

속도 계측형 호흡기류센서 설계를 위한 비균등 샘플링 기법

김경아, 이태수, 차은중

충북대학교 의과대학 의공학교실
(2004년 8월 31일 접수, 2004년 10월 25일 채택)

Unequal Distance Sampling Technique to Design Velocity-Type Respiratory Air Flow Transducer

Kyung Ah Kim, Tae Soo Lee, aEun Jong Cha

Department of Biomedical Engineering, School of Medicine,
Chungbuk National University
(Received August 31, 2004. Accepted October 25, 2004)

요 약 : 속도계측형 호흡기류센서는 베르누이 원리에 의해 기류속도를 동압력으로 변환하여 호흡기류를 측정하는 센서로서 다수의 샘플링 구멍을 기류통과면 상에 설치해야 한다. 본 연구에서는 속도 샘플 구멍들을 비균등하게 배치시킴으로써 단순하게 균등 배치하는 것보다 훨씬 정확한 기류 계측이 가능함을 이론적으로 입증하였다. 컴퓨터 시뮬레이션 결과 기류통과면을 다수의 등면적 링으로 분할하고 각각의 링의 면적을 다시 2등분하는 위치에서 속도를 샘플링함으로써 균등 배치할 경우에 비해 계측오차가 약 1/5로 감소하였다. 또한 총 샘플개수가 4개 이상이면 상대오차 1% 이내의 매우 정확한 기류계측이 가능하였다. 기류 속도분포의 변화에 따른 영향을 비교한 결과 균등 샘플링에 비해 1/2 이하로 둔감하였다. 따라서 본 연구에서 제안하는 비균등 속도샘플링 기법은 속도 계측형 호흡기류센서의 설계시 매우 유용하게 적용될 것으로 판단된다.

Abstract : Velocity-type respiratory air flow transducer measures dynamic pressure converted from air velocity based on the well-known Bernoulli's principle. It requires multiple velocity sampling holes on the flow plane. Measurement error theoretically estimated by computer simulation was demonstrated to significantly reduce by unequally locating the velocity sampling holes. The flow plane was divided into multiple equi-area rings and the sampling holes were located on the circles also equally dividing each ring's area, which decreased measurement error down to 1/5 of the simple equi-radius ring division method. Also, less than 1% relative error was estimated with 4 or more sampling holes. The present technique was less sensitive by <1/2 to the velocity profile change compared to the equi-radius sampling. Therefore, the present unequal distance velocity sampling technique should be of great use to design the structure of the velocity-type respiratory air flow transducer.

Key words : Respiratory air flow transducer, Velocity sampling technique, Dynamic pressure.

서 론

호흡기류(respiratory air flow rate)는 폐활량검사(spirometry)를 포함하는 모든 호흡기능 검사시 필수적으로 계측해야 하는 생체신호이다[1, 9, 10]. 호흡기류는 피검자가 기도를 통하여 내쉬거나(expiration) 들이쉬는(inspiration) 공기의 용적(부피)로 정의되며 양방향 신호인 동시에, 강제폐활량검사(forced vital capacity test)의 경우에는 매우 큰 기류가 얻어지므로(± 12 liters/sec) 넓은 범위에 걸쳐 측정할 수 있어야 한다[2]. 가장 널리 사용되는 호

흡기류 계측기술로는 pneumotachography[3]와 turbinometry[4]가 있는데, 전자는 기류가 기류통로 상에 위치한 유체저항을 통과할 때 발생하는 정압력(static pressure) 강하량을 측정하는 방식이고 후자는 작은 터빈이나 프로펠러의 회전수를 측정함으로써 기류를 추정한다(그림 1). 그러나 이 두 기술 모두 호흡경로 상에 유체저항이나 터빈과 같은 계측소자가 위치하고 있기 때문에 피검자의 호흡을 방해하는 임피던스 효과를 피할 수 없고 호흡기류 내의 침 혹은 습기와 미세균 및 미세물질이 계측소자에 흡착함으로써 말미암아 계측특성이 변화하므로 검사의 신뢰도가 하락한다. 또한 이물질의 흡착은 피검자간 감염(cross-patient infection)의 요인이 되므로 위생상의 안전문제가 크다. 임피던스 효과에 의한 호흡방해를 최소화하기 위하여 미국호부학회에서는 호흡기류센서의 유체저항을 $2.5\text{cmH}_2\text{O}/1/\text{sec}$ 로 제한하고 있으나[2], 유체저항이 낮으면 감도가 떨어져서 매우 고가의 고감도 압력센서를 사용해야 한다. 통상 pneumotachograph의 경우 $\pm 5\text{cmH}_2\text{O}$ 의 계측 범위를 가지는 고감도 압력센서

