

## 서미스터를 이용한 호흡유량 바이오센서

송찬이\*, 배 황\*\*, 장근식\*\*\*, 김사지\*\*\*\*

### Development of Breath Flow Sensor with Thermistor

Chanyi Song\*, Hwang Bae\*\*, Keunshik Chang\*\*\* and Saji Kim\*\*\*\*

**Key Words** : 서미스터(Thermistor), 호흡(Breath), 유량센서(Flow sensor), 체적유량(Volume flow rate)

#### Abstract

We have developed a breath flow sensor that is cheap, robust and has reasonable accuracy. It based on using two thermistors implanted in a breath nozzle, apart by a small but known distance. The sensors detect the small time interval when the breath tidal wave passes by. Therefore the speed of the breath gas can be determined in a given pipe of known diameter. The sensors are calibrated for a few parameters and their accuracy has been estimated.

#### 1. 서론

바이오와 정보기술, 그리고 바이오와 나노기술의 융합은 부가가치가 큰 산업제품을 창출시킬 것으로 기대되는 분야라고 할 수 있다. 이러한 복합적인 기술들의 융합 요구에 대응하여 호흡유량센서를 본 연구에서 개발하였다.

호흡(respiration)관련 바이오센서중 하나인 호흡유량센서는 수입에만 의존하고 있으며 해외에서 개발된 대표적인 호흡유량센서로는 뉴모타코그래프(Pneumotachograph)와 열선풍속계(Hot-wire anemometer)가 있다. 뉴모타코그래프는 호흡가스가 지나가는 통로 안에 저항체를 두고 이 저항체 전후로 압력의 차이를 측정함으로써 유량을 계산한다. 뉴모타코그래프와 더불어 호흡유량측정에 가장 많이 쓰이는 열선풍속계는 호흡가스가 흐르는 통로에 전기열선(electrically heated wire)을 위치시키고 호흡가스가 지나가면서 이 열선의 온도를 낮추는(cooling) 정도를 측정하여 유량을 알아내는 원리이다. 열선풍속계는 미소한 유량에도 빠른 응답특성을 보이지만 충격에 약한 단점이 있다.

본 연구에서는 서미스터(Thermistor)와 유체역학적 기본 개념을 이용하여 기존에 개발된 열선풍속계의 장점인 유동변화에 대한 뛰어난 응답특성을 살리면서, 견고성이 떨어지는 문제와 복잡한 회로도 구성을 최소화하여 측정 시스템이 간단하고 취급상 용이하도록 하였으며 경제적이고 시스템 작동에 안정적인 소형 호흡 유량센서를 개발하고자 하였다. 더불어 호흡가스의 흐름에 따른 차이를 측정한다는 부분에서는 뉴모타코그래프의 방법론을 적용하면서, 뉴모타코그래프와 열선풍속계의 경제적 측면을 극복한 호흡유량센서를 제시하고자 하였다.

#### 2. 호흡유량센서 개발

##### 2.1 개념개발

서미스터란 온도에 따라 저항 값이 바뀌는 반도체 소자로서 열용량이 적어 미소한 온도변화에도 급격한 저항변화가 생기므로 온도제어용 센서로 많이 이용된다. 호흡시 호기(expiration)와 흡기(inspiration) 가스의 온도차이가 있다는 점에 착안하여 서미스터를 이용한 호흡유량을 계산하였다. 여기서 호흡유량이라 함은 체적유량(volume flow rate)을 의미한다.

관(tube)안에 L만큼 거리 차이를 두고 서미스터 2개를 설치한다. 관의 한쪽 끝을 입에 대고 호흡할 때, 호기시 입에서 나온 가스가 관을 통과하면 입 쪽에 가까운 곳에 위치한 서미스터A에서 먼저 온도 상승을 감지하고, 이 호흡가스가 거리 L을 지나 서미스터 B에 도착하게 된다. 이와 같이 두 개의 서미스터에서 온도를 감지하는 데에는 시간차( $t_1$ )가 있는데 이를 측정하면 평균호기속도( $v_{out}$ )를 구할 수 있다. 같은 원리로 흡기시에는 외부 공기의 관속유입에 따라 서미스터B에서 온도 하강을 먼저 감지하고 서미스터A에서 감지하게 되므로 이를 측정하여 흡기시 두 서미스터간의 시간차( $t_2$ )를 통해 평균흡기속도( $v_{in}$ )를 얻는다. 따라서 관의 반지름을  $r$ , 단면적을 A라 하면 1회 호흡유량은 아래 식(3)과 같다.

