

## 호흡 기류 측정 시스템의 개발

차은종\*, 이태수, 구용숙\*

충북대학교 의과대학 의공학교실, 생리학교실\*

Respiratory flow measurement system

Eun Jong Cha, Tae soo Lee, Yong Sook Goo

Departments of Biomedical Engineering and Physiology

Chungbuk National University, Cheongju, Korea

### 요약

전산화폐활량계를 국산화하기 위하여 호흡기류 측정시스템을 개발하였다. 호흡기류를 측정하는 방법으로 Pneumotachography를 적용하였다. 자체 Pneumotachometer를 설계, 제작하였고 증폭기와 필터를 통하여 0 - 5 V 범위의 기류신호가 출력되도록 하였다. 온도보정을 위하여 기류의 온도를 K-type 열전쌍으로 연속 측정하여 보정신호를 역시 0 - 5 V 범위로 제공하도록 제작하였으며 따라서 온도에 따른 측정오차를 근본적으로 제거하였다. 피검자의 감염 가능성을 최소화하기 위하여 환기기구를 사용하였으며 전력소모가 적고 미세균의 제거가 가능하다. 본 시스템의 특성 측정 결과 충분히 우수한 정특성과 동특성을 얻었으며 현재 호흡기류를 정량분석하는 S/W-시스템을 개발중이다.

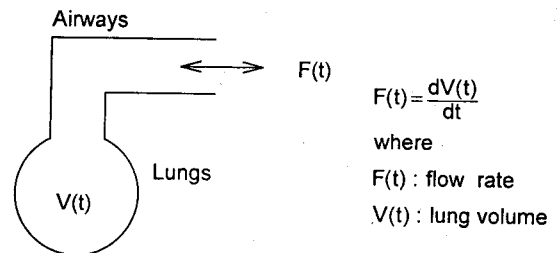
### I. 서론

폐기능검사는 기도와 폐, 그리고 흉곽 및 호흡근 (호흡기구, respiratory apparatus)이 유발하는 호흡작용을 평가하는 검사이다. 여러가지 폐기능검사중 폐활량검사(spirometry)는 호흡기구의 환기능을 평가하는 검사로써 폐와 기도 질환 뿐만 아니라 수술전 환자의 호흡기능 평가와 산업현장에서의 screening test로도 흔히 수행하는 가장 빈도가 높은 검사이다<sup>[1]</sup>. 폐활량검사는 폐의 용적변화를 측정하거나 입에서의 호흡기류의 변화를 측정하여 폐용적과 호흡기류에 관련되는 여러가지 매개변수를 계산해 내는 검사이다. 그림 1 에 폐활량검사의 개념도를 보였다.

폐활량검사를 수행하는 폐활량계는 과거에는 폐의 상대용적 변화를 직접 측정하였으나 근래에는 호흡기류의 변화를 측정하는 방식으로 발전해왔다. 특히 최근에는 시간의 함수로 측정되는 호흡기류를 A/D-converting 한 후 PC를 사용하여 여러가지 정량적인 분석을 수행하는 형태로 제조되어 고가에 판매되고 있다. 이와같은 전산화 폐활량계(computerized

spirometry)는 전량 수입에 의존하고 있고 폐활량검사가 널리 통용되는 검사라는 점을 감안할 때 국산화가 시급한 상태이다. 이에 본 연구에서는 전산화 폐활량계의 핵심부분인 호흡기류 측정시스템을 개발하였다.

그림 1. 폐활량검사의 개념도



**Spirometry** : Measurement of  $F(t)$  or  $V(t)$  under Prespecified breathing maneuvers.  
 Calculation of diagnosis parameters.

### II. 재료 및 방법

본 연구에서 개발한 호흡기류측정시스템은 호흡기류감지센서, 기류온도감지센서, 증폭기와 필터, 그리고 환기기구로 구성하였으며 그림 2 에 그 구성도를 보였다. 이들 각각에 대해서 아래에 설명한다.

