

# 임피던스를 이용한 무호흡감시 시스템 설계

박성빈, 전대근, 윤형로  
연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과

## Design of Apnea Monitoring System by impedance technique

S.B. Park, D.K. Jeon, H.R. Yoon

Department of Biomedical Engineering, College of Health Science, Yonsei University.

### ABSTRACT

Apnea refers to episode of apnea (or not breathing) lasting more than 10 seconds that occur while sleeping. These episodes, which can occur hundreds of times per night, may transiently awaken resulting in fragmentation of sleep. Although the precise cause of Sudden Infant Death Syndrome(SIDS) are still unclear, there is evidence to suggest that hypoxaemia may be a contributory factor. Transcutaneous oxygen monitor can be used, but it is very difficult to use for baby stayed at home. In this reason, monitors which is easy for deal with are required. In 1972, Steinschieder reported that two of the five infants noted to have apnea lasting for more than 20 seconds later died of SIDS episode, he also suggested that home monitoring for neonates should be used for managing apnea at home. Transthoracic electrical impedance technique is used for acquiring respiration waveform and detecting episode of apnea state. Transthoracic electrical impedance measurements have been made from the human trunk over the frequency range 9.6KHz to 614KHz. We conclude that application of impedance technique for detecting apnea state is proper for neonates.

Keywords - Apnea, Sudden Infant Death Syndrome(SIDS), Transthoracic electrical impedance

### 서론

급성신생아사망증후군(SIDS)과 신생아의 무호흡증과의 밀접한 관계가 있다고 보고되고 있으며 통계에 의하면 건강한 신생아의 약 30%가 무호흡증을 경험한다고 한다.[1][2]

무호흡증은 obstructive, central, 그리고 mixed apnea의 세가지로 구분된다. obstructive apnea

는 해부학적으로 기도에 공기의 흐름을 방해하는 요소가 있어서 호흡을 하지 못하는 경우를 의미하고, central apnea는 뇌간의 부분적인 미숙으로 인해 발생한다. mixed apnea는 이 두가지가 혼합된 경우를 말한다. AAMI(Association for the Advancement of Medical Instrumentation)에 의하면 흉곽임피던스의 변화를 이용하여 호흡을 측정하고 무호흡상태를 검출하는 방법은 Spirometry 방식이나 Pneumotachograph에 비해서 저렴하며 CO<sub>2</sub> 센서에 비해서 동잡음에 영향을 적게 받으며 간편하고 비관혈적이라는 특성을 가지고 있다. 호흡시에 발생하는 소리를 이용하여 무호흡을 검출하는 방식은 흉곽임피던스의 변화를 측정하는 방식에 비해서 심작박동에 의한 잡음에 많은 영향을 받는다.[3]

일반적인 무호흡검출기는 그림1과 같이 세 개의 부분으로 구성된다.



그림 1. 일반적인 무호흡측정기의 구성도

센서부분은 인체로부터 호흡에 의한 임피던스변화를 검출하는 역할을 한다. 신호처리장치부분은 호흡 여부와 무호흡시 무호흡시간을 측정한다. 그리고 표시와 저장부분은 환자의 보호자에게 현재의 환자의 정보를 전달하는 역할을 수행한다. 호흡 상태를 측정하는 방법은 크게 2가지로 구분된다. 첫 번째 방법은 직접적인 방법으로 센서를 직접 기도에 부착하여 공기이동의 변화를 측정하는 방법이고 두 번째 방법으로는 센서를 피부에 부착하거나 용량매트, 또는 저항성벨트를 이용하는 비관혈적인 방법이 있다. 간접적인 센서를 이용하는 방법이 피측정자에게 육체적, 심리적 부담을 줄일 수 있으므로 직접적인 센서를 이용하는 방법보다 더 많이 사용된다. 흉곽임피던스를 측정하는 방식은 대표적인 간접호흡측정방법

으로 분류된다. 이 방법은 흉곽 양단의 교류임피던스가 호흡의 상태에 따라서 변화한다는 것을 이용한다. 일반적으로 흉곽임피던스의 변화를 이용한 측정법은 매우 미소한 변화도 검출할 수 있으며 심전도신호의 동시 검출이 가능하고 무호흡뿐만 아니라 빈맥이나 서맥의 검출도 가능하다는 장점을 갖는다.

