

# 차동 압력 방식을 이용한 호흡측정 시스템 구현

김요한 · 신창민 · 김영길

아주대학교 전자공학부

## An Implementation of Spirometry System Based Differential Pressure Method

Y. H. Kim · C. M. Sin · Y. K. Kim

Department of Electronic Engineering, Ajou University

E-mail : dos@madang.ajou.ac.kr

### 요 약

본 연구에서는 호흡량 측정에 영향을 주는 요인들로부터 정확한 유량을 산출해내는 방법에 대해 고찰하고, 마취용 인공호흡기에 적용하여 수술환자의 호흡특성을 알아내는 호흡측정기를 구현하였다. 차동압력형 유량센서를 이용하여 압력, 온도, 가스구성의 상관관계에 따라 호흡량을 계측하였으며, 휴대형 기기에 적합하도록 전력 효율을 최대화 할 수 있게 시스템을 설계하였다.

구현 시스템은 크게 아날로그 인터페이스(analog interface)부, 신호처리부, 그리고 화면출력부로 나눌 수 있다. 아날로그 인터페이스부는 차동 압력 유량 센서와 차동 압력 센서로 구성된다. 전력소모를 최소화하기 위하여 여러 가지 기능을 단일소자로 수행할 수 있고, 저전력의 8비트 RISC 계열인 AVR프로세서를 중앙처리장치로 선택하였다. 데이터 전송부에서는 직렬(serial)통신(RS232, SPI)으로 측정된 값들의 출력 파형을 PC화면에 표시하거나 마취기로 전송한다.

차동 압력과 유량의 비선형적 관계를 선형화하였고, 센서 보정 기능은 일정 주기로 보정을 자동적으로 수행함으로써, 보다 안정적인 동작이 가능하게 한다. 아날로그 필터와 고속의 디지털 신호처리 알고리즘 구현으로 생체신호의 노이즈를 줄일 수 있었다. 작고, 가벼우며, 저전력인 시스템의 특징은 응급 환자나 이동중인 환자에게 적용될 수 있으며, 가래, 침, 습기와 같은 이물질에 영향이 적은 유량 센서의 사용으로 점액의 발생이 많은 마취기에서 유용하게 사용될 수 있다.

### ABSTRACT

This paper considered about exact flow volume calculation method from factors having an influence on measurement and introduced in anesthesia ventilator realized spirometry system. System used differential pressure sensing method with factors, that is temperature, pressure, gas density, humidity and mucus etc. System optimized for low power system for mobile system

System composed analog interface part, signal processing part, display part. Analog interface part have differential pressure flow sensor and defferential pressure sensor. Signal processing part have AVR processor for low power system. display part use serial port (RS232, SPT). so it display at pc monitor or send to anesthesia ventilator

System is stable by linearizing 2th characteristics of flow-differential pressure, auto correction of sensor. Noise reduced by algorithm with analog filter and digital processing. Small, light, low power system is good at mobile system and applied to patient in emergency or mobile. and, System is useful at anesthesia ventilator by using flow sensor.

### 키워드

Ventilator, Spirometer, Mobile, Anesthesia

### I. 서 론

호흡측정기(폐활량계)는 호흡하는 가스의 용적 유량의 순간적인 속도를 측정하는 의료기구로 폐의 기능 시험과 환자 모니터링에 사용된다. 이는 생체계측 장비중 심전계와 더불어 기본장비로 손꼽히는 장비이다. 현재 국내·외적으로 생체신호를 분석하기 위한 연구는 매우 활발히 이루어지고 있으나, 국내에서는 아직 호흡측정기의 개발이 미흡한 상태이며 대부분 수입에 의존하고 있는 실정이다. 휴대용 호흡측정기는 시스템을 간편화, 소형화하여 응급 환자나 수술후 오랜 기간 관찰이 필요한 재택환자 관찰(monitring)에 유용하게 이용할 수 있다. 특히 수술시 환자의 호흡을 통하여 전신마취를 하는 마취기용 인공호흡기(이하 마취기)의 경우, 마취제 1vol% 정도의 미미한 과용량 투여로도 생명을 앗아갈 수 있으므로 정확한 호흡측정기의 중요성이 강조된다.

