

## Accuracy Evaluation of Respiratory Air Flow Transducer for Artificial Ventilation

In-Kwang Lee\*, Mi-Jung Park\*, Kyoung-Ok Kim\*\*, Eun-Young Shin\*\*\*, Ho-Sun Shon\*\*\*\*,  
Eun-Jong Cha\*, Kyung-Ah Kim\*

Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, Chungbuk National University\*,  
Department of Nursing, Woosong College\*\*, Department of Biochemistry, School of Medicine, Chungbuk National University\*\*\*,  
Database/Bioinformatics, Department of Software Engineering, Chungbuk National University\*\*\*\*

### 인공호흡시 호흡기류 계측 센서의 정확도 평가

\* , \* , \*\* , \*\*\* , \*\*\*\* , \* , \*  
\* , \*\* , \*\*\*  
& \*\*\*\*

#### Abstract

Measurement accuracy was evaluated for the respiratory air flow transducer developed for applications under emergent situations. Pressure-Flow calibration equation was obtained by acquisition of air flow signals from the transducer in response to 6 flow waveforms, similar to those of artificial ventilation, generated by the standard flow generator system. Tidal volume and maximal flow rate were calculated on the flow signal then compared with the error-free data obtained by the linear displacement transducer of the flow generator system. Mean relative error of the tidal volume was within 3% and that of the maximal flow rate, approximately 5%, demonstrating accurate enough measurements. Therefore, the transducer could be applied to emergent situations to monitor the respiratory air flow signal as well as diagnostic parameters in real time.

Keyword : artificial ventilation, respiratory air flow transducer, tidal volume, maximal respiratory air flow rate

#### 요약

응급상황에서 중환자에게 시행되는 인공호흡 과정 중 호흡기류를 측정할 수 있도록 개발된 센서의 계측 정확도를 평가하였다. 호흡기류 센서의 압력-기류 특성식을 산출하였으며, 인공호흡시에 인가되는 호흡기류신호와 유사한 6가지 파형을 표준기류생성시스템으로 생성하여 호흡기류 센서에 가하면서 기류신호를 측정하였다. 이 기류신호로부터 일회호흡용적과 최대기류값을 산출하였으며, 이를 표준기류생성시스템에 부착되어 있고 물리적으로 오차가 없는 선형변위센서로부터 측정된 용적신호에서 산출한 표준값과 비교하였다. 일회호흡용적의 상대오차는 3% 이내이었으며, 최대기류값은 약 5% 정도로서 충분히 정확한 기류 계측이 가능함을 확인하였다. 따라서 실제 응급상황에서 호흡기류 센서로 적용하여 응급 중환자의 호흡신호와 호흡주기별 진단변수들을 실시간으로 모니터링 할 수 있는 시스템에 활용 가능할 것으로 사료된다.

중심단어: 인공호흡, 호흡기류센서, 일회호흡용적, 최대기류

## I. INTRODUCTION

호흡은 산소와 이산화탄소의 가스교환이 일어나는 과정으로 외호흡(external respiration)과 내호흡(internal respiration)으로 구분된다<sup>[1]</sup>. 외호흡은 폐에서 일어나는 대기와외의 가스교환을 말하고, 내호흡은 순환계와 세포 사이의 가스교환을 의미한다. 내호흡이 일어나기 위해서는 외호흡과 함께 산소화된 혈액을 몸 전체의 조직으로 이동시키는 과정이 필요하다<sup>[2]</sup>. 혈액 속에 포함된 산소의 총량은 호흡이 멈춘 시점부터 3~5분 정도 유지되기 때문에 최초 수분 이내에 신속하게 산소공급을 해 주지 않으면 치명적인 뇌손상을 입게 된다<sup>[3]</sup>.

이와 같이 호흡은 생명을 유지하기 위한 중요한 대사활동으로 위급 상황에 있는 중환자의 경우 수시 모니터링이 필수적이다<sup>[4]</sup>. 또한 치료중재(therapeutic intervention)의 평가<sup>[5]</sup>, 약물 반응에 대한 모니터링, 폐질환의 진행과정 평가, 방사선 치료시 자세에 따른 호흡신호 모니터링<sup>[6-8]</sup> 등 진단 및 치료에 있어 중요한 생체변수의 하나이다.