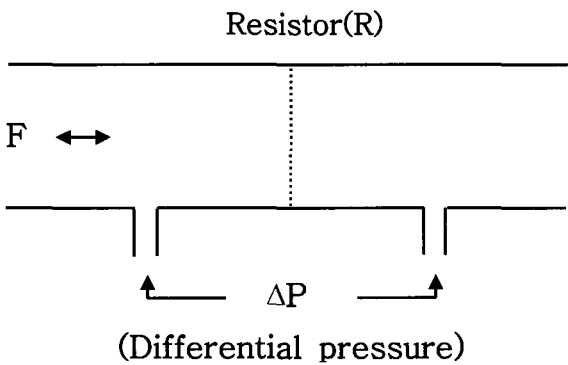
본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업 휴대형진단치료기기개발센터의 지원에 의하여 이루어진 것임.(고유번호 : 0405-ER01-0304-0001)
통신저자: 차은중, (361-763)충북 청주시 흥덕구 개신동 12번지
충북대학교 의과대학 의공학교실
Tel : 043-261-2856 Fax : 043-273-0848
HIP : 011-468-6331
E-mail : ejcha@chungbuk.ac.kr

를 사용한다[3]. 피검자간 감염 효과를 방지하기 위하여는 호흡관에 감염방지필터(Microbial filter)를 연결하여 사용하는데 유체저항이 추가되어 호흡방해를 유발할 수 있다. 따라서 기존의 호흡기류 측정기술들은 호흡방해와 감염효과를 근원적으로 제거할 수 없는 문제점을 안고 있다.

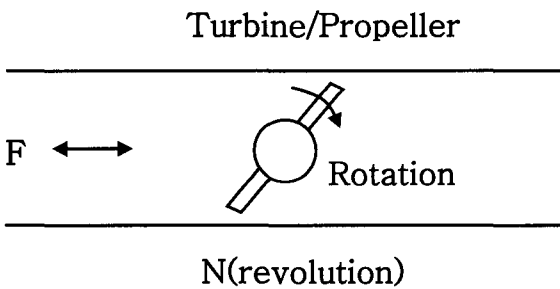
최근 본 연구팀에서는 호흡경로 상에 가는 막대기 형태의 계측소자(sensing rod)를 위치시켜 2점 이상에서의 기류 속도(air velocity)를 감지하고 잘 알려진 베르누이의 에너지 보존원리에 입각하여 평균동압력을 측정함으로써 호흡기류를 측정하는 기능성 일회용 호흡관을 개발한 바 있다[5]. 그림 2에서 호흡기류의 운동에너지를 동압력(dynamic pressure)으로 변환하는 가는 Pitot tube를 양방향으로 대칭이 되도록 설치함으로써 양방향 기류(u)를 측정할 수 있음을 보였다.

$$u = S_u \cdot \sqrt{P_D} \quad (1)$$

where P_D =dynamic pressure
 S_u =sensitivity coefficient

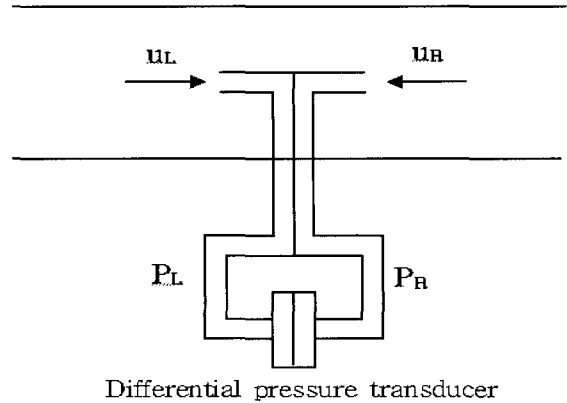


(a) Pneumotachography



(b) Turbinometry

그림 1. 기존에 사용되는 호흡기류 측정기술.
 Fig. 1. Currently used respiratory air flow measurement techniques.



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

그림 2. 동압력으로 변환되는 양방향 기류속도의 측정 원리.
 Fig. 2. Principle to measure bidirectional velocity converted into dynamic pressure.

기류계측소자를 그림 3과 같이 가는 막대기 형태로 성형하고 속도감지를 위한 샘플링 구멍을 8개 배치시켜(N=4) 8점에서 감지되는 평균동압력을 측정하게 하였는데 계측소자가 가는 막대기 형태이므로 호흡기류를 전혀 방해하지 않는다. 또한 일회용으로 제작하여 위생성의 문제도 함께 해결하였다[6].

그러나 이와같은 속도 측정형 호흡기류센서는 한정된 개수의 샘플링 구멍을 통해 기류속도를 측정하여 평균하는 방식이므로 계측소자가 위치하는 호흡관 단면 상의 속도분포에 따라 측정오차가 발생할 수 밖에 없다. 그러나 속도 샘플 위치를 어떻게 결정해야 하는가에 대한 연구는 아직 수행된 바 없다. 이에 본 연구에서는 측정오차를 최소화하기 위하여 속도 샘플링 구멍 간의 간격을 비균등하게 배치하는 새로운 기법을 제안하였다. 컴퓨터 시뮬레이션으로 균등 샘플링 기법과 비교하여 오차 개선 효과를 입증함으로써 속도 측정형 호흡기류센서의 설계기법을 확립하고자 하였다. 본 연구의 예비결과는 학술대회에서 기 발표한 바 있다[7].

