

# 심전도 감시장치의 개발에 관한 연구

김남현\*, 심원홍\*\*, 김경하\*, 라상원\*, 이진기\*\*\*

\*연세대학교 의과대학 의용공학교실

\*\*연세대학교 의과대학 내과학교실

\*\*\*경상대학교 공과대학 전자공학과

## Development of ECG monitoring system

N.H.Kim\*, W.H.Shim\*\*, G.H.Kim\*, S.W.Ra\*, G.K.Lee\*\*\*

\*Dept. of Medical Eng., College of Medicine, Yonsei Univ.

\*\*Dept. of Internal Medicine, College of Medicine, Yonsei Univ.

\*\*\*Dept. of Electronic Eng., College of Engineering, Gyeongsang National Univ.

### Abstract

The ECG monitoring system had play a significant roll in ICU, CCU and operating room. By alarming the change of ECG wave form and heart rate, staff can control emergency state. The improve of recent digital technology is able to develope low cost and high quality ECG monitoring system. In this paper, we develope new monitoring system with low price microprocessor and control system.

### I. 서 론

심전도 감시장치는 심전도의 파형과 맥박의 변화를 통해 환자가 위험한 상태에 이르기 전에 응급조치를 취할 수 있도록 해주며, 중앙감시장치와 연결하여 활용함으로써 의료진들의 수고를 많이 덜게 해준다. 전자기술에 기반을 두고 개발되어 많은 시간동안 발전을 거듭해온 심전도 감시장치는 이제 환자의 상태를 감시하는데 없어서는 안될 중요한 장비가 되었다. 최근들어 더욱 발전하고 있는 디지털 기술과 향상된 신호처리 기법을 통해 사용자들의 수요를 충족시킬 수 있는 고기능, 저가격의 환자감시장치의 개발이 가능해졌다. 본 연구에서도 수년 동안의 연구개발로 축적되어 있는 의료기기 개발기술을 활용하고 국산화된 디지털소자를 이용하여 기존에 개발되어 있는 장비를 대체할 수 있는 새로운 모델을 개발하였다.

### II. 본 론

#### 1. 연구방법

본 연구에서는 심전도 환자감시장치를 제작하기 위한 각 부분별 회로설계 및 시험과 임상실험을 통한 회로 기능 검증을 통한 시제품 제작으로 나눌 수 있다. 각 부분은 크게 심전도 증폭부, 필터부, Scanconverter, 표시부 및 전원부로 나눌 수 있으며, 설계한 회로의 기본 구성은 다음과 같다(그림 1).

의료장비 설계에 있어서 중요한 착안점은 직접 환자에게 접촉되는 부분의 safety를 고려하여야 한다. 따라서 본 연구에서 증폭부는 safety를 위한 분리 증폭부와 주 증폭부로 구분하였으며 이에 공급되는 전원을 분리하였다. 따라서 환자의 심장으로부터 나오는 신호를 lead에 따라 선택하여 분리증폭부를 거쳐 주 증폭부에서 증폭한다. 또한 표시되는 환자파형의 정확도를 위해 필터부를 설계하였다. 즉, 필터부에서는 저역통과 필터와 고역통과 필터를 통해 환자의 움직임에 따른 잡음과 고주파수로 인한 잡음을 제거함과 동시에 전원으로 인한 50/60Hz 잡음을 제거한다. 이렇게 증폭부와 필터부를 통한 심전도 analog 신호는 표시부에서 CRT에 적절하게 표시될 수 있도록 scanconverter를 설계하였으며 이 부분은 A/D converter, Micro-controller와 dual-port RAM으로 구성되어 있다.

D/A converter를 거친 신호는 CRT 증폭부를 통해 표시할 수 있도록 설계하였으며 환자의 맥박과 각종 선택기능을 LCD를 통해 표시할 수 있도록 설계하였다.

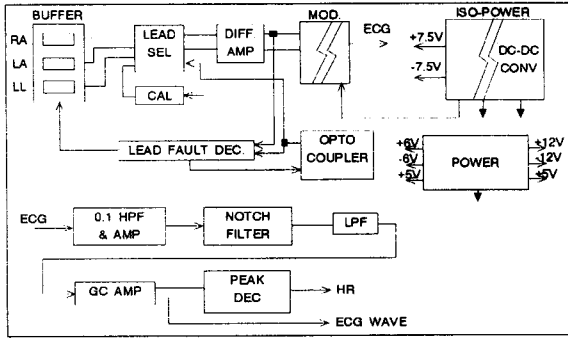


그림 1. 심전도 감시장치의 증폭부

2. 연구내용

본 연구에서 구현하는 환자감시장치의 각 장  
 치별 특성 및 기능은 다음과 같다

1) Buffer

환자의 몸에 부착되는 전극은 RA(right  
 arm), LA(left arm), LL(left leg)의 3개로 구  
 성되어 있으며 여기서 나온 신호는 OP amplifier  
 로 구성된 Buffer에 입력된다. 증폭기 전단에는  
 Clamping diode와 Neon lamp로 구성된 회로를  
 설계하여, 외과의 수술용 전기칼(ESU), 또는  
 Defibrillator의 순간적인 고전압에 대하여 Amp  
 이후의 회로를 보호하도록 하였다.