호흡기류(respiratory air flow rate)는 대표적 호흡신호로서 호흡관련 진단변수를 산출하고 평가하기 위해서는 정확한 호흡기류 계측이 선행되어야 한다. 특히 사고나 쇼크로 인해 호흡이 중단된 중환자의 경우에는 급성호흡부전의 유발원인을 진단하고 호흡치료를 시행하여야 한다<sup>[9]</sup>. 그러나 중환자들은 미세한 호흡을 하거나 의식이 없어 인위적 호흡을 유도해 주어야 하므로 호흡관련 신호들을 지속적으로 모니터링하는 것이 매우 중요하다<sup>[10]</sup>. 응급상황의 심폐정지(cardiopulmonary arrest) 환자에게 인공호흡을 시행하는 경우, 기도내 기관내관(endotracheal tube)을 삽입하고 연결된 고무주머니(ambu-bag)를 통해 공기를 공급한다. 이때 공급되는 공기용적 및 주입속도를 실시간으로 모니터링하는 것은 환자의 상태에 맞는 인공호흡량과 인공호흡방법을 결정할 수 있기 때문에 그 중요성이 더욱 높아지고 있다<sup>[11]</sup>. 그러나 중환자들은 수시로 혈액, 객담 등의 타액을 계속 배출하므로 일반적으로 사용하는 호흡기류 계측기술<sup>[12-14]</sup>을 적용하여 호흡신호를 모니터링하는 것은 기술적으로 한계가 있다. 대부분의 호흡기류 계측기법들은 호흡신호를 계측하는 센서부가 기

류 경로의 단면적 전체와 마주하고 있어 환자가 배출하는 이물질이 센서 소자의 성능을 저하시키거나 계측 특성을 변화시킬 수밖에 없다<sup>[15]</sup>. 또한 이러한 계측기법을 채택한 기기들은 대부분 부피가 크고 구성이 복잡하여 이동이나 휴대에 제약이 따르므로 실제 응급상황에서 환자에게 적용하는 것은 거의 불가능하다. 이에 본 연구팀에서는 속도계측형 호흡기류 계측원리를 적용하여 응급상황에서 호흡신호를 객관적이고 정량적으로 측정할 수 있는 호흡기류 센서를 개발한 바 있다<sup>[16]</sup>.

본 연구에서는 인공호흡시 인가되는 호흡기류신호와 유사할 것으로 판단되는 6가지 기류파형을 설계하였으며, 인공호흡 과정을 가정하여 이를 호흡기류 센서로 측정하는 실험을 수행하였다. 센서를 통해 출력되는 설계 기류파형과 선형변위센서를 통해 출력되는 표준 기류파형의 일회호흡용적과 최대기류값을 비교 분석하여 호흡기류 센서의 계측 정확도를 평가하고자 하였다.

## II. MATERIAL AND METHOD

### 1. 호흡기류 계측 원리

공기가 관내를 흐르고 있을 때 기류(F)는 단위시간 동안( T) 이동한 공기용적( V)으로 정의<sup>[17]</sup>되며, 관의 단면적이 일정하다면 단면적(A)과 기류속도(u)의 곱으로 계산할 수 있다.

$$F \equiv \frac{\Delta V}{\Delta T} = A \cdot u \quad \text{식(1)}$$

이때 움직이는 F가 가지고 있는 에너지의 합은 베르누이 법칙에 의해 보존된다<sup>[18]</sup>. 따라서 관내의 임의지점에 F의 흐름과 수직방향으로 압력측정관(기류감지관)을 위치시켜 압력(P)을 계측하면 식 (2)에서와 같이 움직이는 기체에 의한 동압력(dynamic pressure, P<sub>D</sub>)과 기체 자체가 가지는 정압력(static pressure, P<sub>S</sub>)의 합이 측정된다<sup>[19],[20]</sup>.