일반적으로 많이 이용되어 온 호흡 측정 방법에는 바람개비(rotating-vane)형, 열대류(thermal convection)형, 초음파형, 그리고 차동 압력(differential pressure)형들이 대부분이다. 바람개비형은 간단한 구조로 소형화에 유리하지만, 기계적 관성에 의한 느린 응답성과 마찰에 의해 적은 유량에서는 부정확한 특성을 보인다. 열대류형은 기류의 진폭이 클 때뿐만 아니라 작을 때에도 정확한 측정이 가능하지만, 열선이나 감지기에 오염 물질이 붙을 경우에는 정확한 측정이 불가능하고, 단방향의 기류에만 사용이 한정된다. 초음파형은 빠른 양방향 응답, 흐름의 낮은 저항, 그리고 가스 구성의 독립성면에서 가장 특성을 보이지만, 가스와의 고체 접촉면 사이의 커다란 음향 임피던스 때문에 전달 측과 송신측사이의 결합 효율(coupling efficiency)이 매우 낮기 때문에 액체 유량 측정으로 제한되어 있는 실정이다.[1][2] 이러한 여러 방법들의 가장 큰 문제점은 비록 필터로 차단을 시키더라도 습기와 콧물이나 가래와 같은 점액으로 인해 가스의 흐름을 감지하는 민감한 센서에 영향을 주어 성능을 저하시키거나 잘못된 유량을 인식한다는 것이다. 또 다른 문제점은 가스(gas)의 종류, 가스 성분 각각의 밀도, 점성에 따라 센서가 다르게 반응하기 때문에 환경에 따른 보상이 이루어져야 한다는 것이다. 특히 마취기에서는 수술시 환자에게 가해지는 다양한 가스상태의 변화때문에 위와 같은 문제점들에 대한 영향이 더욱 심각하다. 또한 장시간의 수술을 요구하는 경우를 대비하여 내구성, 안정성 등이 필수적이며, 많은 전력이 요구된다.[3] 한편 휴대용으로 사용하기 위해서 측정기는 되도록 변환기의 소형화를 포함한 측정 시스템의 소형화와 경량화가 이루어져야 하며, 이동시나 전력이 원활히 공급되

지 않는 비상시를 고려하여 충전지와 같은 독립전원만으로 사용할 수 있어야 하므로 전력소모가 적어야 한다. 이러한 마취기의 특성에 따른 요구사항들 즉, 이물질에 의한 영향 최소화, 이물질 제거 및 착탈의 용이성, 소형, 경량, 적은 소비 전력, 내구성 등을 고려해 보았을 때, 본질적으로 비선형적 압력, 기류 특성을 보이지 않기에 대한 보상만 이루어진다면 차동 압력 방식이 마취기를 위한 호흡 측정기로 다른 방식들보다 상대적으로 유리하다.[2]

본 논문에서는 환자가 기도를 통해 실제 호흡하는 가스의 용적 유량의 순간적인 속도를 압력의 차로 변환하여 측정하는 차동 압력 방식의 휴대형 호흡측정 시스템을 구현하여 마취기에 적용하였다. 본 시스템은 압력-유량의 비선형적인 관계를 선형화하는 알고리즘을 제안하였으며, 외부 환경에 따라 영점 조정기능을 수행하여 압력 센서 기준압력의 변화 및 센서의 노후에 따른 오차를 줄였다.

### II. 유량 센서(Flow sensor)의 구조

그림 1은 본 논문에서 사용한 D-lite 유량센서의 모양을 보여준다. D-lite 유량 센서는 Datex사에서 제조한 것으로서 양쪽에 개구관(Pitot tube), 개구관 사이에 흐름을 막는 저항체(flow restrictor), 가운데에 가스의 구성 성분을 알아내기 위한 가스 표본관(gas sampler)으로 구성되어 있다.[4] 센서의 전체길이는 90mm이고, 양끝은 환자쪽이 22mm, 호흡기쪽이 15mm인 연결관(tube)을 연결할 수 있다. 센서전체의 무게는 13g이다.

그림 2에서 보는 바와 같이 관의 중심에서 압력이 검출되며, 흐름을 막는 저항체는 관을 정확히 3갈래로 나누며, 유동하는 가스의 정확한 압력 측정을 위해 이 통로들은 중심축에 서로 대칭이다.[5]

그림 3은 유량센서의 특성을 나타내는 그래프로서 2차 곡선의 형태를 볼 수 있다. 이러한 형태는 증폭율과 ADC에서의 분해능 결정에 영향을 주는데, 그림 3

