

ECG-NIBP 환자감시장치 개발

김남현^a, 심원흠^{**}, 이건기^{***}, 라상원^a, 김경하^a

*연세대학교 의과대학 의용공학교실

** 연세대학교 의과대학 내과학교실

***경상대학교 공과대학 전자공학과

Development of ECG-NIBP Patient Monitoring System

N.H.Kim^a, W.H.Shin^{**}, G.K.Lee^{***}, S.W.Ra^a, G.H.Kim^a

*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-NIBP patient monitor consist of Noninvasive Blood Pressure(NIBP) module that have micro controller inside. This module transfer data by serial communication to the main processor. This system apply the fuzzy inflating method to reduce the blood pressure measuring time, and moving artifact removing algorithm, several parameters used for more accurate measurement. The ECG monitor use the Digital Signal Processor(DSP) for digital filtering, peak detection, heart rate calculation. This system also offer convenient user interface by rotary key, menu bar. With 7" CRT display, auxiliary TFT LCD display adapted to display information on wide screen.

서 론

환자감시장치는 중환자실, 수술실, 응급실 및 병실에서 환자의 상태인 심전도 파형(ECG), 맥박수, 혈압 등을 측정하고 감시하는 기본적인 의료장비이다.

본 연구에서는 심전도 파형과 함께 환자의 혈압을 감시하는 ECG-NIBP 환자감시장치를 개발하였다. 특히 환자의 동맥을 절개하여 측정하는 관혈적 혈압계가 아닌 비관혈식 혈압계인 NIBP를 만들어, 심전도 및 혈압을 동시 또는 독립적으로 측정할 수 있도록 모듈화하였다.

ECG-NIBP 환자감시장치의 주요 구성은 심전도(ECG) 부분과 비관혈식 혈압계(NIBP) 부분, Main board의 Digital 부분과 UI(User Interface, 사용자 인터페이스) 부분이다. 심전도 부분은 심전도 파형을 검출하는 부분으로 입력 신호에 대한 Buffer, Lead Selector, Lead Fault detector, 증폭기, ADC(Analog to Digital Converter), DSP(Digital Signal Processor) 부분으로 구분할 수 있다. 비관혈식 혈압계 부분은 독립된 마이크로 컨트롤러를 가지는 하나의 모듈로서 Main board와 직렬

통신을 한다. 이를 위하여 마이크로 컨트롤러를 사용하였으며, 혈압계와의 직렬 통신뿐만 아니라 사용자 인터페이스를 지원하였다.

본 론

본 연구에서의 ECG-NIBP 환자감시장치는 심전도 파형과 혈압을 측정하는 감시장치이다. 특히 개발된 비관혈식 혈압 감시장치는 하나의 모듈로서 개발하여 Main board와 직렬 통신을 하도록 개발하였다.

그림 1은 본 연구에서 개발한 ECG-NIBP 환자감시장치의 블럭다이어그램이다.

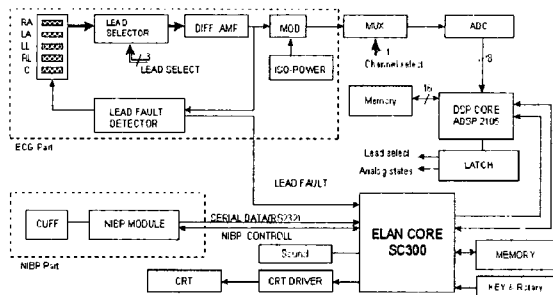


그림 1. ECG-NIBP 환자감시장치 블럭다이어그램

1. 연구수행

기능별로 크게 심전도 감시장치 부분과 비관혈식 혈압계 부분으로 구분할 수 있다.

심전도 측정은 환자의 심장으로 부터 나오는 신호를 Lead에 따라 선택하여 차동 증폭기에서 증폭한다. 지금까지의 이 신호는 연속된 아날로그 신호이다. 이 신호를 디지털 신호로 바꾸어 주기 위하여 아날로그-디지털 컨버터를 거친 다음 DSP의 입력으로 주어진다. DSP는 디지털화된 데이터를 받아서 필터링과 맥박수 계산의 과정을 거친 다음 사용자 인터페이스를 위한 마이크로 컨트롤러에 그 결과를 전달한다.