$$P = P_S + P_D = P_S + \frac{1}{2} \rho u^2 \quad \text{식(2)}$$

식 (2)에서 는 기체 밀도를 나타낸다. 호흡기류는 흡식( inspiration)과 호식( expiration)의 방향성을 가지므로

압력측정관을 좌우 대칭으로 위치시키면 양방향 기류를 모두 측정할 수 있다. 단방향 호흡기류에 대해서 두 압력센서에서 얻어지는 압력 차( $P_{left}-P_{right}$ ,  $P_{diff}$ )는 두 지점간의 에너지 손실이 없는 경우 식 (3)에서와 같이  $P_s$ 가 상쇄되므로  $u$ 에 관계되는  $P_D$ 만이 계측되며  $P_D$ 의 부호가 흡식과 호식의 방향을 나타낸다.

$$u \equiv u_L - u_R \propto \pm \sqrt{P_{left} - P_{right}} \quad \text{식(3)}$$

### 2. 호흡기류 센서의 구조

호흡기류 센서의 구조도를 Fig. 1에 제시하였다. 센서의 규격은 50mm×30mm이며 기류를 감지하는 압력 측정관은 외경 1mm인 스테인레스 재질의 원통형 관으로 제작하였다. 측면에는 3개의 기류 감지구멍(sensing hole)이 있어 각 지점에서  $P_D$ 를 물리적으로 평균하여 측정한다. 이때 기류감지관을 좌우 대칭으로 위치시켰으므로 양방향 기류를 모두 계측할 수 있다. 호흡기류 센서는 심폐소생술(cardiopulmonary resuscitation, CPR) 장비 또는 중환자실에서 사용하는 인공호흡기의 기관내관과 고무주머니 사이에 위치하여 인공호흡시의 공기이동 경로상에서 기류를 계측하게 된다.

센서의 중앙부분에는 기류 경로보다 큰 원통형 챔버를 위치시켜 환자들이 수시로 배출하는 이물질들을 모을 수 있도록 하였다. 챔버의 중앙부분에는 이물질이 기류 감지구멍으로 이동하는 것을 막기 위한 그물망(mesh screen)을 설치하였다. 또한 챔버 중앙의 그물망을 기준으로 두 부분으로 나누어 나사형태로 돌려서 체결하도록 하였다.

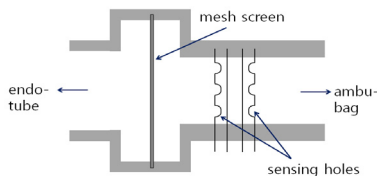


Fig. 1. A design drawing of the velocity type respiratory air flow transducer.

### 3. 호흡기류 센서의 기류 계측 특성 실험

호흡기류 센서의 기류 계측 특성을 산출하기 위한 실험장치의 모식도를 Fig. 2에 제시하였다. 센서의 좌

측에는 기관내관을 연결하고 우측에는 고무주머니 대신 표준기류생성장치를 연결하여 정량적인 기류 제공이 가능하도록 하였다. 표준기류생성장치는 내경이 일정한 원통형 모양의 본체를 서보모터(CSDJ-10BX2, Samsung Electronics Co. Ltd, Korea)로 구동하여 임의의 일정한 기류뿐만 아니라, 단위시간 당 모터의 회전수를 제어하여 실제 호흡 신호와 유사한 파형을 발생시킬 수 있다. 서보모터의 구동축에는 선형변위센서(LTM600S, Gefran, Italy)가 연결되어 있어 시린지의 이동에 따른 위치(용적, V) 신호를 연속적으로 출력하여 센서를 통과하는 공기의 양을 정확하게 측정할 수 있다. 표준기류생성장치 내 피스톤이 우측에서 좌측으로 이동하면 호흡기류 센서와 기관내관을 통해 공기가 토출되면서 실제 호흡에서의 흡식을, 반대의 경우 호식을 반영한다.

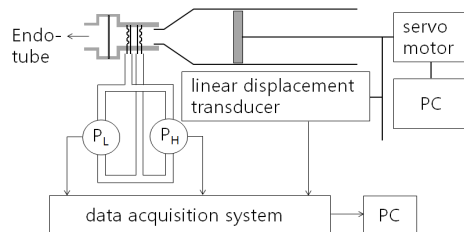


Fig. 2. Block diagram of the experimental set-up.

