

Impedance Pneumograph법을 이용한 호흡 감시장치의 개발

고한우 · 이건기* · 김원기 · 박상희*

= Abstract =

Development of Respiration Monitor using Impedance Pneumograph

Han-Woo Ko, Gun-Ki Lee*, Won-Ky Kim, Sang-Hui Park*

In this paper we developed a respiration monitor by an impedance pneumography.

This technique, measuring the electrical impedance change of the lungs due to breath, provides the accurate data for the respiration trend and rates.

To measure the small impedance difference we designed a special current source which was considered the electrical safety and the interference with the ECG signal.

1. 서 론

수술중 또는 수술후 환자의 상태를 계속하여 감시하는 것은 대단히 중요하다. 이때 환자의 상태에 대한 중요한 파라미터들은 일반적으로 E.C.G., B.P., 체온, 호흡이라 할 수 있다. 본 연구팀에서는 81년부터 환자 감시용 4 Ch. 모니터를 개발하기 위한 연구를 시작한 이래 83년 9월에 3Ch. E.C.G.-B.P.-temperature 모니터를 개발하는데 성공하였으며, 이어서 호흡상태를 감시하는 모니터에 관한 연구를 계속하여 impedance pneumograph법을 이용하여 호흡 감시장치를 개발하는데 성공하여 그 결과를 보고하고자 한다.

2. 측정의 원리 및 방법

본 연구에서 개발한 호흡 감시장치에서 이용한 impedance pneumograph법은 그림 1과 같이 인간이 호흡

함에 따라 폐에 공기가 출입하게됨으로 폐의 임피던스가 변하는 것을 이용하여 인체의 호흡운동을 나타내는 것이다. 일반적으로 정상 성인의 basal impedance는 약 1[kΩ]이고, 1회 호흡량은 약 500[ml]이며, 이로 인한 임피던스 변화는 약 2~4[Ω]¹⁾ 정도이다.

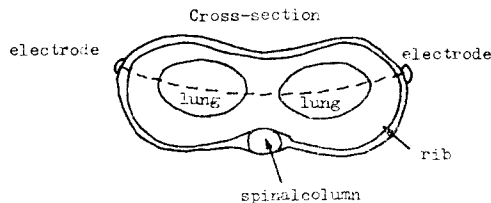


그림 1. 반송전류의 경로
Fig. 1. The path of carrier current

따라서 이러한 미소 임피던스 변화를 검출하기 위해 그림 1과 같이 폐나 심장의 활동에 영향을 주지 않는 고주파수의 미소 정전류(본 연구에서는 77KHz 10μA)를 양쪽 가슴에 부착한 E.C.G.용 전극을 통해서 흘리게 되면 호흡에 따른 임피던스 변화가 전압 변화로써 검출될 수 있으며, 다음과 같은 파라미터들을 모니터할 수 있다²⁾.

- a) 호흡수
- b) apnea
- c) 호흡 패턴의 정확한 파악

<1984. 4. 20 접수>

연세대학교 의과대학 의용공학과

*연세대학교 공과대학 전기공학과

Dept. of Biomedical Eng., College of Medicine,
Yonsei University

*Dept. of Electrical Eng., College of Eng.,
Yonsei University

d) 호흡량(tidal volume)의 상대적인 측정 : 호흡 파형의 진폭은 호흡량에 비례한다.

3. 감시장치의 구성 및 동작원리

(1) 감시장치의 구성

그림 2는 본 연구에서 개발한 감시장치의 블록 선도이다. 감시장치는 고주파수의 정전류 발생부, 임피던스 변화를 검출하여 증폭하는 증폭부와 증폭된 신호를 복조시키고 필터링시켜 파형을 정형하는 신호처리부, 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환시키는 A/D 변환부, 검출된 호흡수를 표시하는 디지털 표시부, 호흡의 상하한을 설정하고 설정된 범위를 초과했을 때 경보를 울리는 경보회로부와 제어부로 나눌 수 있다.