$$\begin{aligned} & \text{호기유량(expiration volume flow rate)} \\ & = v_{out}A = \frac{\pi r^2 L}{t_1} \quad [\text{liters/sec}] \end{aligned} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} & \text{흡기유량(inspiration volume flow rate)} \\ & = v_{in}A = \frac{\pi r^2 L}{t_2} \quad [\text{liters/sec}] \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} & \text{1회 호흡유량(tidal volume flow rate)} = \text{호기유량} + \text{흡기유량} \\ & = v_{out}A + v_{in}A = \frac{\pi r^2 L}{t_1} + \frac{\pi r^2 L}{t_2} \quad [\text{liters/sec}] \end{aligned} \quad (3)$$

\* KAIST 항공우주공학과, channie@kaist.ac.kr  
\*\* KAIST 항공우주공학과, hbae@kaist.ac.kr  
\*\*\* KAIST 항공우주공학과, kschang@kaist.ac.kr  
\*\*\*\* KAIST 항공우주공학과, dieland@kaist.ac.kr

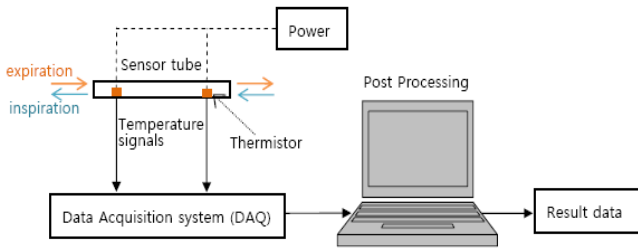
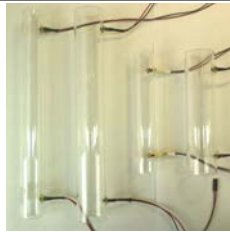


Fig. 1 Breath flow sensor system

Table 1 Sensor tubes [cm]

관타입	내경	관길이	L
A	1.9	14	10
B	1.9	24	20
C	3.1	14	10
D	3.1	24	20



분당 M회의 호흡을 하는 경우, 1분당 평균 호흡유량은 다음 식 (4)와 같다.

$$1\text{분당 평균 호흡유량 [liters/min]} = \sum_{i=1}^M (v_{out}A + v_{in}A) = \sum_{i=1}^M \left( \frac{\pi r^2 L}{t_1(i)} + \frac{\pi r^2 L}{t_2(i)} \right) \quad (4)$$

### 2.2 시스템 구성 및 기기제작

전체적인 시스템은 (Fig. 1)과 같다. 서미스터 2개가 장착된 관(sensor tube)의 한쪽 끝에서 호흡을 가하면 서미스터에서 온도에 대한 전압 아날로그 신호가 1초에 1000개씩 Data Acquisition System(DAQ, 한국내쇼날인스트루먼트(주) Ni-9214)에 의해 디지털 신호로 수집된다. 이 수집된 신호 데이터는 컴퓨터로 전송되며 호흡유량을 산출하기 위한 프로그래밍을 통해 데이터를 후처리(Post processing)하여 호흡유량을 얻어낸다.

센서(서미스터)사이 거리 L를 고려하여 관의 크기에 변화를 주었고 4종류 제작하였으며 양쪽 끝에서 안쪽으로 2cm 지점에 서미스터를 각각 장착하였다. 각 관의 크기와 L은(내경×관길이×Lcm) 관타입에 따라 각각 A:1.9×14×10cm, B:1.9×24×20cm, C:3.1×14×10cm, D:3.1×24×20cm이다. (Table 1)

