

기능성 일회용 호흡관의 소형화 연구

김경아 · 이태수 · 차은종[†]

Miniaturization of disposable functional flow tube

Kyung Ah Kim, Tae Soo Lee, and Eun Jong Cha[†]

Abstract

Respiratory tubes with the length of 35 mm and the diameter of 10, 15, and 20 mm were made and both the static(P_S) and dynamic(P_D) pressures were measured for steady flow rates ranging 1-12 l/sec. Regression analysis resulted successful fitting of P_S and P_D data with quadratic equations with correlation coefficients higher than 0.99. The measurement standards of the American Thoracic Society (ATS) were applied to P_S data, which demonstrated the smallest tube diameter of 15 mm to satisfy the ATS standards. The maximum P_D value of the velocity type transducer with the diameter of 15 mm was estimated to be 75 cmH₂O, implying approximately 7 times larger sensitivity than the widely used pneumotachometer. These results showed that the velocity type respiratory air flow transducer is a unique device accomplishing miniaturization with the sensitivity increased, thus would be of great advantage to develop portable devices.

Key Words : respiratory air flow transducer, air velocity measurement, miniaturized transducer, portable medical device

1. 서 론

폐활량검사(Spirometry) 등 모든 호흡기능검사를 수행할 때 호흡기류의 계측은 필수적이다^[1]. 가장 광범위하게 사용되는 호흡기류 계측기술로는 pneumotachography^[2]와 turbinometry^[3]가 있는데, 이들 모두 호흡경로 상에 호흡기류를 계측가능한 물리변수로 변환하는 센서소자를 위치시켜야 한다. 호흡경로 상에 위치시켜야 하는 센서소자들이 호흡을 방해하여 계측 신뢰도가 하락하고 여러명을 대상으로 검사하고자 할 때 피검자간 감염(cross-patient infection)의 소지가 있는 등 여러 가지 문제점들이 상존해 있다.

최근 본 연구팀에서는 호흡경로상에서 피검자의 호흡을 전혀 방해하지 않으면서 호흡기류를 동압력(dynamic pressure)으로 변환하는 새로운 형태의 호흡기류 계측기술을 고안한 바 있다^[4]. 이 기술을 활용하여 “기능성 일회용 호흡관”을 제작하여 정밀도를 검증

하였으며, 특히 일회용이므로 감염의 문제를 완전히 해소하였다^[5]. 한편 환경오염과 산업화에 따라 만성 호흡기 질환자가 급증하고 있으며 한 예로 영국의 경우 천식(asthma) 환자의 수가 인구 대비 10%를 상회할 정도로 심각하다. 천식은 기관지 염증으로 인해 기도가 좁아져 호흡곤란을 가져오며, 천식발작에 의해 사망에 이르게 하는 대표적인 만성 호흡기 질환으로 자가관리가 필수적이다^[6]. 통상적인 자가관리는 최대호식기류계를 사용하여^[7] 일 2회 최대호식기류(PEF, peak expiratory flow rate)를 측정하는 기법을 사용한다. 그러나 상용화된 최대호식기류계는 스프링 기전으로 동작하는 단순한 의료용구로써 PEF값만을 측정할 수 있으므로 자가관리에 있어서 한계가 있다. 실질적인 자가관리를 위하여는 강제폐활량(FVC, forced vital capacity)과 일초량(FEV1.0, forced expiratory volume in 1 second) 등 폐활량검사의 중요한 매개변수들이 더욱 중요할데, 이들을 산출하고자 하면 FVC검사시 호식기류파형을 누적해야만 하므로 전자식 폐활량계가 필수적이다. 그러나 기존의 임상폐활량계는 고가이며 크기가 커서 휴대하기 어렵고 환자의 자가관리용으로 개발된 것이 아니므로 직접 활용할 수 없다.

전자식 폐활량계를 개인이 사용하여 자가관리를 행

충북대학교 의과대학 의공학교실(Biomedical Engineering Department, School of Medicine, Chungbuk National University Cheongju 361-763, Korea)

[†]Corresponding author: ejcha@chungbuk.ac.kr
(Received : March 3, 2005, Accepted : May 6, 2005)