#### 1. 호흡기류 감지센서

폐활량검사에서 계속하고자 하는 호흡기류는 0 - 900 LPM 의 넓은 범위를 가지고 있고 호흡기류의 절대치를 정확하게 측정해야 하며 그 측정치가 측정환경에 무관해야 하는 특징을 가진다.

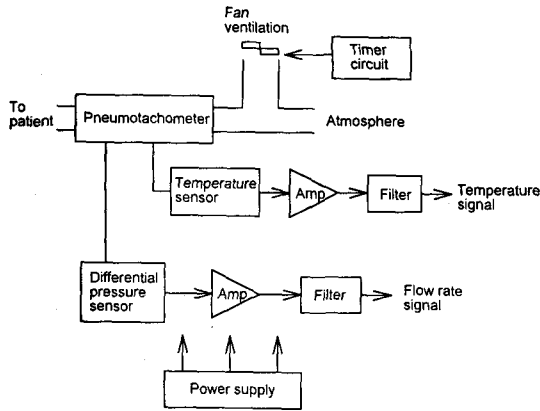


그림 2. 호흡기류계측시스템의 구성도

이러한 요구조건을 만족하는 계측방식은 pneumotachography가 있으며 가장 널리 사용되는 방식이기 때문에 본 연구에서도 이를 채택하였다<sup>[2]</sup>. 아크릴을 재료로 하여 본 시스템 전용의 pneumotachometer를 제작하였다. pneumotachometer는 환자의 호흡경로상에 유체저항(R)을 설치하고 유체저항 양단의 압력차이(ΔP)를 측정하는 기구으로써 호흡기류(F)가 유체저항을 통과할 때 마찰에너지의 형태로 에너지를 손실하므로 ΔP는 F의 함수이다. 즉,

$$\Delta P = RF = R(F)F \quad (1)$$

식(1)에서 R은 pneumotachometer와 유체저항의 모양과 크기에 따라 결정되는 F의 함수이다. 본 연구에서는 pneumotachometer의 내경을 46 mm로 하였고 유체저항으로는 mesh screen(#300, Sigma)을 사용하였다. ΔP는 고감도 차동압력센서(163PC01D75, Honeywell)를 사용하였다. 그림 3에 본 연구에서 제작한 pneumotachometer의 구조를 보였다.

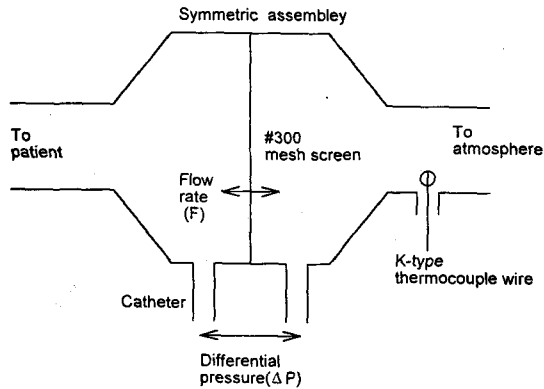


그림 3. Pneumotachometer의 구조

## 2. 기류온도 감지센서

Pneumotachometer는 순수하게 역학적인 원리에 의해 기류를 측정하기 때문에 환경에 무관하게 정확한 기류의 절대치를 측정할 수 있다. 그러나 호흡기류와 폐용적은 통상 체온(37℃)에서의 값으로 표기해야 하므로 호흡기류가 pneumotachometer를 통과할 때 그 지점에서의 온도를 계측한 후 체온에서의 예상기류값으로 보정해야 한다. 이를 위하여 K-type 열전쌍(thermocouple)을 사용하였다. 온도측정속도를 보정하기 위하여 직경이 0.001"인 가는(반응속도 ≈ 1msec) K-type thermocouple bare wire를 유체저항 근처에 설치하여 기류계측 순간의 온도를 연속적으로 계측하였다.

## 3. 증폭기와 필터

차동압력계측기와 열전쌍에서 각각 계측되는 호흡기류와 온도 신호는 적절히 증폭하여 0 - 5 V 범위의 출력이 나오도록 하였고 각각에 동일한 저역 필터를 사용하여 잡음을 제거하였다. 호흡기류의 신호주파수 대역은 0 - 20 Hz 이내이므로 차단 주파수가 24 Hz인 4 - pole 저역필터를 설계하여 제작하였다.