정상인의 정상호흡 시 F는 약 0.3~0.5 l/s이며, 약간의 자발적 호흡이 있는 환자에게는 약 0.4~0.7 l/s의 F가 제공된다<sup>[21]</sup>. 위중한 환자에게는 순간적으로 최대 3 l/s까지 제공되기도 한다. 따라서 압력측정관에서 측정하는  $P_{diff}$ 를 일반적인 인공호흡 범위에 해당하는 0~±2 l/s의 범위를 측정할 수 있는 영역( $P_L$ )과 0~±3 l/s 범위의 기류에 해당하는 압력( $P_H$ )까지 측정할 수 있는 영역으로 나누어 압력 측정회로를 각각 제작하였다. 0~±2 l/s의 영역에서는 측정범위가 0~13cm H<sub>2</sub>O인 고감도 차압센서(SDXL005D4, Sensym, Germany)를 사용하였고, 0~±3 l/s 영역에서는 0~70cmH<sub>2</sub>O의 측정범위를 가지는 차압센서(SDXL005D4, Sensym, Germany)를 사용하였다. 실제 호흡에서의 방향성을 고려하여 흡식기류를 양(+), 호식기류를 음(-)의 신호로 간주하였다. 전체범위(±3 l/s) 중 ±2 l/s의 구간에서 0.2 l/s, 나머지 구간에서는 0.5 l/s 간격으로 일정한 F를 생성시켜 센서로 흘러주면서  $P_L$ 과  $P_H$ 를 동시에 측

정하였다. 모든 신호는 12bits/sample, 100samples/s로 A/D변환(ADAQ400, PhysioLab, Korea)하였다. 일정한 크기의 기류를 호흡기류 센서에 흘려주며 측정된 V는 선형적으로 증가하였다가 다시 감소한다. 일정하게 증가하거나 감소하는 구간의 기울기는 시린지가 발생시키는 실제 기류값의 크기로서 표준기류값( $F_S$ )으로 하였다. 기울기를 산출한 구간에서의  $P_{L,H}$  값은 일정한 값을 나타내므로 동일 구간에서 평균값을 구하였으며, 이는 일정기류 발생 시 센서에서 측정하는 압력값에 해당한다. 전 구간에 걸쳐 산출한  $F_S$ 와  $P_{L,H}$  간에 각각 2차함수 fitting을 수행하여  $P_L$ - $F_S$ ,  $P_H$ - $F_S$  관계식을 산출하였다.

### 3. 호흡 모사 실험

미국흉부학회(American Thoracic Society, ATS)에서는 폐활량계의 계측 정확도를 유지하기 위해 환자의 호흡기류를 모사하는 표준기류파형 26개를 제시하여 호흡기류 센서의 동특성 교정에 사용하도록 권고하고 있다<sup>[6]</sup>. 앞서 언급한 바와 같이 약간의 자발적 호흡이 있는 환자에게는 약 0.4~0.7 l/s의  $F$ 가 제공되며<sup>[21]</sup>, 위중한 환자에게는 순간적으로 최대 3 l/s까지 제공되기도 한다. 따라서 본 연구에서는 CPR 상황시 인가되는 기류신호와 유사한 파형을 설계하기 위해 ATS 표준기류파형 중 최대기류가 4 l/s 이하인 6종의 파형을 선택하였다. 양방향 기류를 모두 반영하기 위해 호식기류를 생성한 후, 영점을 기준으로 호식기류를 반전시킨 파형을 연결하여 흡식과 호식용적을 약  $\pm 1.6$  l 이하가 되도록 설계하였다. PC가 제어하는 서보모터로 시린지를 구동시켜 6종의 호흡 모사 파형을 호흡기류 센서로 통과시켰다. 기류가 흐르는 동안  $V(t)$ ,  $P_L(t)$ ,  $P_H(t)$ 를 동시에 측정하였다.