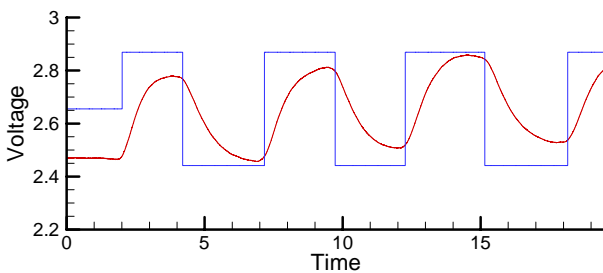


Fig. 2 Respiration signals and start points of expiration and inspiration

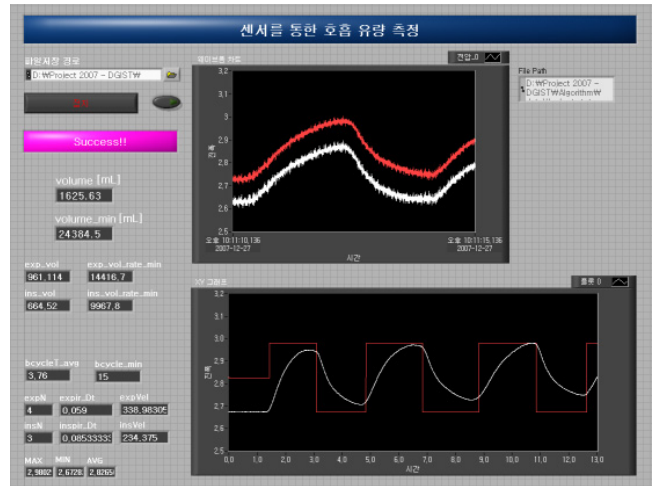


Fig. 3 Graphical User Interface with informations of breathing signals, volume flow rate, etc. in real-time

### 2.3 알고리즘 개발 및 GUI 환경 구축

두 서미스터에서 측정되는 호기의 시간차( $t_1$ )와 흡기의 시간차( $t_2$ )를 알아내어 호흡유량계산을 하기 위해서는 서미스터에서 감지되는 호기의 시작점과 흡기의 시작점을 정확히 알아내야 한다. 호흡유량 계산을 위한 호기와 흡기의 작점을 찾는 알고리즘을 개발하였다. (Fig. 2)에서 살펴보면 3번의 호흡을 하였을 때, 호기시 전압이 올라가고 흡기시 전압이 떨어지는 호흡에 따른 파형을 보여주고 알고리즘을 통해 호기와 흡기의 시작점을 찾는 시각화 파형을 보여주고 있다. 알고리즘에서의 처리 과정 및 순서는 다음과 같다.

- ① 두 서미스터에서 실시간 전압 데이터 받음
- ② 필터를 통해 데이터의 노이즈 제거
- ③ 데이터들의 시간에 따른 이웃 데이터간의 기울기 조사
- ④ 각 서미스터에서 호기와 흡기의 시작점 산출 및 보정
- ⑤ 호기와 흡기의 횟수 산출
- ⑥ 두 서미스터 사이의 평균 호기 시간차, 흡기 시간차 구함
- ⑦ 호기, 흡기의 평균 속도 구함
- ⑧ 1회 호흡량 산출
- ⑨ 1분당 평균 호흡횟수 및 호흡량 산출

본 연구에서 제작한 호흡유량계에 실험자가 평균 3~5번의 호흡을 하면, 알고리즘을 통해 다음과 같은 결과 값들을 산출한다.

- 실험자의 1회 호흡시 평균 호기속도, 흡기속도
- 실험자의 호기유량, 흡기유량
- 실험자의 평균 1회 호흡유량, 호흡시간
- 실험자의 1분당 평균 호흡횟수, 호흡유량

호흡유량측정실험을 통제 및 컨트롤 하기위해 LabVIEW8.5 (한국내쇼날인스트루먼트(주))에 기반을 둔 Graphical User Interface(GUI) 환경을 구축하여 실시간으로 호흡신호 데이터를 받고 호흡유량 및 호흡횟수, 호흡그래프 등과 같은 정보를 실시간으로 모니터링 할 수 있는 측정 시스템을 개발하였다. (Fig. 3)