혈압 측정은 독립적으로 동작 가능하며, 설계된 회로 내부에 존재하는 마이크로 컨트롤러와 직렬통

신을 한다. 환자의 팔꿈치 상단을 감싼 커프를 가압하였다가 공기압을 감압하면서 나타나는 혈압 신호를 혈압계의 sensor로 전달한다. sensor에 전달된 신호는 내부에 가지고 있는 마이크로 컴퓨터에 전해진다. 이 마이크로 컴퓨터는 전달된 신호로부터 주파수를 계산하여 압력을 찾아낸다. 이 압력 값은 직렬통신을 통하여 Main Board에 전송된다. Main Board의 마이크로 콘트롤러는 심전도 신호와 혈압 신호를 받아들여 이들을 표시장치에 표시될 수 있도록 설계하였다.

그림 2는 본 연구에서 개발한 비관혈식 혈압계의 블럭다이어그램이다.

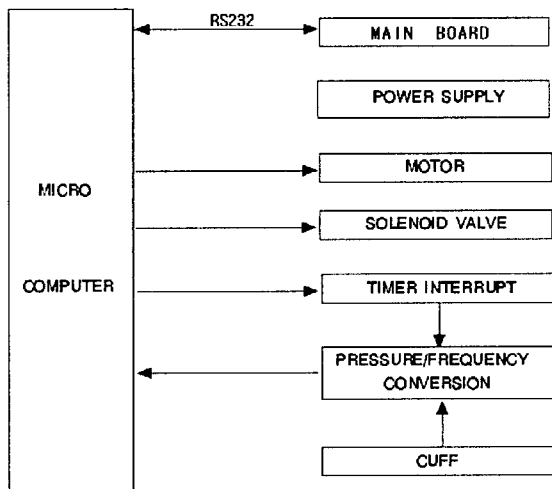


그림 2. 비관혈식 혈압계의 블럭다이어그램

2. 연구수행 내용 및 결과

본 연구에서 개발한 환자감시장치의 주요 연구 내용은 아래와 같다.

- (1) 심전도 파형 측정 아날로그 부분
- (2) NIBP 부분
 - 1) NIBP sensor
 - 2) Fuzzy를 이용한 압력 가압
 - 3) 혈압(최고, 최저, 평균) 검출 알고리즘
 - 4) Moving Artifact 제거 알고리즘
 - 5) Main board와의 통신
- (3) ECG-NIBP 합성
- (4) CRT를 이용한 파형 및 정보표시장치
- (5) 보조 LCD 표시장치

(1) 심전도

환자감시장치의 ECG 부분은 Buffer, Lead Selector, 증폭기, ADC(Analog to Digital Converter), DSP(Digital Signal Processor) 부분으로 구분할 수 있다.

환자에 부착된 Electrode를 통하여 들어오는 심전도 신호는 OP Amp로 구성된 Buffer를 통한다. Buffer에서 나온 각각의 신호는 아날로그 멀티플렉서로 구성된 Lead Selector 회로에 연결

함으로써 전면판에 있는 key 입력 제어신호에 의하여 하나의 Lead를 선택한다. Lead Select 신호는 DSP에서 Latch를 통하여 신호를 발생한다.

아날로그 멀티플렉서에서 나온 심전도 신호는 차동증폭기에서 증폭된다. 이는 환자에게 부착된 전극으로부터 심전도 신호뿐만 아니라 기타 잡음도 같이 섞이기 때문에, 이러한 잡음을 제거할 수 있다. 그 외에 환자 자체에서 생기는 잡음도 제거할 수 있다.

차동증폭기의 출력은 연속되는 아날로그 신호이다. 이 신호는 DSP에서 처리할 수 없다. 따라서 DSP가 신호를 처리할 수 있도록 하기 위하여, 이 아날로그 신호를 Digital 신호로 바꾸어 주어야 한다. 이 변환된 신호는 DSP의 입력으로 들어가게 된다.

(2) NIBP 부분

1) NIBP Sensor

압력 Sensor는 다이어 후레임에 붙어있는 전국판이 압력에 의한 상하 운동으로 용량이 변하는 가변 콘덴서이다. 이 가변 콘덴서와 저항은 하나의 브리지 회로를 이루며, IC에의 발진주파수를 마이크로 컴퓨터에서 주파수를 계산하여 압력을 구한다.

