

심전도 자동진단장치를 위한  
디지털신호처리시스템의 설계

○ 이종영, 황선철, 김용만, 이명호  
연세대학교 전기공학과

A Design of Digital Signal Processing System for the Automatic  
Diagnosis of Electrocardiogram

Jongyoung Lee, Sunchul Hwang, Yongman Kim, Myoungho Lee  
Dept. of Electrical Engineering, Yonsei University

= Abstract =

This paper describes the design of digital signal processing system for the automatic diagnosis of ECG. The system comprises analog hardware, digital hardware, and control system by microcomputer. Also, since digital signal processing system can be equipped easily in microcomputer for the compact size(Single board), We expect to develop the Portable ECG Automatic Diagnosis System using this System.

1. 서 론

생체에서 발생하는 전기현상은 모두 세포막 내부와 외부의 화학적 성분 차이로 인한 세포막 전위(membrane potential)이다. 이러한 전위의 변화는 각각의 세포에 일정한 자극이 가해지면 나타나며 심장의 경우 심장근육의 수축과 확장의 반복에 따른 전기적 시간에 따라 측정할 수 있다. 이러한 파형을 분석하여 약 200여가지의 심장질환을 진단할 수 있다. 이 심전도 파형의 분석은 대단히 어렵고 복잡하기 때문에 이러한 분석의 근거기준의 필요성이 인식되어 현재는 1968년 미국 Minnesota대학교의 Blackburn교수가 WHO(세계보건기구)에 제안한 Minnesota code가 기준으로 채택되어 오고 있다. 심전도 자동진단장치는 전문의가 파형을 보고 환자의 정확한 심장질환을 파형에 대한 인식(Artificial intelligence)을 가지고서 위에서 언급한 Minnesota code에 의해 분류하게 되는 것이다. 본 연구는 인체에서 신호를 추출하여 증폭하고 이를 디지털 신호로 변환시키는 Hardware를 구성한 후 이를 IBM-PC에 연결하여 Hardware를 Control하고 각종 기록의 보관 및 신호의 처리등이 컴퓨터에 의해 이루어 질 수 있도록 하고자 한다. 심전도 자동진단장치의 아날로그 신호처리 및 컴퓨터와의 interfacing을 통해 기존의 병원에서 진단용으로 사용되는 표준 12 lead 시스템을 채택하여 실제 임상에서 사용이 가능한 디지털 신호처리시스템의 개발을 최종 목표로 한다.

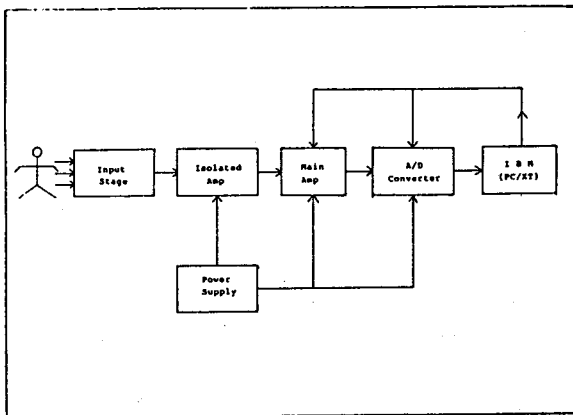


그림 1. 디지털 신호처리시스템의 구성도.

2. 디지털 신호처리시스템의 설계

본 연구에서 설계하고자 하는 디지털 신호처리시스템은 그림 1에서와 같이 환자로부터 신호를 받아들이는 입력단과 이를 증폭하는 증폭부 그리고 증폭된 신호를 A/D 변환하는 A/D 변환부도 그 중심을 이루고 있으며 각 경우 lead의 데이터를 입력시키고 회로를 제어하는 제어부등은 컴퓨터에 의해 제어 되도록 한다.

2.1 입력부

환자로부터 신호를 감지하는 부분으로 외부잡음의 제거와 높은 안전도를 갖도록 회로를 설계하고자 한다. 두개의 lead A, B에 대한 변위 X에서의 외부영향의 총합은

$$V_{total} = KBS + I_{D1}Z_1 - I_{D2}Z_2 + K' I_D Z_I + I_D Z_G$$

$$\left[ \frac{1}{X} + \left( \frac{Z_{in}'}{Z_{in} + Z_1} - \frac{Z_{in}''}{Z_{in}'' + Z_2} \right) \right]$$

로 표시 할 수 있다.