하고자 할때 우선적으로 고려해야 하는 것은 주머니에 휴대 가능할 정도로 소형이어야 한다는 점이다. 소형화에 있어서 가장 큰 걸림돌로 작용하는 것은 직접 계측할 수 없는 생체변수인 호흡기류를 계측가능한 물리변수로 변환하는 센서소자의 소형화문제이다. 기존의 pneumotachography는 호흡경로 상에 유체저항을 위치시켜야 하는데 유체저항의 구조상(mesh screen, capillary tube) 소형화가 어렵다. Turbinometry 역시 호흡경로 상에 위치하는 turbine이 회전해야 하므로 소형화가 매우 어렵다. 폐활량검사용 pneumotachometer의 경우 유선의 안정성을 위하여 그 직경이 적어도 3 cm를 상회하고 좌우 대칭의 기류 유도관을 사용하는 것이 통례이므로 길이는 최소한 10 cm 정도가 되어 차지하는 용적이 최소 약 565 cm³이다. Turbinometer 역시 터빈의 회전공간을 확보하기 위하여 동일한 정도의 직경과 길이가 필요하다. 이들 센서소자들이 소형화된다 하더라도 일회용으로 제조할 수 없으므로 위생성의 문제는 그대로 남게된다. 반면 본 연구팀에서 실용화한 기능성 일회용 호흡관은 센서소자로 작용하는 센싱로드(sensing rod)가 가는 막대기 형태로써 피검자의 호흡 방해효과가 없으므로 센싱로드가 끼워지는 호흡관의 직경과 길이를 가능한 최대한 축소할 수 있는 큰 잇점이 있다^[5]. 이에 본 연구에서는 휴대형 전자식 폐활량계를 개발하기 위해 필수적인 호흡기류센서의 소형화 기술을 보고하고자 하였다. 본 연구팀의 기능성 일회용 호흡관의 직경과 길이에 따른 계측특성을 측정, 분석함으로써 가능한 최소 규격을 확립하였다.

2. 기능성 일회용 호흡관의 소형화

2.1. 동압력 계측원리

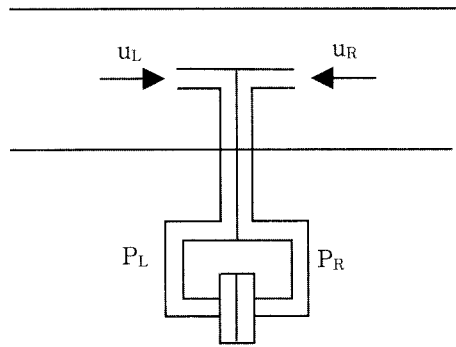
기능성 일회용 호흡관은 호흡기류가 관 내를 흐를 때 기류가 보유하는 운동에너지와 위치에너지를 합이 보존된다는 베르누이의 법칙에 기반하여 Pitot tube를^[6] 대칭형으로 제작하고 차동압력을 측정함으로써 양방향 기류속도(u)를 계측하는 원리로 동작한다(그림 1 참조). 이 때 Pitot tube가 대칭이므로 위치에너지 성분은 서로 상쇄되고 차동압력이 동압력(P_D)을 반영한다.

$$u = S \cdot \sqrt{P_D} \tag{1}$$

where S = sensitivity coefficient

2.2. 단방향 계측소자 설계 및 제작

기존의 기능성 일회용 호흡관은 병원 폐기능검사실에서 사용하는 임상 폐활량계에 적용하도록 설계하였



$$u \equiv u_L - u_R \propto \sqrt{P_L - P_R}$$

그림 1. 양 방향 기류속도의 계측 원리
Fig. 1. Bidirectional velocity measurement principle.

으나, 호흡기 질환자들이 자가검사에 활용하기 위하여는 가능한 소형화해야 한다. 소형화를 위하여 우선 양방향 기류 대신 호식기류 단방향만을 측정하도록 센싱로드를 하나의 pitot tube 기능으로 국한하고 센싱로드가 삽입되는 호흡관의 길이를 35 mm로 축소하였다. 폐활량 검사는 흡식 및 호식기류 모두를 측정하여 분석하지만 대부분의 진단 매개변수들은 호식기류로부터 얻어진다(고찰 참조). 35 mm는 호흡관이 기기에 체결되어 있으면서 피검자가 입으로 물고 검사할 수 있는 최소 길이로써 임의 추정하였다. 호흡관의 직경은 호흡저항과 센싱로드에서 변환되는 동압력에 직결되므로 실험을 위하여 10, 15, 20 mm의 3종을 제작하였다. 그림 2에 단방향 계측소자의 설계도면을 보였다. 그림 2에서 센싱로드를 내경 1 mm의 가는 원형관으로 설계하였고 한 쪽 면에 기류측 및 기류측 ±2.5 mm 지점에 3개의 속도 계측용 구멍(직경 0.5 mm)들을 위치시켰다. 3개의 속도 계측용 구멍에서 해당 기류속도가 압력으로 변환되고 관 내부에서 물리적으로 평균된 후 하단에 연결되는 압력센서로 전달된다. 기존의 기능성 일회용 호흡관에 사용된 센싱로드와는 달리 단방향 호식기류만을 측정하기 위하여 단방향 Pitot tube의 기능을 부여한 것이나 이와 같이 하는 경우 위치에너지 성분이 상쇄되지 않고 총 압력의 형태로 나타난다. 이를 방지하기 위하여 센싱로드를 가능한 외부 대기에 가까워지도록 관 외부로부터 5 mm 지점에 위치시켰다. 호흡기 계통에서의 모든 압력 측정은 대기압을 기준으로 하는 상대적인 압력으로 이루어지므로 센싱로드의 위치가 외부 대기에 근접해 있으면 위치에너지 성분이 외부 대기와 같아지고 따라서 상쇄할 필요가 없어진다.