2) Fuzzy를 이용한 가압방법

Fuzzy를 이용한 가압 방법의 주 목적은 비관혈적 혈압계의 측정 속도를 높이기 위한 것이다. 또한 근육의 굽기의 정도에 따른 커프에 가해지는 가압과 감압의 일관성을 유지하기 위하여 Fuzzy를 이용하였다. 이 혈압계는 Adult 모드와 Neonate 모드의 두가지 모드를 가진다. 이 두 모드에 따라 커프의 가압이 다르게 된다. 특히 가압을 한 후, 천천히 감압 하면서 혈압을 재는 것보다 혈압 검출 속도를 높이기 위한 방법을 사용하였다. 초기 가압시에 systolic과 diastolic point를 대략 측정한다. 그리고 감압을 할 때, 이미 측정된 systolic 예상점에 이르기 이전까지 빠르게 감압을 한다, 그리고 천천히 감압하면서 systolic을 잰다. 그 다음 diastolic의 예상점 이전까지 빠르게 감압을 한다음, diastolic point를 찾기 위하여 서서히 감압을 하며 diastolic을 잰다. 이런 방법으로 혈압 검출 속도를 높였다.

이 혈압계의 두가지 모드에 따라 커프에 가해지는 공기압이 다르다. Adult mode의 경우 디플트로서 초기에 최저에서 최고 180mmHg±10mmHg 정도까지 서서히 가압한다. 다음 측정시에는 이전에 측정한 Systolic 값보다 30 ~ 40mmHg 더 가압하고 측정을 한다. Neonate mode의 경우에는 디플트로서 초기에 최저에서 최고 120mmHg±10mmHg 정도까지 가압한다. 다음 측정시는 이전에 측정한 Systolic 값보다 30~40mmHg 더 가압하고 측정을 한다.

3) 혈압 검출 알고리즘

혈압으로 나타나는 파라미터는 3가지이다.

systolic, diastolic, mean-pressure이며, 이들 세가지 파라미터를 검출한다. 이 혈압계는 비관혈식으로서 기존의 Korotkoff sound음을 통하여 혈압을 측정하는 것이 아닌, 커프를 통하여 전해지는 발진음의 주파수를 측정하여 혈압을 검출한다. 검출된 각 파라미터들의 정확도를 위하여 몇가지 알고리즘에 따라 각 파라미터 값을 결정하였다.

4) Moving Artifact 제거 알고리즘

비관혈적 혈압계의 Artifact는 3가지를 들 수 있다. 전기적인 artifact, 신호에 대한 artifact, 그리고 환자의 움직임에 따른 moving artifact이다.

moving artifact에서는 pulsation의 rising point에서 peak point까지의 걸린 시간이 340msec보다 크면 그 때의 pulsation은 버린다. 현재의 pulsation의 크기가 바로 이전의 pulsation의 크기이다 2배 이상 크거나 1/2보다 작으면 그때의 pulsation을 버린다. 그러나 2배 이상의 크기나 1/2배보다 작은 값이 연속해서 2개 이상 들어오면 2번째 들어오는 pulsation은 정상신호로 간주한다.

5) Main Board와의 통신

본 연구에서의 비관혈적 혈압계는 심전도 감시장치와 연결된다. 이때 모듈화된 NIBP와의 통신은 직렬통신을 한다. 이 직렬통신을 위한 Protocol은 다음과 같다.

전송속도는 2400bps이며, 전송방법으로 처음 1bit는 start bit로 '0'을 보내고 중간 8bit는 data로 LSB로부터 전송나온 2bit를 stop bit로 '1'을 출력한다. 즉 총 11 bit를 출력한다. 전송규정은 항상 기본이 3byte씩 전송하는 것을 기본으로 하며, 1 byte의 상위(MSB)는 control nibble이고 하위(LSB)와 2nd byte는 data nibble로 정한다. data nibble의 값은 decimal 값만 보내는 것을 기준으로 하고 그외의 값은 control code값으로 하며 3 byte는 END code로 FFh를 전송한다.

(3) ECG-NIBP 합성

심전도 감시장치와 비관혈적 혈압계를 합성을 하기 위하여 심전도 감시장치의 필터부와 파형 검출 및 Peak detect와 맥박수 계산 등은 DSP를 사용하였다(그림 1). 또한 심전도 정보와 혈압 정보를 디스플레이하고 그외 알람 기능을 통하여 정보를 알려주는 등의 사용자 인터페이스부분과 혈압계와의 직렬통신을 위하여 마이크로 콘트롤러를 사용하였다.

