

환자감시를 위한 모듈형 호흡 시스템의 구현

박종억^{*} · 김영길^{*}

^{*}아주대학교

The implementation of modular respiratory system for patient monitoring

Jong-Euk Park^{*} · Young-kil Kim^{*}

^{*}Aju University

E-mail : skywheel@unitel.co.kr

요 약

심전도 감시장치(electro-cardiography monitoring system)에 대한 연구는 국내외적으로 활발하게 이루어지고 있으나, 국내의 경우 환자 상태를 감시하는데 있어 중요한 요소인 호흡(respiration)에 관한 연구는 다소 미흡한 면이 있었다. 이번 연구는 환자의 상태를 감시하는데 있어 심전도, 혈압(blood pressure), 체온(temperature)과 더불어 중요한 요소로 여겨지는 호흡에 대한 감시장치로, 호흡 시 신체의 임피던스 변화를 이용하여 시스템을 구현함으로써, 심전도 측정과 병행하여 사용할 수 있는 장점이 있다. 특히, 임피던스를 이용한 환자감시장치의 경우 중추신경 마비 등의 원인에 의한 무호흡 감지에 효과적으로 응급실 등에서 유용하게 사용된다.

구현된 시스템은 아날로그 부와 디지털 부의 잡음간섭 및 환자의 안전을 도모하기 위해 회로를 전기적으로 분리하여 설계하였다. 아날로그 부의 구성은 고주파 신호를 발생하는 정현파 발생부, 반송파로부터 인체의 임피던스 변화성분을 추출하고 증폭하는 증폭부, 기저대역으로 변환하기 위한 복조 및 아날로그 필터부로 구성되어 있다. 디지털 부는 아날로그-디지털 변환기 및 디지털 필터, 생체 정보 추출부로 구성되어 있다.

본 연구에서 구현된 시스템은 심전도 감시장치의 전극을 공용으로 사용할 수 있도록 구성되었으며, 호흡 감시장치에 대한 기반기술 획득을 통해 다기능환자감시장치의 개발에 바로 응용 될 수 있다.

ABSTRACT

There are four factors for patient monitoring : electro-cardiography, blood pressure, temperature and respiration. While there are a lot of studies of E.C.G (electro- cardiography) monitoring system in the world, the studies of Respiratory system are not enough and leave much to be desired in the country. In this paper, we developed a respiratory system with the electrical impedance change of the lungs depending on the breath. Using the same electrode, we can monitor E.C.G and Respiration simultaneously, so we can monitor a patient's no-breathing state due to the central nerve paralysis in the emergency room easily.

In this monitoring system, the analog part was made separated from the digital part for reducing power source noise and protecting patient from electric shock. The analog part consists of the several parts : a high-frequency sine-wave generator, an amplifier for amplifying any impedance change signal, an analog processing part for rectifying and filtering. And the digital parts consists of three parts : an AD convertor for converting analog signal to digital signal, digital filter, and a digital part for digital signal processing.

This system's merits are using the same electrode with E.C.G and developing the multiple patient monitoring system easily.

1. 서 론

일반적으로 환자의 상태를 알기 위해서 필요한 중요한 요소로 심전도(E.C.G), 혈압(B.P), 체온(Temperature), 호흡(Respiration) 등이 있다.¹⁾ 이중 심전도에 관한 연구는 국내외적으로 활발하게

이루어져 왔으나, 호흡에 관한 연구는 그에 비하여 다소 미흡하였다. 이에 본 연구에서는 대표적인 호흡 측정법인 IP(Impedance Pneumography)와 RIP(Respiratory Inductive Plethysmography)²⁾ 중 심전도 전극을 공용으로 사용함으로써, 심전도 측정과 병행하여 사용할 수 있는 IP를 이용하여 호흡을 측정하는 장치를 구현하였다. 특히, 임피던스를 이용한 환자감시장치의 경우 중추신경

마비 등의 원인에 의한 중추 무호흡 감지에 효과적이라는 장점이 있다.

II. 본 론

1. 시스템의 동작원리

일반적으로 호흡 시에 횡격막의 변화에 따라 폐에 공기가 출입하게 되고, 이때 폐의 임피던스가 미세하게 바뀌는데 이것을 이용하여 호흡운동에 관한 신호를 측정할 수 있다.