## 4. 환기기구

Pneumotachometer를 사용하여 호흡기류를 계측하는 경우 가장 문제시 되는 것은 환자로부터 나오는 침이나 각종 미세물질 혹은 세균들이 유체저항에 흡착되어 측정을 부정확하게 하거나 새로운 환자의 검사시 감염의 가능성을 발생시키는 것이다. 시중에 시판되는 시스템들은 pneumotachometer의 주변에 전열선을 설치하여 유체저항을 항상 마른 상태로 유지시키고 있으나 세균들의 흡착은 방지할 수 없다. 최근 감염을 근본적으로 방지하기 위하여 1 회용 pneumotachometer가 개발되었으나 (US patent 5,038,773, Medical Graphics Co.) 국내 보험수가가 저렴하여 현실성이 없을 뿐만 아니라 전용의 아날로그 시스템을 사용해야 하기 때문에 일반적으로 적용하는 것은 불가능하다.

따라서 본 연구에서는 검사 후 일정시간 동안 fan을 구동하여 유체저항을 말림과 동시에 각종 미세균을 환기해 내는 방법을 적용하였다. Timer(555)를 사용하여 환기시간을 1 - 5 분으로 조절할 수 있도록 하였고 환기 도중 사용자의 요구에 따라 환기를 중지할 수도 있도록 회로를 설계하여 제작하였다.

위에 설명한 시스템의 각 부분들을 모두 제작하여 간편하게 취급할 수 있도록 하나의 analog unit의 형태로 개발하였으며 피검자는 unit에 연결되어 있는 호흡관(respiratory tube)을 통하여 호흡하고 그 결과 호흡기류와 기류온도가 각각 전압 신호의 형태로 출력되도록 제작하였다.

III. 특성시험결과

앞서 설명한 바에 따라 본 연구에서 제작한 시스템의 유용성을 입증하기 위하여 다음과 같이 시스템의 정특성과 동특성을 측정하였다.

1. 정특성

Pneumotachometer를 사용하여 호흡기류(F)를 계측하는 경우 유체저항(R)은 기류의 함수이다. 그러나 유체저항 양단의 압력( $\Delta P$ )을 측정하는 차동압력센서는  $\Delta P$ 에 직접 비례하는 전압을 출력하므로 일정한 기류를 통과시키며 차동압력센서의 출력( $\Delta E$ )을 측정하였다. 그림 4에 정특성 측정장치의 구성도를 보였다. 그림 4에서 압력발생기를 사용하여 일정한 압력을 발생시키면 이에 따라 일정한 기류가 흐르게 되고 이를 high precision rotometer(0-700 LPM)로 측정하였다. 동시에 유체저항 양단에 발생하는 압력차이를 측정하여 pneumotachometer의 정특성을 산출하였다. 그림 5에 기류를 변화시키면서 측정한  $\Delta E$ -F 관계와 이를 2차 함수로 fitting한 결과를 보였다.  $\Delta E$ -F 간의 관계는 다음과 같은 2차 함수로 정확하게(상관계수>0.999) 근사되기 때문에 이를 calibration curve로 사용할 수 있다.

$$\Delta E = aF + bF^2 \quad (2)$$

$a, b =$  상수

또한 기류의 방향에 따른 비대칭성은 5% 이내이었다.

