 전처리 및 QRS 검출성능 평가

설계한 홀터 심전계는 측정된 R파를 근거로 리듬분석을 수행하기 때문에 정확한 QRS 컴플렉스 검출이 매우 중요하다. 그림 8은 notch필터의 성능을 평가하기 위해 60Hz 전력선 잡음과 약 0.1Hz의 기저선 변동이 있는 50mV의 심전도 (시뮬레이터 Kontron 994 사용)를 입력으로 했을 때의 결과이다. 전처리된 심전도를 바탕으로 본 연구에서 사용한 심전도 특징점 검출 알고리즘[1]의 성능을 평가하기 위해 MIT/BIH 데이터베이스를 이용하여 QRS 컴플렉스를 검출한 결과 전체평균 98.56의 검출률을 얻었다.

4. 데이터 압축

Fan과 MFan 알고리즘은 FOI-2DF(First-Order Interpolator with 2 Degree of Freedom) 방법을 이용한 것으로 압축률과

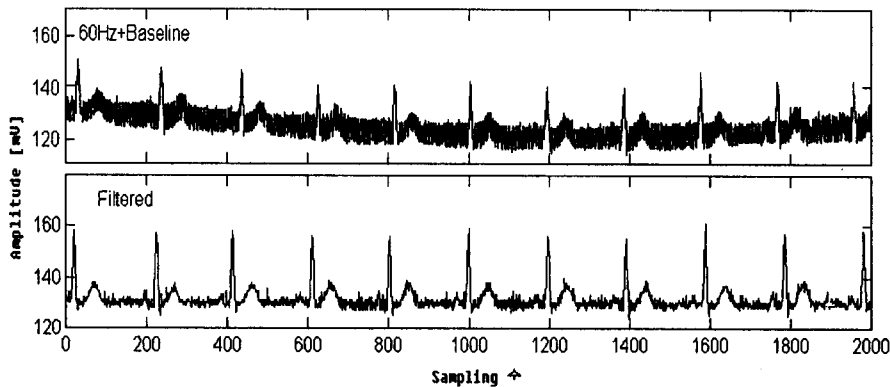


그림 8. notch필터에 의한 60Hz 전력선 잡음과 기저선 변동 제거 결과
Fig. 8. Elimination of 60Hz noise and baseline wander by notch filter

표 1. 시스템 사양

Table 1. System specification

	항 목	사 양	비 고
General	Device type	type 2	AAMI spec.
	Battery	1.5V AA Alkaline	
	Current / Voltage	42 mA / 5V	Average Operation
	Recording Type	full disclosure	
Analog	Channels	2	
	Lead Position	V3, V5, RL, Common	
	Input Impedance	1GΩ	
	Common Mode RR	85dB	
	Bandwidth	0.05-100Hz	
	Dynamic Range	±2.0mV	Reference : 2.5V
	Input Connector	5 pin	2 diff + 1 common
	Gain Setting	250, 500, 1000	
Digital	Sampling Rate	240 samples/sec	
	Resolution	8 bit	8bit-8ch ADC
	Data Storage	Flash memory (20M)	PCMCIA card Type I
	Program	EPROM(68HC11)	Upgradable
Analysis	Microprocessor	68HC11E9	Motorola
	Memory	32K SRAM	
	Analysis	2 Ch.	
	Program	12K EPROM	
	Arrhythmia Detection	Bradycardia, Tachycardia Dropped Beat Bigeminy, R-on-T PVCs, APBs, Trigeminy Interpolated PVC	
Features	Controls	Event Button	
		Card Eject Button	
	Monitoring	2Ch High Level Jacks	
	Flashing LED & Buzzer	Operating Mode Error Alert Mode	

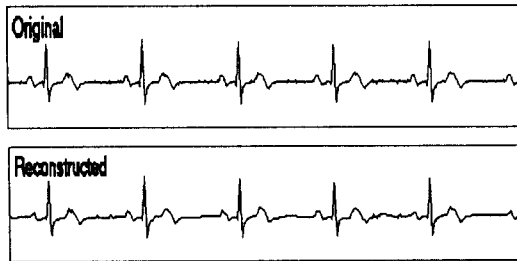


그림 9. MFan 알고리즘을 이용한 심전도 압축결과(압축률=3 : 1)
Fig. 9. ECG compression with MFan(CR=3 : 1)

재생오차는 반비례관계에 있다[18]. 본 연구에서는 MFan 알고리즘을 이용하여 약 500mV 크기의 심전도 신호 정상 파형 (시

플레이터 Nevada 217A 사용)을 압축하였다. 그림 9.는 압축된 심전도 신호를 복원한 결과로 압축률을 3:1로 했을 때 재생오차는 약 3.56%로 나왔다. 기존의 Fan 알고리즘 이용하여 같은 압축률로 했으며 재생오차는 4.00% [3,18]로 MFan 알고리즘이 약간 우수한 것을 알 수 있다. 하지만 노이즈가 심한 심전도 신호에서는 기존의 Fan 알고리즘과 비슷한 재생오차를 보여 이에 대한 보완이 필요하다.

