

# 디지털 휴대용 생체 기록계 개발에 관한 연구

이호재, 전태의, 윤충화, 허 용  
명지대학교 전자공학과, 컴퓨터공학과

## A Study on Development of Portable Digital Bio-signal Recorder

H. J. LEE, T. Y. CHUN, C. H. YUN, W. HUH  
Dept. of Electronics Eng., Myong Ji Univ.  
\* Dept. of Computer Eng., Myong Ji Univ.

### ABSTRACT

In this paper, we devised a simple portable digital recorder for a day life ECG signal recording. The system are consisted of ECG amp. part, signal conditioning part, A/D converter, data compression part and digital memory part. An ADPCM algorithm used at data compress part for 50% of data reduction.

The maximum lengths of recording times take 3 hours in 1 mega byte memory.

### 1 서론

인간의 생활 형태가 고도의 산업사회로 전이 될수록 물질의 풍요에 반하여 스트레스와 같은 정신적인 고통을 안게된다. 정신적인 고통은 인체의 생리에 불명형이 초래되어 여러가지 질병을 만들게 된다. 이들 질병들을 사전에 예측을 하기 위하여 실 생활중의 인체의 상태 즉, 인체정보를 계속할 필요가 있다. 생체정보의 계속에는 고도의 기술을 구사하는 많은 기기가 이용되고 있지만 대개는 병원의 시설에 설치되어 있어 일상생활에서의 인체정보를 계속하기가 매우 어려운 실정이다. 생체의 기능중 호흡, 순환, 대사 등의 상태는 시간에 따라 변화하므로 병원의 검사실에서의 결과로부터 일상생활의 여러가지 조건에 따른 생리기능을 추정하는 것은 문제가 있다.

따라서, 간편히 휴대하여 일상의 생활중에 생리기능의 계속를 할 필요성이 요구된다. 이들 생체신호 중 심장의 기능을 파악할수있는 심전도를 휴대하여 기록할 수있는 휴대용 생체 신호 기록계(Holter 심전계)는 일상생활 중 자각증상 또는 신체의 행동에 상응하는 심전도 변화를 기록하는 장치이다. (1) 이 장치는 1961년에 Holter에 의하여 처음 개발되었다. 당시 Holter는 부정맥 뿐만 아니라 심근허혈의 진단에도 유용하다고 보고하였다.

이 방식의 심전도 기록장치는 카세트테이프를 이용하여 기록하는 아날로그방식이 많이 사용되어 왔으나 증량과 재생시의 시간이 많이 소요되는 단점이 있어 최근에는 디지털 기록방식을 사용하는 기록계에 대한 연구가 많이 되고있다. 디지털방식의 단점은 기록용 메모리의 제한성에 있지만 재생성이 매우 양호하고 경량화할 수 있는 장점이 있다. 최근에는 데이터의 압축기술이 발달되어 메모리의 크기를 더욱 축소할 수 있는 가능성이 증대되고 있다(2).

본 연구에서는 디지털방식의 휴대용 생체 신호 기록계를 간편하게 구현하는데 목적을 두고 연구를 하였다. 구현한 장치는 일차적으로 3시간 정도의 정보를 기록할 수 있도록 하였으며 장치는 24시간까지 기록이 가능하도록 확장성을 고려하였다. 따라서, 시스템의 구현은 쉽게 구입이 가능한 소자를 선택하여 설계하였다.

### 2. 시스템의 구성

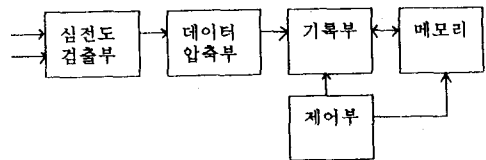


그림 1. 휴대용 생체신호 기록계의 구성

시스템의 구성은 심전도 검출부, 데이터압축부와 기록부, 그리고 제어부와 메모리부로 구성되며, 그림 1과 같다. 여러가지 형식의 구성이 있겠으나 본 연구에서는 연구환경의 제약상 최선의 방법들을 동원하기에는 비용의 무리가 있으므로 최소의 비용으로 설계함을 원칙으로 하여 구성한다.