2) Lead selector

Buffer에서 나온 각각의 신호는 아날로그 멀  
 티플렉서로 구성된 Lead selector에 연결하고  
 전면판에 있는 key 입력에 따라 controller에서  
 나오는 제어신호에 의하여 lead I, II, III 중  
 선택된 하나의 lead 벡터가 선정된다.

3) Lead fault detector

Lead fault는 환자에게 부착된 전극이 단락  
 되었거나 제대로 부착이 되어 있지 않는 경우  
 를 말하며, 고저항성분을 검출하여 화면에 이상  
 여부를 표시하여 주는 회로이다. 차동증폭기  
 에서 나온 신호를 윈도우 비교기를 통해 출력의  
 포화여부를 감지하여 화면에 나타내고 변조기  
 입력단에 인가된다.

4) 차동증폭기

아날로그 멀티플렉서에서 나온 심전도 신호  
 는 1차로 차동증폭기를 거쳐 증폭된다. 차동증  
 폭을 시키는 주 이유는 환자에게 부착된 전극  
 으로부터 심전도 신호뿐만 아니라 기타 잡음도  
 같이 섞이기 때문이다. 그 이외에 회로자체  
 에서 생기는 잡음도 제거할 수 있다. 여기서 증폭  
 되는 이득은 20배이다.

5) 변조기 및 복조기

환자의 몸에 부착된 전극과 감시장치회로와  
 는 직접 연결되며 감시장치는 대부분 AC전원  
 으로 동작되기 때문에 전기 감전의 위험성이  
 항상 존재한다. 따라서 의료장비에는 반드시  
 전기적인 안전이 고려되어야만 한다. 이러한

전기적인 안전을 확실히 하기 위해서는 반드시  
 절연회로가 필요하다. 절연방법으로는 신호  
 의 절연과 전원의 절연이 동시에 필요하다. 본  
 연구에서 설계한 신호의 절연은 트랜스를 사  
 용하여 앞단의 차동 증폭기에서 나온 ECG 신  
 호를 트랜스 및 아날로그 스위치로 평형변조  
 시키고 뒷단에서 아날로그 스위치로 복조  
 시킨다.

6) Calibration

임상에서의 ECG 신호의 QRS는 보통 1mV  
 정도의 크기를 가진다. 임상적으로 환자의  
 QRS 크기를 정확히 측정하는 것이 중요한 요  
 소이기 때문에 감시장치의 화면상에 기준 전  
 압으로 1mV를 표시한다. 따라서 리이드 셀  
 력터 입력에 보정 구형파를 입력시킴으로써 보  
 정을 시킬 수 있다.

7) 분리전원 공급부

5)에서 설명한 절연트랜스를 사용하여 환  
 자의 전기적인 안전을 도모하기 위해서 입력  
 단으로부터 변조 주전원부 회로에 이르기까  
 지 사용되는 IC소자의 전원도 주전원부와  
 분리해서 사용되어야 한다. 그러므로 AC  
 전원으로 부터 정류되는 주전원을 optocou  
 pler를 사용하여 절연 전원을 만들어 인  
 체와 직접 연결되는 부분에 전원을 공급  
 하여 전기적 안전을 도모하였다.

8) 고역통과 필터

5)에서 복조된 ECG 신호중 환자의 움직  
 임에 따른 DC 성분을 없애기 위해 0.1Hz  
 이하를 제거하는 고역통과 필터를 사용  
 한다.

9) Saturation Detector

고역통과 필터를 거친 신호는 window  
 comparator로 들어가서 포화상태가 감  
 지되면 아날로그 스위치가 동작되고 접  
 지를 통해 방전시켜 빠른 시간내에  
 baseline으로 돌아오게 한다.