그림 10.은 설계한 지능형 홀터 심전계를 이용하여 정상상태의 피검자로부터 검출된 심박수, QTc, ST 레벨의 trend를 그린 것이다. 장시간동안 받은 데이터를 한 화면에 디스플레이 시키기 위해 10분간 데이터의 평균치를 계산하여 한 점으로 디스플레이 시켰다.

본 연구에서 제작한 시스템의 평균 소비전류는 42mA로서 AA

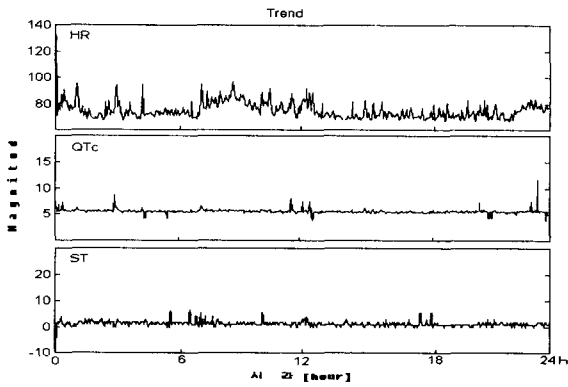


그림 10. 피검자로부터 검출한 ST 레벨, 심박수, QTc 변화
Fig. 10. Trend of ST-level, HR, QTc

type의 건전지 3개를 사용하여 약 27시간 동안 작동함으로써 24시간 동안 환자상태를 모니터링 할 수 있도록 하였다. 특히 설계한 시스템은 플래쉬 메모리 카드를 채용함으로써 사용자의 편의를 도모하였으며, 처리 및 저장된 데이터는 PC기반으로 설계된 홀터 분석시스템에 연결하여 통계처리, full disclosure 및 프린트 기능이 가능하도록 하였다[19].

본 연구에서 제작한 홀터 심전계의 사양과 상용화되고 있는 타회사 제품들과의 사양을 표 2.와 같이 비교하였다. Oxford사의 MR60은 영국제품으로 테이프 저장 방식이고, Medata사의 800500은 미국제품으로 PCMCIA 카드 일종인 ATA 카드를 사용하였다.

본 연구에서 추후 개선할 점으로는 최근 많이 사용되고 있는 저전압 소자를 사용하여, 시스템의 소비전력을 낮추어 소형화

및 보다 장시간 동안의 심전도 기록이 가능하게 해야 할 것이며, 현재 2 채널에서 3채널로 확장하여 좀더 정확한 진단 기기로 성능을 개선해야 할 것이다. 또한 새로운 첨단 소재인 ZPSD 칩(EPROM, Latch, RAM, PLD등이 원칩으로 구성되어 있다), CF카드(Compact Flash memory, ATA형으로 기존의 ATA 크기의 반정도 임)등들을 사용해서 그 성능과 편의성을 향상 시켜야 한다.

본 연구에서 개발된 시스템은 최근 생활 수준의 향상과 식생활 패턴의 서구화로 점증하고 있는 심장질환의 조기진단 툴로서, 간헐적으로 발생하는 부정맥의 검출수단으로서, 심근허혈의 검출 및 심근경색환자의 수술 후 모니터링 수단으로서, 중환자실에서의 24시간 모니터링용으로서, 최근 많이 연구되고 있는 자율신경계의 간접 진단의 수단으로 이용되는 HRV(Heart Rate Variability)의 측정 툴로서 유용히 사용될 수 있다. 또한 재택 혹은 원거리에서 심전도 데이터를 유무선으로 전송할 수 있는 모뎀기능을 갖는 휴대용 의료기기등 다양한 ambulatory monitoring 시스템의 기반 기술로써 응용 가능하다.

