

## 호흡 감지를 위한 복부 부착형 전도성 고무소자의 계측특성

김경아<sup>†</sup> · 김성식 · 조동욱 · 이승직 · 이태수 · 차은종

### Characteristics of conductive rubber belt on the abdomen to monitor respiration

Kyung Ah Kim<sup>†</sup>, Sung Sik Kim, Dong Wook Cho, Seung Jik Lee, Tae Soo Lee, and Eun Jong Cha

#### Abstract

Conductive rubber material was molded in a belt shape to measure respiration. Its resistivity was approximately  $0.03 \Omega\text{m}$  and the resistance-displacement relationship showed a negative exponent. The temperature coefficient was approximately  $0.006 \text{ k}\Omega/\text{C}$  negligible when practically applied on the abdomen. The conductive rubber belt was applied on a normal male's abdomen with the dimensional change measured during resting breathing. The abdominal signal was differentiated ( $F_m$ ) and compared with the accurate standard air flow rate signal ( $F_s$ ) obtained by pneumotachometry.  $F_m$  and  $F_s$  differed in waveform, but the start and end timings of each breaths were clearly synchronized, demonstrating that the respiratory frequency could be accurately estimated before further processing of  $F_m$ .  $F_m$ - $F_s$  loop showed a nonlinear hysteresis within each breath period, thus 6 piecewise linear approximation was performed, leading to a mean relative error of 14 %. This error level was relatively large for clinical application, though customized calibration seemed feasible for monitoring general variation of ventilation. The present technique would be of convenient and practical application as a new wearable respiratory transducer.

**Key Words :** conductive rubber belt, wearable transducer, respiratory monitoring

## 1. 서 론

폐용적(lung volume)의 변화는 호흡기 관련 질환의 유무를 반영하는 중요한 생체변수이다. 폐용적 변화를 시간에 대해 미분하면 호흡기류(respiratory air flow rate) 신호가 얻어지는데, 이 호흡기류신호로부터 호흡기 질환의 상태를 평가할 수 있는 여러 진단 매개변수들을 산출할 수 있다. 호흡기류는 통상 입에 호식기류센서를 물고 측정하므로 환자를 구속할 수 밖에 없다<sup>[1,2]</sup>. 따라서 호흡기류를 직접 측정하는 것은 환자의 호흡기능을 평가하기 위해 폐활량검사(spirometry)의 형태로 통상 병원에서만 시행된다. 폐용적 계측기술에는 He dilution, N<sub>2</sub> wash-out, whole body plethysmography, inductive plethysmography 등이 있다<sup>[3]</sup>. 이중 He dilu-

tion과 N<sub>2</sub> wash-out은 피검자가 특정기체로 호흡하며 수집한 호식 공기 내 기체의 농도로부터 폐용적을 산출하는 기법으로 특정 기체를 입이나 코를 통해 호흡해야 하는 불편함이 있다<sup>[4]</sup>. Whole body plethysmography는 환자가 밀폐된 상자 안에서 호흡하는 동안 발생하는 압력변화로부터 폐용적을 산출하는 기법이다. 환자가 들어가 호흡할 수 있을 정도의 큰 밀폐된 상자가 부가적으로 필요하며, 피검자들의 특수한 호흡 노력(panting)이 요구되는 방법으로서 기력이 떨어진 환자나 폐쇄공포증이 있는 환자에게는 적용할 수 없을 뿐만 아니라 기술적으로도 복잡하다<sup>[5]</sup>. Inductive plethysmography는 폐용적 변화를 연속적으로 측정하는 대표적인 기술로써 호흡작용에 의한 흉부와 복부 둘레의 변화로부터 폐용적의 변화를 추정한다<sup>[6]</sup>. 그러나 이 기술은 금속 재질의 코일 밴드를 사용해야 하고 흉부 및 복부 전체를 감싸야 하며<sup>[7]</sup> 세척이 불가능하여 의복의 일부로 사용할 수 없는 등의 실용적인 단점을 가지고 있다.

충북대학교 의과대학 의공학교실 (Biomedical Engineering Department, School of Medicine, Chungbuk National University)

<sup>†</sup>Corresponding author: kimka@chungbuk.ac.kr

(Received : October 4, 2006, Accepted : November 1, 2006)

호흡시 폐는 수축과 팽창을 반복하게 되는데, 이는 흉부와 복부에 위치한 근육들의 수축과 팽창으로 이루어진다. 횡경막의 수축은 흉강의 바닥을 하강시키고 늑골들을 상승시켜 흉곽을 팽창시킴으로써 호흡을 일으키며, 복부 근육들의 수축은 횡경막을 위로 이동시켜 호흡을 일으킨다. 이와같이 횡경막과 복부 근육들의 수축과 팽창은 복부의 용적 변화를 유발하고, 이는 폐용적의 변화를 일부 반영할 것이므로 호흡시 복부의 용적 변화를 연속적으로 계측할 수 있다면 이 용적 변화 신호로부터 호흡 상태를 감지할 수 있을 것이다. 복부의 들레 변화를 신체 외부에서 측정함으로써 용적 변화의 간접적인 측정이 가능하다. 정확한 호흡기류신호 혹은 호흡량을 측정하지 않고 호흡빈도 및 전반적인 호흡상태 만을 모니터링하는 것이 목적인 경우에는 굳이 흉부와 복부의 들레 변화 모두를 동시에 측정하는 대신 변위센서(displacement transducer)로 동작하는 허리띠를 착용하여 복부의 들레 변화 만을 계측하는 것이 보다 실용적일 수 있다.