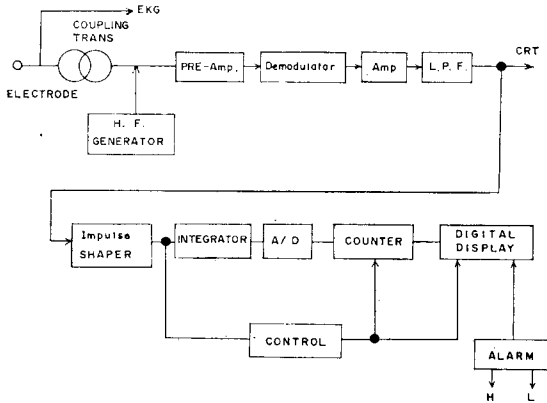


그림 2. 감시장치의 블록선도

Fig. 2. Block diagram of monitoring system

(2) 호흡 감시장치의 동작원리

가. Analog 회로

(A) 고주파 정전류 전원

정전류 impedance pneumograph법을 이용하는 호흡 감시장치는 다른 감시장치와는 다르게 외부에서 인체에 전류를 흘려 주어야하므로 이 외부 반송 전류로 인한 인체의 전기 위험에 대한 안전을 특히 고려하여야 하며, 반송 전류의 주파수와 전류의 크기를 결정할 때 심장이나 폐의 활동에 영향을 주지 않을 정도의 높은 주파수와 전류를 택해야 하나 전류가 작으면 임피던스 변화의 검출이 어렵고 전류가 크면 인체에 영향을 주므로 가능한 작은 전류로 최대의 감도를 얻도록 설계하여야 한다.

L.A. Geddes 등은 impedance pneumograph에 대

한 주파수 선택에 관한 연구(1962, 1969, 1971)에서 흉부에 부착한 전극으로 정현파 전류에 대한 감지 문턱값을 결정했다. 이에 따르면 300Hz(0.5mA rms) 이상에서는 인지 문턱값은 주파수가 증가함에 따라 증가하나, 감각 수용기에 대한 자극을 피하기 위해 더 높은 주파수를 사용할 것을 권하고 있다. 그러나 인체에 50 KHz~600KHz의 고주파 전류를 흉곽을 통해 흘렸을 때 임피던스 변화는 같고 resting expiratory level만 감소하므로 안전에 관한 고려를 제외하면 고주파수의 전류를 사용하는 이점은 없다. 20KHz 이상의 0.3mA 정도의 전류는 인체가 느끼지 못하며 위험하지 않다. 따라서 일반적으로 50KHz~100KHz 0.3mA 이하가 사용된다⁴⁾. 일반적으로 인체의 임피던스를 측정하는 방법은 브리지 회로법, 정전류법, tetra polar 회로법이 있으나, 브리지 회로법은 oscillator와 detector 회로의 분리가 어렵고 tetra polar 회로법은 전극수가 많으므로 불편하다. 따라서 본 연구에서는 정전류법을 택하였으며, 정전류법의 기본적인 원리는 그림 3과 같다.

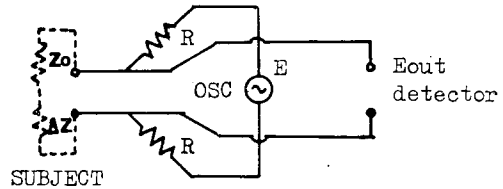


그림 3. 대칭 정전류 회로

Fig. 3. Symmetrical constant current circuit

그림 3에서 Z_0 는 인체의 basal impedance, ΔZ 는 호흡으로 인한 인체의 임피던스 변화분, R 은 정전류 전원의 임피던스이며, E 는 고주파 정전류 전원이다.

그림 3에서 $R \gg Z_0 + \Delta Z$ 이면, 출력 E_{out} 은 식 (1)과 같이 근사화할 수 있다.

$$E_{out} = \frac{E(Z_0 + \Delta Z)}{2R + Z_0 + \Delta Z} \approx \frac{EZ_0}{2R} + \frac{E\Delta Z}{2R} \quad (1)$$

식 (1)의 우변 첫항은 인체의 basal impedance에 의한 것으로 출력전압의 DC 성분으로 나타나고, 둘째항은 호흡으로 인한 임피던스의 변화분에 의한 것으로 검출하고자 하는 신호이다. (1)식에서 $R \gg Z_0 + \Delta Z$ 이면 인체로 유입되는 전류는 인체의 임피던스에 관계없이 일정하게 된다. 따라서 본 연구에서는 NE555로 CLK을 발생시켜 저역통과 필터를 통과시켜 77KHz의 정현파를 만들고 결합 변압기를 이용하여 $10\mu Arms$ 의 정전류가 흐르도록 변압기를 설계하였으며, 동시에 인

체와의 분리 문제도 해결하였다. 또한 전극 개방시 전극 양단의 전압이 최대 50m Vrms 이하가 되도록 하여 임피던스 증가로 인한 고전압 발생을 억제시켰다.