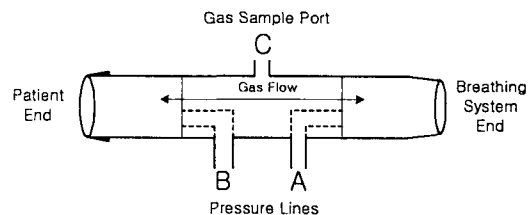


그림 1. D-Lite 유량 센서의 모식도  
Fig. 1. Schematic of D-lite flow sensor

에서는 13비트(bit)이상이 되어야 한다.(ATS 표준: 12 bits/sample)[6]

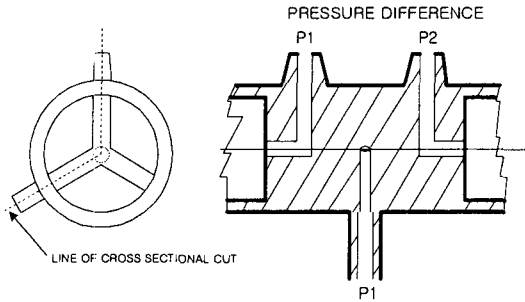


그림 2. 유량 센서의 단면도  
Fig. 2. A cross-sectional view of flow sensor

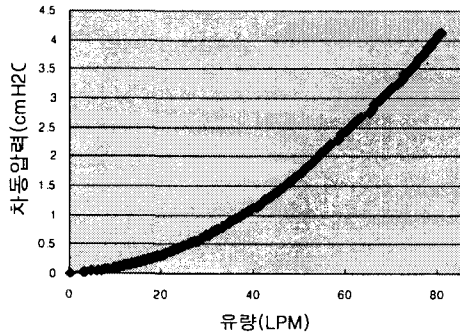


그림 3. 차동압력과 유량의 관계  
Fig. 3. The relationship between differential pressure and flow

### III. 동작 원리

보통 유량이라고 하면 체적유량(volume flow rate)을 말하며, 이는 기체의 속도가 구해지면 단면의 평균 유속에 단면적을 곱한 것으로 식 (1)로 표현된다.

$$Q = Av \tag{1}$$

A: 관의 단면적, v: 유체의 평균속도  
균일밀도 유체의 비압축성 유동에 대하여 유선상의 임의의 점에서 Bernoulli 방정식은 식(2)와 같다.

$$P + \frac{1}{2} \rho v^2 + \rho g_n z = \text{일정} \tag{2}$$

- P : 정압(static pressure)
- $\rho v^2/2$  : 동압(dynamic pressure)
- $\rho g_n z$  : 위치압력(potential pressure)

정체 압력(stagnation pressure) 혹은 전 압력(total pressure)  $P_s$ 는 식(3)과 같다.

$$P_s = P + \frac{1}{2} \rho v^2 \tag{3}$$

식 (3)은 개구관의 주둥이(tip)에서의 국소압력 또는 더욱 일반적으로, 유동중에 있는 임의의 고체물체의 코에서의 속도가 0인 점에서의 압력이다.

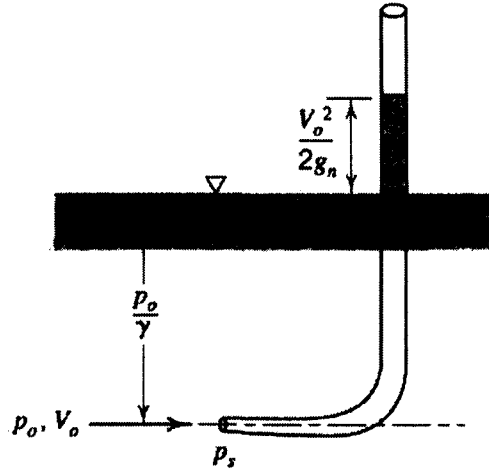


그림 4. 개구관(Pitot tube)의 모식도  
Fig 4. Diagram of Pitot tube

그림 4에서 보는 바와 같이 개구관을 속도가  $V_0$  인 개방 유동(open flow)에 놓았을 때 관 속의 유체가 자유 표면보다 위로 거리  $V_0^2/2g_n$ 만큼 상승한다. 개구관 입구에서의 속도는  $V_0$ 에서 0으로 감소하는 반면에 압력은 급격히  $p_0$ 로부터 물체 바로 앞에서 압력은  $p_s$ 까지 상승한다. 그림 4로부터 개구관에 관련된 식을 아래 식 (4)와 같이 쓸 수 있다.[7]

$$\frac{p_s}{\gamma} = \frac{p_0}{\gamma} + \frac{V_0^2}{2g_n} \tag{4}$$

쉽게 측정할 수 있는 개구관 입구에서의 정체압력과 알고 있거나 측정할 수 있는 압력  $p_0$ 로서 교란되지 않는 유동의 속도  $V_0$ 는 식 (4)를 전개하면 개구관 입구에서의 정체압은 식 (3)으로부터 계산될 수 있다.