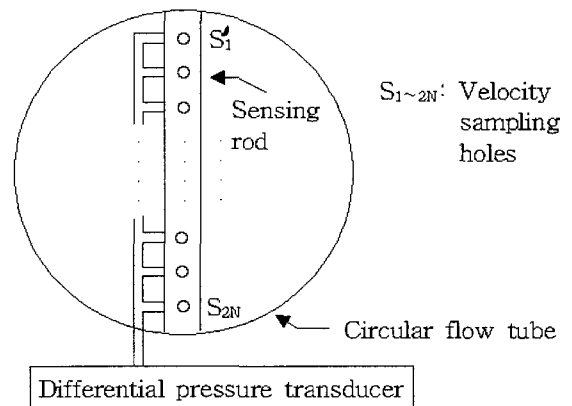


그림 3. 속도 측정형 기류 측정관의 단면구조.
 Fig. 3. Structure of the flow tube of the velocity type respiratory air flow transducer.

호흡기류 측정원리

1. 기본원리

호흡기류 측정시 통상 원형 호흡관을 사용하므로 대칭성을 가정하면 원형 단면 상의 기류 속도분포(air velocity profile)는 중심으로부터의 거리, 즉 반경의 함수 $u(r)$ 이 되고 그림 2의 Pitot tube 내에 형성되는 동압력은 베르누이 방정식에 의해

$$P(r) = \frac{1}{2} \rho u^2(r) \quad (2)$$

where ρ =air density

이 된다. 공기의 유량, 즉 기류(air flow rate)는 속도의 면적적분으로 표현되므로 식(2)를 사용하여

$$F = \int u(r) dA(r) = 2\pi \int r \cdot u(r) dr = 2\pi \sqrt{\frac{2}{\rho}} \int_0^R r \cdot \sqrt{P(r)} dr \quad (3)$$

where R =radius of the flow tube

가 된다. 식(2)와 (3)에서 기류속도의 분포를 알면 기류 F 가 산출된다.

2. 속도분포의 설정

원형관 내를 흐르는 호흡기류가 형성하는 모든 임의의 속도분포를 고려할 수는 없으므로 식(4)와 같이 속도분포를 가정하였다.

$$u(r) = u_0 \left[1 - \left(\frac{r}{R} \right)^m \right] \quad \text{for } m \geq 2 \quad (4)$$

식(4)에서 u_0 는 중심축에서의 속도이고 m 은 차수이다. $m=2$ 이면 층류(laminar flow)가 되고 $m=\infty$ 이면 $u(r)=u_0$ 가 되어 uniform flow가 된다. m 이 2보다 커지면 보다 복잡한 차수의 기류가 된다. 호흡관의 반경(R)에 따른 효과를 배제하기 위하여 식(4)를 정규화(normalization)하면

$$v(x) \equiv u(r)/u_0 = 1 - x^m \quad (5)$$

where $x=r/R$

가 된다. 이때 $v(x)$ 와 x 의 값은 모두 0~1로 한정된다. 식(5)로 주어지는 정규화된 속도분포를 그림 4에 보였다.

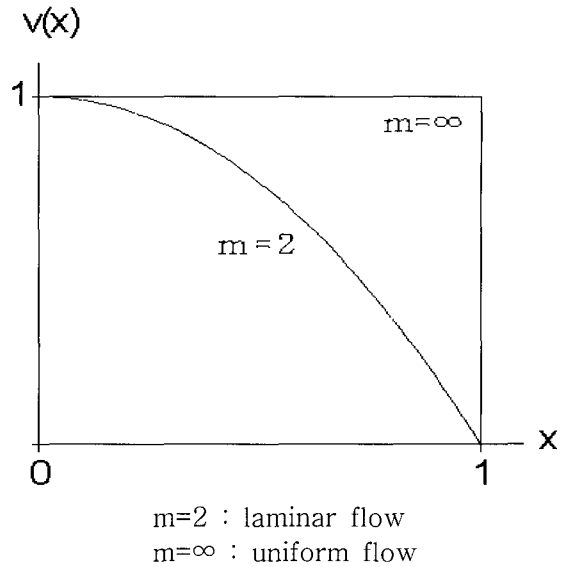


그림 4. 본 연구에서 설정한 속도분포.
Fig. 4. Velocity profile assumed in the present study.