(B) 신호 처리부

호흡에 따른 임피던스 변화를 정전류 전원에 의해 전압으로 변환시켜 전치증폭기에서 약 36배 증폭한후 복조시켰다. 또한 신호중 basal impedance로 인한 DC 성분을 제거하고 순수하게 impedance 변화분만을 검출하기 위해 교류 결합시키고, offset 조정회로를 부가시켰다.

여기서 나온 출력을 다시 1800배 증폭시키고 이득 조정회로를 거친후 다시 교류 결합시켜서 trade off가 60dB인 Butterworth 저역통과 필터(차단 주파수 3Hz)로 잡음을 제거한다. 필터출력의 일단은 CRT상에 호흡파형을 나타내기 위해 CRT회로로 가고, 다른 한쪽은 호흡수를 검출하는 임펄스 형성 회로에 가하여 1회 호흡 때마다 호흡에 동기된 펄스가 1개만 나오도록 Schmitt trigger 회로를 구성했다.

나. Digital 회로

(A) A/D 변환부

Schmitt trigger에서 나온 펄스는 호흡에 동기하여 점멸되는 LED와 단 안정 multivibrator에 가해져서 파형의 폭이 조정되고 단 안정의 출력은 적분기와 플립플롭, 경보회로에 가하여진다. 적분기에서는 호흡에 동기된 펄스가 적분되어 호흡수에 비례하는 D.C. 출력 전압이 나오고, 그 출력은 경보회로와 A/D 변환기로 가해진다. A/D 변환기는 오실레이터에서 나온 CLK을 DAC 0808, binary counter, op-amp.로 톱니파를 발생시켜서 적분기에서 나온 출력과 함께 비교기의 입력으로 들어가서 호흡수에 비례하는 진폭의 펄스가 나와서 플립플롭에서 나온 펄스에 의해 2회 호흡시 마다 1분간의 호흡수에 비례하는 주기의 펄스가 디지털 표시부로 들어간다.

(B) Digital 표시부

앞단의 플립플롭의 출력이 3-digit B.C.D. counter로 들어가면 이 펄스의 주기동안 J-K 플립플롭에서 나온 CLK을 카운터하여 BCD-to-7 segment decoder에 의해 decoding 된다. 이때 카운터에 의해 multiplexing 되어 LED에 1분간의 호흡수가 나타난다.

다. 경보회로

A/D 변환부의 적분기의 출력 전압이 window comparator에 가해져서 미리 설정된 호흡수의 상하한을 초과하면 비교기의 출력이 High 상태로 되어 게이트회로를 거쳐서 경보를 울리게 된다.

4. 실험 및 결과고찰

(1) 실험

본 연구에서 개발한 호흡 감시장치의 성능을 평가하기 위해 그림 4와 같이 인체의 basal impedance를 1kΩ으로 하고 여기에 호흡으로 인한 변화분 임피던스로 1Ω, 2Ω, 및 4Ω의 저항을 직렬로 연결할 수 있게 하고 스위치 S₁을 릴레이 Ry로 구동시키는 simulator를 제작하여 함수발생기로 0.1Hz~3Hz의 CLK을 릴레이에 가하여 스위치 S₁을 개폐시켜 감시장치의 감도, 표시의 정확도를 측정하였으며, 3인에게 임상실험을 한 결과 만족할만한 결과를 얻었다. 사진 1은 본 연구에서 개발한 호흡 감시장치이다.

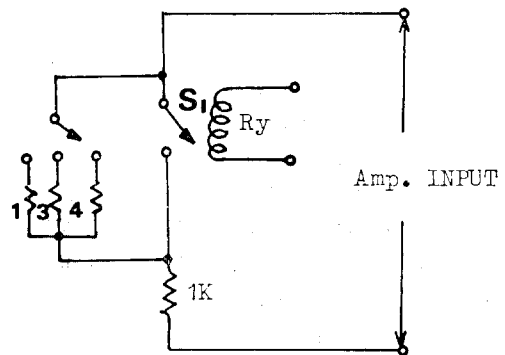


그림 4. Simulator 회로
Fig. 4. Circuit of Simulator

본 연구에서 개발한 호흡 감시장치에 대한 측정항목과 결과는 다음과 같다.