여기서 K, K': 상수  
 B : 60 Hz 자장 (자속밀도(Wb/m<sup>2</sup>))  
 S : 두 lead사이의 패쇄면적(m<sup>2</sup>)  
 E : 60 Hz 전장의 세기(V/m)  
 I<sub>0</sub>: lead A에 유도되는 변위전류(A)  
 I<sub>0a</sub>: lead B에 유도되는 변위전류(A)  
 I<sub>0</sub>: E에 의한 60 Hz 변위 전류(A)  
 Z<sub>1</sub>, Z<sub>1'</sub> : 전극 피부간 임피던스(Ω)  
 Z<sub>g</sub>: 접지 전극 임피던스(Ω)  
 Z<sub>c</sub>: 몸체 내부의 임피던스(Ω)  
 Z<sub>in</sub>: 증폭기 입력의 대 접지 임피던스(Ω)  
 Z<sub>1</sub>, Z<sub>1'</sub>: lead A, B에서의 입력 임피던스(Ω)

이다.  
 따라서 본 논문에서는 그림 2와 같이 Shield cable, Buffer Amp, RL 구동회로등을 사용하여 각 항목별도 식 (1) 의 외부응에 의한 영향을 최소화 하여 설계하였다.  
 또한 미국심장협회(American Heart Association)의 자료에 따르면 2-10 $\mu$ A 정도의 전류가 심장근육에 흐르게 될 경우 치명적인 손상을 입한다고 되어있다. 그러므로 IEC, VDE 등 대부분의 규격에서는 대지 누설전류는 100 $\mu$ A 이내, 환자 누설전류는 10 $\mu$ A 이내로 규정하여 환자및 취급자의 전기적 사고를 방지하고 있다. 따라서 본 논문에서는 AHA, IEC, VDE 등의 안전규격에 알맞도록 입력 접연증폭회로를 설계하여 환자로부터 얻는 신호와 필요한 전원은 각각 ferrite core를 사용하여 분리되도록 설계하였다.  
 또한 입력 접연증폭회로부를 hybrid화하여 molding 시킴으로써 불의의 사해에도 환자에게 영향이 미치지 않도록 하였으며, 입력단에 내은관 및 buffer amp를 사용하여 defibrillator의 충격을 방지하고, 전 회로의 전력공급에 있어서 각 단마다 ferrite core를 사용하여 접지를 분리시켜 공급함으로써 더욱 높은 안전도를 갖도록 설계하였다.

2.2 증폭부

검출된 심전도 신호를 증폭하는 부분으로 심전도 신호는 차동증폭기를 거쳐 필터회로로 들어가게 된다. 필터는 심전도의 기저선동요 (baseline drift)를 방지하기 위한 high pass filter, 60Hz잡음을 제거하기 위한 notch filter, 근전도 (EMG)와 혼합을 방지하기 위한 36Hz (-3dB)의 muscle tremor filter 의 3가지로 크게 구분되며, 각각의 선택은 컴퓨터와의 Interfacing 에 의해 키보드로 할 수 있도록 하였다. 또 신호의 증폭도는 1/2, 1, 2 의 3가지로 선택이 가능하며 1의 경우 증폭도는 1000 이다. 이 증폭도의 선택도 역시 키보드를 통해 이루어지며 RC 결합에 의한 INSTO기능이 각 lead와 신호사이에 기록될 수 있도록 구성하였다.  
 입력부와 증폭부의 결합회로를 그림 2 에 나타내었다.

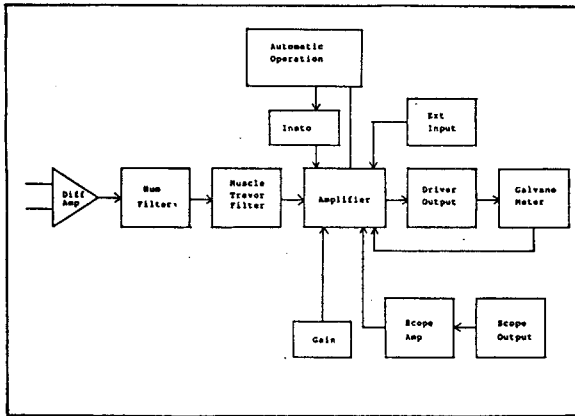


그림 2. 입력부와 증폭부의 회로도

2.3. A/D 변환부

증폭부출 거친 심전도 신호를 디지털 신호로 변환시키는 부분으로 컴퓨터는 변환된 디지털 신호에 의해 재생, 진단, 신호처리등의 동작이 가능하여 진다. A/D 변환부를 설계하는대는 우선 AHA (American Heart Association) 에서 심전도 신호를 디지털 신호로 변환시킬 때 주 신호성분인 0.5Hz-100 Hz의 신호성분을 감쇄 시키지 않기 위해 제시한 기준인 9 bit 이상의 분해능과 500 samples/sec 이상의 sampling rate를 만족시켜야 한다. 따라서 본 연구에서는 10 bit의 분해능을 가지고 A/D 변환을 하도록 하며 sampling rate는 program으로 500 samples/sec, 1000 samples/sec 중 하나를 선택할 수 있게 설계하였다. 이는 본 논문의 결과로 얻어지는 디지털 신호처리시스템에 의해 수집된 심전도 데이터가 실제의 임상적 응용에서도 진단에 문제가 없도록 하기 위함이다. 또한 A/D 변환부에는 그림 3 에서와 같이 사용되는 컴퓨터의 종류와 목적에 따라 키보드로 의해 8-bit A/D 와 12-bit A/D 를 자유롭게 선택할 수 있으며, D/A 변환부가 포함되어 있어 심전도 신호를 기록지나 scope에 재생시켜 볼 경우 사용할 수 있도록 설계하였다.