### 3. 검증 · 보정 및 결과

#### 3.1 검정 및 보정

본 연구에서 개발하고 제작한 호흡유량센서의 유량측정 검증 및 보정을 위하여 대표적인 폐활량 측정장치인 Bell-jar mechanical spirometer[1]의 기본개념을 도입하여 기준호흡유량 측정장치를 제작하였다. Bell-jar mechanical spirometer 는 호흡에 의해 발생하는 유량의 변화를 직접적인 방법으로 측정하는 기기로 물이 담긴 탱크에 단지(jar)를 얹어놓고 그 안의 공기부분이 튜브를 통해 탱크 바깥쪽으로 연결된 구조로 되어있다. 이 튜브의 끝에서 호흡을 하면 압력에 의해 단지가 위 아래로 움직이는데, 이 움직이는 정도를 Kymograph(paper chart recorder)를 통해 기록하고 유량으로 환산하는 원리이다.

자연스러운 호흡에 대한 호흡량 보정과 검증을 위해 호흡유량센서를 기준호흡유량 측정장치에 연결하여 실시간 동시측정하였다. 호흡시 가스가 관을 통과하면 호흡유량센서는 알고리즘을 통해 호흡유량을 계산하고, 이 통과된 호흡가스는 챔버(20×20×20cm)에 들어가 챔버의 높이를 변화시킨다. 이 높이변화를 분해능 3μm인 고성능 레이저 변위센서 (KEYENCE)를 이용해 변위를 측정하고 이를 통해 기준호흡유량(reference volume flow rate) 얻는다. 연속적인 자연스러운 3번의 호흡에 대한 1회 평균 기준호흡유량은 식(5)과 같다.

$$1\text{회 평균 기준호흡유량 (reference volume flow rate)} = \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 \left[ \frac{(20 \times 20 \times h_{1i}) + (20 \times 20 \times h_{2i})}{T_i} \right] \quad (5)$$

여기서  $i$ 는 호흡횟수이며  $h_1, h_2$  는 각각 호기, 흡기시 챔버의 높이 변화이고  $T$  는 평균 1회 호흡시간(sec) 이다.

이러한 비교를 통해 N번의 실험에 대한 보정상수( $f$ )를 산출하여 호흡유량계산 알고리즘에 보정을 해준다.

$$f = \frac{1}{N} \sum_j \frac{1\text{회 평균 기준호흡유량}}{1\text{회 평균 측정호흡유량}} \quad (6)$$

관의 타입마다 서로 다른 보정상수를 필요로 하였으며, 이는 호흡가스의 이동이 관의 크기 및 길이에 영향을 크게 받음을 나타낸다.

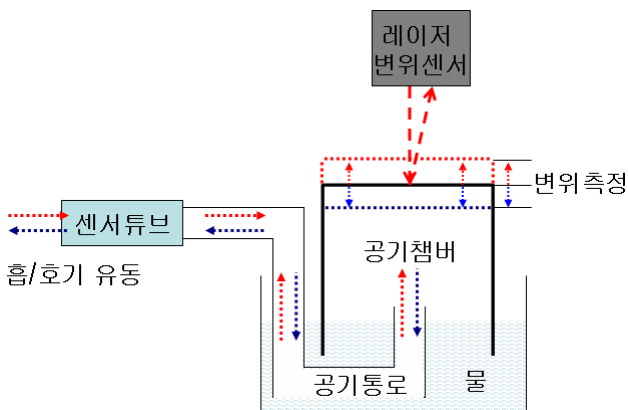


Fig. 4 Device for calibration

Table 2 Result data for the sensor tube A

관 타입 A 에서의 실험결과	
1회 호흡유량 [ml/sec]	488.707
1분당 평균 호흡유량 [ml/min]	5375.782
1회 평균 호흡시간 [sec]	5.035
1분당 호흡주기 [회]	11
기준호흡유량 [ml/sec]	502.6684
상대오차 [%]	2.78

#### 3.2 결과 및 토의

관의 크기별로 자연스러운 호흡, 즉 유량이 일정하지 않은 경우 수 차례 반복실험을 한 결과 기준 호흡유량에 대한 평균 상대오차는 관 타입 A, B, C, D 에 대해 각각 5.28%, 6.98%, 3.53%, 13.58%를 보였다. 관의 길이가 짧은 A, C가 매 실험마다 훨씬 안정적인 결과 값을 보여주었고 정확도도 더 높았다.