DSP(Digital Signal Processor)는 입력으로 들어오는 Digital 심전도 신호를 받아들인다. 이때, 입력으로 들어오는 심전도 신호는 환자의 움직임이나 그외 환자로부터 나오는 고주파 잡음, AC 전원을 사용함에 따른 60Hz 잡음, 그리고 장비 자체의 잡음으로 인한 잡음 등을 제거하기 위하여 Filtering Algorithm을 거치게 된다. 또한 환자의 맥박수를 결정하기 위하여, Filtering된

심전도 신호로부터 Peak detect Algorithm을 수행한다. 이러한 Filtering된 심전도 신호와 맥박수는 사용자 인터페이스를 위하여 Main board의 마이크로 콘트롤러에 전송된다.

심전도와 혈압 감시장치의 합성에 있어서 중요한 부분은 두 감시장치의 구동을 제어하는 부분이며, 혈압계와의 직렬통신이다. 이 부분은 마이크로 콘트롤러가 담당한다. 본 개발 장비에 사용하는 마이크로 콘트롤러는 ELAN(SC)300을 사용한다. 그림 3은 마이크로 콘트롤러와 주변 인터페이스와의 연결을 나타낸 블럭 다이어그램이다.

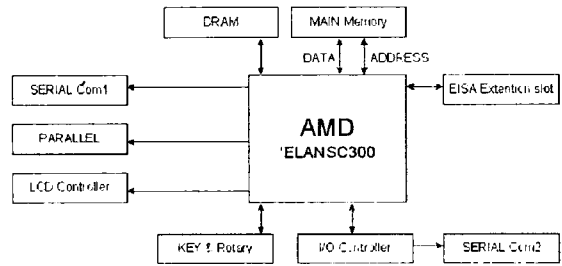


그림 3. Main board의 마이크로 콘트롤러와 주변 인터페이스

이 마이크로 콘트롤러는 DSP로부터 Filtering된 ECG 파형과 맥박수(HR) data를 받아들여 표시 장치에 정보를 전달한다. 또한 RS232 직렬통신을 통하여 혈압계(NIBP)와 통신한다.

사용되는 마이크로 콘트롤러는 강력한 사용자 인터페이스를 위하여 메뉴방식의 key operation 방식을 사용하고 있다. 이를 위하여 본 개발장비의 하나의 특징으로 Rotary Key를 사용하고 있다. 이 Rotary key는 사용자의 편의를 위한 것으로 각 기능에 대한 별도의 Key를 전면판에 들 경우보다 훨씬 간편하며 사용자가 각 위치별의 Key에 대한 지식을 가지고 있지 않아도 된다. 전면판에 나와있는 Key는 환자의 응급을 알리는 경고 신호나 이와 관련된 data 표시에 관련된 필수 기능 Key만을 두었다.

(4) CRT를 이용한 파형 및 정보 표시장치

기존의 장비는 CRT와 LED를 이용하여 환자의 파형과 각종 정보를 표시하여 왔으나 외국에서는 대형 LCD와 EL를 이용하여 파형의 각종 디지털 정보를 표시할 수 있도록 하는 장비가 실용화되고 있다. 이에 본 개발팀은 기존의 CRT와 함께 LCD 표시장치를 개발하고 있다.

본 연구에서 개발한 환자 감시장치에 사용되는 CRT는 7인치 CRT를 사용하며, 800×600 해상도를 가지는 VGA 카드를 자체 설계하여 원가절감 및 디스플레이 속도의 향상을 도모하였다. 이는 사용자가 더 큰 표시장치를 이용하고자할 때 이를 지원 가능하도록 한다.

(5) 보조 LCD 표시장치

보조 LCD 표시장치는 설계된 CRT 표시 장치보다 큰 화면에서 사용자가 심전도 신호 및 혈압

정보를 보고자 할 때 이를 지원하기 위하여 설계하였다. 사용하는 LCD 표시장치는 10.4 인치이며, 800×600 해상도를 가진다. 또한 256칼라를 지원한다. TFT LCD panel의 제어는 내부적으로 VGA controller, ROM BIOS, Video memory로 기능 분류할 수 있으며 그림 4는 보조 LCD 표시 장치 컨트롤러의 블럭다이어그램이다.