3. 비균등 속도 샘플링 기법

속도 측정형 기류센서는 한정된 개수의 지점에서 기류속도를 샘플링하고 샘플값들이 각각 주변의 속도를 일정하게 반영한다는 가정에서 출발한다. 가장 간단한 기법으로 원형 단면을 일정한 폭의 링(ring)으로 분할하고 각각의 링 중앙에 샘플지점을 위치시키는 등반경(ER, equi-radius) 샘플링기법을 생각할 수 있다(그림 5(a)). 이때 각각의 샘플값은 해당 링내 공기의 속도를 일정하게 대표하는 것으로 간주한다. 그러나 이와같이 균등하게 샘플하면 그림 4에서 샘플 위치가 호흡관의 벽면에 근접할수록 속도 변화율이 커지므로 기류 중심축 부근에 비해 샘플값의 대표성이 상대적으로 떨어져 측정오차의 원인으로 작용하게 된다. 즉, 중심에서 멀어질수록 거리에 따른 속도 변화율(dv/dx)이 커지므로 보다 많은 지점에서 샘플링해야 한다. 따라서 본 연구에서는 그림 4(b)와 같이 원형 단면을 동일한 면적을 가지는 링으로 분할하고 분할된 링의 면적을 다시 이등분하는 원주상의 위치에서 샘플링하는 등면적(EA, equi-area) 샘플링기법을 제안한다. 샘플값은 ER 경우와 마찬가지로 해당 링 내의 기류속도를 대표한다. 그림 5에서 원형 대칭성을 고려하여 상부 반원만을 나타내었다. ER 기법은 인접한 두 샘플링 지점 사이가 등간격을 이루는 반면 EA 기법은 그 간격이 균등치 않으므로 비균등 속도샘플링 기법(unequal distance sampling technique)으로 명명하였다. 그림 5에서 총 샘플링 개수가 N 이라 할 때 중심으로부터 n 번째 링의 반경(x_n)과 샘플링 위치(x'_n)는

$$\text{ER: } x_n = \frac{n}{N}, \quad x'_n = \frac{2n-1}{2N} \quad (6)$$

$$\text{EA: } x_n = \sqrt{\frac{n}{N}}, \quad x'_n = \sqrt{\frac{2n-1}{2N}} \quad (7)$$

where $n=1, 2, \dots, N$

가 된다. 식(7)의 EA 샘플링 기법은 기류가 속도의 면적적 분이라는 점을 주목해 볼 때 가장 합리적인 샘플링 기법으로 생각된다.

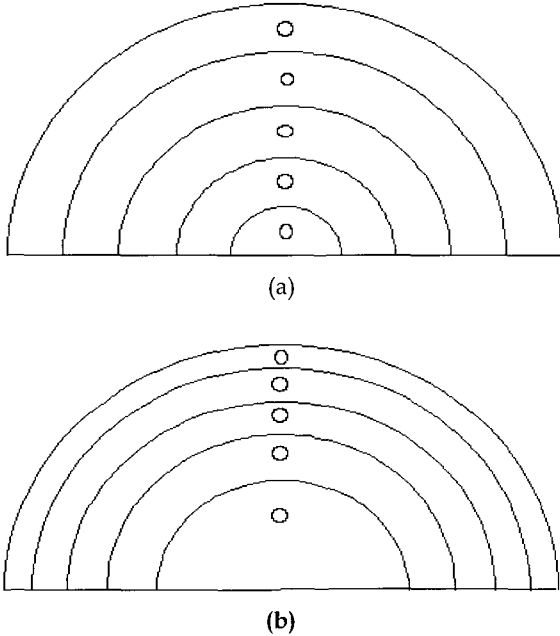


그림 5. 5개(N=5)의 속도 샘플링지점을 결정하기 위한 두가지 방법. (a) ER 분할법 (b) EA 분할법
 Fig. 5. Two segmentation techniques to decide velocity sampling locations for 5 samples(N=5). (a) Equi-radius division method (b) Equi-area division method

4. 기류값의 추정

그림 4로 주어지는 속도분포에서 실제 기류값(F)은 식(3)과 (5)로부터

$$F = \int_0^R 2\pi \cdot u(r) \cdot dr = 2\pi R^2 \cdot u_0 \cdot \int_0^1 x \cdot v(x) dx \tag{8}$$

where $v(x) = u(r) / u_0$, $x = r/R$, $dx = dr/R$

이 된다. R과 u_0 의 영향을 배제하기 위하여 정규화한 기류값(F_{norm})은 식(5)를 사용하여

$$F_{norm} \equiv \frac{F}{2\pi R^2 \cdot u_0} = \int_0^1 x \cdot (1 - x^m) dx = \frac{m}{2(m+2)} \tag{9}$$

이 되어 속도분포 차수인 m만의 함수가 된다.