10) Notch 필터

AC전원을 사용함에 따라 회로에는 60Hz  
 잡음이 섞이게 되며 통상적으로 이 신호  
 는 증폭된 심전도 신호보다 크기 때문에  
 같이 섞이게 될 경우 심전도 신호가 보  
 이지 않게 된다. 이에 따라 필터중 60Hz  
 신호만을 제거할 수 있는 notch 필터를  
 사용한다. 또한 사용전원에 따라 가  
 변저항을 조정하여 50Hz notch filter  
 로도 조절할 수 있다.

11) 저역통과 필터

환자로부터 나오는 각종 고주파의  
 신호를 제거하기 위해 사용하며 100Hz  
 이하의 신호만을 통과시키는 필터를  
 설계하였다.

12) 이득 증폭기

화면에 표시되는 심전도 파형의 크기를  
 조정하기 위하여 필터를 거친 신호를 멀  
 티플렉서를 사용하여 0.5, 1, 2, 4의  
 이득으로 조절할 수 있도록 하였으며  
 여기서 증폭된 신호가 디지털

회로부의 A/D 변환기에 입력됨과 동시에 맥박수를 검출하기 위하여 Peak detector에 입력된다.

13) 맥박 Peak detector

설계한 Peak detector의 블록선도는 그림 2와 같다. 이득증폭기에서 나온 신호에서 맥박수를 측정하기 위하여 monostable과 window comparator로 구성된 peak detector를 거치게 한다. Peak detector에서 클럭으로 변환된 신호는 microcontroller에 입력되어 화면에 맥박수가 표시되게 된다.

14) 정류 전원부

디지털 회로부 및 증폭부에 정류된 전원을 공급하기 위하여 AC transformer에서 나온 전원을 정전압 regulator를 사용하여 필요한 직류 전원을 공급하도록 하였다. 여기서 나오는 전원은  $\pm 12V$ ,  $\pm 6V$ ,  $\pm 5V$ 이다.

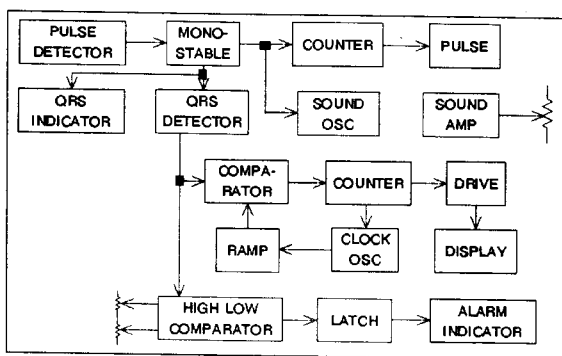


그림 2. Peak detector

15) Interface부

환자의 맥박수를 외부의 장비와 연결하여 출력하기 위하여 RS-232C interface 회로를 설계하였다.

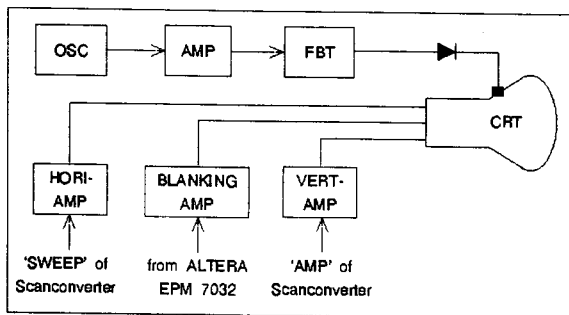


그림 3. CRT 구동부

16) CRT 구동부

설계한 CRT 구동부의 블록선도는 그림 3과 같다. 디지털 회로에서 D/A 변환되어 나온 환자의 심전도 신호를 시간에 따라 실시간으로 CRT에 표시하기 위하여 수평축(X)과 수직축(Y) 및 Blank 제어신호를 생성하도록 설계하고, CRT구동에 필요한 고전압 증폭회로를 발진회로 및 FBT를 사용하여 설계하였다.

17) A/D변환부

심전도 증폭부에서 증폭되어진 심전도신호를 화면에 적절히 표시하기 위해서는 입력되는 신호를 디지털화하여야 한다. A/D 변환기는 ADC0809를 사용하였으며 sampling 주파수는 250Hz, 해상도는 8bit로 하였다. 여기서 나온 신호는 microcontroller에 의해 제어되어 dual-port RAM에 입력된다.

18) Scanconverter

설계한 Scanconverter의 블록선도는 그림 4와 같다. Scanconverter는 입력된 저주파성분의 심전도신호를 memoscope형태의 연속적인 신호로 CRT에 표시하기 위한 부분이다. 이렇게 연속적으로 파형을 표시하기 위하여 microcontroller와 dual port RAM(L67132, 2K x 8 bit) 및 EPLD(Altera EPM7032)를 이용한 제어신호로 구성하였다. 심전도파형을 정지시킬 수 있는 기능(RUN/FREEZE)을 수행하기 위해서 microcontroller에서 출력되는 address를 홀수와 짝수로 제어하도록 하였다. Dual-port RAM을 사용함으로써 A/D 변환된 신호의 저장과 D/A 변환장치로 출력할 신호를 실시간으로 출력할 수 있도록 하였다.