결 론

본 연구에서는 고성능 마이크로 컨트롤러 68HC11를 기반으로 저전력, 소형의 하드웨어를 설계하고, 심전도 특징점인 Q, R, T점을 근거로 ST 레벨, 심박수, QTc를 측정하여 그 변화를 24시간 동안 모니터링 할 수 있도록 하였다. 또한 장시간 측정된 심전도 데이터를 저장하기 위해 MFan 압축 알고리즘을 사용하였다. 기존의 단순 홀터 심전계에 비해 다양한 파라미터를 검출 가능케 함으로서 기능의 다양성을 이루었고, 대용량 플래

표 2. 타제품과의 스펙 비교

Table 2. Comparison of specification of the designed system with other products

	MR60 (Oxford)	800500 (Medata)	본 연구에서 제작한 시스템	비교
Sampling Rate	Analog 방식	Store 128 ACU 220	240	최하 120 이상임.
Resolution	Analog 방식	8 bit	8 bit	11 bit (HP MCL1)
채널 수	3 Ch.	3 Ch.	2 Ch.	
저장 매체	Tape	ATA card	Flash memory Card	반도체 모듈 (Oxford FD2)
저장 내용	Full disclosure	Full discloserer	Full disclosure	Event Recorder 타입도 있음
부정맥 검출	2종	단순 심전도 기록	9종	15종 (Marquette Seer)
전 원	2	2	3	AA Size Alkaline
사용자 인터페이스	Timer movement	Timer movement	Timer movement	Text LCD (Oxford FD3)

쉬 메모리 카드를 채택함으로써 기존의 반도체 메모리 방식의 단점을 개선하였다.

참 고 문 헌

1. P. Laguna, N.V. Thacker, P. Caminal, R. Jane, Hyung-Ro Yoon, "New algorithm for QT interval analysis in 24-hour Holter ECG: performance and applications", Med. & Biol. Enf. & Comput. pp.67-731, Vol.28 1990
2. John G. Webster, "Encyclopedia of medical devices and instrumentation", Wiley, pp20-28, Vol.1, 1988,
3. Hossney El-Sheref, Son Pham, "Clinical evaluation of ECG data compression techniques for ambulatory recording", IEEE,Trans., 1994.
4. American Heart Association, "Recommendations for Standards of Instrumentation and Practice in the Use of Ambulatory Electrocardiography"
5. Association for the Advancement of Medical Instrumentation, "AAMI Standards and Recommended Practices" August, 1994.
6. Steven J. Weisner, Willis J. Tompkins, Bonnie M. Tompkins, "A Compact, Microprocessor-based ECG ST-segment analyzer for the operating room", IEEE,Trans.. Vol.29, No9, Sept. 1982
7. 의공학 교육연구회, "의용계측공학", 여문각, pp320-394, 1993
8. Motorola, "One-chip microcontroller HC11 참고설명서", Motorola, 1995
9. 윤형로, "실시간 부정맥 검출을 위한 컴퓨터시스템에 관한 연구", 연세대학교 박사학위논문, 1985
10. S. Jalaleddine, C. Hutchens, "Ambulatory ECG wave Detection for Automated Anaysis: A Review", ISA, pp.95-106, 1987
11. 이경중, "파이프라인 프로세서에 의한 심전도 자동진단 시스템에 관한 연구" 연세대학교 박사학위논문, 1988
12. Willis J. Tompkins, John G. Webster, "Design of Micro-computer Based Medical Instrumentation", ch6. Prentice-Hall
13. 이경중, 민혜정, 이윤선, 윤형로, "휴대용 Intelligent QT분석기의 개발에 관한 연구", 의공학회지, Vol.11, No.1, 1990
14. Wigertz,O., Blomquist,P., Hulting,J., Matell,G., Nygard, M. and Tornkvist,G., "A computer based system for continuous ECG monitoring", In Proceeding of the Medinfo 74, North Holland Pulishing company. Amsterdam, pp. 761-766, 1974
15. M. Giallorenzo, J. Cohen, F. More, G. Passariello, L.O. Lara, "Ambulatory monitoring device using the fan method as data-compression algorithm", Med. & Biol. & Comput., pp493-443, Vol.26, 1988
16. "PC Card standard", PCMCIA/JEDIDA, Vo1.11, 1995
17. Perter J. Torelli, "Symmetric Block Format Exchangeing Data with FFS Systems", intel spec. Application Note (AP-603), January, 1995
18. Sateh M. S. Jalaleddine, Robert D. Strattan, "ECG Data Compression Techniques-A Unified Approach", IEEE, Trans.. Vol.37, No.4, April. 1990
19. 이세진, 이경중, 윤형로, "시각화 프로그래밍에 의한 Holter 분석 시스템 개발", 대한의용생체공학회, pp45-50, 18권, 1호, 1997년