이제 전술한 불연속으로 한정된 위치에서 속도를 샘플링할 때의 기류를 추정해 보자. 우선 ER 분할법의 경우 n 번째 샘플값(v_n)은 식(6)을 (5)에 대입하여

$$v_n \equiv v(x_n') = 1 - \left(\frac{2n-1}{2N} \right)^m \tag{10}$$

이 되고 이 값이 대표하는 영역은

$$x_{n-1} \leq x \leq x_n \quad \text{for } x=1, 2, \dots, N \tag{11}$$

where $x_n = n/N$

이 된다. 불연속적인 속도샘플링이 행해졌으므로 식(9)의 정규화 기류값은 아래와 같이 적분값 대신 합산식이 되고 실제 기류값인 F_{norm} 이 아니라 추정값인 F_{norm} 이 식(10)과 (11)을 사용하여 계산된다.

$$F_{norm} = \sum_{n=1}^N \int_{x_{n-1}}^{x_n} x \cdot v_n \cdot dx = \sum_{n=1}^N \frac{v_n(x_n^2 - x_{n-1}^2)}{2} \tag{12}$$

$$= \frac{1}{2N^2} \sum_{n=1}^N (2n-1)v_n \tag{12}$$

동일한 원리로 식(6)대신 식(7)을 사용하여 EA 샘플링 기법의 경우 F_{norm} 을 계산하면

$$F_{norm} = \frac{1}{2N} \sum_{n=1}^N v_n \tag{13}$$

이 된다. 식(12)와 (13)에서 v_n 은 ER 및 EA 기법에 있어서 각각 식(6)과 (7)로부터 x_n' 값을 계산하고 이를 식(5)의 x에 대입하여 구해진다. 즉 식(12)와 (13)에서 계산되는 F_{norm} 값은 각각 균등 및 비균등 샘플링 기법이 추정하는 기류값이 되고 식(9)에서 주어지는 실제기류값인 F_{norm} 과의 차이는 각 기법에서 예상되는 측정오차이다. 식(12)와 (13)에서 기류추정값은 속도샘플들의 가중합(weighted sum)으로 나타남을 알 수 있다. 가중합의 계수들이 ER 혹은 EA 샘플링기법에 따라 다르므로 샘플링 기법 자체에 의한 측정오차 혹은 계측정확도를 비교할 수 있다.

5. 평균동압력

식(2)에서 베르누이 방정식에 의해 기류속도가 동압력으로 변환될 수 있으므로 각 샘플 지점에서의 동압력을 측정한다면 각각의 속도샘플값, 즉 식(12)와 (13)의 v_n 값을 산출할 수 있다. 그러나 이는 다수의 Pitot tube를 설치하고 역시 같은 개수의 압력센서를 사용해야 하므로 현실적으로는 불가능하다. 현실적으로 가능한 것은 그림 3에 보인 것과 같이 속도 샘플이 이루어지는 Pitot tube 구멍들을 하나의 관으로 연결하여 동일한 압력센서에 연결하는 것으로 관 내에서 물리적 평균이 행해지므로 평균동압력(\bar{P})이 측정된다.

$$\bar{P} = \frac{\sum_{n=1}^N P_n}{N} \tag{14}$$

실제로 계측되는 변수인 \bar{P} 와 기류추정값(F) 간의 관계식을 EA 샘플링 기법에 대해 유도해 보자. 수식 유도의 이해를 돕기 위해 편의상 식(9)의 정규화 이전의 기류추정값을 사용하였다. 그림 5에서 각 링의 면적은 모두 동일하므로 반원만을 고려하는 경우

$$A_n = \frac{\pi R^2}{2N} \quad \text{for } n=1, \dots, N \tag{15}$$

이고 반원인 단면을 통해 흐르는 기류는 전체 기류의 반이 될 것이므로

$$\frac{F}{2} = \sum_{n=1}^N A_n \cdot v_n = \sum_{n=1}^N \frac{\pi R^2}{2N} \cdot v_n \tag{16}$$

이다. 각 지점에서 샘플링되는 속도 v_n 은 베르누이의 원리(식(2))에 따라

$$v_n = \sqrt{\frac{2}{\rho}} \cdot \sqrt{P_n} \tag{17}$$

이므로 기류추정값과 동압력 간의 관계식은 식(16)과 (17)로부터

$$F = \pi R^2 \sqrt{\frac{2}{\rho}} \cdot \frac{\sum_{n=1}^N \sqrt{P_n}}{N} \tag{18}$$

이 된다. 식(18)을 제곱하면

$$F^2 = \frac{4\pi^2 R^4}{N\rho^2} \cdot \left\{ \frac{\sum_{n=1}^N P_n}{N} + 2 \cdot \frac{\sum_{i \neq j} \sqrt{P_i} \cdot \sqrt{P_j}}{N} \right\} \tag{19}$$

가 되는데 두 번째 항과 첫 번째 항 간의 비를 나타내는 계수(D)를 도입하면

$$2 \cdot \sum_{i \neq j} \sqrt{P_i} \cdot \sqrt{P_j} = D \cdot \sum_{n=1}^N P_n \tag{20}$$

로 쓸 수 있으므로 이를 식(19)에 대입하여 정리하면

$$F = S \cdot \sqrt{\bar{P}} \tag{21}$$

where $\bar{P} = \frac{\sum_{n=1}^N P_n}{N}$

$$S = 2\pi^2 R^4 (1+D)/(N\rho)$$

$$D = 2 \sum_{i \neq j} \sqrt{P_i} \cdot \sqrt{P_j} / \sum_{n=1}^N P_n \quad \text{for } i, j=1, \dots, N$$