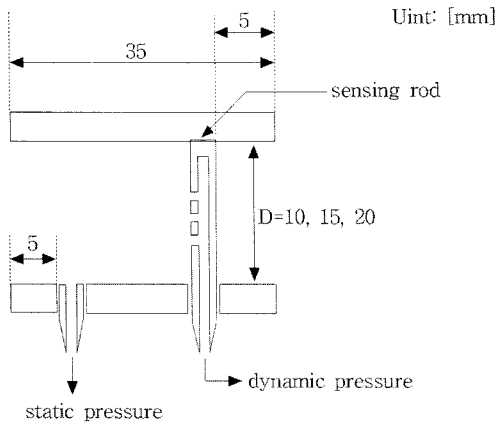


그림 2. 단방향 호흡관의 설계도
Fig. 2. Unidirectional flow tube design.

즉 센싱로드에서 측정하는 압력의 기준을 대기압으로 하면 동압력 만이 계측된다.

그림 2에서 호흡관 입구로부터 안쪽으로 5 mm 지점에 정압력(P_S , static pressure)을 동시 측정하기 위한 관 (pressure tap)을 추가로 설치하였다. P_S 는 피검자가 호흡할 때 관의 유체저항을 반영한다. 관의 직경이 작아 질수록 유체저항이 커지므로 P_S 도 증가하며 P_D 의 값은 직경의 축소 가능 정도를 판정하는 기준이 된다. 지금까지 설명한 대로 실험용 호흡관을 아크릴 재질로 3개 (직경 = 10, 15, 20 mm)를 제작하였으며 그림 3에 실험 사진을 제시하였다.

3. 계측특성 측정실험

3.1. 실험장치

실험용 호흡관을 그림 4와 같이 표준기류생성시스템 (SVSy6.0 CKInternational, Korea)에 연결하고 일정한 기류(steady flow)를 1-12 l/sec 범위 내에서 1 l/sec 단계로 증가시켜가며 각 기류값 별로 5초씩 인가하였다. 호흡관의 P_S 계측구와 P_D 계측구에는 각각 압력센서를 연결하여(MPX2010DP, Motorola, U.S.A.) P_S 와 P_D 를 동시 측정하였다. 실험에 사용한 압력센서에 water manometer를 사용하여 일정한 압력을 단계적으로 증가시키며 인가하고(0 - 50 cmH₂O), 증폭회로의 출력신호값들을 측정한 결과 매우 선형적인 관계가 얻어졌다 (상관계수 > 0.9999, P < 0.0001). 증폭회로의 마지막 단에 설치된 저역여과 회로(low pass filter)의 차단주파수는 20 Hz이었으며 잡음이 거의 관찰되지 않았다. P_S 와 P_D 신호는 ATS 표준에 따라 100 Hz, 12 bit로 A/D 변환하여 PC에 누적한 후 분석하였다. PC 상에 누적

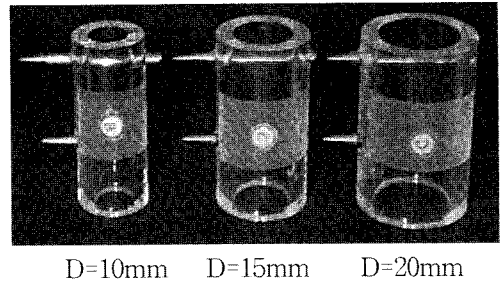


그림 3. 실험용 호흡관 3종의 실험사진
Fig. 3. Picture of 3 flow tubes made for experimental use.

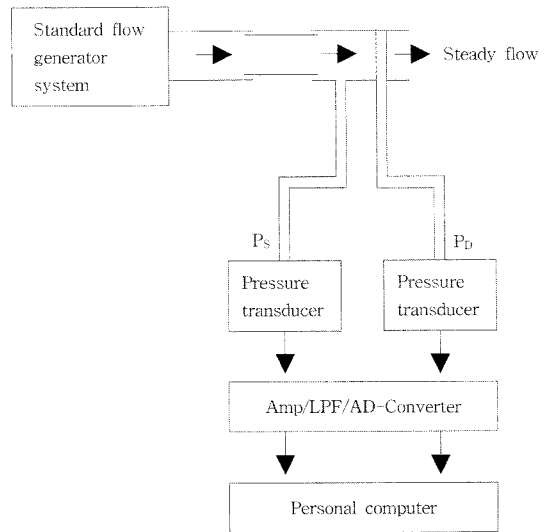


그림 4. 실험장치의 모식도
Fig. 4. Block diagram of experimental set-up.

한 데이터 상에서도 특별히 문제되는 잡음성분을 관찰할 수 없었으므로 정확한 신호측정이 이루어짐을 확인하였다.