여기서, 식 (3)을 본 시스템에서 사용한 유량센서의 차동 압력을 측정하는 두 개의 개구관에 적용할 수 있다. 즉, 두 개구관에서의 정체압에 관련된 식은 식 (5)와 같다.

$$P_1 + \frac{1}{2}(\rho V_1^2) = P_2 + \frac{1}{2}(\rho V_2^2) \tag{5}$$

식(5)를 넓은 관에서 좁은 관으로 흐르는 것으로 정형화하면,  $V_1$ 을 0으로 둘 수 있기 때문에 식(6)로 전개되고,

$$\Delta P = P_1 - P_2 = \frac{1}{2}(\rho V_2^2) \quad (6)$$

$V_2$ 는 식(7)이 된다.

$$V_2 = \sqrt{\frac{2\Delta P}{\rho}} \quad (7)$$

체적 유량에 관한 식 (1)에서 유량을 알기 위해서 필요한 것이 두 관사이의 차동압력과 관의 단면적으로 바뀌었다. 단면적  $A$ 는 상수이므로 차동압력만으로 그의 모든 조건이 변화지 않을 때 유량을 계산할 수가 있다. 그러나, 실제로 흐르는 유량  $Q_a$ 과 이론적인 유량  $Q_i$ 에는 차이가 있다. 그 차이는 식(8)에서  $C_d$ 과 같다.

$$C_d = \frac{Q_a}{Q_i} \quad (8)$$

이 유출계수(discharge coefficient)  $C_d$ 는 상수가 아니며, 전체 관의 면적과 두 압력 검출부분 사이에 유체가 흐르는 관의 단면적과의 비, 레이놀드수(Reynold's number)에 따라 변한다.

실험적으로 시스템에 사용한 유량 센서의 유출 계수  $C_d$ 는 유량이 7에서 8 L/min일 때 0.75이고, 유량이 10배 증가되거나 감소되었을 때 0.65로 감소되는 것으로 알려졌다.[5]

식 (1)에 식 (7),(8)을 대입하면 식 (9)가 된다.

$$Q = C_d A \sqrt{\frac{2\Delta P}{\rho}} \quad (9)$$

환자에게 공급되는 가스의 성분과 구성이 항상 일정한 것이 아니기 때문에 전체 가스의 밀도  $\rho$ 가 변하기 때문에 구성 성분에 따라 식 (10)과 같다.

$$\rho = \sum_i (F_i \rho_i) \quad (10)$$

$\rho_i$  : 정상상태에서 기체  $i$ 의 밀도

$F_i$  : 정상상태에서 기체  $i$ 의 몰분율

한편, 이상기체법칙으로부터 식(11)을 얻는다.

$$\frac{P \cdot V}{T} = \text{일정} \quad (11)$$

식 (11)은 온도와 압력에 따라 부피가 변화함을 나타낸다. 따라서, 표준상태의 유량에서 압력과 온도에 대한 보상이 이루어져야한다. 식 (11)로부터 실제 유량은 식 (12)와 같다.[7]

$$Q = Q_{std} \left( \frac{T}{T_{std}} \right) \left( \frac{P_{std}}{P} \right) \quad (12)$$

$Q_{std}$  :  $T_{std}$ ,  $P_{std}$  상태에서의 유량

$T_{std}$  : 310 K(체온)

$P_{std}$  : 1033.22 cmH2O(1기압)

$Q_{std}$ 는 식 (9)로부터 계산되어진다. 환자가 내쉬는 공기는 환자의 폐에서 체온으로 데워지기 때문에 호식시는 압력보정만 수행하면 된다. 그러나, 흡식시에는 외부의 공기가 주입되므로 온도 보정과 압력보정을 모두 수행해야한다.