2. 동특성

호흡기류는 호흡작용에 따라 변화하는 시간의 함수이므로 계측시스템은 신호범위 (0 - 20 Hz)내에서 평탄한 주파수특성을 가져야 한다. Pneumotachography의 주파수 특성은 기류  $\rightarrow$  압력  $\rightarrow$  전압으로 변환되는 과정에 의해 결정되는데 기류가 유체저항 양단에 발생시키는 압력은 순간적으로 이루어지는 역학 원리이므로 주파수 특성을 고려할 필요가 없고 압력을 계측하는 과정에서 필수적으로 사용되는 catheter의 특성이 기류계측의 동특성을 결정한다<sup>[3]</sup>. 또한 catheter의 동특성은 통상 underdamped 2nd order system으로 근사시킬 수 있다. 본 연구에서 사용한 압력센서에 일정한 압력을 가하고 있다가 순간적으로 압력을 제거하여 압력의 step change를 유발하며 센서의 출력을 측정한 결과를 그림 6에 보였으며 이는 전형적인 underdamped 2nd order response에 해당한다. 이로부터 주파수 특성을 계산한 결과 직경 3 mm, 길이 3 m의 catheter를 사용하는 경우 적어도 50 Hz 까지는 평탄한 응답특성을 보였다. 실제 시스템에서 사용한 catheter의 길이는 40 cm 이내로 아주 짧기 때문에 훨씬 넓은 범위 내에서 평탄한 주파수 특성이 보

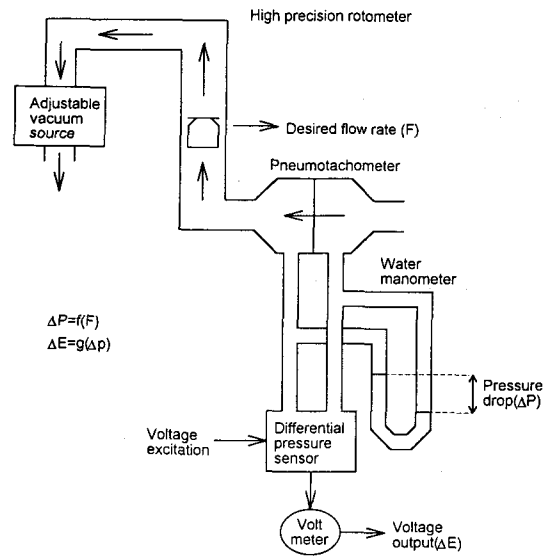


그림 4. 정특성 측정장치의 구성도

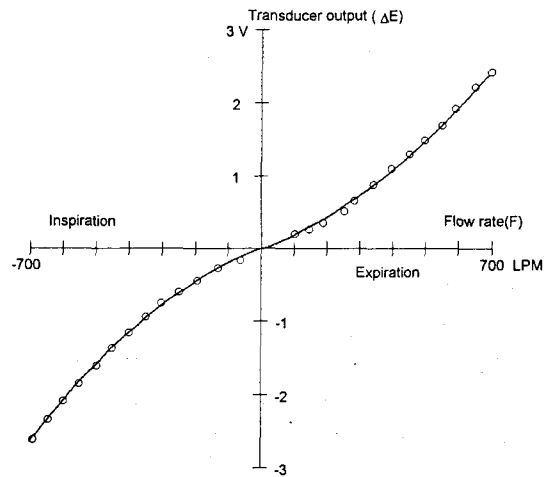


그림 5. 정특성 측정결과

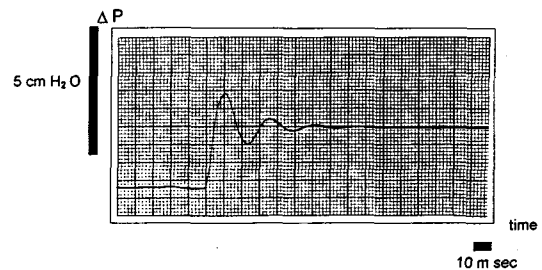


그림 6. Unit step response

장된다. 호흡기류의 신호 주파수 대역이 0-20 Hz 정도이고 차단주파수가 24 Hz 인 저역 필터를 사용하여 잡음을 제거하였음을 상기할 때 신호주파수 대역내에서는 평탄한 동특성을 보인다는 것을 알 수 있다.

#### IV. 고찰

본 연구에서는 전량 수입되고 있는 전산화 폐활량계의 국산화를 위하여 호흡기류계측시스템을 개발하여 충분히 우수한 특성을 확인하였다. 현재 A/D-converter와 분석용 S/W를 개발 중에 있는 바 기류계측시스템의 개발결과를 보고하였다.