복부의 들레 변화를 측정할 수 있는 방법으로는 탄성 스트레인 게이지(strain gauge)가 있는데 좁은 실리콘-고무(silicone-rubber) 관에 수은 혹은 전해질이나 전도성의 페이스트(paste)를 채워서 제조한다<sup>8)</sup>. 관이 당겨지면 직경이 감소하고 길이가 늘어나 저항이 증가하므로 변위센서로 사용할 수 있다. 그러나 실리콘-고무관을 별도로 제작한 후 내부를 채워야 하는 제조상의 번거러움과 함께 관이 파손되었을 때 내부 물질이 흘러나오는 등의 문제점이 있을 수 있다. 특히 수은은 인체 유해물질로서 가능한 사용하지 않는 것이 바람직할 것이다. 단일 물질의 형태로 유연한 탄성 저항체를 제조할 수 있는 물질로서 공업용 전도성 고무(industrial conductive rubber)가 있다. 이는 실리콘 고무에 탄소 재질의 저항성 입자를 혼합하여 제조하는데 일반적인 고무와 유사한 탄성을 가짐과 동시에 길이증에 따라 전기저항이 증가하는 특성을 보인다. 띠(belt)의 형태로 성형하면 일반적인 고무줄과 동일한 형상을 보이므로 기존의 탄성 스트레인 게이지가 가지는 실용상의 문제점이 방지된다.

따라서 본 연구에서는 폐용적의 변화를 일부 반영하는 복부의 들레 변화를 측정하기로 하고, 변위 측정에 활용할 수 있는 공업용 전도성 고무의 계측특성을 실험적으로 측정하였다. 또한 실제 폐용적의 변화를 측정하기 위해 전도성 고무를 띠 형태로 가공하여 복부에 부착한 후 호흡하면서 측정된 신호로부터 호흡기류에 해당하는 신호를 산출함으로써 호흡 모니터링이 가능한지 평가하였다.

## 2. 재료 및 방법

### 2.1. 전도성 고무의 비저항

전도성 물질은 크기(길이, 단면적)에 따라 전기저항이 변화하므로 전기저항과 전도성 물질의 크기 간에는 특정한 관계식이 성립한다(식 (1)). 식 (1)에서  $\rho$ ,  $A$ ,  $l$ ,  $R$ 은 각각 선형으로 가공한 전도성 고무소자의 비저항(resistivity), 단면적(cross-sectional area), 길이(length), 및 전기저항(resistance)이다.

$$R = \rho \frac{l}{A} \tag{1}$$

고무줄 형태의 선형으로 가공한 전도성 고무띠(HR-1526, (주)해룡실리콘, Korea)가 인장되지 않은 상태에서 길이, 단면적, 전기저항을 측정하여 비저항을 계산하였다.

### 2.2. 인장길이-전기저항 특성

전도성 고무띠의 전기저항은 인장되는 길이에 따라 변화하므로 양끝을 판에 고정시킨 다음 인장되지 않은 상태에서의 초기길이와 초기저항을 측정하였다(그림 1 참조). 길이를 0.5 cm 간격( $\Delta D$ )으로 인장시키면서 멀티미터(TX3, Tektronics, U.S.A.)를 사용하여 전기저항( $R$ )을 측정하였다. 최대 인장길이는 10 cm이었으며, 0.5 cm 간격으로 다시 이완시키면서 동일한 인장길이에서 전기저항을 반복 측정하였다. 인장길이와 전기저항 간의 관계식을 산출한 후 감도( $\Delta R/\Delta D$ )를 계산하여 사용 가능한 인장 범위를 결정하였다.

### 2.3. 온도계수

전도성 고무띠의 온도에 따른 전기저항 변화를 평가하기 위해 주변 온도( $T$ )를 변화시켜가며 전기저항을 측정하였다(그림 2 참조). 물을 끓여서 수조(water bath)에 담고 수은주 온도계와 전도성 고무를 함께 방수 밀봉하여 물속에 넣었다. 시간이 지남에 따라 온도가 서서

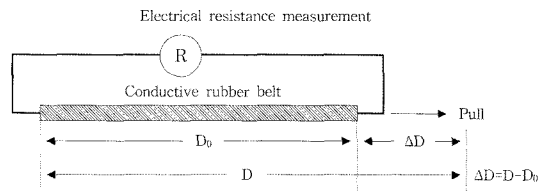


그림 1. 인장길이에 따른 전기저항 측정장치의 모식도  
Fig. 1. Apparatus to measure electrical resistance of conductive rubber belt with length varied.

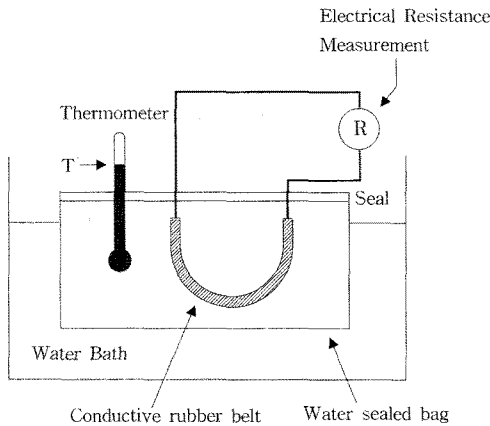


그림 2. 온도에 따른 전기저항 측정장치의 모식도  
Fig. 2. Apparatus to measure electrical resistance of conductive rubber belt with temperature varied.

히 내려가므로 정기적으로 T와 R을 측정함으로써 전도성 고무띠의 온도계수를 산출하였다.

2.4. 안정성

전도성 고무띠를 사용하여 폐용적 변화를 계측할 때 인장, 수축과정이 지속적으로 반복될 것이므로 안정성이 유지되어야 한다. 그림 1과 동일한 장치를 사용하여 아래와 같이 실험하였다.