환자의 기도를 통해 드나드는 기체의 양은 식 (12)의 적분으로 식 (13)이 된다.

$$V(t) = \int_{t_1}^{t_2} Q(t) dt \quad (13)$$

식 (9)에서 차동 압력은 유량에 비선형적인 2차함수 곡선을 갖는다. 측정된 차동 압력에서 유량을 산출해 내는데 걸리는 시간은 전체 시스템의 응답속도에 가장 많은 영향을 미치는 요소이기 때문에 시스템 부하가 큰 루트곡선을 선형화하는 작업이 필요하다. 즉 그림 5에서 곡선 Q를 직선 L로 바꾸어야 한다. 구현된 시스템에서는 선형화를 위해 유량을 여러 구간으로 나누고 각 구간별 증폭율을 변화시켰다. 증폭율의 변화로 인해 각 구간의 기저 전압(offset voltage)이 변하게 되므로 DAC를 이용하여 이를 제거하였다.

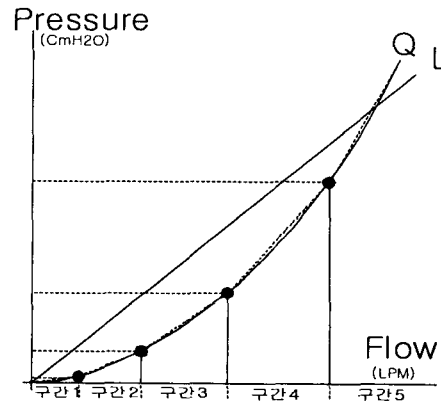


그림 5. 유량 곡선의 선형화

Fig. 5. Linearization of flow curve

#### IV. 측정 시스템의 구성

그림 6은 본 논문에서 구현한 시스템의 개략적인 구성도이다. 시스템은 크게 아날로그 인터페이스(analog interface)부, 신호처리부, 그리고 변환출력부로 나눌 수 있다. 아날로그 인터페이스부는 차동 압력 유량 센서와 차동 압력 센서로 구성된다. 유량 센서의 중심부의 3개의 관은 각각 측정부와 연결되어 있다. 마취기

의 경우 공급되는 가스의 구성과 성분을 알 수 있기 때문에 가스 분석부분은 포함되지 않았다. 가스 검출관은 가스 분석기에 연결이 될 수 있다. 그림 6에서 보는 바와 같이 두 압력은 두 개의 차동압력 센서에 연결된다. 차동 압력 센서 #1은 유량을 계산하기 위해 사용되기 때문에 매우 정밀해야 하므로 0에서 12.7  $cm H_2O$ 까지 측정 가능한 센서를 사용 하였다. 차동 압력 센서 #2는 대기압에 대한 기도압(airway pressure)를 측정하여 마취기에 전달하고, 압력 보상을 위해 사용되는데 0에서 100  $cm H_2O$ 까지 측정 가능하다. 압력 센서들은 온도 보상이 이루어졌기 때문에 압력 센서에 대한 온도 보상없이 유량 센서에 대한 보정만 수행하였다.[8]

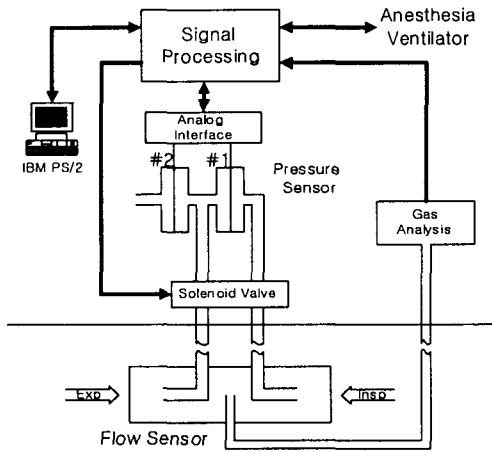


그림 6. 구현 시스템 구성도

Fig. 6. Block diagram of the present system

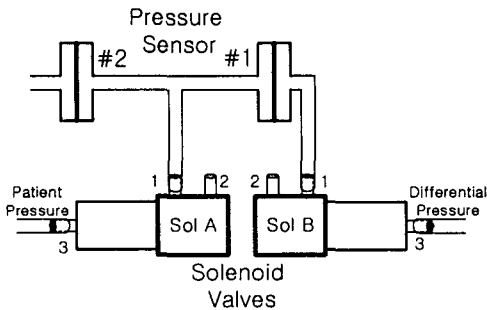


그림 7. 압력 센서의 영점 보정 구성도

Fig. 7. Schematic of zeroing of pressure sensor

그림 7은 압력 센서의 주위의 환경에 따른 영점 변화를 보정하기위한 구성을 보여준다. 그림 7에서 정상 동작시에 솔레노이드는 1과 3이 연결이 된다. 영점 보

정시에 솔레노이드는 1과 2가 연결되어 압력 센서의 차동 입력관이 모두 대기로 열리는데, 이 때의 압력값으로 영점 보정을 수행한다. 따라서, 사용자가 임의로 보정을 해야하는 불편없이 자동으로 보정할 수가 있다.

