

인덕턴스 호흡감시장치

김수찬^o 김덕원
연세대학교 의용공학과

Respiratory Inductive Plethymography

Su Chan Kim, Deok Won Kim
Dept. of Biomedical Eng. Yonsei University

1. 서론

임피던스를 이용한 호흡 측정법 (Impedance pneumography)은 ECG전극을 이용하여 비관혈적으로 장기간 호흡을 감시할 수 있어, 환자감시장치의 일부로서 중환자실(Intensive Care Unit) 등에서 널리 사용되고 있다. 그러나 임피던스 방법은 중추신경 마비에 의한 중추무호흡(Central apnea) 감지에는 효과적이나 기도의 폐쇄에 의한 장애무호흡(Obstructive apnea) 감지에는 효과적이지 못하다 [1]. 더욱이 이 방법은 몸의 움직임에 의한 잡음에 민감하여 호흡 신호보다 더 큰 잡음이 발생되기도 하여 이러한 잡음에 둔감하고 장애무호흡 감지에 효과적인 방법의 필요성이 대두되어 왔다.

1980년도 초에 Respiratory inductive plethysmography (RIP)가 개발되어 성인, 소아, 아동들의 호흡을 비관혈적으로 측정하고 있으며 [2,3], 흉부나 복부에 감은 코일에 의해 유도되는 인덕턴스(磁場)가 호흡에 의해 증감되는 흉부나 복부의 단면적에 비례한다는데 근거를 두고 있다. Upton 등 [4]은 조산아 27명을 대상으로 임피던스 방법과 인덕턴스 방법으로 무호흡을 monitoring한 결과 946개의 무호흡 중 인덕턴스 방법은 27개를, 임피던스 방법은 112개를 감지하지 못하였다고 보고하였고, Brouillette 등 [1]은 인덕턴스 방법이 장애무호흡을 감지하는데 임피던스 방법에 비해 훨씬 우수하며, cardiac artifact에 의한 잡음도 훨씬 적다고 하였다. 그리하여 수면 중 원인 모를 무호흡으로 사망하는 유아의 Sudden infant death syndrome (SIDS)이 미국의 경우 1000명당 2명 꼴이나 되어, 무호흡을 정확히, 그리고 신속하게 감지할 수 있는 RIP의 개발이 시급한 실정이다.

본 연구에서는 RIP를 개발하여 호흡신호를 측정하였다.

2. RIP 회로

RIP는 기본 설계 및 회로가 일차적으로 구성되어 실험적으로 만든 inductive band를 성인 복부에 부착하여 호흡 신호를 검출하였다. 그림 1은 RIP의 블럭 선도이고 발진기는 Colpitts 회로로서 발진 주파수는 0.3μH의 band 인덕턴스와 호흡 동안의 변화로 인한 인덕턴스와의 합에 따라 변화한다. 피검자의 전기적 shock을 줄이고 기기를 보호하기 위해 신호와 전원을 분리(isolation) 하였다. PLL(Phase Locked Loop) 내에 있는 VCO(Voltage Controlled Oscillator)는 발진 주파수에 고정되며, 이 VCO는 발진 주파수에 선형적으로 비례하는 진폭의 직류 신호로 변조되고 이 변조된 신호는 증폭기와 저역필터($f_c = 10 \text{ Hz}$)를 거쳐 A/D 변환되어 컴퓨터로 입력된다. Inductive band는 탄력 밴드에 코일을 감아 실로 꿰매었고 인덕턴스는 0.3μH가 되도록 조정하였다.

그림 2는 Colpitts 발진기와 분리회로로서 출력 파형의 주파수는 band인덕턴스에 의해 결정되고 BJT Coplitts 발진기는 정현파를 발생시키며 발진 주파수는 LC 탱크회로의 공진주파수에 의해 결정된다. Inductive band가 삽입된 탱크회로에서의 uncoupled 출력 주파수(f_0)는 다음과 같다 [5].

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \left(\frac{C_1 + C_2}{C_1 C_2 L(\text{band})} \right)^{\frac{1}{2}}$$

위 식에서 주파수는 band inductance의 제곱근에 역비례하지만 inductance변화가 작을 경우에는 출력주파수 변화가 거의 선형적이며 특히 $\delta L / L < 0.1$ [여기서 $L(\text{band}) = L_0 + \delta L$] 일 경우 발진주파수(f)는 1차 Taylor 급수에 의해 L에 대략적으로 비례한다고 볼 수 있다.