흉곽은 뼈에서 공기까지 많은 물질을 포함하고 있다. 각각의 물질은 서로 다른 전기적 특성을 가지며 흉곽의 서로 다른 부분에 위치하고 있다. 그리고 흉곽내의 물질은 서로간에 다른 임피던스값을 갖는다. 표1에 각 물질을 전기적 전도도에 따라서 오름차순으로 나타내었다. 흉곽내 임피던스 변화를 가져오는 두개의 주요한 물질은 혈액과 공기이다. 더욱이 혈액과 공기의 부피는 심장과 호흡의 주기에 따라서 변화한다. 혈액은 심박주기에 따라서 심장과 혈관에서 그 부피가 변화하는데 그 전기적 저항은 비교적 낮은 편이다. 이와는 반대로, 공기는 큰 전기적 저항을 가지고 있다. 그러므로 정상적인 호흡시에 폐용적의 변화는 큰 임피던스를 유발시킨다. 따라서 폐에 공기가 차게 되는 흡기시에는 임피던스가 증가하게 되고, 반대로 폐의 공기가 빠져나가는 호기시에는 임피던스가 감소하게 된다.

표 1 흉곽내 물질의 전도도의 오름차순

1. 혈액
2. 근육
3. 뼈
4. 지방
5. 공기

호흡에 의해 변화하는 임피던스는 전극을 폐 주위에 부착함으로써 측정할 수 있다. 전극 양단의 임피던스는 전극 양단에서 검출되는 전압을 전극 사이를 흐르는 전류로 나눔으로써 구할 수 있다. 실제로 사용되는 경우에는 전극을 그림2에서와 같이 반드시 피부표면에 부착을 하여야 한다. 대부분의 전류는 심장과 폐를 관통해서 흐르지 않고 흉곽벽을 통해서 흐르게 된다. 따라서 전극 양단의 임피던스의 변화에 대해서 기관의 저항변화는 흉곽벽의 변화에 비해서 적은 기여를 하게 된다.

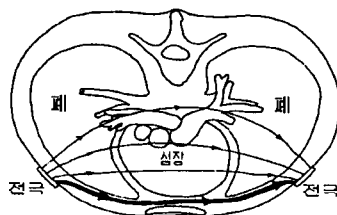


그림 2. 흉곽 횡단면에서 본 전류의 흐름도 및 전극의 위치

## 본 론

### I. 시스템 하드웨어 구성부

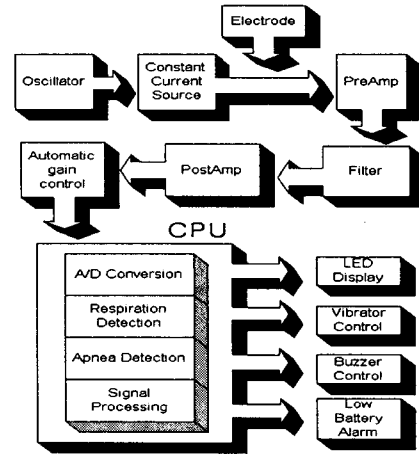


그림 3. 무호흡측정기의 기능도

무호흡측정기의 기능도를 그림 3에 도시하였다. 이 측정기는 한번 설치한 전지에 의해 최소 100시간 이상(신생아의 재원 기간 이상)의 연속 사용이 가능하도록 전체시스템을 저전력으로 동작하게 하고, 크기를 소형화되도록 설계하였다.

본 연구에서 설계한 시스템은 정상동작시에는 3V, 12mA 이내의 전류를 소비하도록 하였다. 시스템 하드웨어는 교류정전류를 발생시키는 부분, 검출된 호흡신호를 증폭, 처리하여주는 부분, 마이크로프로세서부분, 그리고 신생아의 호흡의 상태를 표시해주는 표시부의 4가지 부분으로 구성되었다.

#### 1. 교류 정전류원

호흡에 의한 흉곽임피던스의 변화를 측정하기 위해서 흉곽에 교류 정전류를 인가시켜야 한다.

교류 정전류원의 크기는 100 $\mu$ A 이내, 주파수는 38kHz, 내부임피던스는 6.8k $\Omega$  이상으로 하였다. 이것은 AAMI에서 제시한 안전기준을 만족한다.

#### 2. 입력신호 증폭기

일반적으로 신생아의 1분간 호흡수는 약 20회에서 100회이다. 따라서 증폭기는 0.3~2Hz의 주파수대역폭을 갖도록 2 pole 저역통과필터와 2 pole 고역통과필터를 설계하였다. CMRR은 80dB 이상이며 신생아마다 호흡에 의한 임피던스 변화값(0.1 $\Omega$ ~3 $\Omega$ )의 차이를 보이므로 이득은 AGC회로와 알고리즘에 의해 출력신호의 크기가 0.5V~1V의 값을 갖도록 설계를 하였다. 그리고 정전기에 의한 쇼크에 대해서 환자 및 기기를 보호하기 위해서 입력단에 5V 내압의 저 용량성 바리스터를 사용하였다.

#### 3. 마이크로프로세서

5채널 ADC회로를 포함하고 있는 원칩-마이크로프로세서 PIC16C73을 사용하여 소형화, 경량화되도록 하였

다. 이는 정전류원에서 사용한 38kHz를 기본 clock으로 이용하고 LP mode로 작동시켜 20μA 이내의 동작전류에 의해 구동하였다.