2-1 심전도 검출부

심전도의 검출부는 전극과 증폭기, 그리고 필터 및 레벨 시프트로 구성된다. 증폭기는 3단자법으로 하여 용력으로 부터 신호를 검출한다. 검출된 신호는 저역필터링과 고역필터링을 한다. 이 필터부의 주파수 응답폭은 0.05-100Hz 정도로 되게 하였다. 심전계는 미국 심장협회의 권고사항(3)의 진폭특성과 위상특성을 만족시키도록 설계하여야 하는데, 그 규격은 진폭특성이 0.1 ~ 50Hz까지는 직선으로, 위상특성이 90° 이내가 요망되고 있으므로 권고 사항은 만족한다. 이때 사용되는 심전도의 유도법은 흉벽상의 두 점간의 전위차를 기록하는 다극유도를 이용한다. 전극은 심장에 가까운 쪽의 전극을 양극(+전극), 먼쪽의 전극을 음극(-전극)으로 하나 여러가지 유도법이 있으므로 최적유도가 되는 심전도 파형이 크고, P파, ST부분, T파가 판별하기 쉬운 신호대 잡음비가 큰 것을 취해야 하므로 표준 12 유도심전도와 비교하여 정할 필요가 있다. 또한 신호 해석시에 3유도에서 얻어진 것으로부터 12유도 심전도를 계산할 필요가 있으며 이 방법으로 심근경색의 주 원인인 심근허혈의 부위를 진단 할 수있다(3, 4, 5, 8).

필터를 거친신호는 기록부의 A/D변환기의 입력조건인 0~5V를 만족시키기 위하여 레벨시프트를 사용하여 +2.0V를 영점으로 조정해야 한다.

2-2 데이터 압축부

증폭된 아날로그 생체신호는 A/D변환기를 사용하여 디지털신호로 변환하여 압축하여 디지털 메모리에 기록하게 된다. A/D변환기는 10비트의 분해능을 갖는 것이 필요하며 변환속도는 휴대용 심전신호의 최대 주파수의 2배이상을 사용하여 200Hz이상으로 샘플링 할 필요가 있다. 변환된 디지털신호는 여러가지 방식의 압축기술이 있다. 본 연구에서는 ADPCM방식을 사용하여 압축을 하도록 한다.

ADPCM은 DM, ADM, PCM과 같이 파형 부호화 방식의 하나로 DM과 ADM 방식의 경우는 앞 신호와의 차만을 코딩하는 방식으로 재생 파형이 원래 파형의 급격한 변화를 따라가지 못하는 단점이 있는데, ADPCM 방식은 양자화 비트수를 늘리지 않고도 샘플링 마다 양자화 폭을 입력신호에 비례해서 Δ로 변화시킴으로써 불필요한 비트수를 줄여서 전체적으로 데이터를 1/2 이상 압축하는 효과가 있다.

10비트로 디지털신호로 변환된 신호를 ADPCM 방식에 의하여 4비트로 압축하여 메모리에 기록된다면, 이때 데이터는 40%로 압축이 된다. 이 경우 재생시에는 10비트로 확장하여 재생하여야 한다.

2-3 기록부와 제어부

기록부는 압축된 신호 데이터를 메모리에 저장하는 부분

으로 제어기의 도움을 받아서 4비트의 압축데이터를 8비트의 단위로 묶어서 저장하게 하고, 메모리의 관리 등을 한다. 메모리의 크기는 1시간의 데이터를 저장하는데 100\*3600=360K 바이트가 필요하다. 기본 설계로서 1M바이트를 사용하므로 약 3시간의 데이터를 기록할 수있다. 24시간의 데이터를 기록하는데는 8M바이트의 메모리가 필요하다. 압축에 사용되는 방식은 더욱 압축효율이 좋은 여러가지 방식이 있지만 설계 편의상 소자를 구하기가 쉬운 음성기록용의 ADPCM소자를 이용하여 하드웨어를 간단히 하는 방향으로 하는 것이 바람직하다.

3. 시스템 설계

2 장에서 구성한 디지털 휴대용 생체 신호 기록계는 그림 2와 같이 심전도 검출부, 데이터 처리부, 기록부, 시스템 제어 및 표시부로 설계하였다.