- 1) Carrier frequency: 77KHz
- 2) Carrier current ≈ 10μArms
- 3) 전극 개방시 최대전압 < 100mVp-p
- 4) Basal impedance 1kΩ시 전극 양단전압 : 25mV p-p
- 5) 최소 검출 가능 임피던스 변화 ≈ 0.1Ω
- 6) Alarm setting 범위 :

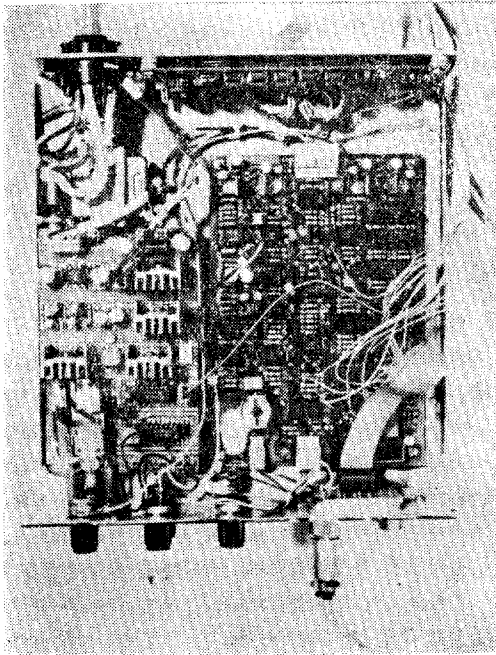


사진 1. 호흡감시장치

Photo. 1. Respiration monitor

High: 0~100 breaths/min

Low: 0~100 breaths/min

7) Alarm delay time <3sec

8) Signal sensitivity:

at CRT input: 150mVp-p~1.5mVp-p/Ω

at Schmitt trigger input: 900mVp-p~9Vp-p/Ω

9) Digital display 범위 : 5~120 breaths/min

10) 주파수 특성 : 0.1~3Hz

11) Power leakage current: 13μA/120V, 60Hz

(2) 결과고찰

본 연구에서는 impedance pneumograph법을 이용하여 호흡 감시장치를 개발하였으며, 측정결과 만족할 만한 결과를 얻었다. 일반적으로 임피던스 변화를 검출할 때 걸힘 변압기를 2개 사용하여 검출하였으나, 본 연구에서는 1개를 사용하여 검출하였으며 isolation transformer를 사용함으로써 인체와 감시장치간의 분

리 문제도 해결하였다.

그러나 10μA의 정전류 전원에서의 미소임피던스 변화를 더 정확히 검출하고, 또 인체의 basal impedance가 정상인과 큰 차이를 나타내는 경우에 대해서는 현재 설계된 정전류 전원용 변압기는 basal impedance가 1kΩ에서 500Ω으로 되었을 때 약 1.2μA의 변화가 있는 것으로 밝혀졌다. 따라서 이 점을 개선하기 위한 반송 주파수에 따른 변압기의 최적 설계를 위한 연구는 계속 진행중에 있으며, 이 연구가 끝나면 I.C.U의 central station에 대한 연구를 계속할 예정이다.

참 고 문 헌

- 1) Lesli Cromwell, Fred J. Weibell: *Biomedical Instrumentation and Measurements*. P.H. Inc. 1980.
- 2) B.R. Klein: *Introduction to Medical Electronics for Electronics & Medical Personnel*. Tab Book. 1973.
- 3) L.A. Geddes: *Principles of Applied Biomedical Instrumentation*. John Wiley & Son 1975.
- 4) W.J. Tompkins, J.G. Webster: *Design of μ-computer based Medical Instrumentation*, P.H. Inc. 1981.
- 5) Joseph J. Carr: *Introduction to Biomedical Equipment Technology*. John Wiley & Sons 1981.
- 6) 이전기 · 고한우 · 김남현 · 김원기: 2 Channel EK-GBP Monitor의 개발. 대한전자공학회 합동학술 발표회 논문집 pp.25~27. 5.13. 1983.
- 7) L.A. Geddes: *Recording Respiration and EKG with Common Electrodes*. *Aerosp. Med.* 33, pp. 791~793, 1962.
- 8) L.A. Geddes, L.E. Baker: *Hazards in the Use of Low frequencies for the Measurement of Physiological Events by Impedance*. *Med. Biol. Eng.* 7. pp.289~296, 1969.
- 9) L.A. Geddes, L.E. Baker: *Response to the passage of Electric Current through the Body*. *J. Assoc. Adv. Med. Instr.* 5, pp.13~18, 1971.