4. 호흡상태 표시부

환자의 호흡상태를 표시하기 위한 bi-color LED와 Buzzer, 그리고 무호흡상태의 환자를 깨우기 위한 진동자로 구성하였다.

II. 시스템 소프트웨어

시스템 소프트웨어는 정상호흡시 피크를 검출하는 알고리즘과 무호흡시에 이를 검출하는 알고리즘으로 구성하였다. 이를 그림 4에 순서도로 나타내었다.

1. 피크검출 알고리즘

피크를 검출하는 알고리즘은 글리치를 제거하는 부분과 최고피크와 최저피크를 구하는 부분으로 구성하였다. [4]

2. 무호흡검출 알고리즘

신생아의 무호흡을 검출하는 알고리즘은 이를 검출하는 부분과 무호흡검출후에 alarm을 발생하고 환자를 이어서 깨우는 부분으로 구성을 하였다.

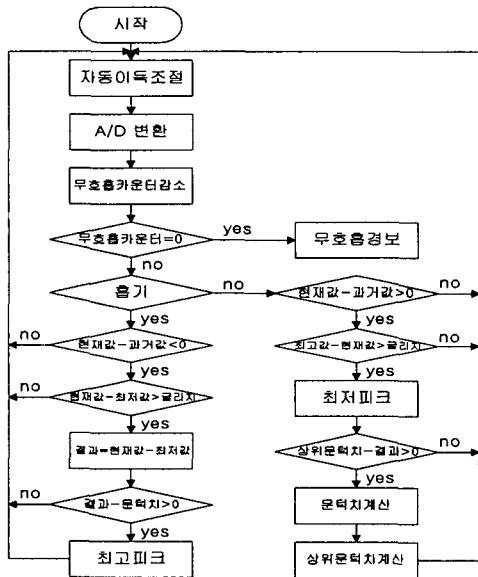


그림 4. 개발적인 소프트웨어 순서도

호흡신호의 흡기와 호기를 구분하기 위해서는 신호의 피크-피크검출이 가장 중요하다. 피크-피크검출은 적응가변문턱치방식을 사용하였다.[5] 호흡신호에 이 방법을 적용시키기 위해서 과거의 최고피크와 최저피크의 값과 현재의 그 값을 이용하여 문턱치를 결정하였다. 이 적응가변문턱치는 아래와 수식과 같이 계산하였다.

$$T_1 = P_1 - N_1$$

$$T_k = \left(\frac{3}{4}\right)^{k-1} T_1 + \frac{1}{4} \sum_{i=2}^k \left(\frac{3}{4}\right)^{k-i} (P_i - N_i)$$

$$UT_i = \frac{3}{2} T_i$$

여기서  $T_i$ 는 적응가변문턱치이고,  $P_i$ 는 최고피크,  $N_i$ 는 최저피크이다. 흉곽임피던스는 매우 미소한 변화에도 반응을 하기 때문에 외부의 자극에 의한 동잡음은 호흡신호의 2배 이상의 크기를 갖는다.[6] 위의 방식을 이용하여 문턱치를 구하므로서 이러한 문제를 해결하였다. 계속적인 동잡음이 발생하면 문턱치의 크기도 증가하게 된다. 따라서 적응가변문턱치에 대한 상위문턱치(UT<sub>i</sub>)를 이용하여 신호의 포화시에는 문턱치의 계산을 하지 않았다. 상위문턱치는 1.5배의 적응가변문턱치값을 사용하였다.

결 과

정상적인 호흡시의 시스템의 출력을 그림5에 도시하였다. 이것은 임피던스의 변화가 0.2Ω이하인 경우이다. 건강한 신생아의 경우에는 기본임피던스가 약 500Ω이고 변화임피던스가 0.2~0.5Ω 정도가 된다는 사실을 임상실험을 통해 알 수 있었다. 그림 5는 신생아의 조건과 비슷한 조건이다.

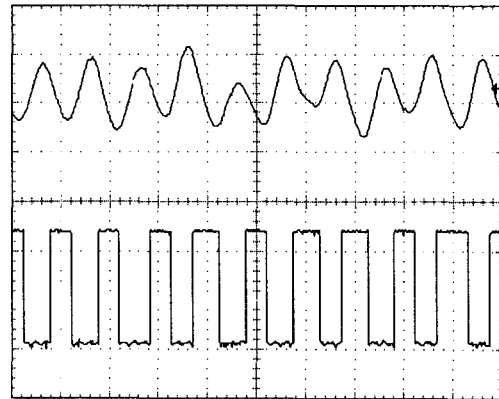


그림 5. 0.2Ω의 임피던스변화시의 호흡신호와 흡기와 호기의 구분

12초 동안 무호흡이 발생한 경우의 시스템의 출력을 그림 6에 도시하였다. 이 경우에는 호흡에 의한 임피던스의 변화는 발생하지 않지만 심박동에 의한 미세한 임피던스의 변화, 시스템 잡음, 유도잡음등이 발생하게 된다. 위의 경우는 소프트웨어로 구분하도록 하였다.