3.2. 정압력 및 동압력 측정결과

그림 4에 보인 실험장치를 사용하여 표준기류(F_S , standard flow)를 1 l/sec씩 단계적으로 증가시키며 측정 한 P_S 및 P_D 신호를 일정기류값 별로 평균하였다. 직경이 다른 3종의 호흡관 별로 P_S 및 P_D 측정을 반복하였는데 직경 10 mm 호흡관의 경우 5 l/sec 이상에서 P_S 값이 12 cmH₂O를 상회하였고 15 mm 호흡관의 경우 12 l/sec에서 P_S 값이 12 cmH₂O를 상회하였다. 그림 4의 실험에 사용한 P_S 증폭기의 측정범위가 0~12 cmH₂O로 한정되어 있었던 기술적인 이유로 이 두 호흡관의 경우 각각 1-4 및 1-11 l/sec 범위 내에서만 측정이 이루어

표 1. 호흡관의 직경(D)과 표준기류(F_S)에 따른 정압력 측정결과

Table 1. Static pressure measurements with different tube diameters for standard steady flows.

F_S [l/sec]	D=10 mm	D=15 mm	D=20 mm
1	1.51921	0.15509	0.03420
2	4.08142	0.65050	0.13141
3	9.13284	1.34163	0.31902
4	11.76159	2.03842	0.56910
5		2.62860	0.90824
6		3.73032	1.19335
7		5.14164	1.54987
8		6.73945	1.92250
9		8.50659	2.38542
10		10.86278	2.60993
11		11.78141	2.97210
12			3.36334

[Unit=cmH₂O]

표 2. 호흡관의 직경(D)과 표준기류(F_S)에 따른 동압력 측정결과

Table 2. Dynamic pressure measurements with different tube diameters for standard steady flows.

F_S [l/sec]	D=10 mm	D=15 mm	D=20 mm
1	2.86223	0.42691	0.12800
2	9.30626	1.65909	0.45664
3	21.15896	3.63203	0.99023
4	39.01586	6.14772	1.75781
5		9.04378	2.74663
6		13.05559	3.93958
7		18.24292	5.29666
8		24.08154	7.09546
9		30.45366	8.98360
10		38.51572	10.76526
11		47.92904	12.98671
12			15.31998

[Unit=cmH₂O]

어졌다. 그러나 본 연구의 목적을 달성하는 데에는 문제가 없었으므로 추가적인 실험은 시행하지 않았다. 표 1과 2에 P_S 와 P_D 측정결과를 각각 제시하였다.

4. 계측특성 분석

4.1. 직경에 따른 압력기류 특성

표 1과 2에 보인 P_S 와 P_D 모두 특정 직경의 호흡관에서 원점을 지나는 기류(F)의 이차함수로 회귀분석할

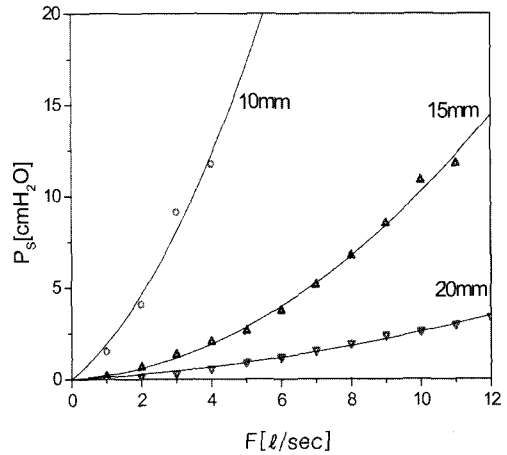


그림 5. 호흡관 직경에 따른 P_S - F 계측특성

Fig. 5. P_S - F relationship with different tube diameters.

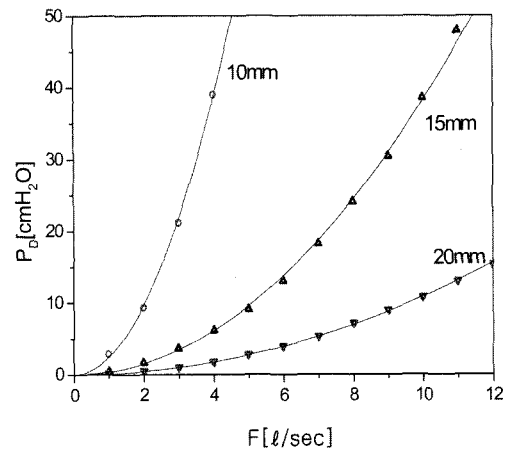


그림 6. 호흡관 직경에 따른 P_D - F 계측특성

Fig. 6. P_D - F relationship with different tube diameters.

수 있었다. P_S 는 1, 2차항을 가지는 2차함수로 회귀분석하였고(Rohrer's equation), P_D 는 2차항만으로 회귀분석하였다(식(1)). 상관계수는 모두 0.99 이상으로($P < 0.0001$) 회귀분석 결과는 매우 우수하였다. 그림 5와 6에 P_S 및 P_D 와 F 간의 회귀분석 결과를 호흡관의 직경에 따라 그래프로 나타내었다.