인덕턴스 호흡감시장치

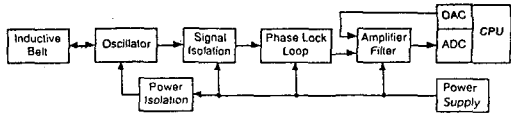


그림1. 인덕턴스 호흡측정장치 (RIP)의 블록선도

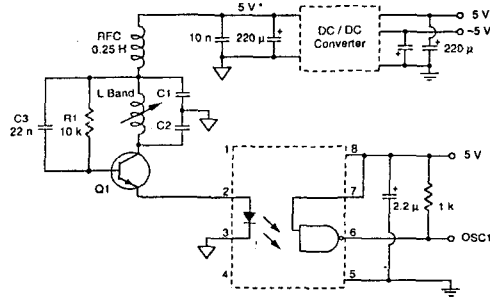


그림2. 발진기와 분리회로의 schematic선도

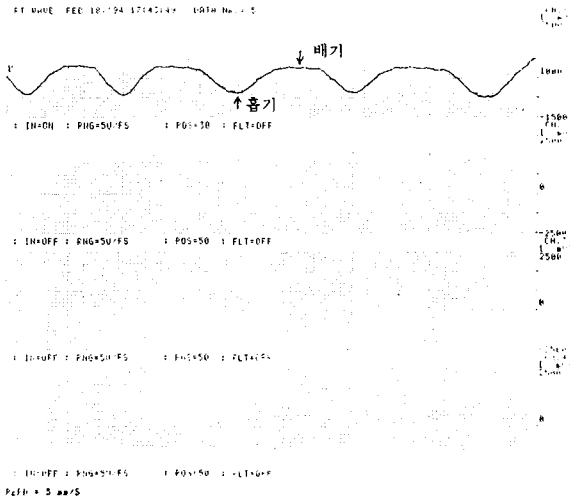


그림3. 실험실에서 제작한 인덕턴스밴드를 흉부에 부착하고 850KHz의 발진 주파수로 앓은 상태에서 측정된 호흡신호

$$f = f_0 \left(1 - \frac{\delta L}{2L_0}\right)$$

R1과 RFC(Radio Frequency Chopper)는 트랜지스터 Q1을 bias시키기 위한 것이고 C3는 발진기 제한을 위해 작은 임피던스 통로를 위한 것이다. Optoisolator와 dc/dc 변환기는 전기 감전과 기기에 대한 파손을 방지하기 위한 것이다.

흉부와 복부에 inductive band를 부착할 경우 각각의 발진주파수가 충분히 떨어져 있지 않을 경우 주파수 locking 및 변조가 발생하기 때문에 두 발진 주파수를 충분히 분리할 필요가 있어 본 연구에서는 850. kHz, 1.5 MHz를 선택할 예정이다. 또한 두 band 사이의 거리가 충분히 없을 경우 상호인덕턴스에 의

한 간섭이 발생하는데 성인의 경우에는 흉부와 복부 band 간의 거리가 20cm 이상으로 유지될 수 있으나 신생아의 경우는 여의치 않아 상호 간섭이 발생할 수도 있다.

그림 3은 본 연구에서 개발한 1 channel RIP로 inductive band를 옷을 입은 채로 흉부에 부착하여 얻은 호흡 신호이다.

3. 결론

현재까지 환자감시장치의 일부로서 사용되고 있는 임피던스 호흡기록법은 비관찰적이고 사용하기 간편하여 중추신경마비에 의한 무호흡(central apnea) 감지에는 효과적이거나 기도가 막혀 호흡이 불가능한 무호흡(obstructive apnea) 감지에는 비효과적인 것으로 알려져 있다. 그 이유는 두 경우 모두 폐 안의 공기의 양에 변화가 없기 때문이다. 그러나 RIP는 호흡에 의한 흉부나 복부의 단면적 변화를 측정하기 때문에 central apnea의 경우에는 흉부와 복부의 단면적에 변화가 전혀 없기 때문에 쉽게 무호흡이 감지되며, obstructive apnea의 경우에는 기도가 막혀 폐로 공기 유입은 안되나 흉부나 복부를 움직여 호흡을 하려고 하기 때문에 흉부나 복부의 단면적 변화가 발생하므로 obstructive apnea 감지가 가능한 것이다. 현재 신생아의 무호흡과 Sudden infant death syndrome(SIDS)는 밀접한 관계가 있다고 알려져 있으며, 임피던스 방법으로 SIDS의 위험성이 있는 신생아들을 감시하고 있으나 obstructive apnea는 감지가 안되고 있는 실정이다. 또한 RIP는 몸의 움직임에 대해 임피던스 방법보다 덜 민감하여 중환자나 조산아의 호흡 감시에 적합한 것이다.

앞으로 개발할 인덕턴스 호흡측정기(RIP)는 흉부 및 복부의 호흡을 동시에 측정할 수 있도록 두 개의 채널을 갖도록 할 예정이며 또한 이 두 채널의 신호에 가장 적합한 가중치를 두어 두 신호를 합한 신호도 출력시키고자 한다. Warburton 등[5]은 신생아의 상기도 장애에 의한 호흡장애 감지에는 임피던스 방법이나, 호흡시 발생하는 몸의 움직임을 공기 mattress에 설치된 압력 센서로 감지하는 air mattress 방법은 부적합하다고 하였으며, 무호흡시 자주 발생하는 서맥(bradycardia)을 감시하는 것이 더 효과적이라고 하였다. 그리하여 본 연구에서는 3-channel RIP에 심박수 측정기를 내장시켜 두 방법을 서로 보완시켜 경보를 울릴 예정이다. 임피던스

방법과 인덕턴스 방법(RIP)의 air flow와 각각의 신호와의 관계를 검증하기 위해 표준방법으로서 spirometer를 이용할 예정이다.

4. 참고 문헌

1. R. T. Brouillette, A. S. Morrow, D. E. Weese-Mayer, C. E. Hunt, Comparison of respiratory inductive plethysmography and thoracic impedance for apnea monitoring, J. Pediatrics, 111:377-383, 1987.
2. T. S. khadha, H. Watson, S. Birch, et al., Validation of respiration inductive plethysmography using different calibration procedures, Am Rev Respir Dis., 125:644-649, 1982.
3. E. Tabachnik, N. Muller, B. Toye, H. Levison, Measurement of ventilation in children using the respiratory inductive plethymograph, J. Pediatr, 99:895-899, 1981.
4. C. J. Upton, A. D. Milner, G. M. stokes, Combined impedance and inductance for the detection of apnea of prematurity, Early Human Development, 24:55-63, 1990.
5. A. S. Sedra, K. C. Smith, "Microelectronic Circuits", 3rd Ed., Philadelphia, Saunders, 1991.
6. D. Warburton, A. R. Stark, H. W. Taeusch, Apnea monitor failure in infants with upper airway obstruction, Pediatrics, 60(5):742-744, 1977.