은  $F_S$ 를 산출한 구간과 동일한 구간에서  $P_L$ 과  $P_H$ 의 평균값이다.  $P_L$ 은 약 2 l/s,  $P_H$ 는 약 3.6 l/s에서 포화되어 응급상황에서의 인공호흡기류 범위를 모두 포함하고 있음을 볼 수 있다. 또한 흡식과 호식간에 거의 완전한 대칭성을 나타내었다. 두 변수간에 2차함수 fitting을 수행한 결과 상관계수가 0.999 이상이었으며, 그 특성식을 식 (3)과 (4)에 제시하였다.

$$\begin{aligned} P_L(+) &= 1.68F_S^2 + 0.01F_S, & \text{식(3)} \\ P_L(-) &= -1.88F_S^2 + 0.03F_S \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} P_H(+) &= 1.80F_S^2 - 0.09F_S, & \text{식(4)} \\ P_H(-) &= -1.81F_S^2 + 0.11F_S \end{aligned}$$

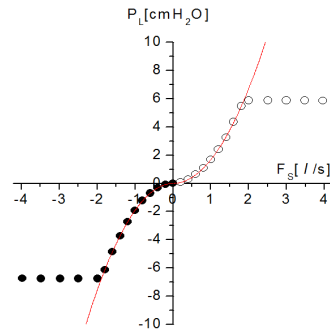


Fig. 3. Relationship between PL and FS.

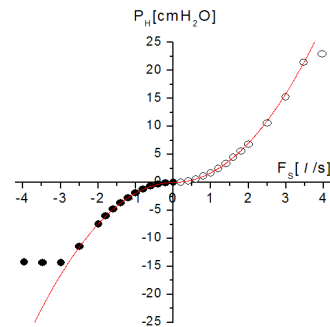


Fig. 4. Relationship between PH and FS.

## III. RESULT

### 1. 호흡기류 센서의 기류 계측 특성

호흡기류 센서에 가한  $F_S$ 에 따른  $P_L$ 과  $P_H$ 의 값을 Fig. 3, 4에 각각 제시하였다. x축은 V가 일정하게 증가, 감소하는 구간에서의 기울기로서  $F_S$ 를 나타낸다. y축

### 2. 호흡 모사 정확도 평가

6개의 모사 파형 중 1, 2, 3번 파형은 최대기류가  $\pm 2$  l/s 범위 내에 있으므로  $P_L$  값을 식 (3)에 대입하여 측정기류신호( $F(t)$ )를 산출하였다. 4, 5, 6번의 경우에는 최대기류가  $\pm 2$  l/s 범위를 초과하므로  $\pm 2$  l/s 영역에서는  $P_L$  값을 식 (3)에 적용하였고,  $\pm 2$  l/s를 초과하는 부분에는  $P_H$  값을 식 (4)에 적용하여 하나의  $F(t)$ 를 산

출하였다. 선형변위센서로부터 출력되는  $V_s(t)$ 를 수리 미분하여 표준기류신호( $F_s(t)$ )를 구하였다. 기류신호 산출시 발생하는 고주파 잡음을 제거하기 위해  $F(t)$ 와  $F_s(t)$ 를  $\pm 50\text{msec}$  간격으로 11pt. moving average하여 최종적인 기류신호로 간주하였다. 1번 파형의 예를 Fig. 5에 제시하였다. Fig. 5(a)는  $F(t)$ 이며, (b)는  $F_s(t)$ 로서 거의 동일한 형태를 나타내었다.  $F(t)$ 가  $F_s(t)$ 에 비해 잡음 성분이 크게 나타났지만, 두 파형을 한 그래프에 나타내는 경우 일치하는 것을 확인할 수 있었다. 두 신호 모두 기류가 흐르지 않을 때를 영점으로 간주하고 영점보다 큰 경우 흡식기류, 작은 경우를 호식기류로 분류하여 한 주기를 결정하였다. 한 주기 동안의  $F(t)$ 를 시간에 대해 적분하여 각각 흡식용적( $V_I$ ), 호식용적( $V_E$ )을 산출하였으며,  $V_s$ 로부터 계산한 표준흡식용적( $V_{SI}$ ), 표준호식용적( $V_{SE}$ )과의 상대오차( $\%e_I, \%e_E$ )와 함께 Table 1에 제시하였다. 3번 파형의 경우 상대오차가 약간 크게 나타났으나, 6개 파형에서 각각 산출한 값들의 평균값은 흡식과 호식 모두 3% 이내로 ATS 규격을 만족하였다.