그림 5와 6에서 직경이 감소하면 일정 기류에 대해 호흡관이 발생시키는 압력이 크게 증가하는 것을 볼 수 있다. 특히 P_D 의 경우 직경 축소에 따라 P_S 보다 더욱 급격히 증가하였다. 이는 기류속도와 동압력 간의 이론적 관계에서 비롯된다. 즉 앞서 제시한 식(1)에서 P_D 는 기류속도(u)의 제곱에 비례하고 연속성의 원리에 의해 기류는 속도와 관의 단면적(A)의 곱이므로

$$P_D = S_p \cdot u^2 \quad (2)$$

$$F = A \cdot u \quad (3)$$

$$A = \pi D^2 / 4 \quad (4)$$

where $S_p = 1/S$ and $D = \text{tube diameter}$

이고 식(2, 3, 4)를 연립하여 P_D 에 대해 풀면

$$P_D = \frac{16 S_p F^2}{\pi^2} \cdot \frac{1}{D^4} \propto \frac{1}{D^4} \quad (5)$$

가 되어 P_D 는 일정 기류에서 직경의 4제곱에 반비례한다. 따라서 P_D 는 관의 직경이 감소함에 따라 급격히 증가한다. P_S 의 경우는 이보다 덜 급격히 변화하는데 이는 식(2)와 같은 확실한 이론방정식이 존재하지 않고 1, 2차항을 가지는 2차함수로 회귀분석되기 때문이다.

2.2. 호흡관 소형화 기준 확립

일정 기류에 대해 앞서 측정된 P_S 와 P_D 중 P_D 는 기류속도를 반영하며 센싱로드로부터 측정되는 값이므로 피검자의 호흡을 방해하지 않는 실질적인 계측변수이다. 호흡관의 직경이 작아질수록 식(5)에 보인바와 같이 P_D 값이 급격히 증가하고 이는 감도의 향상을 의미한다. 따라서 호흡기류를 계측하기 위해 본 연구팀에서도 도입한 속도계측기술은 호흡관 소형화의 제약조건이 되지 않으며, 오히려 소형화에 따라 높은 P_D 값이 얻어지므로 저가, 소형 압력센서를 사용할 수 있는 잇점을 제공한다.

정압력에 해당하는 P_S 값은 호흡관이 피검자의 입에 연결되는 부위의 압력과 대기압의 차이이므로 아래와 같이 유체저항(R)과 기류(F)의 곱으로 표현된다.

$$P_S = R(F) \cdot F \quad (6)$$

이때 일반적으로 유체저항은 기류의 함수이고 Rohrer의 경험공식을 적용할 수 있으므로^[2],

$$\begin{aligned} P_S &= (R_0 + R_1 F) \cdot F \\ &= R_0 F + R_1 F^2 \end{aligned} \quad (7)$$

where R_0, R_1 are constants.

이 된다. 호흡관의 직경이 작아질수록 유체저항(R_0, R_1)값이 커질 것은 자명하므로 P_S 값이 호흡관 소형화의 제약조건으로 작용한다. 일정 기류에 대해 P_S 값은 호흡관의 길이가 길어질수록, 그리고 직경이 작아질수록 증가한다. 따라서 호흡관의 길이를 우선적으로 가능한 짧게 해야 할 것이다. 호흡관의 길이는 일차적

으로 피검자가 입에 물 수 있고 동시에 계측장치에 부착되어야 하므로 일정 길이가 보장되어야 하는데 본 연구에서는 임의로 35 mm로 설정하였다. 여기에는 특정 기준이 있을 수 없으므로 최소한의 길이로 추정하였다. 호흡관의 직경에 대해서는 미국 흉부학회(ATS, American Thoracic Society)의 표준 규격을 검토하여 소형화 기준을 설정하였으며 아래에 자세히 기술한다.

폐활량 검사결과에 영향을 미치는 변수는 호흡관의 유체저항(R)으로써 ATS에서는 진단용의 경우 1.5 cmH₂O//sec, 자가 모니터링의 경우에는 2.5 cmH₂O//sec를 허용 가능 최대치로 권고하고 있다^[9]. 또한 측정해야 하는 최대 기류값(F)을 14 l/sec로 설정하고 있으므로 R 과 F 의 최대치를 서로 곱하면 허용 가능한 P_S 값이 얻어진다. 따라서 허용 가능한 P_S 의 최대치는 진단용 및 모니터링에서 각각 21 cmH₂O와 35 cmH₂O가 된다. 그림 5에서 호흡관의 직경(D) 별로 P_S - F 관계를 측정하였으므로 최대 P_S 값을 대입하면 특정 D 값에 대해 측정 가능한 최대 기류값(F_{max})이 산출된다. 진단용 및 모니터링 각각에 대해 D 값 별로 F_{max} 를 산출한 결과를 그림 7에 나타내었다.