- (1) 힘을 가하지 않은 이완된 상태에서 길이( $D_0$ ) 및 전기저항( $R_0$ )을 측정한다.
- (2) 상기 (1)에서 측정된  $D_0 + 10$  cm까지 인장한 후  $D_1, R_1$ 을 측정한다.
- (3) 다시 이완한 후  $D_1$ 까지 인장하는 과정을 100회 반복한다.
- (4) 100회 반복 후 이완시키고  $D_0, R_0$ 를 측정한다. 또한  $D_1$ 까지 인장시킨 후  $R_1$ 을 측정한다.

100회 동안 인장-이완하고 길이와 전기저항을 측정하는 것을 5회 반복하여 총 500번의 누적 인장-이완을 시행하였다.

2.5. 호흡신호 측정 실험

그림 3과 같이 건강한 피검자 1인(26세, 남)이 의자에 앉은 상태에서 복부에 전도성 고무띠를 착용한 후 1분 동안 정상 호흡하며 복부의 용적변화를 반영하는 전기저항 변화를 전압신호(V)로 변환하여 측정하였다. 기류 특성이 알려져 있는 마스크 센서(F-Mask I, CKInternational, Korea)를 안면에 착용하여 호흡기류를 동시에 측정하였다. 마스크 센서는 안면에 편리하게 착용할 수 있으며 가장 광범위하게 적용되는 호흡기류

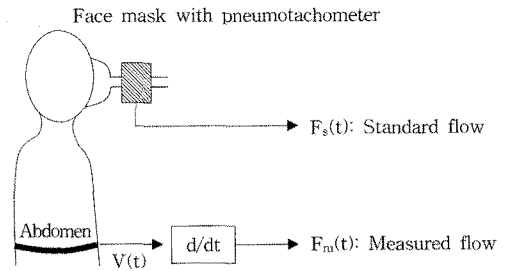


그림 3. 호흡신호 측정 실험장치의 모식도  
Fig. 3. Experimental set-up to measure respiratory activity.

센서인 pneumotachometer가 부착되어 있어서 피검자가 호흡하는 정확한 기류신호가 얻어진다. 따라서 이를 표준호흡기류신호( $F_s$ )로 간주하였다.

복부에 착용한 전도성 고무띠로부터 얻은 신호는 복부의 용적변화를 반영할 것이므로 이를 수리미분하여 변화율( $dV/dt$ )을 산출하였다.  $dV/dt$  값은 호흡시 발생하는 복부 운동에 의해 가감되는 공기의 용적, 즉 복부 운동에 의한 호흡기류를 반영할 것이므로 호흡감지를 위한 측정기류신호( $F_m$ )로 간주하였다. 그러나  $F_m$ 은 기본적으로 복부의 둘레 변화에 기인하는 전기저항 변화 신호이므로 앞서 측정한 실제 호흡기류인  $F_s$ 와는 큰 차이가 있을 수 밖에 없다. 따라서  $F_m$ 과  $F_s$  간의 관계식(계측 특성)을 산출해야만 호흡 모니터링이 가능해진다.  $F_m$ 으로부터  $F_s$ 를 산출하는 계측특성식을 얻기 위해  $F_s$ 를 독립변수로,  $F_m$ 을 종속변수로 설정하고 2차원 평면 상에  $F_m$ - $F_s$  loop를 형성하였다.  $F_m$ - $F_s$  loop를 6개 구간으로 분할한 후 각 구간별로 선형식을 사용하여 근사시켰다. 이와같은 방법을 채택한 이유는  $F_m$ - $F_s$  관계가 비선형적일뿐만 아니라 hysteresis 현상을 보였기 때문이다(“3. 전도성 고무에 의한 호흡계측 특성”에서 구체적으로 기술).

3. 전도성 고무에 의한 호흡계측 특성

3.1. 전도성 고무의 비저항

전도성 고무의 비저항을 계산하기 위하여 인장되지 않은 상태에서 전도성 고무띠의 길이, 단면적, 전기저항을 측정하였다. 길이는 약 55.5 cm, 단면적은 약 0.1 cm<sup>2</sup>, 전기저항은 약 1.6 kΩ이었으며, 식 (1)에 대입하여 계산한 비저항값은 약 0.03 Ωm이었다.

3.2. 인장길이-전기저항 특성

인장길이에 따른 전기저항의 변화 특성을 산출하기 위해 전도성 고무를 최대 10 cm까지 0.5 cm 간격으로

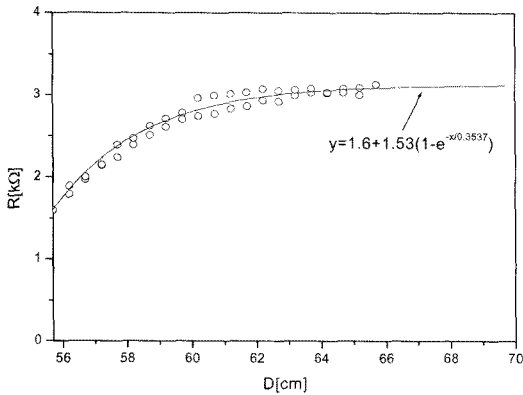


그림 4. 인장길이(D)-전기저항(R) 특성 곡선  
Fig. 4. Resistance(R) vs. length(D) characteristic.