각각의  $F(t)$ 와  $F_s(t)$ 에서 흡식( $F_{I,M}, F_{SI,M}$ )과 호식 최대 기류값( $F_{E,M}, F_{SE,M}$ )을 구하여 Table 2에 제시하였다. 상대오차는 대부분 5% 내외로 나타났으며, 6개 파형에서의 평균은 5%를 약간 초과하였다.

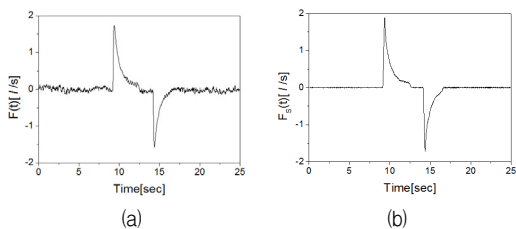


Fig. 5. Comparison between (a)  $F(t)$  and (b)  $F_s(t)$ .

Table 1. Comparison between the standard and the measured volumes

waveform no.	$V_I$ [ ]	$V_E$ [ ]	$V_{SI}$ [ ]	$V_{SE}$ [ ]	$\%e_I$ [%]	$\%e_E$ [%]
#1	1.590	-1.149	1.600	-1.181	-0.625	-2.710
#2	1.621	-1.275	1.597	-1.278	1.503	-0.235
#3	1.538	-0.978	1.475	-1.070	4.271	-8.598
#4	1.504	-1.466	1.530	-1.460	1.699	0.411
#5	1.582	-1.297	1.592	-1.314	-0.628	-1.294
#6	1.496	-1.282	1.524	-1.296	-1.837	-1.080
Mean( %e )					1.761	2.388
SD					1.338	3.166

Table 2. Comparison between the standard and the measured maximal flow rate

waveform no.	$F_{I,M}$ [ /s]	$F_{E,M}$ [ /s]	$F_{SI,M}$ [ /s]	$F_{SE,M}$ [ /s]	$\%e_I$ [%]	$\%e_E$ [%]
#1	1.758	-1.617	1.890	-1.716	-6.984	-5.769
#2	1.589	-1.518	1.681	-1.621	-5.473	-6.354
#3	1.327	-1.215	1.378	-1.283	-3.701	-5.300
#4	2.734	-2.690	2.929	-2.885	-6.658	-6.759
#5	2.447	-2.366	2.588	-2.496	-5.448	-5.208
#6	3.388	-3.402	3.495	-3.504	-3.062	-2.911
Mean( %e )					5.221	5.384
SD					1.566	1.352

#### IV. DISCUSSION AND CONCLUSION

본 연구에서는 위급중환자에 특화된 호흡기류 센서의 기류 계측 특성을 분석하고 호흡 모사 실험을 통해 계측 정확도를 평가하였다. 움직이는 기류의 동압력으로부터 기류를 계측하는 속도계측형 호흡기류 계측기법은 비교적 회로 구성이 간단하고, 별도의 추가 구성품 없이 소형화 및 휴대형기기로의 제작이 가능하다. 또한 기존 인공호흡 장비에 호흡기류 센서를 장착하는 경우, 증가하는 호흡경로의 길이는 겹치는 부분을 고려하면 불과 40mm 정도로 기존의 인공호흡 상황과 크게 다르지 않다. 따라서 CPR 수행을 방해하지 않으며 응급상황 중에 호흡신호를 연속해서 측정할 수 있다. 기관내관과 연결되는 호흡기류 센서의 입구 부위에는 호흡경로의 내경보다 약 3배 큰 챔버를 위치시켜