이는 호흡관의 직경이 정해졌을 때 ATS에서 허용하는 최대 유체저항을 보이는 최대 기류값을 나타낸다. ATS에서 규정하는 기류의 최대 측정범위가 0-14 l/sec이므로 그림 7에서 내삽법(interpolation)으로 $F_{max} = 14$ l/sec가 되는 D 값을 계산하면 진단용과 모니터링에서 각각 14.7 mm와 12.8 mm가 얻어진다. 이들은 ATS의 표준규격을 만족시키는 호흡관의 최소직경이므로

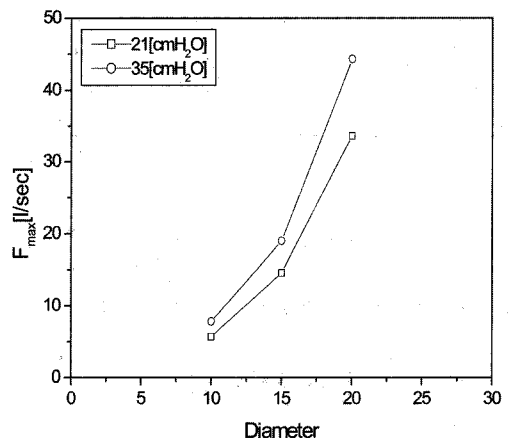


그림 7. 호흡관직경(D)-최대기류값(F_{max}) 간의 관계
Fig. 7. Relationship between the tube diameter(D) and the maximum flow rate(F_{max}).

호흡관 소형화 설계의 하한 기준이 된다. 진단용과 모니터링 간의 최소 직경 차이가 1.9 mm 밖에 되지 않으므로 본 연구에서는 허용 가능한 호흡관의 최소직경을 15 mm로 제안한다. 즉, 본 연구팀에서 개발한 기능성 일회용 호흡관의 길이를 35 mm로 할 때 ATS 표준규격을 만족하는 최소 직경은 15 mm라 할 수 있다. 이를 부피로 환산하면 약 6.2 cm³가 되는데 휴대형 기기에 장착 가능한 크기로 판단된다.

4. 계측 감도 분석

그림 6에서 $D=10, 15, 20$ mm인 호흡관 3개 각각에 대해 최대 기류값 $F_{max}=14$ l/sec를 대입하면 각각 472, 74.8, 21.2 cmH₂O의 P_D 값이 얻어진다. 이는 기류로부터 변환되는 동압력이므로 최대 압력 계측범위(P_{Dmax})이다. 식 (5)에서 P_D 와 $1/D^4$ 간에 서로 비례하는 관계가 예상되므로 그림 8에 그래프로 나타내었다. 그림 8에서 편의상 D 의 단위를 [$\times 10$ cm]로 변환하였으며 직선은 선형회귀식이다. 식 (5)에서 추정된 대로 측정값 3개가 $1/D^4$ 과 비례하는 것을 볼 수 있다.

앞서 호흡관 소형화시 최소 직경을 15 mm로 설정하였으므로 P_{Dmax} 값은 약 75 cmH₂O이다. 현재 가장 널리 사용되는 호흡기류 계측센서인 pneumotachometer에서 얻어지는 최대 압력값이 10 cmH₂O 이하이므로^[10,11] 최소한 7배 이상이 된다. P_{Dmax} 는 호흡기류를 측정하기

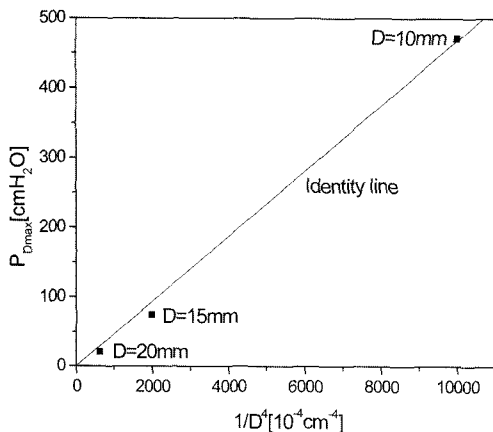


그림 8. 최대동압력(P_{Dmax})-호흡관직경(D) 간의 관계. 편의상 D 의 단위를 $\times 10$ cm로 표기하였다. 즉, $D=10$ mm는 $1/D^4=10000$ 에 해당한다

Fig. 8. Relationship between the maximum dynamic pressure(P_{Dmax}) and the tube diameter(D). For graphic convenience, the unit of D is $\times 10$ cm, i.e., $D=10$ mm corresponds to $1/D^4=10000$.

위한 실제 계측변수인 동압력의 범위이므로 호흡관 센서소자의 계측 감도를 반영한다. 따라서 본 연구의 소형화된 호흡관은 pneumotachometer에 비해 최소한 7배 이상의 계측감도를 가지며 이는 계측장치 제작에 있어서 기술적으로 매우 유리하다.

5. 고 찰

본 연구에서는 휴대형 의료기기 개발시 필수적으로 수반되는 호흡기류 계측센서(호흡관)의 소형화 기준을 확립하고자 하였다. 본 연구팀에서 개발한 진단 폐활량계용 기능성 일회용 호흡관의^[6] 길이를 실용성에 문제가 없는 범위에서 최소화한 후(35 mm), 유체저항성을 반영하는 P_S 측정결과를 호흡관의 직경에 따라 분석한 결과 최소 직경이 15 mm임을 입증하였다. 이는 전 세계적으로 적용되는 ATS의 표준규격^[9]에 입각한 것이므로 국제적 타당성을 가진다.