인장시키면서 전기저항의 변화를 측정하였고, 최대 인장 길이에서 0.5 cm씩 이완시켜가며 전기저항의 변화를 측정하였다. 측정된 인장길이-전기저항 값들을 그림 4에 그래프로 나타내었다. 인장길이와 전기저항은 지수함수의 분포를 나타낸다고 판단되어 그 관계식을 식 (2)와 같이 가정하였다.

$$R - R_0 = K(1 - e^{-(D - D_0)/\tau}) \quad (2)$$

where  $\tau$ ,  $K$  are constants.

식 (2)에서  $R_0$ 는 전도성 고무가 인장되지 않은 상태 ( $D = D_0$ )에서의 초기저항치를 사용하였고 인장길이가 최대일 때의  $R$ 값을 사용하여  $K$ 값을 결정하였다. 식 (2)의 양변에 로그 함수를 취한 후 선형 회귀분석을 행하여  $\tau$  값을 산출하였다(그림 4 참조). 이때 상관계수는 약 0.94이었다. 인장길이에 따른 전기저항의 감도 ( $dR/dD$ )를 계산한 후 초기감도의 10%를 나타내는 지점까지를 가용 인장범위로 임의 결정하였으며 이에 해당하는 인장길이는  $D_0$ 의 약 10%이었다.

### 3.3. 온도계수

그림 2에 보인 장치를 사용하여 전도성 고무띠 주변의 온도를 변화시키며 전기저항을 측정된 결과 그림 5에 보인 것처럼 온도 증가에 따라 전기저항이 선형적으로 증가하였다. 이때 온도계수는 약  $0.006 \text{ k}\Omega/^{\circ}\text{C}$ 이었다.

### 3.4. 안정성

전도성 고무를 10 cm 인장시킨 후 이완시키는 과정을 100회씩 5번 반복 누적하여 총 500번의 인장·이완 실험을 수행하였다. 100번씩의 인장·이완 후 측정

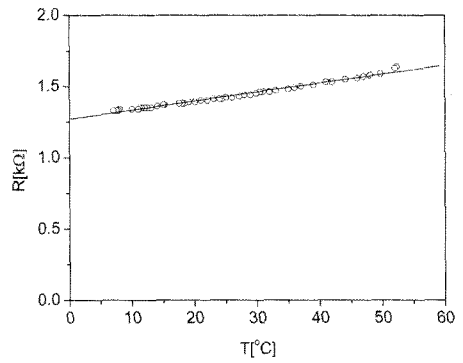


그림 5. 온도(T)-전기저항(R) 특성  
Fig. 5. Resistance(R) vs. temperature(T) characteristic.

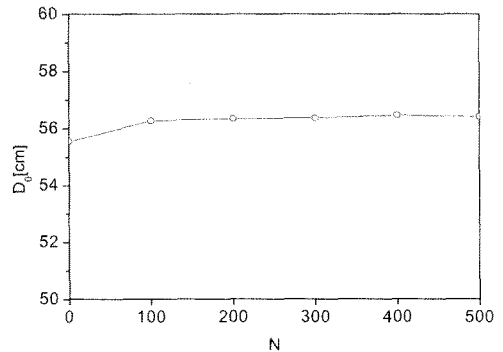


그림 6. 누적 인장회수(N)에 따른 이완길이( $D_0$ )의 변화  
Fig. 6. Relaxed length( $D_0$ ) changes with repetitive pulling (N).

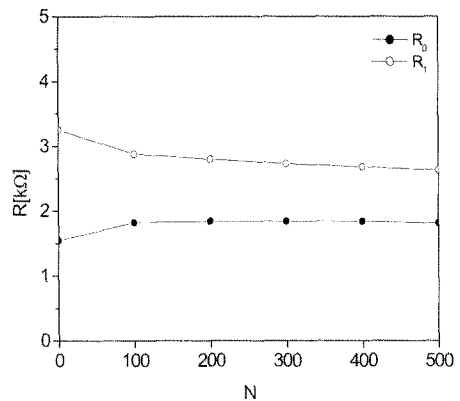


그림 7. 누적 인장회수(N)에 따른 전기저항( $R_0$ ,  $R_1$ ) 변화  
Fig. 7. Resistance( $R_0$ ,  $R_1$ ) changes with repetitive pulling (N).

한 이완길이( $D_0$ )와 이완( $R_0$ ) 및 인장( $R_1$ )시의 전기저항 변화 그래프를 그림 6과 7에 각각 제시하였다. 이

때  $D_0$ 와  $R_0$ 는 100회씩의 인장·이완 후 이완된 상태에서 각각 측정된 길이와 전기저항이고,  $D_0$ 와  $R_0$ 를 측정된 직후 10 cm를 다시 인장하고 전기저항  $R_1$ 를 측정하였다.

100회 인장 이후  $D_0$ 의 초기값과의 상대오차는 1.5%,  $R_0$  및  $R_1$ 는 각각 18%, 16%이었다. 100회 반복 이후에는 안정화 경향을 보였으며 그 변화정도는  $D_0$ 의 경우 0.34%,  $R_0$  및  $R_1$ 는 각각 1.1% 및 8.68%이었다.

3.5. 폐용적 변화 측정 및 호흡기류 산출

피검자가 의자에 앉은 자세로 1분 동안 평상 호흡하며 복부에 두른 전도성 고무띠의 전기저항 변화를 전압신호로 변환하여 측정하였다. 이 전압신호는 폐용적의 변화를 반영할 것이므로 수리미분하여 변화율을 산출하였으며 이를 측정기류신호( $F_m$ )로 간주하였다. 기류 특성을 알고 있는 pneumotachometer로 입에서 동시에 측정된 호흡기류를 표준호흡기류신호( $F_s$ )로 간주하였다.  $F_s$ 와  $F_m$ 을 모두 정규화(normalization)시켜 그림 8에 나타내었다. 두 기류신호의 파형은 서로 상이하였으나 호식과 흡식의 시작과 끝 지점은 정확하게 일치하였다. 따라서  $F_m$ 이 호흡작용을 반영한다는 것을 확인할 수 있었다.