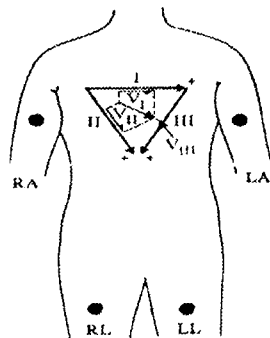


그림1. 전극의 위치.³⁾

그림 1은 인체의 신호 추출시 필요한 정보를 얻기 위한 lead의 설치 위치를 나타낸다. 호흡을 측정하기 위해선 RL-LA, RA-LA, RA-LL, RL-LL 중 한곳을 택하여 생체 신호를 얻을 수 있으나, RA-LL 선택시 가장 큰 신호가 추출되므로 이번 연구에선 RA-LL을 선택하여 실험하였다. 보통 성인의 기저 임피던스는 약 1kΩ이고, 호흡시 인체의 임피던스의 변화량은 약 2~4Ω 정도이다.⁴⁾ 이 정도의 미약한 신호를 측정하기 위해선 RA-LL에 ECG용 전극을 부착하여 이 전극을 통해서 심장·폐 등 인체에 해를 주지 않는 정현파 신호(100kHz, 10μA)를 인가하여 호흡에 따른 임피던스 변화 성분을 추출할 수 있다.(그림2)

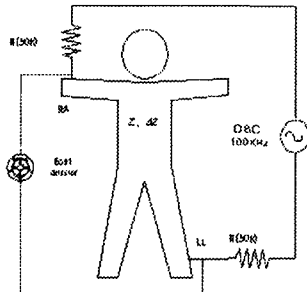


그림2. 전극의 연결.

그림2는 인체에 정현파 신호를 가하고, 가해진 신호에 의해서 기저임피던스와 임피던스의 변화분을 검출하는 기본적인 원리를 나타낸 것이다.

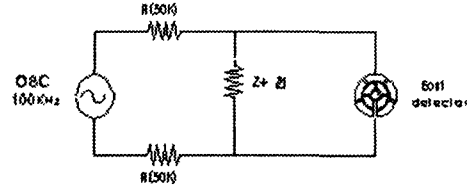


그림3. 그림2의 등가회로.

그림2에서 RA, LL 두 전극으로 정현파 전원(E)을 인가하여, 인체의 임피던스 변화를 ΔZ, 기저 임피던스를 Z₀라 할 때, E_{out}을 얻을 수 있다.

$$E_{out} = \frac{E(Z_0 + \Delta Z)}{2R + Z_0 + \Delta Z} \quad (1)$$

신체의 기저 임피던스가 1kΩ이고, R의 값이 50kΩ이면 $R \gg Z_0 + \Delta Z$ 이므로 아래의 근사식을 얻을 수 있다.

$$E_{out} \approx \frac{EZ_0}{2R} + \frac{E\Delta Z}{2R} \quad (2)$$

식(2)에서 $EZ_0/2R$ 은 기저 임피던스에 의해 발생하는 값으로 출력신호의 DC성분에 해당하는 값이며, $E\Delta Z/2R$ 은 호흡할 때 임피던스 변화에 의해서 생성된 값으로 이번 실험에서 얻고자 하는 호흡 신호이다.

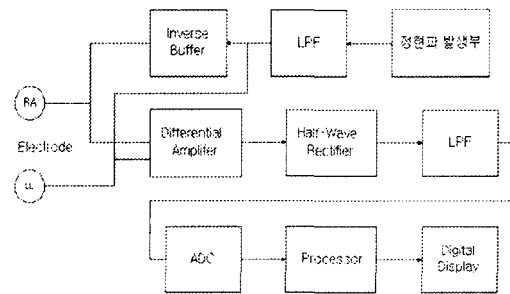


그림4. 시스템의 블록선도

2. 시스템의 구조

그림4는 이번 연구에서 구현한 호흡감시 장치의 블록선도이다. 그림에서와 같이 호흡감시 장치는 고주파의 정현파를 발생시키는 정현파 발생부, 위상차를 갖도록 하기 위한 반전 필터(inverse filter), 임피던스 변화 신호를 증폭하는 증폭부, 복조 및 필터링하는 부분, 필터링을 거친 유효 신호

를 디지털 신호로 변화시켜주는 아날로그-디지털 변환부, 디지털신호를 처리하고, 호흡수와 파형을 표시하는 디지털 부로 구성된다.

① 전원(Power source) 부

이번 실험에 사용되는 시스템은 미약한 인체의 호흡 신호를 정확하게 추출하는 것이 최대 관건이다. 시스템을 구성하는데 있어, 전원 등에 의한 잡음은 미약한 호흡 신호를 추출하는데 가장 큰 장애가 된다. 전원과 각 부분간의 잡음 간섭을 최소한으로 줄이기 위하여 본 시스템은 생체신호를 추출하는 아날로그 부와 추출된 호흡신호를 처리하는 디지털 부에 공급되는 전원을 분리하였다.