소형화를 위하여 호흡기류속도를 동압력으로 변환하는 소자인 센싱로드가 양방향 기류가 아닌 호식 단방향만을 측정하도록 그 구조를 단순화하였다. 진단 폐활량 검사종목 중 가장 중요하고 널리 사용되는 강제 폐활량(FVC)검사는 피검자가 최대한의 노력으로 호식할 때 얻어지는 호식기류신호를 분석하여 각종 임상진단용 매개변수값들을 산출하는 검사이다^[13]. 이는 호식 노력에 따라 기도가 좁아지는 호식기류제한(expiratory flow limitation) 현상에 기초하여^[12] 호흡기구의 역학적 특성을 얻는 검사로써 대부분의 진단변수가 호식기류신호로부터 얻어진다. 일부 매개변수들을 흡식기류로부터 얻기는 하지만 실제로 임상적 가치가 있는 진단 매개변수들은 호식기류로부터 산출한다. 특히 만성 호흡기 질환자의 자가관리에는 호식기류신호에서 얻을 수 있는 5개 미만의 매개변수값들만이 사용되므로 흡식 기류는 측정할 필요가 없다. 실제로 일부 진단 폐활량계들, 특히 turbinometer들은 호식 단방향 기류만을 계측하도록 제조하는 것이 일반적이다^[3]. 따라서 본 연구에서 호식기류만을 측정하도록 센서소자의 구조를 단순화한 것은 임상 응용을 제한하지 않는다.

실험용 호흡관을 제작할 때 pressure tap을 설치하여 기능성 일회용 호흡관에서는 불필요한 정압력(P_S)을 동시에 측정하였다(그림 2, 3, 4). P_S 는 유체저항과 호흡기류의 곱으로 표현되고(식 (6)) 유체저항은 피검자의 호흡을 방해하므로 호흡관 제작시 우선적으로 고려해야 한다. 호흡관의 직경이 작아질수록 유체저항은 커지므로 소형화의 제약조건으로 작용한다. 따라서 ATS에서는 진단용 및 자가모니터용 폐활량계의 유체저항

최대치를 각각 1.5 및 2.5 cmH₂O//sec로 제한하고 있다. ATS 표준규격을 고려하여 본 연구에서 제작한 호흡관의 최소직경을 산출한 결과 약 15 mm이었다. 앞서 최소길이를 35 mm로 설정하였으므로 호흡관의 부피는 약 6.2 cm³가 되고, 담배값 정도 크기의 호흡측정 장치를 개발할 때 충분히 수용할 수 있는 작은 크기이다. 본 연구팀에서 개발한 기능성 일회용 호흡관은 가느막대 형태의 기류속도-동압력 변환소자인 센싱로드를 호흡경로 상에 설치할 뿐이므로^[5] 실제 계측변수인 동압력 측정에는 유체저항이 발생하지 않는다. 그러나 현재 가장 널리 응용되는 호흡기류 계측기술인 pneumotachometry는^[10, 11] 호흡경로 상에 유체저항체를 설치하고 여기에서 발생하는 정압력 강하량을 측정하는 방식이므로 호흡을 방해하는 유체저항이 호흡관 자체의 저항성에 더하여 측정용 유체저항이 추가된다. 따라서 pneumotachography는 본 연구의 기능성 일회용 호흡관보다 작게 제조할 수 없다. 즉, 본 연구팀에서 개발한 기능성 일회용 호흡관 기술은 가장 작게 소형화할 수 있는 탁월한 호흡기류 계측기술이다.

호흡기류는 가느막대기 형태인 센싱로드에서 동압력으로 변환되고 이는 범용 압력센서로 측정된다. 동압력값으로부터 식 (1)에 의해 기류속도를 얻고 여기에 호흡관의 면적을 곱하여 호흡기류가 계측된다. 앞서도 지적한 대로 센싱로드가 호흡기류-동압력 변환소자로 동작하고 가느막대기 형태에 불과하므로 측정되는 동압력에 무관하게 유체저항이 존재하지 않는다. 반면 호흡관의 직경이 축소되면 식 (5)에 의해 동압력이 급격히 증가하므로 일정 기류에 대해 소형화에 따라 상대적으로 높은 동압력이 얻어진다. 이는 감도 향상을 의미하므로 호흡관을 소형화한다 하더라도 계측감도는 오히려 더욱 높아진다. 동압력을 측정하는 압력센서는 일반적으로 큰 압력을 측정하는 센서가 소형, 저가에 제조된다. 따라서 실제 계측변수인 동압력이 큰 값을 보인다는 것은 저가, 소형 압력센서를 사용하는 것이 가능해지고 이는 생산원가 절감이 가능함을 의미한다. 따라서 타 호흡기류 계측기술과는 달리 소형화에 따라 오히려 감도가 향상되고 더욱 저가에 생산할 수 있는 큰 잇점을 얻을 수 있다. 호흡관의 직경이 15 mm인 경우 약 75 cmH₂O의 최대동압력이 얻어지며(그림 8), 이는 일반적인 pneumotachometer에서 얻을 수 있는 정압력이 10 cmH₂O 이하임을 생각해 볼 때 적어도 7배 이상의 감도향상과 원가절감 효과를 기대할 수 있다. 즉, 본 연구팀에서 개발한 기능성 일회용 호흡관 기술은 소형화에 가장 적합하고 우수한 기술임을 알 수 있다.