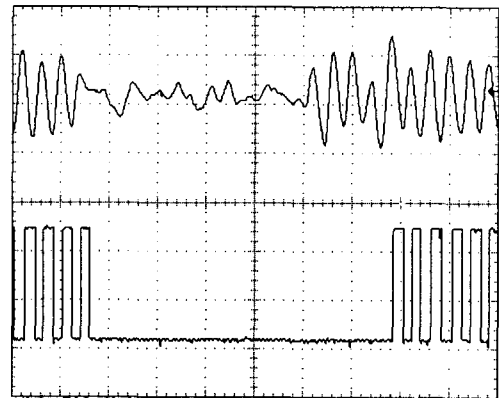


그림 6. 12초 무호흡이 발생시, 정상호흡과 무호흡의 구분

그림 5와 6의 경우는 시뮬레이터를 이용하여 실험을 하였을 때의 결과이다. 모든 조건은 신생아의 경우와 유사하도록 하였다.

본 연구에서 설계한 시스템을 신생아에게 적용하였을 때의 결과를 그림 7에 도시하였다.

그림 7의 좌측신호의 경우는 신생아의 움직임에 의해서 신호가 포화된 경우이다. 이 움직임이 중단이 되면 시스템의 출력이 안정화된다. 적응가변문턱치방식의 단점을 보완한 상위가변문턱치방식의 추가로 동잡음 이후의 호흡을 정상적으로 검출하도록 하였다. 이 추가적인 방식으로 인하여 무호흡검출기의 단점인 false alarm을 줄일 수 있었다.

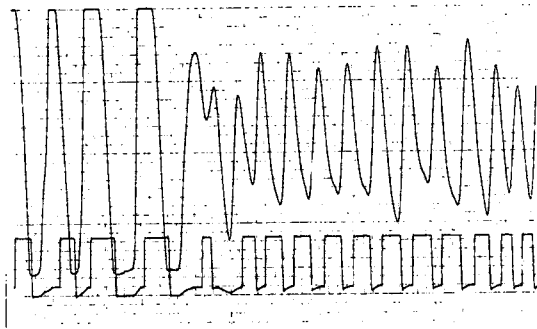


그림 7. 신생아에게 적용하였을 때의 시스템출력

## 고 찰

본 연구에서 사용한 흉곽임피던스의 변화를 측정하는 방식은 움직임으로 인하여 피부와 전극사이의 임피던스 변화가 예상되고 이를 호흡으로 인식할 수 있다.[7] 이는 obstructive apnea시 신생아의 움직임이 호흡으로 검출되는 오류를 범할 수 있다. 따라서 신생아의 무호흡을 보다 정확하게 검출하기 위해서는 흉곽임피던스의 변화를 측정하는 방식과 함께 심박동의 변화 또는 혈중산소포화도의 변화를 동시에 측정할 필요가 있다.[8]

## 참고문헌

1. P.C.W Pang, "Monitoring respiratory activity in neonates using diaphragmatic electromyograph", Med & Biol. Eng. & Comput., 1995, 33, 385-390
2. P.A.D. Wilks, M.J. English, "Accurate segmentation of respiration waveforms from infants enabling identification and classification of irregular breathing patterns", Med. Eng. Phys., 1994, Vol. 16, 19-23, January
3. M. J. Mussell, Y. Miyamoto, " Comparison of normal respiratory sounds recorded from the chest and trachea at various respiratory air flow level", Frontiers Med. Biol. Engng, 1992, Vol. 4, No. 2, 73-85
4. E. Skordalakis, "Recognition of noisy peaks in ECG waveforms", Computers and Biomedical

Reserch, 1984, Vol. 17, 208-221

5. J. Pan, W. J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm", IEEE Transactions on biomedical engineering, 1985, Vol. BME-32, No. 3, 230-236

6. M. J. Mayotte, "Reduction of motion artefacts during paediatric/infant apnoea monitoring", Med. & Biol. Eng. & Comput., 1996, 34, 93-96

7. Tatzuma Yamamoto, Yoshitake Yamamoto, "Analysis for the change of skin impedance", Med & Biol. Eng. & Comput. 1997, 15, 219-227

8. Brian Holton Brown et al, "Cardiac and respiratory related electrical impedance changes in the human thorax", IEEE Transactions on biomedical engineering, 1994, Vol. 41, 729-733 No. 8, August