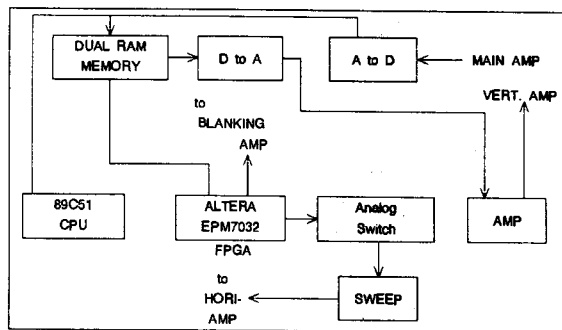


그림 4. Scanconverter의 블록선도

19) Microcontroller

심전도 증폭부의 제어신호(PIO), dual-port RAM 제어, Interface 및 전면판의 LCD driver와의 데이터 교환을 위하여 one chip microcontroller(89C51 8 bit)를 사용하였다.

20) D/A 변환부

Dual-port RAM에서 출력된 디지털 심전도 신호를 CRT에 표시하기 위하여 D/A 변환기(DAC0800)를 이용하여 아날로그신호로 변환하도록 설계하였으며 이 신호는 CRT 수직증폭기에 입력된다.

21) 제어신호부

Dual-port RAM의 address 제어와 CRT blanking 증폭부 및 아날로그 스위치를 통한 CRT 수평축 sweep 신호를 발생시키기 위하여 EPLD(Altera EPM7032)를 사용하였다. EPLD는 각종 hardware gate를 프로그래밍하여 제작할 수 있는 소자로서 Timing diagram에 의하

여 화면표시에 필요한 제어신호를 발생시키도록 하였다.

22) 전면판 표시장치 및 key scan

감시장치의 성능을 발휘할 수 있도록 lead selector, Run/Freeze, alarm 제어 key등을 받아 들이는 key scan과 환자의 맥박수, Lead상태, alarm, speaker 등의 상태를 LCD로 표시할 수 있도록 LCD driver(KS57C2408)와 LCD 등으로 구성된 표시장치를 설계하였다. LCD driver는 Key 상태의 검색과 Microcontroller에서 나오는 맥박수등을 입력받아 LCD로 표시하도록 하였다.

3. LCD 표시장치

전면판에 표시되는 각종 정보 및 스위치의 기능은 다음과 같다.

가) 스위치

1. Power On/Off S/W
2. Lead Selector
3. Alarm On/Off S/W
4. Function S/W
5. INC(MODE 증가 S/W)
6. DEC(MODE 감소 S/W)
7. RUN/FREEZE S/W

나) 표시

1. SEGMENT
2. Heart Rate
3. LEAD
4. CAL
5. Lead 상태
6. ALARM
7. High Alarm Value Display
8. Low Alarm Value Display
9. Alarm set, Alarm Sound
10. Beep Sound, Alarm sound
11. ECG 크기
12. 화면 밝기 mode
13. Speed 조정 mode
14. INC : 항상 ON
15. INC S/W 누를 때마다 깜박임
16. DEC : 항상 ON
17. DEC S/W 누를 때마다 깜박임
18. RUN
19. FREEZE

III. 결론 및 고찰

하드웨어와 소프트웨어 부문에서 제작한 각 부분에 대하여 PCB를 설계하고 외장케이스, 화장판을 설계·제작하고 이를 통합하여 시제품을 제작하였으며, 연세의료원 심장혈관센터 CCU에서의 임상실험 결과 기본적인 기능에 있어서는 기존에 사용하는 Spacelab monitor와 큰 차이가 없었다.

IV. 참고 문헌

1. Joseph J. Carr, John M. Brown, "Introduction to Biomedical Equipment Technology", 1981
2. Willis J. Tompkins, John G. Webster, "MicrocomputerBased Medical Instrumentation", Prentice-Hall, 1981
3. John G. Webster, "Medical Instrumentation : Application and design", Houghton Mifflin Co, 1978
4. Motorola Co., "CMOS data book", 1979
5. National Semiconductor, "Linear I, II, III databook", 1990
6. Samsung Electronics, "4-Bit CMOS KS57-Series Microcontroller Databook", 1994