설계는 심전 신호 검출부와 데이터 압축 및 기록부로 구성되어 설계하였다. 데이터 압축과 기록부의 제어를 한 모듈에서 처리하기 위하여 MSM6258V ADPCM 마이크로 컨트롤러를 사용하여 시스템 규모를 줄이는 방향으로 설계하였다.

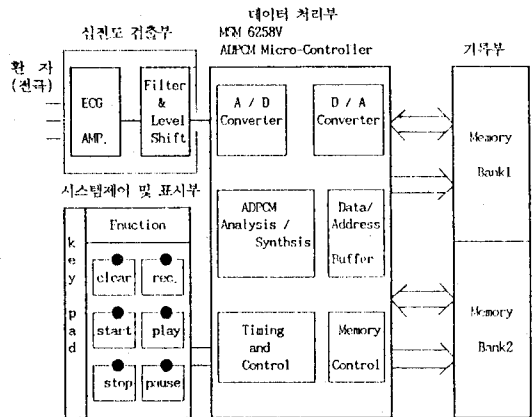


그림 2 설계 시스템 계략도.

3-1 심전 신호 검출부

인체에서 심전도와 같은 생체신호를 검출하기 위해서는 먼저 검출하고자 하는 신호를 충실히 검지하기 위해서 적절한 전극(센서)을 사용하였고, 검지되는 신호는 피부에서 약 2mV 정도의 미소한 전위차로 나타나므로 신호를 증폭하는 심전도 증폭기를 구성하였다. 또한 전극의 분극현상과 인체의 움직임에서 오는 기준선 표동을 막고 주위 환경의 영향으로 유입된 잡음과 전력선에서 생기는 전원잡음의 기본파나 그 고조파 성분의 잡음을 제거하는 필터를 구성하였다.

A. 전극

생체 전위를 측정하기 위해서 일반적으로 피부 표면전극 (Skin surface Electrode)을 편의상 사용한다.

일반적으로 측정되는 전위는  $\pm 2mV$  이내의 미약한 신호를 취급하기 때문에 입력전극 및 입력선의 재질이나 구조가 심전계의 성능에 큰 영향을 미치므로, 은-염화은(Ag-AgCl) 재질로 된 전극이 생체용 전극으로 가장 많이 사용된다.

본 실험에서는 컬럼형 1회용 전극을 사용하고 이를 위해 적합한 전극 연결부를 구성하였다.

B. ECG 증폭기

미국 심장학회에서 추천하는 ECG 증폭기의 사양에 맞게 설계하였다. 입력 임피던스는 80M $\Omega$ , 이득은 60dB 정도가 되게 하여 그림 3과 같이 설계하였다. 사용된 OP AMP,는 LT1001을 사용하여 소비전력을 최소화 하였다.

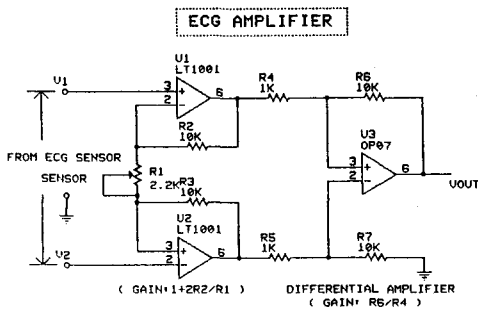


그림 3 ECG 증폭기 회로도.

C. 필터부와 레벨 시프트

ECG 신호는 증폭기에서 60dB 정도 증폭을 하고, 또한 전극과 피부와의 계면에서 발생하는 문제점들에 의해서 여러 가지 외부요인이 발생하여 계속상에 어려움을 주기 때문에

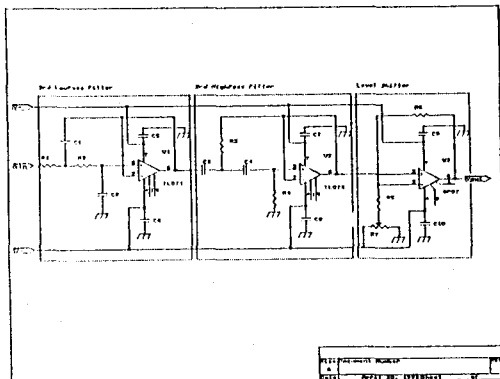


그림 4 필터와 레벨시프트 회로

저역 차단 필터(0.05Hz)를 사용하여 전극에서 발생하는 문제를 제거하도록 하였다. 또한 전극 유도선으로 유도되는 고역의 신호성분은 100Hz 이상에서 고역차단 필터를 구성하여 제거하도록 하였다. 또한 기록부의 A/D 변환기 입력 허용 전위가 0~5V 이므로 레벨시프트 회로를 사용하여 2.0V가 기준전압 레벨(0V 레벨)이 되게 하였다. 구성된 회로는 그림 4와 같다.