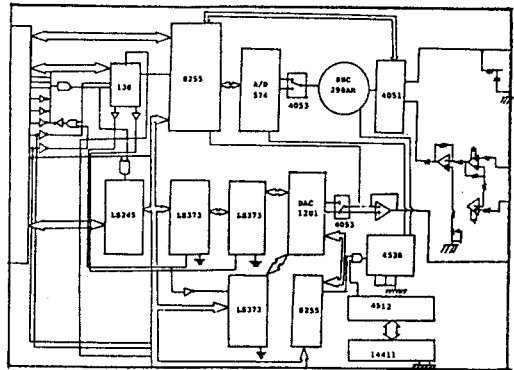


그림 3. A/D 변환부의 회로도.

3. 결과고찰

본 연구에서 제작된 디지털 신호처리시스템을 통하여 ECG 파형을 측정하여 본 결과 그림 4 와 같은 결과를 얻을 수 있었다. 또한 병원에서 임상실험을 거친 결과 성능시험은 다음과 같이 규정치보다 높은 값으로 나타났으며, 특히 변별비, 안전도, 입력 임피던스등은 매우 좋은 값으로 나타났다.

- Leads : 10 leads
- Frequency range : 0.05 - 110 Hz (-3dB)
- Input impedance : 100 M 이상

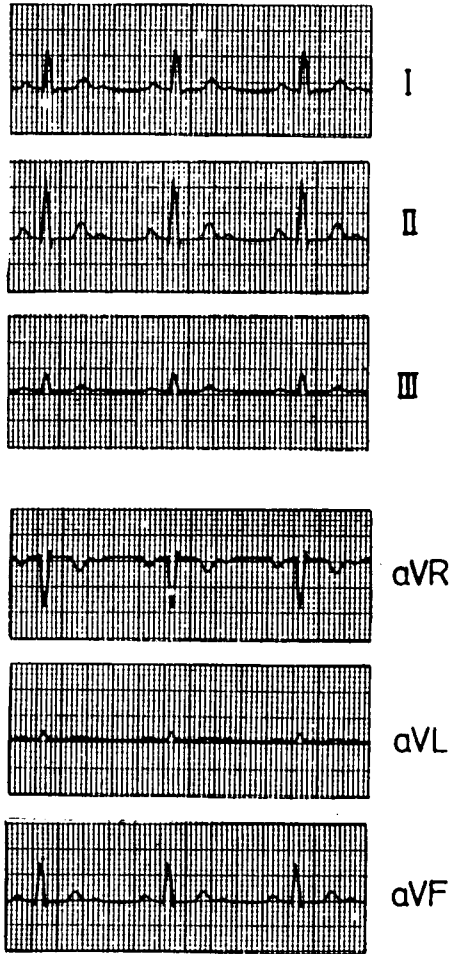


그림 4. 디지털 신호처리시스템의 출력파형.

#### 4. 결 론

심전도신호를 컴퓨터에 의해 효과적으로 처리하기 위한 Hardware 와 이를 제어하는 microcomputer 로 구성되는 디지털 신호처리시스템을 구성하여 실험한 결과 요구되는 모든 규격을 만족시킬 수 있었다. 특히 제작된 시스템은 single board 로 소형화될 수 있어 휴대용 심전도자동진단장치로 발전이 가능하며, 장차 생체신호를 비롯한 모든 아날로그 신호의 컴퓨터처리에 응용할 수 있을 것이다.

#### 5. 참고 문헌

- (1). Harry E. Thomas: Handbook of Biomedical Instrumentation and Measurement, A Pentice-Hall Company, 1974.
- (2). James C. Huhta & JOHN G. Webster: 60-Hz Interference in Electrocardiography IEEEEMBE Vol. 20 No. 3, pp. 91--101, 1973.
- (3). John G. Webster: Medical Instrumentation, Houghton mifflin Company, 1978.
- (4). Joseph J. Carr & John M. Brown: Introduction to Biomedical Equipment Technology, John Willey & Sons, 1981.
- (5). L. Cronwell, F. J. Weibell, E. A. Pfeiffer: Biomedical Instrumentation and Measurements, Prentice Hall, 1980.
- (6). J. G. Webster: Medical instrumentation application and design, Houghton mifflin, pp. 103-267, 1978
- (7). R. S. Carel, Y. Drori : Source of common computer - cardiologist discord in ECG interpretation in an ambulatory population, Med. & Comput. 20, pp. 264--268, 1982