$F_m$ 으로부터  $F_s$ 를 산출하는 보정식을 얻기 위해  $F_s$ 를 독립변수로,  $F_m$ 을 종속변수로 설정하고 2차원 평면 상에  $F_m$ - $F_s$  loop를 그림 9와 같이 형성하였다.

$F_m$ - $F_s$  loop는 증가 및 감소시의 궤적이 서로 상이한 hysteresis 현상을 나타내었다. 따라서 호흡 1주기에 해

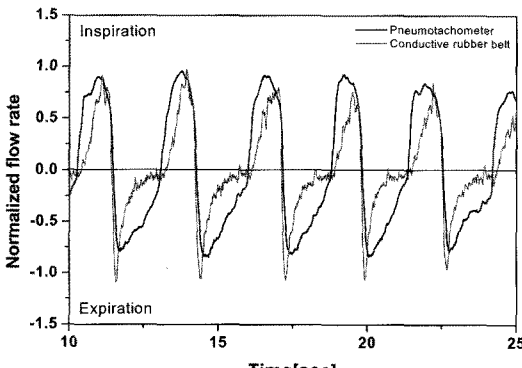


그림 8. Pneumotachometer와 전도성 고무띠로부터 동시에 얻은 기류신호의 비교  
Fig. 8. Comparison of respiratory flow rate signals simultaneously obtained from pneumotachometer and conductive rubber belt.

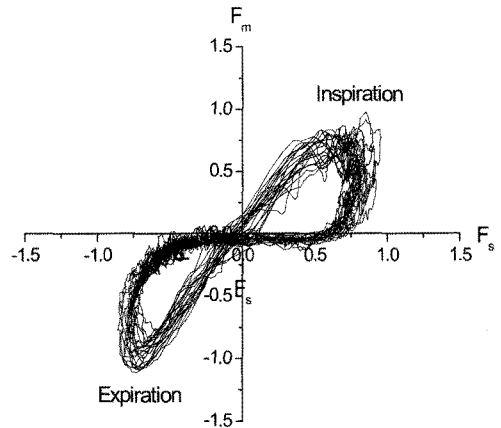


그림 9. 측정기류( $F_m$ )-표준기류( $F_s$ ) 관계도  
Fig. 9. Loop of the measured( $F_m$ ) and standard( $F_s$ ) flows.

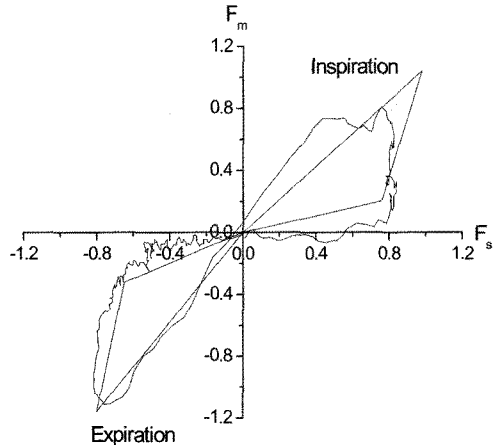


그림 10.  $F_m$ - $F_s$  loop의 선형화 모식도  
Fig. 10. Piecewise linearization of  $F_m$ - $F_s$  loop.

당하는  $F_m$ - $F_s$  loop를 그림 10에 보인것과 같이 6개의 구간으로 분할하여 각각의 구간을 직선으로 회귀분석하여 근사시켰다.

선형화된  $F_m$ - $F_s$  loop에  $F_m$ 을 대입하여 선형 보정된 기류신호( $F_c$ )를 산출하였으며, 한 주기의 호흡에 대한  $F_c$ 의 산출 사례를 그림 11에 제시하였다. 그림 11에서  $F_c$ 가 pneumotachometer로부터 얻은 정확한 표준기류 신호인  $F_s$ 와 비교적 잘 일치함을 확인할 수 있었다.  $F_s$ 에 대한  $F_c$ 의 상대오차 평균치는 약 14%이었다.

4. 결 과

폐용적의 변화는 호흡기 관련 질환의 유무를 반영하

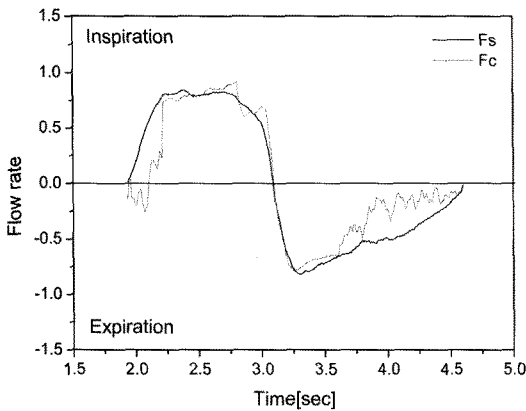


그림 11. 선형 보정된 기류( $F_c$ )와 표준기류( $F_s$ )의 비교  
 Fig. 11. Comparison of compensated measured flow( $F_c$ ) with standard flow( $F_s$ ).