그림 8은 신호처리부에서 하는 기능의 순서를 나타내고 있다. 센서부분에서 입력된 아날로그 데이터 백색 노이즈(white noise), 전원 노이즈를 차단 주파수 30Hz인 2차 아날로그 LPF(low-pass filter)로 필터링(filtering), 증폭한 다음 디지털(digital)데이터로 바꾸어 환형 버퍼와 병렬 처리 기법을 이용한 32차 디지털 LPF를 거친다.[9] 이렇게 해서 얻어진 차동 압력과 가스 구성, 온도, 압력에 대한 정보가 복잡한 상호 관계에 대한 알고리즘을 통해 유량을 계산하는데 사용된다. 전력소모를 최소화하기 위하여 여러 가지 기능을 단일소자로 수행할 수 있고, 저전력 고속의 32비트 RISC 계열인 ARM프로세서를 중앙처리장치로 선택하였다. 화면출력부에서는 직렬(serial)통신으로 데이터를 받아 측정된 값들의 출력 파형을 PC화면에 표시한다.[10]

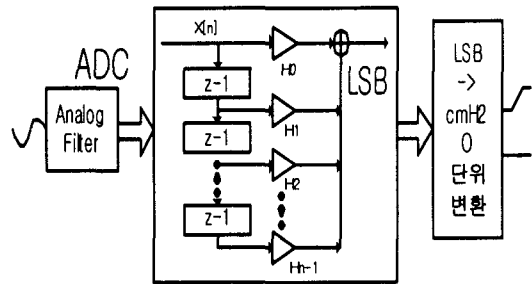


그림 8. 신호처리 순서

Fig. 8. Signal processing flow

## V. 실험 및 결과

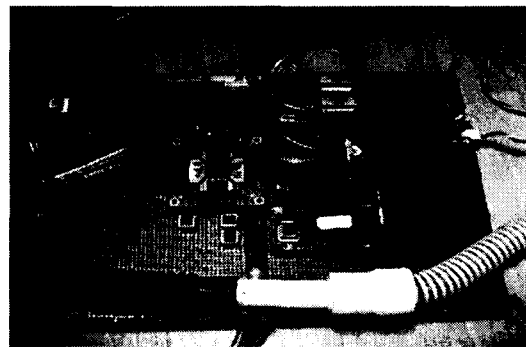


그림 9. 개발된 측정 시스템

Fig 9. Developed respiratory measurement system

구현된 시스템은 식 (8), 식 (11), 식 (12)의 가스구성, 온도, 압력에 관한 식을 기초로 선형화하여 유량과 볼륨을 산출해 냈다. 실험은 구현된 시스템과 기존의 타사제품을 비교, 검토하는 방식으로 수행하였다.

그림 9는 본 논문에서 구현한 시스템이며, 그림 10은 구현된 호흡측정 시스템과 동일 기능을 하는 열대류 방식의 유량측정기이다. TSI4010은 TSI사에서 제조한 제품으로서 온도 보상과 압력 보상기능을 가진 유량계로서 본 논문에서 구현한 시스템과 압력 1002.60  $cmH_2O$ , 온도 25.2  $^{\circ}C$ , 허용오차 1.8% ( $\pm 0.050LPM$ :기준상태), 일반 대기로 교정된 TSI4010을 비교하여 시스템의 성능을 시험하였다. [11]

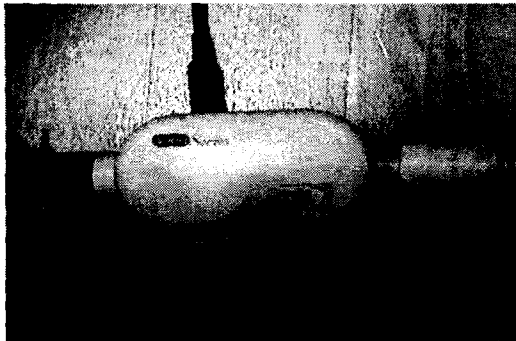


그림 10. 동일 기능의 타 시스템-TSI4010  
Fig 10. The other system with the same function -TSI4010

압축 공기를 유량 조절기로 조절하고 안정된 흐름을 위해 버퍼를 거치고 난 후 구현된 시스템과 RT-200 calibration analyzer로 각각 측정하여 선형화 알고리즘을 수행한 후 설정값과 측정값의 오차를 나타내는 그림 11을 얻었다. 그림 11에서 에러율이 6%미만임을 볼 수 있다. 이 실험에서 오차의 평균은 3.291 [LPM]이고, 표준편차는 2.172[LPM]으로 나타났다.