3-2 데이터 압축부

데이터 압축 및 기록부는 심전 신호 검출부에서 검출한 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하고, 변환된 디지털 데이터를 ADPCM 방식으로 압축하여 메모리에 저장할 수 있는 기능이 복합적으로 되어 있는 음성합성 LSI 칩인 MSM6258V를 사용하였다.

3-3. MSM 6258 LSI

MSM6258V는 내부에 8비트의 A/D 변환기와 10비트의 D/A 변환기, 그리고 ADPCM 음성분석/합성부로 구성되어 있다. 또한 내부에 메모리 제어가 내장되어 있어서 추가의 로직 구성없이 ROM이나 SRAM, DRAM을 직접 연결할 수 있고, 최고 2Mbyte까지 확장이 가능하다. 또한 내부 발진기가 내장되어 있어서 샘플링 주파수를 최고 16kHz 까지 선택이 가능하다.

3-4 데이터 저장부

데이터 저장부는 메모리로 구성되어 있고, 전체 메모리 용량은 1Mbyte로 되어 있다. ADPCM LSI 칩인 6258은 메모리 관리 능력이 최고 2Mbytes이므로 메모리를 2Mbytes 이상 확장하기 위해서는 메모리 구성을 Page 방식으로 구성해서 확장할 수 있다. 본 연구에서는 시스템을 휴대용으로 설계해야 하므로 저소비형 CMOS 메모리인 44C256 DRAM을 사용하였다. 시스템을 소형화하기 위해서는 모듈램을 사용하는 것이 유리하다. 본 시스템의 총 기록시간은 다음 식으로 구할 수 있다.

$$\text{기록 시간} = \frac{1.024 \times \text{RAM 용량(K-bit)}}{\text{샘플링주파수(KHz)} \times \text{비트길이(3 or 4)}}$$

본 연구에서는 A/D 변환기의 샘플링 주파수가 200Hz이고, ADPCM에 의한 데이터 압축을 4비트로 할 경우 3시간 동안 데이터를 기록할 수 있다. 기록시간을 12시간으로 하기 위해서는 메모리 용량을 4Mbyte로 해야 한다.

3-4 시스템 제어 및 표시부

시스템 제어부는 시스템 전체의 동작을 제어하는 부분으로 데이터 기록과 재생을 각각 6개의 스왑치로 제어할 수

이고, 표시부는 시스템의 현재의 상태를 LED로 표시하여 6개의 스위치로 선택된 동작을 쉽게 알 수 있도록 하였다. clear 스위치는 시스템의 전체를 초기화 시키는 역할을 하고, start 스위치는 데이터 저장과 재생 동작의 시작을 지시하는 역할을 한다.

pause 스위치는 데이터 저장과 재생 동작을 일시적으로 중지시킬때 사용하고, stop 스위치는 데이터 저장과 재생 동작을 완전히 끝낼때 사용한다. rec. 스위치는 데이터 저장 동작을 선택하는 스위치이고, play 스위치는 데이터 재생 동작을 선택하는 스위치이다.

#### 4. 실험 및 고찰

##### 4-1 ECG 신호 검출

본 연구에서 사용한 심전 신호의 유도법은 흉벽상의 두 점간의 전위차를 기록하는 다극유도법 중에서 앞 가슴 부위의 3점을 이용하는 3전극 유도법을 이용하였다. 전극은 심장에 가까운 쪽의 전극을 +전극으로 하고, 먼쪽의 전극을 -전극으로 하였다.

그림 5는 심전도 검출부에서 검출한 ECG 신호이다.