오차범위가 가장 작은 관 A에 대해 호흡량 400ml, 600ml로 고정된 유량을 보내는 반복실험을 하였다. 고정된 유량에 대해서 매 실험에서 상대오차 분포가 0.09~11.45%였으며 평균 상대오차는 각각의 경우 5.96%, 5.20%를 보였다. 약 5% 정도의 평균 상대오차를 보였다. 위 실험은 모두 3번의 호기와 3번의 흡기에 대한 평균값이다. 독일의 Dresden 공과대학에서 개발하고 판매하는 MEMS 호흡가스센서의 경우 유량오차가 10%임을 고려한다면 본 연구에서 개발한 호흡유량센서가 수용 가능한 성능을 지녔다고 할 수 있다.

실험을 통하여 알게 된 유량 측정시 오류 및 오차가 생기는 요인으로는 계속적인 반복실험으로 인해 습기가 발생하게 되고 이것이 서미스터에 영향을 줄 수 있었다. 이러한 습기에 의한 영향과 더불어 사용 기기들의 전기적 잡음은 데이터 알고리즘 분석과 유량계산에 영향을 끼친다. 이러한 오차 요인을 최소화 하기 위해서는 사용 횟수의 제한 또는 측정과 측정시 일정 시간을 두는 것이 바람직하며 전기적인 잡음은 필터링을 통해 최소화 할 수 있다면 본 연구에서 제시한 서미스터를 이용한 호흡유량측정 개념을 살린 호흡유량센서의 가능성을 보여준다.

### 4. 결론

본 연구의 서미스터를 이용한 호흡유량센서는 참값 대비 88% 이상의 정확도를 가지고 있으며 평균적으로는 5% 정도의 오차를 보이므로 기존 호흡유량센서와 대등한 정확도를 가지고 있다.

또한 기존의 hot-wire anemometer의 장점인 빠른 응답특성을 서미스터를 통해 구현하면서, 기존 복잡한 시스템의 최소화 및 값비싼 가격을 극복할 수 있다.

실험장비 전체 시스템은 Fig. 5와 같이 센서의 신호 데이터를 받고 그 상황을 제어하고, 보여줄 수 있는 컴퓨터, 센서튜브, DAQ 보드, 서미스터 전압 회로도, 파워서플라이로 매우 간단하게 구성되어있어 향후 소형화된 휴대용 제품화의 가능성을 보여 준다.

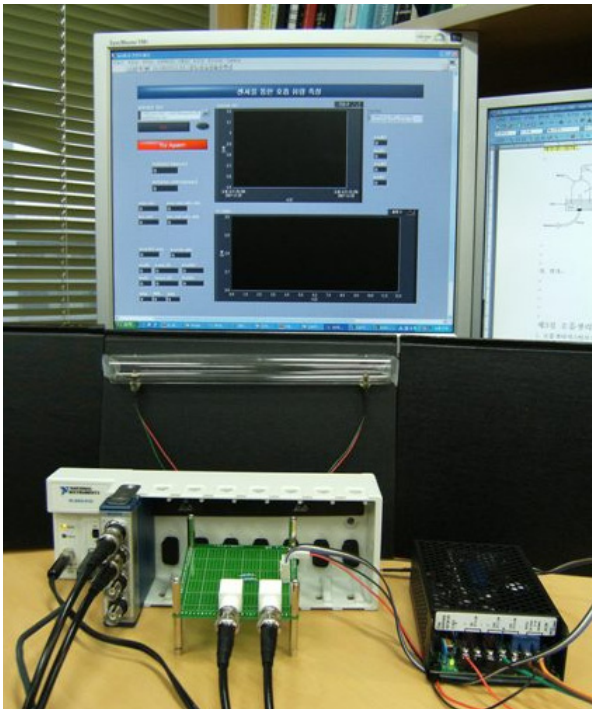


Fig.5 Breath flow sensor and systems

## 후 기

본 연구는 대구경북과학기술연구원의 지원 하에 수행되었습니다.

## 참고문헌

- [1] Joseph J. Carr and John M. Brown, Introduction Biomedical Equipment Technology, Prentice Hall Press, 4th edition, p.323