이다. 식(21)에서 실제로 계측되는 변수는 동압력들의 평균값인 평균동압력(\bar{P})뿐이므로 샘플링하는 각 지점에서의 압력값들(P_{ij})은 알 수 없다. 따라서 S와 D값은 이론적으로 결정될 수 없다. 그러나 속도 분포가 일정하게 정해지면 S, D는 상수가 되므로 기류추정값은 평균 동압력의 제곱근이 됨을 알 수 있다. ER 샘플링 기법의 경우에도 유사하게 유도할 수는 있으나 보다 복잡한 관계식이 얻어진다. 즉, 특정 속도 샘플링 기법에 대해서 속도분포 및 샘플링 개수(N)가 유일하게 주어지는 경우에만 식(21)에 의해 평균동압력으로부터 호흡기류를 추정하는 것이 가능하다. 만약 기류의 분포양상이 시간에 따라 변화한다면 식(21)의 계수 S가 달라지므로 이에 따라 계측오차가 존재하게 될 것이다.

계측오차 분석기법

1. 샘플링 오차

전술한 속도계측형 호흡기류 센서에서는 한정된 개수의 속도 샘플만을 얻을 수 있으므로 필연적으로 샘플링 오차가 존재한다. 각 샘플지점에서의 속도값은 원형관의 분할 방법(ER 및 EA 분할법)에 따라 대표하는 링의 위치와 면적이 달라지고 따라서 샘플링 기법에 따라 계측오차도 달라진다. 이는 연속적인 속도분포 내의 대표지점에서만 속도를 샘플할 수 밖에 없기 때문에 존재하는 오차이다. 샘플링 오차는 주어진 속도분포에 의한 실제기류값(F)과 샘플링 기법에 따른 기류추정값(F) 간의 상대오차로부터 정량적인 평가가 가능하다. 일반적인 경우에 대해 분석하기 위하여 식(9) 및 (12)와 (13)에서 정규화한 F_{norm} 과 F_{norm} 을 사용하면 된다. 식(9)의 정규화된 실제 기류값은 식(4, 5)의 속도분포 차수(m)에 의해서만 결정되므로 속도샘플링 기법에 무관하게 임의의 속도분포를 가지는 정확한 기류값으로 간주할 수 있다. 반면 ER 및 EA 샘플링 기법 각각에 대해 식(12)와 (13)으로 계산되는 정규화된 기류추정값은 속도샘플링 기법과 샘플 개수(N), 그리고 속도분포 차수(m)에 따라 각기 다른 값들을 나타내므로 실제기류값과의 상대오차(e)를 산출함으로써 두가지 샘플링기법 간의 정확도 비교가 가능하다.

$$e(N, m) = \frac{F_{norm} - F_{norm}}{F_{norm}} \times 100\% \tag{22}$$

for given N and m

따라서 특정 N과 m값에 대해 ER 및 EA 샘플링기법 각각의 e값을 산출하여 비교함으로써 상대적으로 샘플오차가 작은 기법을 결정할 수 있다. 식(22)에서 상대오차 산출의 기준이 되는 F_{norm} 은 그림 4의 속도분포를 해석적으로 적분하여 얻은 기류값으로(식(9)) 정확한 기류 참값을 의미한다. 따라서 상대오차 e는 유한한 수의 속도 샘플들로부터 기류

를 추정할 때 발생하는 오차가 된다.

2. 변환계수 오차

여러 지점에서 기류속도를 샘플링한다고 해도 실제로는 하나의 압력센서를 사용하여 평균동압력만을 측정하게 되고, 식(21)에서 보인 바와 같이 속도분포가 변화하면 평균동압력과 기류추정값 간의 변환 계수가 달라지므로 오차원인으로 작용한다. 특정(n 번째) 샘플링 지점에서 베르누이의 법칙에 의해 기류가 발생시키는 동압력은

$$P_n = \frac{\rho}{2} v_n^2 \quad (23)$$

이다. ER 혹은 EA 기법에 대해 주어진 속도분포 차수와 샘플링 개수가 정해지면 식(10)과 (11)에 의해 v_n 을 계산할 수 있고 이를 식(23)에 대입하면 압력값이 얻어진다. 실제로 측정되는 것은 P_n 값들의 평균이므로

$$\sqrt{\bar{P}} = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N P_n}{N}} \quad (24)$$

이 되고 식(21)을 다시 쓰면

$$S = F / \sqrt{\bar{P}} \quad (25)$$

이 된다. 이때 S 는 기류추정값과 평균동압력의 제곱근 간의 비로써 압력-기류 변환계수로 볼 수 있다. 실제 적용시에서 F 와 \bar{P} 모두 정규화된 변수를 사용하면 된다.

식(25)의 변환계수 S 는 속도분포가 변화하면 따라서 변화할 것이 예상되므로 변환계수의 속도분포 차수에 대한 변화율($\Delta S/\Delta m$)이 계측오차 혹은 계측의 일관성을 나타내는 척도가 된다. $\Delta S/\Delta m$ 값은 특정 샘플링 기법이 주어진 후 속도분포의 차수가 변하면, 즉 속도분포가 바뀌면 0으로부터 변이하게 된다. 이때 그 변이정도가 적은 샘플링 기법을 보다 정확한 기법으로 평가할 수 있을 것이다.