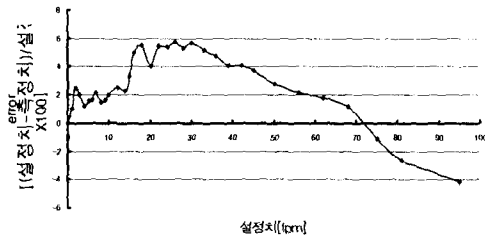


그림 11. 선형화한 후의 오차  
Fig. 11. Error after linearization

표 1은 기온 17  $^{\circ}C$ , 대기압 1029.93  $cmH_2O$  에서 실제동작하는 인공호흡기를 분당 호흡수 10, 흡·배기 비율 1:2, 흡기 시간 2초로 설정하고 일회 호흡량 (Tidal Volume)을 다르게 설정했을 때, 각 장비들의 유량측정 실험 결과를 나타낸다. 그리고 각 설정유량에서 가스의 속도를 3가지로 나누어 실험하였다. 가스의 속도에 따라 유량이 달라지기는 하지만, 여러 기준의 타사제품과 큰 오차를 나타내지는 않았다.

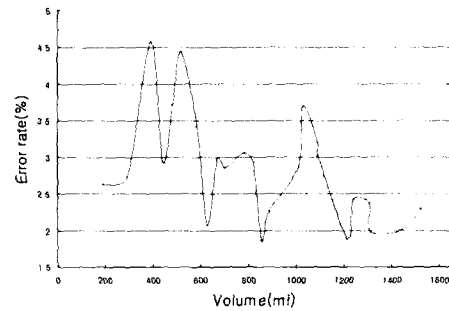


그림 12. 보상 후의 오차  
Fig. 12. Error after the calibration

그림 12는 구현된 시스템에 온도, 압력, 가스구성을 보상하는 식을 적용한 후의 출력값과 TSI4010에서 출력되는 값을 압력, 온도, 유량을 변화시켜 가면서 10회 실험한 후 평균낸 값을 비교한 그래프이다. 그림 12는 유량이 적을 때 상대적으로 큰 오차를 발생시킴을 볼 수 있으며, 에러율이 5%미만임을 볼 수 있다. 인공호흡기는 동작방식에 따라 폐의 용량에 준해 폐활량을 조절하는 유량 제어 방식과 폐의 크기나 용량에 상관없이 폐내의 압력을 조절하는 압력 제어 방식으로 나눈다. 유량 제어 방식의 인공 호흡기는 주로 폐가 다 자란 성인에게 사용된다. 성인의 폐 용량(호흡량)은 그림 12에서 큰 오차를 일으키는 저유량의 영역을 벗어난다. 소아의 경우에는 폐가 작기 때문에 호흡량은 상당히 적다. 이 적은 호흡량을 호흡기에서 조절하기가 어려운데, 이는 호흡기가 설정한 유량을 기기 자체의 오차 등으로 정확하게 공급할 수 없기 때문이다. 이러한 이유에서 소아인 경우에는 압력 제어방식을 이용하여 호흡기에서 1회 호흡당 적절한 압력을 인가하여 그 압력에 의해 혼합 가스가 자연적으로 환자에게 흘러 폐로 공급되게 한다. 이 경우에는 유량이 제어의 목적이 아니기 때문에 유량 측정에서의 오차는 무의미하다. 따라서, 그림 12에서의 저유량에서의 큰 오차는 임상적으로 환자의 폐에는 크게 영향을 미치지 않을 것으로 보여진다.

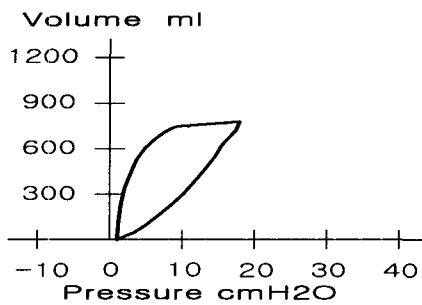


그림 13. 압력-볼륨 화면표시  
Fig. 13. Pressure-volume display

그림 13은 시스템을 마취기에 연결하고 CMV (Controlled Mandatory Ventilation)모드로 일정한 유량을 흘렸을 때 출력되는 신호를 PC로 전송받아 화면에 나타낸 그래프이다.