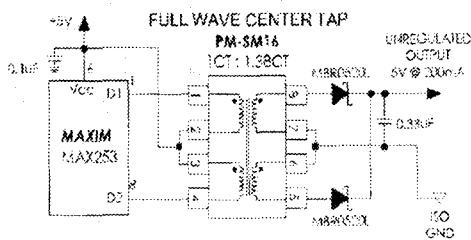


그림5. 전원 부의 구성.

그림5는 전원부의 구성을 설명한 회로이다. MAX253(100kHz)와 펄스 트랜드(PM-SM16)의 사용으로 트랜드의 1차측(디지털 부)과 2차측(아날로그 부)은 전원 측면에서 완전히 분리되어 서로간의 잡음 간섭을 최소화하였다.

② 아날로그 부

이번 실험에서 정현파 발생기로부터 생성된 정현파의 첨두치(peak-to-peak) 값이 12V이므로 식(2)에서 RA, LL에 인가되어 인체에 흘려주는 신호의 크기는 약 120mV(peak-to-peak)이며, 인체의 임피던스 변화량을 정확히 측정하기 위하여 RA와 LL전극에 180° 위상차를 갖는 신호를 만들어 인가시킨다.(그림6)

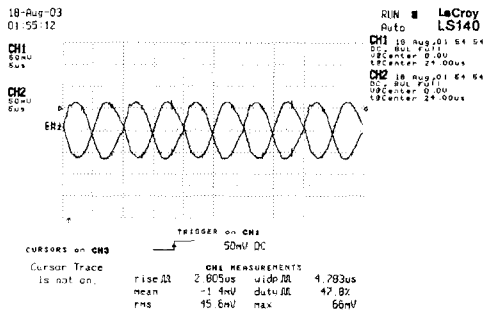


그림6. RA, LL에 인가되는 신호

또한 RA, LL 전극으로부터 잡음 등에 의한 회

로의 손상을 막기 위하여 RA, LL 전극과 반전 필터 사이에는 과 전류·전압 보호회로를 설치하였다. 이 회로는 응급실 등에서 응급환자에게 미처 전극을 제거하지 않고 전기충격 등을 가할 때 과전류 등으로부터 시스템을 보호하는 역할을 한다.

수신된 신호는 차동증폭기와 반파 정류기를 거친다. 호흡 신호의 유효 값은 매우 작기 때문에 전파 정류기를 사용하는 것보다 반파 정류기를 사용하는 것이 정확한 호흡신호 추출에 효과적이며, 인가되는 정현파의 주파수가 매우 높기 때문에(100kHz) 반파 정류기를 사용하는 것은 문제가 되지 않는다.

차동 증폭기는 대략 50배의 증폭율을 가지며, 반파 정류기를 거쳐 복조된 신호는 4차 최대평탄형(Butterworth) 저역통과 필터(trade off 24dB/oct, 차단 주파수는 약 1.6Hz)를 통과하면서 전원 잡음 등의 필요 없는 신호가 제거된다.

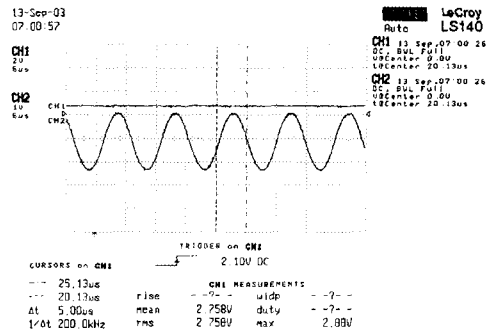


그림7. 저역통과 필터의 출력파형

그림7은 저역통과 필터를 거쳐서 얻어진 신호이다. 그림에서 기준이 되는 ch.2의 신호는 차동증폭기를 거쳐 나온 신호이며, ch.1이 저역통과 필터에서 나온 신호이다. 저역통과 필터를 거친 호흡의 유효 신호의 크기는 임피던스 변화를 2Ω~4Ω으로 할 때 12mV~24mV이다.

③ 디지털 부

디지털 부는 그림4에서와 같이 아날로그-디지털 변환(ADC), 프로세서(Processor), 디지털표시(Digital display)부분으로 나뉜다. 전원 부와 마찬가지로 아날로그 부와 디지털 부간의 신호의 전송은 포토커플러를 사용하여 잡음 간섭을 최소화하였다.

아날로그-디지털 변환부는 바로 앞단의 저역 통과 필터를 통과한 신호(3V)중에서 유효 정보를 포함한 포락선 부분(12mV ~ 24mV)을 검출하기 위해서, 분해능이 좋은 ADS1210(24-bit ADC)을 사용하여 구성하였다. 샘플링 주파수(100Hz)는 뒷단의 프로세서 단에서 공급하였다.