는 중요한 생체변수로서 시간에 대해 미분하면 호흡기류신호가 얻어지며, 이 호흡기류신호로부터 호흡기 질환을 판단할 수 있는 여러 진단 매개변수들을 산출할 수 있다. 활동중이거나 특정한 자세에서 폐용적의 변화를 입과 기도를 출입하는 기류신호로부터 측정하는 것은 매우 번거로우므로 특정 신체부위의 용적 변화를 측정하는 실용적인 기법이 제시되어야 할 것인데, 대표적인 기술로는 호흡작용에 의한 흉부와 복부의 둘레 변화를 측정하는 inductive plethysmography가 있다<sup>6)7)</sup>. 그러나 이 기술은 전용 코일밴드를 사용하여 흉부 및 복부 전체를 감싸야 하며 의복에 작용했을 때 세척이 불가능한 실용적인 단점을 가지고 있다. 이에 본 연구에서는 전도성 고무로부터 호흡기류의 측정 가능성을 평가하기 위해 띠(belt) 형태로 가공된 전도성 고무 소자의 특성 분석을 수행하였다. 인장 길이에 따른 전기저항 특성, 온도계수 및 안정성을 계측·분석하였다. 또한 전도성 고무띠를 정상인의 복부에 부착한 후 호흡하며 측정된 폐용적 변화 신호로부터 호흡기류에 해당하는 신호를 산출함으로써 호흡 모니터링이 가능한지 평가하였다.

띠 형태로 가공하여 실험에 사용한 전도성 고무의 크기 규격과 전기저항을 완전히 이완된 상태에서 측정하여 산출한 비저항은 약  $0.03 \Omega\text{m}$ 이었다. 정상 성인의 허리둘레를 대략  $75 \text{cm}$ 로 설정하고 직경  $3 \text{mm}$ 로 가공한다면 전기저항은 약  $3.2 \text{k}\Omega$ 이 된다. 일반적인 저항성 센서(변위센서, 압력센서 등)들의 전기저항이  $0.5\text{--}5.0 \text{k}\Omega$  범위로 제조됨을 볼 때 전기저항 변화를 전압신호로 손쉽게 추출할 수 있는 적절한 저항값을 가짐을 알 수 있다. 길이 변화에 따른 전기저항의 변화는 음의 지

수함수적이었으며 상관계수가 약  $0.94$ 로 충분히 정확하였다. 실제로는 상당히 좁은 영역에서 동작하게 되므로(아래에 설명) 지수함수적 변위-저항 특성은 실용적인 문제가 되지 않는다. 전도성 고무띠의 길이가 길어짐에 따라 전기저항이 지수함수적으로 증가한다는 것은 인장정도가 커질수록 길이변화에 대한 저항변화감도( $dR/dD$ )가 작아짐을 의미한다. 최대감도의  $10\%$  이상에서는 길이변화(변위) 센서로 사용할 수 있다고 임의로 판단하였고 이때의 인장정도는 이완길이의 대략  $10\%$  정도이었다. 따라서  $5\%$ 로 인장한 후  $\pm 5\%$ 의 인장-이완 범위 내에서 센서소자로 사용하는 것이 가장 효율적일 것이다. 이 범위 내에서 최소감도는  $50 \Omega/\text{cm}$  로써 전자회로를 이용하여 길이변화를 충분히 정확하게 검출할 수 있을 것으로 판단된다. 저항성 변위센서로부터 변위 변화를 전압 신호로 추출하고자 할 때 흔히 적용하는 회로 기법은 Wheatstone bridge 회로로서 선형 동작을 위해 저항 변화가 매우 작아지도록 설계하는 것이 일반적이다<sup>9)</sup>. 만약 실험에 사용한 전도성 고무띠를 최소감도로 동작시키고 변위 변화가 이완길이 약  $56 \text{cm}$ 의  $\pm 1\%$  하더라도 저항 변화량은  $56 \text{cm} \times 1\% \times 50 \Omega/\text{cm} = \pm 28 \Omega$ 으로써 일반적인 전자회로를 사용하여 충분히 정확하게 신호를 추출할 수 있다. 따라서 본 연구에서 제안하는 전도성 고무띠는 호흡작용에 기인하는 복부 둘레의 변화를 신뢰성 있게 측정해 낼 수 있다.

이완 길이에서 전기저항의 온도계수는 약  $0.006 \text{k}\Omega/^\circ\text{C}$ 이었다( $10^\circ\text{C}\text{--}40^\circ\text{C}$ ). 전도성 고무띠는 복부 둘레에 감게 되므로 온도변화는 실온과 체온 사이일 것인데,  $22^\circ\text{C}\text{--}40^\circ\text{C}$  범위 내에서 저항 변화는 약  $9\%$ 이었다. 만약 실온의 변화가 약  $5^\circ\text{C}$ 라면 저항 변화량은  $2.5\%$ 에 불과하고 실제로 측정 중 실온이  $5^\circ\text{C}$ 까지 변화하는 것은 매우 특수한 경우라 할 수 있다. 즉, 실제로는 일정한 온도에서 동작할 것이고, 본 연구의 실험에서 온도 변화에 따라 길이도 다소 바뀌었을 것이므로 일반적인 환경 온도의 변화는 본 실험결과에 이미 반영되어 있다고 볼 수 있다. 따라서 일정한 길이에서 동작시킨다면 온도에 의한 영향은 무시할 수 있을 것으로 예상된다.

전도성 고무의 누적 인장 회수에 따른 이완길이와 이완 및 인장시 전기저항은 100회 인장 이후 일정한 값을 유지하는 경향을 나타내었으며, 그 변화 정도는 이완길이의 경우  $0.34\%$ , 이완시 전기저항 및 인장시 전기저항은 각각  $1.1\%$ ,  $8.68\%$ 이었다. 반복실험시 일정하게 설정한 인장길이  $10 \text{cm}$ 는 총 길이의 약  $18\%$ 로서, 전도성 고무를 변위센서로 사용할 때의 인장폭에

비해 상당히 큰 길이이므로 실제 호흡에 의한 인장이 완시에는 그 변화 정도 또한 훨씬 적어질 것으로 예상된다. 본 연구에서 채택한 전도성 고무띠는 피검자가 일상적인 정상 호흡을 하는 과정에서 지속적인 모니터링을 하기 위한 것으로써 착용 후 일정시간 이후부터 모니터링한다면 초기의 불안정성은 무시할 수 있을 것이다.