## VI. 결 론

본 논문에서는 수술실에서 사용하는 마취기에 연결되어 환자의 호흡 기류를 측정하는 차동 압력방식의 호흡 측정 시스템을 구현하였다. 본 시스템은 차동 압력과 유량의 비선형적 관계를 선형화하였고, 압력 센서 보정 기능은 일정 주기로 보정을 자동적으로 수행함으로써, 보다 안정적인 동작이 가능하게 한다. 아날로그 필터와 고속의 디지털 신호처리 알고리즘 구현으로 생체신호의 노이즈를 줄일 수 있었다. 작고, 가벼우며, 저전력인 시스템의 특징은 응급 환자나 이동중인 환자에게 적용될 수 있으며, 가래, 침, 습기와 같은 이물질에 영향이 적은 유량 센서의 사용으로 점액의 발생이 많은 마취기에서 유용하게 사용될 수 있다.

본 논문에서 제안한 차동 압력방식의 호흡 측정기는 아직 국내에서는 마취기에 적용된 사례가 없기 때문에 아직 초보 단계에 있는 국내 마취기 관련기술의 발전을 도모하며, 호흡 측정기의 수입 대체효과와 생체 정보 계측을 위한 변환기(센서) 기술의 국내·외 기술 격차를 줄일 것으로 보인다.

## 참고문헌

1. B.S. Kim, S.B. Jung, J.H. Shin, D.J. Kang, B.R. Kim and S.H. Hong, "Development of Ultrasonic Spirometer Using Propagation Attenuation Effect", 1999's Spring Academic Congress Journal of the Korea Society of Medical and

- Biological Engineering, Vol. 21, No. 1, pp. 254-255, 1999.
2. J.G. Webster, The medical instrumentation engineering, Ryo Moon Gak Publishers., pp. 509-566, 1998.
3. J.S. Lee and Y.K. Kim, "Implementation of the Anesthesia Ventilator by Volume Control with Power Management", Journal of Korea Society of Medical and Biological Engineering, Vol. 21, No. 1, pp. 71-76, 2000.
4. J.A. Dorsch, Susan E. Dorsch, Understanding Anesthesia Equipment, Williams&Wilkins, pp. 766-768, 1994.
5. P. Merilainen, H. Hanninen, L. Tuomaala, "A Novel Sensor For Routine Continuous Spirometry Of Intubated Patients", Journal of Clinical Monitoring, Vol.9, No.5, pp. 374-380, November, 1993.
6. Am. J., Respir. Crit., Standardization of spirometry-1994 update, Care Med. 152, pp. 1107-1136, 1995.
7. T.S. Lee and J.Y. Yoo, Fluid Mechanics, Maxwell Macmillan, pp. 590-595, 1997.
8. Sensym Press., Solid-State Pressure Sensor Handbook, Sensym Inc., 1998.
9. J.H. McClellan, R.W. Schafer, and M.A. Yoder, DSP First, Prentice Hall, pp. 179-188, 1998.
10. S. Furber, ARM System Architecture, Adison-Wesley, pp. 37-50, 2000.
11. TSI Press., TSI Model 4040 OEM Mass Flowmeter Design Guide, TSI Inc., March. 1999.
12. E.J. Cha, T.S. Lee, Y.S. Goo and Y.J. Song, "Experimental Localization of flow Limiting Segment", Journal of Korea Society of Medical and BiologicalEngineering, Vol. 13, No. 3, pp. 209-216, 1992.

표 1. 각 측정 장비별 비교  
Table 1. Comparison of measurement equipments

설정값 (ml)	기준값 (LPM)	chamber	구현 시스템	Spirometer SN:HS28153	Calibration Analyzer	Ventilator Tester	TSI4040
200	0.3	200	220	225	230	240	226
	2	200	240	244	270	280	270
	4	190	280	288	330	340	327
300	0.3	300	310	325	330	335	319
	2	300	330	350	370	378	361
	4	290	370	388	430	437	413
500	0.3	510	530	558	560	540	524
	2	510	550	579	60	580	561
	4	500	600	628	370	640	616
700	0.3	690	700	735	740	705	684
	2	690	720	755	780	745	720
	4	680	780	815	860	796	772
1000	0.3	1000	1010	1073	1060	1005	972
	2	990	1030	1103	1120	1038	1005
	4	980	1100	1155	1180	1085	1054