컴퓨터 시뮬레이션

1. 조건 설정

호흡기류 계측시 필수적으로 사용되는 성인용 표준 일회용 호흡관(mouth piece)은 내경이 12.5mm이다. 본 연구팀에서 개발한 속도계측형 일회용 호흡기류 센서소자인 센싱로드[6] 표준 일회용 호흡관에 끼워진다(그림 3참조). 현실적으로 크기가 정해진 원형관 내에서 속도샘플링 지점을 결정해야 하므로 원형관의 직경(혹은 반경)을 고려하여 적절한 샘플링 개수를 설정해야 한다. 그림 5에서와 같이 원형관의 위쪽 반원에서 ER 및 EA 분할법으로 각각 동일한 개수(N)의 샘플링 지점을 결정할 때 N 번째 속도샘플링 지점과 원형관의 내측이 EA 분할법의 경우 상대적으로 근접해 있다. 이때 $N=5$ 인 경우 5번째 속도샘플링 위치는 원

형관의 중심축으로부터 11.86mm 떨어져 있게 되어(식(7)참조), 샘플링 위치와 원형관 내측 간의 간격은 불과 0.64mm 밖에 되지 않는다. 또한 기류의 평균동압력을 계측하기 위한 피토포는 속이 뚫려있는 가는 관으로써 현실적으로 가공 가능한 구멍의 최소 직경은 0.5mm 정도이다(대량 사출의 경우임). 따라서 원형관의 중심에서 가장 먼 속도샘플링 구멍의 가장자리와 원형관 내측과의 거리는 0.39mm가 되고 샘플링 구멍의 직경이 0.5mm라면 더 이상의 구멍을 가공할 수 없다. 즉, 기류속도를 샘플링하는 위치와 그 구멍의 직경을 고려한다면 현실적인 샘플링 개수는 5개로 한정된다. 현실적으로 가능한 샘플링 개수는 5개($N=5$)이지만 더 작은 구멍을 가공할 수 있는 가능성을 고려하고 샘플링 개수에 따른 오차 변화의 양상을 전반적으로 평가하기 위해 $N=1\sim 10$ 으로 설정하였다.

기류속도분포의 차수 m 은 식(5)에서 그 값이 2인 경우가 가장 안정한 층류(laminar flow)를 나타낸다. 실제 상황에서 $m < 2$ 일 가능성은 희박하고 m 이 증가하여 복잡한 분포를 나타낼 가능성은 있을 것이지만 무한정 m 을 늘려가며 계산할 수는 없으므로 $m=2, 3, 4, 5$ 로 임의 설정하였다. 즉, $N=1\sim 10$ 및 $m=2\sim 5$ 에 대해 컴퓨터 시뮬레이션을 수행하였다. 식(4~26)을 C 언어로 프로그램한 후 N 과 m 값을 변화시키며 제반 변수값들을 계산하였다.

2. 변수 계산

앞서 유도한 식(2)에서 실제기류값 F_{norm} 이 얻어지고 속도분포식 (5)에 샘플링 위치 x_n 를 대입하여(식(6, 7)) 얻은 속도값 v_n 으로부터 식(12, 13)에 의해 기류추정값 F_{norm} 을 ER 및 EA 분할법 각각에 대해 계산하였다. F_{norm} 과 F_{norm} 간의 상대오차를 $m=2\sim 5$ 및 $N=1\sim 10$ 범위 내에서 식(22)에 따라 산출하였다.

압력-기류 변환계수 S 는 식(25)에서 평균동압력의 제곱근과 기류추정값 간의 비로 정의하였으므로 속도분포 차수(m)와 샘플링 개수(N)가 정해지면 위에서 계산한 기류추정값과 식(23, 24)에서 계산되는 평균동압력(\bar{P})으로부터 간단히 계산된다. 식(23)과 (24)에서 편의상 정규화된 v_n 값을 사용하였다. 속도분포가 변화하면 S 의 변화율인 $\Delta S/\Delta m$ 이 샘플링 기법에 따라 달라질 것이며, 이는 속도분포의 변화에 따른 변환계수의 변화정도를 나타내므로 각 샘플링 기법의 계측일관성을 평가하는 척도이다. 앞서 m 의 범위를 2~5로 국한하였으므로 $m=2, 3, 4, 5$ 각각에 대해 S 값을 계산한 후 (S_{2-5}), m 을 독립변수, S_m 을 종속변수로 하는 선형 회귀분석을 시행하여 $\Delta S/\Delta m$ 값을 결정하였다. 이와같이 결정된 $\Delta S/\Delta m$ 값은 $m=2\sim 5$ 범위 내의 평균적인 S 의 변화율을 나타낸다. $\Delta S/\Delta m$ 을 ER 및 EA 분할법 각각에 대해 $N=1\sim 10$ 범위의 각 N 값에 대해 산출, 비교함으로써 어느 분할법이 계측의 일관성이 우수한지를 평가하였다.