전도성 고무띠로부터 호흡신호를 실제로 추출해 낼 수 있는지 확인하기 위해 정상인의 복부에 착용한 후, 앉은 자세에서 정상적으로 호흡하며 복부의 둘레 변화 신호를 측정하였다. 복부 둘레의 변화는 폐용적의 변화를 반영할 것이므로 이를 미분하여 기류신호 단위로 변환하였다. 동시에 pneumotachometer로 정확하게 측정된 표준기류신호와 비교하였다. 전도성 고무띠로부터 얻은 기류신호( $F_m$ )는 복부만의 용적변화를 나타내므로 표준기류신호( $F_s$ )와는 차이가 있을 수 밖에 없다. 두 기류신호는 그림 8에서와 같이 서로 다른 파형을 나타내었지만 호식과 흡식의 시작과 끝 지점은 정확하게 일치하였다. 따라서  $F_m$ 으로부터 호흡신호를 검출하는 것이 충분히 가능함을 확인할 수 있었으며 특히  $F_m$ 에 대한 특별한 보정을 행하지 않고도 호흡빈도(respiration frequency)를 정확하게 산출할 수 있었다.

$F_m$ 이  $F_s$ 와 신호 파형의 차이가 있었으므로  $F_m$ 으로부터  $F_s$ 를 얻는 보정식을 산출하기 위해  $F_m$ - $F_s$  신호 데이터를 x-y 평면 상에 도시하였다.  $F_s$ 와  $F_m$ 은 호흡작용에 의해 기류가 증가 및 감소하는 과정에서 궤적이 상이한 loop의 형태를 나타내었고 이는 hysteresis 현상에 해당한다(그림 9 참조). Hysteresis의 양상을 분석하기 위해 그림 8을 참조하면 흡식 기류가 최대치에 이른 후 호식으로 전환되는 과정은  $F_m$ 이  $F_s$ 에 거의 일치하지만 기류가 0에서 시작하여 흡식기류가 증가하는 과정과 호식기류가 최대치에 이른 후 다시 0으로 감소하는 과정에서는  $F_m$ 의 크기가  $F_s$  보다 현저하게 작음을 볼 수 있다. 이는 복부에서 측정하는 용적 변화가 실제 폐용적의 변화를 모두 반영하지 못하는 것이므로, 아마도 inductive plethysmography와는 달리 흉부의 둘레 변화 신호가 누락되어 있기 때문으로 판단된다. 이에 더하여 전도성 고무 재질 자체의 hysteresis 현상도 중첩되었을 수 있을 것이다. 만약 전도성 고무띠를 한 개 더 추가하여 흉부 신호를 얻는다면 보다 정확한 기류신호를 얻을 수 있을 것으로 예상되지만, 본 연구에서 지향하는 실용적인 착용형 호흡센서의 장점은 축소된다. 비록 흉부 신호가 없는 관계로 그림 8에서처럼  $F_m$ 이  $F_s$ 와 파형의 차이가 관찰되지만  $F_m$ 을 가능한 보정하여  $F_s$ 에 근사시키고자, 그림 10에 보인 대로  $F_m$ 과  $F_s$

간에 선형 보정식을 고안하였다.  $F_m$ - $F_s$  loop가 증가 및 감소하는 과정에서 궤적이 상이한 hysteresis를 나타내고 각각의 궤적이 비선형적이므로 기류가 0 및 최대치(흡식 및 호식 최대치)인 3개의 점을 기준으로 6개의 구간으로 분할하여 구간별로 선형 보정식을 산출하였다. 호흡주기별로 각 영역의 선형 보정식에  $F_m$ 을 대입하여 보정된 기류신호( $F_c$ )를 산출하였는데 pneumotachometer로부터 얻은 정확한 표준기류  $F_s$ 와 비교적 잘 일치함을 확인할 수 있었다(그림 11 참조).  $F_s$ 에 대한  $F_c$ 의 상대오차의 평균치는 약 14%이었다. 14%의 오차수준은 미국 흉부학회(American Thoracic Society)에서 진단 폐활량 검사에 적용하는 5% 상대오차의 약 3배에 달하여 임상적으로 활용하기에는 무리가 있음에 분명하다<sup>[10]</sup>. 그러나 실용적인 착용형 호흡 모니터링을 위하여 복부에서만 계속하였고 전기저항-변위 특성이 지수함수로써 비선형적임을 고려할 때 충분히 우수한 결과로 판단된다.