6. 결 론

본 연구에서는 직경이 다른 기능성 일회용 호흡관 3개를 제작하여 넓은 범위의 기류를 흘려주며 정압력과 동압력을 동시에 측정하였다. 측정된 압력-기류 관계식을 분석한 결과, 직경이 15 mm 이상이면 미국 흉부학회에서 권고하는 표준안을 만족하는 것이 입증되었다. 기능성 일회용 호흡관은 기류방해 효과가 거의 없으므로 가장 작게 제조할 수 있는 호흡기류 센서소자임을 확인하였다. 나아가 본 연구팀에서 개발한 기능성 일회용 호흡관은 직경이 작아질수록 계측감도가 증가하여 기존 기류계측기술의 적어도 7배 이상의 감도 향상이 이루어 졌으며 이는 저가 소형 압력센서를 사용할 수 있음을 의미하므로 계측품질의 향상과 동시에 생산원가의 절감도 이루어질 수 있다. 따라서 본 연구의 호흡관 소형화는 최근 활성화되고 있는 휴대형 의료기기, 특히 천식과 같은 만성 호흡기 질환관리를 위해 개발되는 휴대형 폐활량계에 유용하게 응용될 것으로 기대된다.

감사의 글

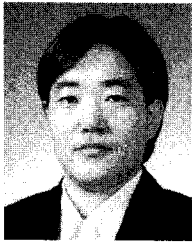
본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업 휴대형 진단치료기기개발센터의 지원에 의하여 이루어진것임 (고유번호: 0405-ER01-0304-0001).

참고 문헌

- [1] 차은중, “호흡기 시스템의 측정”, In: 의용계측공학, 의공학 교육연구회 역편, 여문각, pp. 509-598, 1993.
- [2] A. Fleisch, “Der pneumotachography: ein Apparat zur beischwindngkeitregistrierung der atemluft”, *Arch. Ges. Physiol.* vol. 209, pp. 713-722, 1925.
- [3] Micro Medical Ltd., “Microlab operating manual”, pp. 2-4, 1998.
- [4] 김경아, 김현식, 이태수, 차은중, “호흡기류계측을 위한 기류속도 샘플링 기법”, 제24회 대한의용생체공학회 춘계학술대회, p. 77, 2001.
- [5] 김경아, 김현식, 이태수, 차은중, “호흡기류를 동압력으로 변환하는 기능성 일회용 호흡관의 개발”, *센서학회지*, 제11권, 제3호, pp. 125-131, 2002.
- [6] A. Greening, “General principles”, In: *manual of asthma management*, pp. 331-337, Ed. by P. M. O'byme, N. C. Thomson, W. B. Saunders, New York, 2001.
- [7] S. Bellofatto, “Portable peak flow meter”, *U. S.*

Patent no. 5, 224, 487, 1993.

- [8] R. M. Olson, "Flow measurements", In: *Essentials of engineering fluid mechanics*. 4th. ed. pp. 452-482, Maple Press Company, Ohio University, 1980.
- [9] American Thoracic Society, "Standardization of spirometry", *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* vol. 152, pp. 1107-1136, 1995.
- [10] K. A. Rudolph, "Pneumotach", *U. S. Patent* no. 5, 060, 655, 1991.
- [11] M. Eloranta, "Flow resistance of air flow transducer", *PCT*, WO99/60343, 1999.
- [12] R. E. Hyatt, "Expiratory flow limitation", *J. Appl. Physiol.* vol. 55, pp. 1-8, 1983.
- [13] 김경아, 이재현, 김근진, 이태수, 차은중, "소형 공기 챔버를 센서소자로 사용하는 새로운 호식기류 계측 기술", *센서학회지*, 제13권, 제2호, pp. 79-84, 2004.



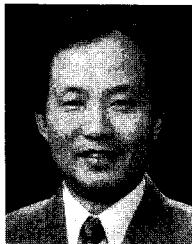
김 경 아

- 1991 충북대학교 자연과학대학 물리학과 학사
- 1993 충북대학교 자연과학대학 물리학과 석사
- 2001 충북대학교 학과간 협동과정 의용생체공학과 박사
- 2001 충북대학교 의과대학 의공학교실 전임강사
- 주관심 분야 : 생체계측, 물리센서, 심폐 의료기



이 태 수

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



차 은 중

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