호흡기류를 계측하기 위하여 pneumotachometer를 제작하였고 그 출력특성은 기류에 대해 2 차 함수적 관계(그림 5)를 보였다. 실제 검사시 출력 전압으로부터 기류를 계산하기 위하여는 이 정특성 곡선을 사용해야 하는데 분석용 S/W 에서 계산할 것이다. Pneumotachometer의 설계 방식에 따라 선형적인 특성 곡선도 얻을 수 있으며 본 연구에서도 별도로 제작하여 이를 확인하였으나 그 크기가 커지고 유체저항을 특별히 주문생산해야 하는 번거로움이 있었다. 따라서 저렴한 가격으로 널리 사용되고 있는 일반적인 mesh screen을 구입하여 제작하였다. 그 결과 비선형적인 이차 특성곡선이 얻어졌으나 식 (2)에 의해 정확한(1 % 이내의 오차) 기류측정이 가능하므로 실용화에 대한 문제점은 없다.

기류계측시스템의 동특성은 전형적인 underdamped 2nd order system에 해당하였으며 적절한 크기의 catheter를 사용함으로써 신호주파수 대역내에서 평탄한 주파수 특성을 얻었다. 따라서 폐활량검사시 충분히 정확한 기류신호를 얻을 수 있다.

Pneumotachography의 단점인 감염가능성을 배제하기 위하여 기존의 방법보다 개선된 환기기구를 사용하는 방법을 적용하였다. 이는 본 실험실의 경험에 입각해 볼 때 가장 효율적인 방법으로써 기존의 heating coil을 사용하지 않으므로 전력소모도 적다. 환기 시간은 사용자가 편리하게 조절할 수 있도록 하였으며 피검자가 반복검사를 할 때 검사 중간에 반드시 휴식을 취해야 하므로 휴식 시간을 사용하여 환기시키도록 고안하였다.

호흡기류신호의 측정시 온도로부터 체온으로 보정하기 위하여 반응속도가 아주 빠른 (1 msec 이내) 열전쌍을 사용하였다. 열전쌍으로부터 연속적으로 측정되는 온도 신호를 사용하여 기류신호를 연속 보정할 수 있도록 함으로써 보다 정확한 측정결과가 보장된다. 기존의 제품들은 heating coil을 사용하여 pneumotachometer를 일정온도로 유지하고자 하는 동시에 온도 보정을 행하지 않으나 pneumotachometer 내를 통과하는 기류의 온도가 신속히 제어되지 않기 때문에 약 5 % 까지의 오차가 가능하다. 본 연구에서는 온도신호 자체를 계측하여 보정신호로 사용할 수 있도록 함으로써 온도보정에 따른 오차를 근본적으로

로 제거하였다.

본 연구에서 채택한 환기기구와 기류온도 측정은 기존의 기구에서는 적용하지 않았던 것으로써 환자의 감염가능성을 최소화하고 정확한 측정을 지향하고 있다. 따라서 본 시스템의 실용화시 우수한 기능으로 평가되리라 생각한다. 본 시스템의 특성측정 결과 실용화에 문제가 없음을 입증되었으며 계측되는 기류신호를 정량적으로 분석하는 PC-S/W 시스템을 현재 개발중에 있다.

#### V. 참고문헌

- [1] Grodins FS and Yamashiro SM. Respiratory function of the lung and its control. Macmillan Publishing Co., New York, NY, 1978.
- [2] Buess CH, Boutellier U, and Koller EA. Pneumotachometers. In: Encyclopedia of medical devices and instrumentation. ed. by Webster JG, Vol.4, pp.2319-2324, John Wiley & Sons, New York, NY, 1988.
- [3] 의공학 교육연구회 역편. 의용계측공학 제 7 장 혈압과 심음. 여문각, 1993.

#### Acknowledgement

본 연구는 '94 년도 상공자원부 공업기반기술 과제에 의해 지원되었음.