## 5. 결 론

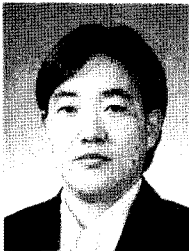
전도성 고무 재질의 소자를 사용하여 호흡 신호를 감지하기 위해 띠의 형태로 가공하여 계측특성을 측정, 분석하였다. 띠 형태로 가공한 전도성 고무의 비저항값은 약  $0.03 \Omega\text{m}$ 이었고 길이가 길어짐에 따라 전기저항이 음의 지수함수적으로 증가하였으며, 온도계수는 약  $0.006 \text{ k}\Omega/^\circ\text{C}$ 를 나타내었다. 전도성 고무띠를 정상인의 복부에 부착하고 정상호흡하며 복부 둘레 변화신호를 얻은 후 수리 미분하여 호흡기류( $F_m$ )를 산출하였다. Pneumotachometer를 안면에 착용하여 정확한 표준 호흡기류신호( $F_s$ )를 동시에 측정하여  $F_m$ 과 비교하였다. 두 호흡기류신호는 서로 다른 파형을 나타내었지만 호식과 흡식의 시작과 끝지점은 정확하게 일치하였다. 따라서 전도성 고무띠로부터 얻은 호흡신호에 특별한 보정을 행하지 않고도 호흡빈도를 정확하게 산출할 수 있음을 확인하였다.  $F_m$ 과  $F_s$ 의 신호파형이 상이하므로  $F_m$ 으로부터  $F_s$ 를 얻는 보정식을 산출하기 위해  $F_m$ - $F_s$  신호 데이터를 x-y 평면 상에 도시한 결과 비선형적인 hysteresis 현상을 나타내었다. 따라서 6개의 구간으로 나누어 선형 보정한 결과  $F_m$ 과  $F_s$ 가 비교적 잘 일치함을 확인할 수 있었으며, 상대오차의 평균치는 약 14%이었다. 이러한 오차 수준은 임상적으로 활용하기에는 다소 크지만 개인별 보정을 행한 후 적용한다면 정확한 호흡빈도 및 개략적 호흡량 추이의 변화를 모니터링하는 것이 충분히 가능하므로 새로운 착용형 호흡센서로써 기술적 및 임상적 응용이 기대된다.

## 감사의 글

본 논문은 2006년도 충북대학교 학술연구지원사업의 연구비 지원에 의하여 연구되었음.

## 참고 문헌

- [1] 김경아, 김현식, 이태수, 차은중, “호흡기류를 동압력으로 변환하는 기능성 일회용 호흡관의 개발”, *센서학회지*, 제11권, 제3호, pp. 125-131, 2002.
- [2] 김경아, 이태수, 차은중, “기능성 일회용 호흡관의 소형화 연구”, *센서학회지*, 제14권, 제4호, pp. 250-257, 2005.
- [3] 차은중, “호흡기 시스템의 측정”, In: *의용계측공학, 의공학 교육연구회 역편*, 여문각, 서울, pp. 509-598, 1993.
- [4] M. F. Petrini, “Pulmonary function testing”, In: *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, A Willey-Interscience Publication John Wiley & Sons, New York, pp. 2379-2395, 1988.
- [5] F. S. Grodins and S. M. Yamashiro, “Gas laws and applications”, In: *Respiration Function of the Lung and its Control*, Macmillan Publishing Co., Inc., Los Angeles pp. 8-13, 1978.
- [6] 김덕원, 연동수, 김수찬, “인덕턴스 호흡감시 시스템의 개발”, *의공학회지*, 제16권, 제3호, pp. 353-358, 1995.
- [7] K. Konno and J. MEAD, “Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing”, *J. Appl. Physiol.*, vol. 22, no. 3, pp. 407-422, 1967.
- [8] 이태수, “기본센서와 이론”, In: *의용계측공학, 의공학 교육연구회 역편*, 여문각, 서울, pp. 63-69, 1993.
- [9] W. Welkowitz and S. Deutsch, *Biomedical Instruments: Theory and Design*, Academic Press, New York, pp. 35-46, 1976.
- [10] American Thoracic Society, “Standardization of spirometry”, *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, vol. 152, pp. 1107-1136, 1995.



김 경 아

- 1991년 충북대학교 자연과학대학 물리학과 학사
- 1993년 충북대학교 자연과학대학 물리학과 석사
- 2001년 충북대학교 학과간 협동과정 의용생체공학과 박사
- 2005년 충북대학교 의과대학 의공학교실 전임강사
- 주관심분야 : 생체계측, 물리센서, 심폐의료기



김 성 식

- 1993년 아주대학교 공과대학 석사
- 1993년-2000년 주태광이엘씨 근무
- 2001년-2002년 주씨이오넷 근무
- 2003년 씨케이인터네셔널 근무
- 주관심분야 : 심폐의료기, 계측시스템



조 동 욱

- 2005년 충북대학교 자연과학대학 물리학과 학사
- 2005년 충북대학교 학과간 협동과정 의용생체공학과 석사 재학
- 2005년 씨케이인터네셔널 근무
- 주관심분야 : 생체계측, 물리센서



이 승 직

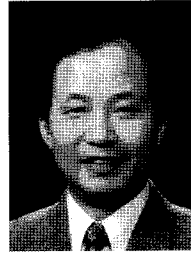
- 1985년 명지대학교 공과대학 전자공학과 졸업
- 1987년 명지대학교 대학원 전자공학과 석사
- 1997년 동국대학교 대학원 전자공학과 박사
- 1995년 대원과학대학 전자정보통신과 교수
- 주관심분야 : 요실금 치료기, 재활공학, 의학 센서 네트워크





이 태 수

- 1981년 서울대학교 전자공학과 학사
- 1983년 서울대학교 대학원 전자공학과 석사
- 1990년 서울대학교 대학원 제어계측공학과 박사
- 1991년 충북대학교 의과대학 의공학교실 교수
- 주관심분야 : 의학영상 시스템, 의학영상 처리 및 분석, 3차원 의학영상 및 가상 현실, PDA 의료정보 응용



차 은 종

- 1980년 서울대학교 공과대학 전자공학과 학사
- 1987년 미국 남가주대학 의공학 박사, Research Associate
- 1988년 충북대학교 의과대학 의공학교실 교수
- 2001년 씨케이인터내셔널 대표 겸직
- 주관심분야 : 생체계측, 물리센서, 심폐 의료기, 정밀계측