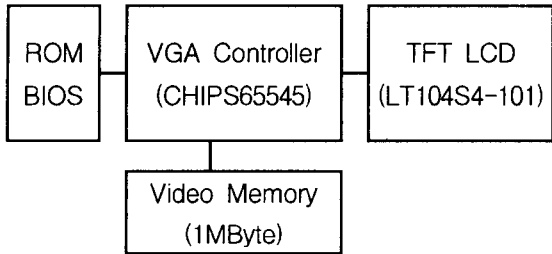


그림 4. 표시장치 컨트롤러의 블럭다이어그램

TFT panel의 pixel 당 color data width를 16bit로 할당하여 각 R, G, B에 5, 6, 5 bit를 할당하였다. 아래 그림 5는 TFT LCD panel의 구성을 나타내는 그림으로 크게 DC power 신호와 data 신호, timing 신호로 나누어 진다.

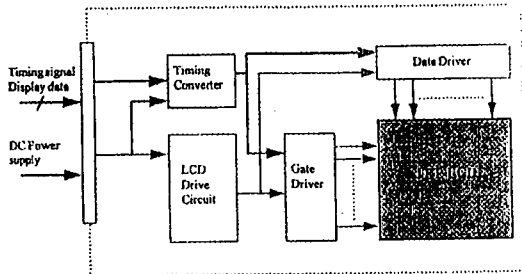


그림 5. TFT LCD Module 블럭다이어그램

나. 연구결과

본 연구의 결과로 나타나는 ECG-NIBP 환자감시 장치의 전면판은 그림 6과 같다. 그리고 저면판의 각 기능은 아래와 같다.

- (1) 7인치 CRT
- (2) FREEZE/RUN Key
- (3) ALARM/RESET Key
- (4) NIBP Start Key
- (5) ESC Key
- (6) ROTARY KEY
- (7) NIBP Cuff Connector
- (8) ECG Lead Connector
- (9) POWER ON/OFF Key
- (10) Menu Bar
- (11) ECG Wave Display
- (12) 연, 월, 일, 시를 표시
- (13) ECG Wave의 속도 표시
- (14) 병원명을 표시
- (15) 환자명을 표시

- (16) NIBP 측정 파라메타 값들을 표시
- (17) 맥박수를 표시

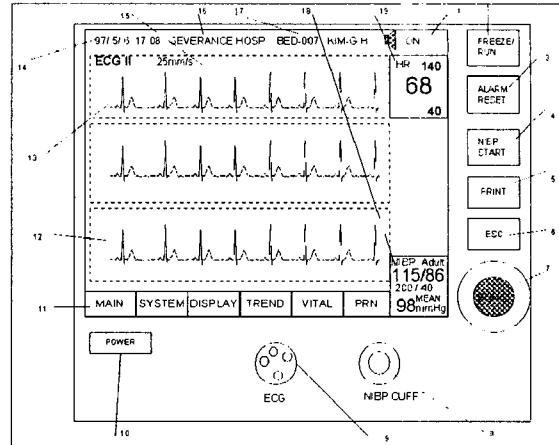


그림 6. 전면판

결과 및 고찰

본 연구에서는 비관혈식으로 혈압을 측정하는 ECG-NIBP 환자감시장치를 개발하였다. 비관혈식 혈압계를 모듈로써 개발한 다음 심전도 파형을 측정하는 환자 감시장치와 하나로 통합하였다. 심전도 환자 감시장치는 DSP를 이용하여 심전도 신호를 처리를 하도록 설계하였다. 그리고 이들 신호에 대한 사용자 인터페이스를 위하여 마이크로 컨트롤러를 사용하였다.

앞으로의 과제로는 사람의 혈액에 있는 산소포화도를 비관혈식으로 측정하는 하드웨어와 알고리즘을 이 ECG-NIBP 환자감시장치에 연결하고자 한다.

참고문헌

- 1) Richard A. Norman: Principal of Bioinstrumentation, 1st, Newyork, John Wiley & Sons Inc., 1988:254-266
- 2) Joseph J. Carr, John M. Brown: Introduction to Biomedical Equipment Technology, 1st, New Jersey, Regents/Prentice Hall, 1993, 159-197
- 3) Jergen Serup, Gregor B. E. Jemec: Handbook of Non-Invasive Methods and thr skin, 1st, Newyork, CRC Press Inc., 1995:399-456
- 4) John G. Webster: Medical Instrumentation Application and Design, 1st, New Jersey, Houghton Mifflin Compant, 1978:336-384
- 5) Nam H. Kim, Won K. Kim, Jae M. Huh, Tae Y. Choi: Development of Autometric Blood Pressure Meter in Home, IEEE 12th EMBS Conf, 12-5, 694-695, 1990