프로세서 단은 ARM7TDMI core를 갖는 삼성

S3C3410을 사용하여 구성하였다.⁵⁾ 이번 연구에서 구성한 호흡 시스템은 모듈화 및 다기능 환자 감시 장치의 구성에 바로 이용할 수 있도록 고성능의 프로세서를 선정하였다. 프로세서 단은 시스템의 전체적인 제어와 범용 비동기화 송수신기(UART)를 이용하여 외부기기와의 통신, 아날로그-디지털 변환부에서 받은 호흡 신호의 디지털 신호처리와 디지털표시 등의 작업을 수행한다.

호흡 신호의 디지털 신호처리시 인체의 임피던스 변화의 최대치를 2Ω과 4Ω으로 구분하여 신호처리 할 수 있도록 설계하였으며, 호흡 신호의 표시와 1분간의 호흡수를 계산하여 표시할 수 있도록 하였다.

디지털표시 단은 프로세서 단에서 처리한 호흡의 유효 정보를 그래픽 액정표시장치에 표시하는 작업을 수행한다.

사진1은 디지털 표시부를 나타낸 것이다. 왼쪽아래에는 호흡에 의한 최대 임피던스 변화량을 2Ω, 4Ω 중 선택한 것을 표시하였고, 오른쪽에는 1분간의 호흡수를 표시하였다.



사진1. 디지털 표시부

사진1에서 나타난 신호는 정상적인 사람의 호흡을 표시한 것이다.



사진2. 디지털 표시부2

사진2는 호흡을 잠시동안 멈추거나 크게 호흡을 하여 임피던스 변화량이 보통의 값(2Ω, 4Ω)보다 크게 바뀌었을 때 발생하는 파형이다. 사진2와 같은 경우가 발생하면, 즉시 경고음이 발생하도록 설계하였다.

사진3은 본 연구에서 개발한 호흡 감시 장치이다.

III. 결 론

이번 연구에서는 심전도 전극의 사용으로 심전도와 병행하여 환자감시에 중요한 요소 중 하나인 호흡을 감시할 수 있는 모듈화 된 장치를 구현하였다. 이번 연구를 통하여 호흡 측정에 관한 전반적인 기반 기술을 확보할 수 있었으며, 장치를 모듈화 함으로써 다기능환자감시장치의 개발에 바로 적용할 수 있게 설계하였다. 또한, 전원단의 완전한 분리로 미약한 생체 신호를 측정할

때 문제가 되는 전원 잡음을 최소화하였고, 보호회로를 강화하여 전기 자극과 같은 외부 충격에 의한 장비의 보호뿐만 아니라 호흡감시 시스템에서의 과 전류 등에 의한 환자의 안전을 보장하였다.

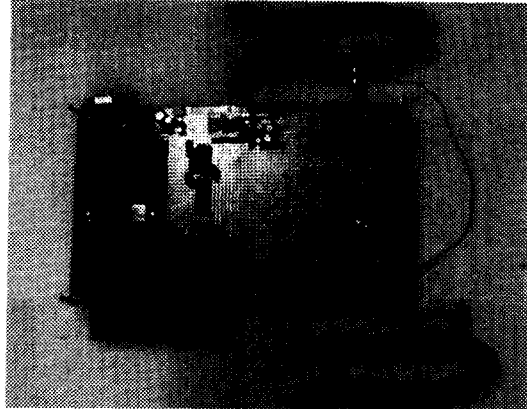


사진3. 호흡감시 시스템

그러나 정상인에 비해 신체의 임피던스변화가 미약한 환자의 호흡을 측정할 경우나, 호흡 측정시 몸의 움직임에 의해서 임피던스 값이 갑작스럽게 증가하는 것을 방지하는 것에 대한 연구는 계속할 예정이다.

참고문헌

- [1] 김남현, 유선국, 김원기, 박상희, "마이크로 프로세서에 의한 환자감시장치의 개발", 의공학회지. Vol.10, NO.3, pp.309~315. 1989.
- [2] 김덕원, 연동수, 김수찬, "인덕턴스 호흡 감시 시스템의 개발", 의공학회지. Vol.16, NO.3, pp.353~358. 1995.
- [3] John G. Webster. 의공학 교육연구회 역편, "의용계측공학", 麗文閣. pp 326-327, 1999
- [4] 고한우, 이건기, 김원기, 박상희, "Impedance Pneumograph법을 이용한 호흡 감시장치의 개발", 의공학회지. Vol.5, NO.1, pp.15~18. 1984.
- [5] "S3C3410X RISC MICROPROCESSOR", Samsung Electronics Inc. pp 11-14, 2000