응급환자들이 배출하는 타액 등의 이물질을 모을 수 있다. 또한 챔버의 중앙부분에 그물망을 위치시켜 환자의 이물질들이 감지관에 도달하는 것을 방지하여 센서의 계측 부위를 보호할 수 있다. 센서는 챔버 중앙부분을 나선형태로 돌려서 체결하도록 하여 챔버에 고인 이물질을 쉽게 제거할 수 있으며, 체결 부위에 고무재질의 오링(o-ring)을 추가시켜 공기누출을 방지하였다. 호흡기류 센서 내에 위치하는 압력측정관은 외경이 1mm로 기류경로의 단면적과 극히 일부만 마주하게 되어 호흡 저항을 최소화시키는 장점을 가진다.

기류 측정범위를 두 부분으로 나누어 해당 범위의 압력을 측정할 수 있는 회로를 각각 제작하여 중환자의 일반적인 호흡 범위와 순간 발생하는 최대기류 범위까지 측정이 가능하도록 하였다. 작은 기류 범위에서는 고감도 압력센서를 사용하여 정확도를 향상시켰다. 두 기류 범위 모두 기류와 압력간에는 상관계수가 0.999 이상의 2차함수 관계를 나타내었다.

인공호흡 시 예상되는 6종의 환자 호흡기류 파형 모사 실험 결과 흡식, 호식용적 모두 표준용적값과 비교하였을 때 상대오차의 평균은 3% 이내로 매우 정확한 계측이 가능하였다. 특히  $P_L$ 과  $P_H$  특성식을 구간별로 나누어 적용한 4, 5, 6번 파형의 경우에는 상대오차가 흡식, 호식 모두 2% 미만으로  $P_H$  특성식만으로 산출한 결과보다 높은 정확도를 보였다. 그러나 최대기류값은 흡식, 호식 모두 약 5%의 평균 상대오차를 보였는데, 이는 ATS에서 제시하는 한계오차가 5%를 약간 벗어나는 수치이다<sup>[22]</sup>. 이는 매우 짧은 시간에 순간적으로 큰 기류가 발생한 영역에서 압력센서의 동특성이 상대적으로 충분치 않아서 발생한 것으로 판단된다. 향후 순간적으로 발생하는 상승속도를 고려한 최대기류 보정기법을 적용한다면 정확도를 향상시킬 수 있을 것이다.

본 연구에서 제시하는 위급중환자에 특화된 호흡기류 센서는 기류 흐름의 방해를 최소화하면서도 이물질로부터 센서소자를 보호할 수 있는 장점을 가지고 있으며, 정확한 기류계측이 가능하였다. 따라서 응급상황에서의 호흡신호 모니터링이나 중환자의 장시간 호흡상태 모니터링에 적용할 수 있는 최적의 계측기술로 판단된다. 향후에는 호흡신호로부터 호흡 관련 진단변수를 자동으로 산출할 수 있는 알고리즘을 개

발하여 적용하고자 한다. 본 연구결과는 실제 응급상황에서 환자의 호흡신호와 호흡주기별 진단변수들을 실시간으로 모니터링 할 수 있는 시스템에 활용할 수 있을 것으로 사료된다.

### Acknowledgement

This research was supported by Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea(NRF) funded by the Ministry of Education(NRF-2013 R1A1A2057643), the National Research Foundation of Korea(NRF) grant funded by the Korea government(MSIP) (NRF-2015R1A2A2A040042 51), the Industrial Strategic Technology Development Program (10047909, Development to system of diagnosis & treatment for a respiratory disease based on bio-chip) funded by the Ministry of Trade, Industry and Energy(MOTIE) of Korea.