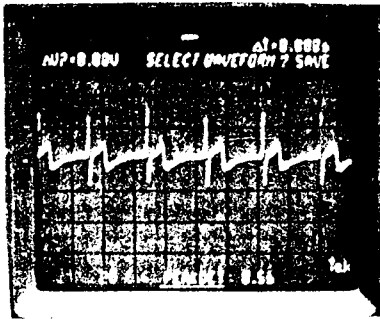


그림 5 검출한 ECG 신호.

##### 4-2 ECG 신호 기록과 재생

피검자로부터 심전 신호 검출부를 통하여 검출한 신호를 A/D 변환기로 8비트의 디지털 데이터로 변환한 후 4비트로 압축하여 기록부(메모리)에 저장하였다. 저장된 신호를 10비트 D/A 변환기를 통하여 재생한 결과는 그림 6과 같다.

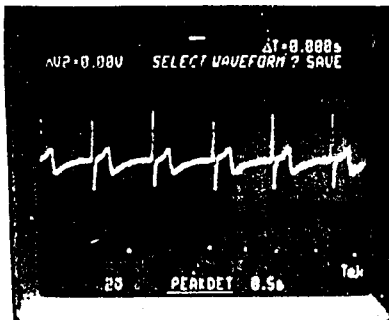


그림 6 재생된 ECG 신호.

##### 4-3. 실험 고찰

본 연구에서 설계한 시스템은 A/D 변환부의 10비트를 사용하지 않고 8비트를 이용하여 변환되는 시스템을 사용하였으나 재생된 신호의 형태가 입력된 신호와 거의 유사함을 확인할 수 있었다. 그러나 전극의 노화와 장시간 착용시에 발생하는 전극분리에 의한 문제점을 보완해야 할 것으로 생각된다. 따라서, 전극부착 상태를 경보해 줄 추가 장치가 필요하다.

휴대용에서 가장 문제가 되는 전지의 용량 문제는 시스템의 소비 전력과 밀접한 관계가 있다. 본 시스템의 총 소비 전류는 메모리를 1Mbyte로 하였을때 약 80mA 정도가 소요된다. 장시간 사용시는 전지의 무게가 증가하는 문제점을 해결해야 한다. 기록된 데이터를 재생하는 문제는 16kHz로 재생하면 기록속도의 80배가 되나 장시간 기록시는 재생시간이 문제가 된다.

#### 5. 결 론

본 연구의 목적은 소비 전력이 적고 저가격의 휴대용 디지털 생체 기록계를 구현하는데 있다.

특히 제한된 조건하에서 구현을 해야 하는 관계로 최상의 기술을 이용할 수는 없었지만 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

- 1) ADPCM 소자를 사용하여 저가격으로 시스템 규모를 소형화할 수 있었다.
- 2) 기존의 소자를 이용하여 저가격으로 회로 구성이 용이함
- 3) 새로이 개발되는 ADPCM 소자를 이용하면 시스템 개선이 용이함.

#### 참고문헌

- 1) Holter NJ "New method for heart study. Continuous electrocardiography of active subject over long periods is now practical." Science 134 : 1214-1220, 1961.
- 2) Yamazaki, T, Takahashi, S "디지털 홀터심전계에 있어 심전도의 압축특성"의용전자와 생체공학 28:417, 1990
- 3) Sheffield LT, Brson A, Bragg-Remshel D, et al "Recommendations for standards of instrumentation and practice in the use of ambulatory electrocardiography." circulation 71, 626A-636A, 1985.
- 4) Ichimaru Y, Yamaga T, et al "Rapid analysis of the ST-T segment of the 24-hour ambulatory electrocardiographic monitoring." Comput Cardiol. 479-482, 1984.
- 5) Yamaga T, Ichimaru Y, et al "Observation of ST-T changes by Holter electrocardiograph." Japan Heart J23, 651-653, 1982.
- 6) Tanabe T, Goto Y : "A new method for recording a three-lead electrocardiogram using a two-channel Holter system." Japan Heart J 29, 649-660, 1988.
- 7) Dower GE, Yakush A, et al "Deriving the 12-lead electrocardiogram from four (EASI) electrodes." J.Electrocardio, S182-S187, 1988.
- 8) Halberg F "Implications of biologic rhythms for clinical practice." Hosp Pract J, 139-149, 1977.
- 9) 허 용, 양동지 "휴대용 ECG기록계의 구현에 관한 연구" 명지대 산업기술연구소, 1988.