### Reference

- [1] Lauralee S, "Human Physiology", Life Science Publishing Co., U. S. A., pp.413-416, 2005.
- [2] Lauralee S, "Human Physiology", Life Science Publishing Co., U. S. A., pp.417-423, 2005.
- [3] Hwang SO, "Cardiopulmonary Resuscitation and Advanced Cardiovascular Life support", Gunja, Korea, pp.8-11, 2006.
- [4] Jeong SY, "Development of an evaluation tool for the quality of critical care nursing in medical intensive care unit", Korea University, Korea, pp.13-20, 2010.
- [5] American Thoracic Society Committee on Dyspnea, "An official American Thoracic Society statement: Update on the mechanism, assessment, and management of dyspnea", Am J Respir Crit Care Med, Vol. 185, pp.435-452, 2012.
- [6] Rietzel E, Chen G, "Improving retrospective sorting of 4D computed tomography data", Med Phys, Vol. 33, No. 2, pp.377-379, 2006.
- [7] Mutaf YD, Antolak JA, Brinkmann DH, "The impact of temporal inaccuracies on 4DCT image quality", Med Phys, Vol. 34, No. 5, pp.1615-1622, 2007.
- [8] Seo JM, Park MH, Shim JK, Kim CH, Park CS, Kim KK, Cho JH, "Statistical study on respiratory signal analysis according to patient position and device in radiation therapy", Journal of the Korean Society of Radiology, Vol. 5, No. 4, pp.179-187, 2011.

- [9] Alasdair JM, David F, Philip MJW, Chris M, Anne S, "Lightweight physiologic sensor performance during pre-hospital care delivered by ambulance clinicians", *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, Published online, 2015.
- [10] Wik L, Kramer-Johnsen J, Myklebust H, Sorebo H, Svensson L, Fellows B, "Quality of cardiopulmonary resuscitation during out-of hospital cardiac arrest", *JAMA*, Vol. 293, No. 3, pp.299-304, 2005.
- [11] Lee SW, Kim TY, Rhee JE, Kim KS, Jo YH, Lee JH, "Short-term outcomes of the combination of vasopressin and epinephrine versus epinephrine alone for out-of-hospital cardiac arrest: A prospective observational study", *Journal of the Korean society of emergency medicine*, Vol. 20, No.1(No. 73), pp.26-33, pp.1226-4334, 2009.
- [12] Emiliano S, Carlo M, Paola S, Stefano C, "Flow measurement in mechanical ventilation" A review", *Medical Engineering & Physics*, Vol. 37, No. 3, pp.257-264, 2015.
- [13] Russold E, Ambrisko TD, Schramel JP, Auer U, Van Den Hoven R, Moens YP, "Measurement of tidal volume using respiratory ultrasonic plethysmography in anaesthetized, mechanically ventilated horses", *Veterinary Anaesthesia and Analgesia*, Vol. 40, No. 1, pp.48-54, 2013.
- [14] Mohammad AA, Vahid RN, Foad F, "Extrapolation of calibration curve of hot-wire spirometer using a novel neural network based approach", *Journal of Medical Signals & Sensors*, Vol. 2, No. 4, pp.185-191, 2012.
- [15] Lee IK, "Air flow transducer for respiratory monitoring during pre-hospital cardiopulmonary resuscitation", *Chungbuk National University, Korea*, pp.13-18, 2011.
- [16] Kim KA, Lee IK, Lee YM, Yu H, Kim YI, Han SH, Cha EJ, "Respiratory air flow transducer application to cardiopulmonary resuscitation procedure", *The transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers*, Vol. 62, No. 6, pp833-839, 2013.
- [17] Dean RH, Robert MK, "Essential of mechanical ventilation", Gunja, Korea, 2005.
- [18] Kim KA, "Non-homogeneous velocity sampling technique to measure respiratory air flow rate", *Chungbuk National University, Korea*, pp.3-15, 2001.
- [19] Shin JC, "Basic fluid mechanic", Guminas, Korea, pp.173-174, 2000.
- [20] Lee IK, Han SW, Han JS, Jung JK, Kim DK, Cha EJ, Kim KA, "Flow-pressure characteristics of respiratory transducer for emergent patient", *Journal of KIPS*, Vol. 16, No. 1, 2011.
- [21] Scott DK, Michael AER, "Respiratory rate monitoring: Characterizing performance for emerging technologies", *Anesthesia & Analgesia*, Vol. 119, No. 6, pp.1246-1248, 2015.
- [22] American Thoracic Society, "Standardization of spirometer", *Am J Respir Crit Care Med*, Vol. 152, pp.1107-1136, 1995.