S 는 평균동압력을 기류로 변환하는 계수이므로 S 값의 변화 혹은 오차는 기류계측값에 그대로 반영된다. S 값의 변화에 의한 계측오차를 대략 계량화하기 위하여 다음과 같이 $\% \Delta S$ 를 산출하였다. 만약 $m=2\sim 5$ 범위내에서만 S 가 변화하고 초기 S 값이 중앙값에 있었다고 가정하면 S 의 최대 변화량은 아래와 같다.

$$\% \Delta S = \frac{S_5 - S_2}{(S_5 + S_2)/2} \times 100\% \quad (26)$$

식(26)으로 정의한 %ΔS는 m=2~5 범위 내에서의 S값의 최대 상대오차에 해당하므로 변환계수 S의 변화, 즉 속도 분포의 변화에 기인하는 기류측정값의 개략적인 최대 상대 오차를 나타낸다. ER 및 EA 샘플링 기법 모두에 대해 N=1~10 범위 내에서 %ΔS를 산출하여 비교하였다.

3. 시뮬레이션 결과

그림 6에 m=5인 경우 기류추정값의 상대오차를 산출한 결과를 N의 함수로 나타내었다. 또한 그림 7에 N=5인 경우 기류추정값의 상대오차를 m의 함수로 나타내었다. m 및 N 값이 달라지는 경우에도 상대오차의 크기에는 차이가 있었으나 그 변화 양상은 동일하였다. 또한 그림 6에서 N≤2인 경우는 현실성이 적어서 생략하였다. 그림 6에서 N이 커짐에 따라 계측오차가 감소하는 것을 볼 수 있다. 이는 속도샘플 개수가 커짐에 따라 기류추정값이 참값에 근접하는 것으로 당연한 결과이다. ER 및 EA 분할기법 모두 동일한 양상을 보였으나 EA 기법이 훨씬 작은 상대오차를 보였다. 즉, 속도샘플 지점들을 비균등하게 배치함으로써 계측정확도가 크게 향상될 것임을 입증한다. 현실적으로 제조 가능한 최대 샘플개수 N=5인 경우, ER 기법의 경우 상대오차가 약 2.74%였고 EA 기법은 약 0.59%로써 ER 기법의 21.5%(약 1/5)에 불과하였다. 즉, N≥4이면 상대오차는 1% 미만이었다. 그림 6은 m=5인 경우로써 m이 작아지면 계측오차는 감소하였다. 따라서 EA 기법의 경우 샘플링 개수가 4 이상이면 최대 계측오차가 1% 미만으로 속도분포에 무관하게 매우 정확한 계측이 가능함을 알 수 있다. 그림 7에서는 m이 커짐에 따라 상대오차가 점진적으로 증가하는 것을 볼 수 있고 이는 속도분포가 복잡해질수록 계측오차가 증가함을 나타낸다. 또한 그림 6에서와 마찬가지로 EA 기법이 ER 기법에 비해 훨씬 정확한 계측이 이루어질 것임을 알 수 있다. 특히 m=2, 즉 층류인 경우 EA 기법의 상대오차는 0으로써 기류추정값이 참값과 정확히 일치하였다. 이는 기류가 속도의 면적적분이고(식(3)), EA 기법이 기류 단면을 등면적으로 분할한 것이기 때문인데, EA 기법이 층류를 계측하기 위한 최적의 샘플 기법임을 입증한다. m이 5까지 증가하여도 상대오차가 1% 미만이었으므로 속도분포가 복잡한 양상을 띄어도 충분히 정확한 기류계측이 이루어질 것임을 알 수 있다.

그림 8에 S와 m 간의 그래프를 제시하였다. m이 증가함에 따라 S 역시 선형적으로 증가하는 것을 볼 수 있다. 따라서 선형회귀식의 기울기가 S의 m에 대한 변화율(ΔS/Δm)이 된다. S는 특정 샘플기법과 속도분포가 주어졌을 때 동압력으로부터 기류를 계산하기 위한 변환계수이므로 그 절대값은 무의미하고 m에 따른 변화율(기울기)이 계측의 일관성을 나타낸다. N=5인 경우 EA 분할법의 기울기는

ER 분할법의 약 42%로써(1/2 미만) 상대적으로 m의 변화에 둔감하였다. 식(26)에 의해 %ΔS를 산출한 결과 EA 기법은 약 6.74%로써 ER 기법의 약 36%에 불과하였다. %ΔS 값은 속도분포가 임의적으로 최대한 변화할 때(m=2~5) 예측되는 변환계수의 최대 %변화이므로 EA 분할법을 사용하면, 즉 비균등하게 기류속도를 샘플함으로써 균등하게 샘플하는 ER 분할법에 비해 훨씬 더 일관성 있는 기류계측이 이루어질 것임을 입증한다.

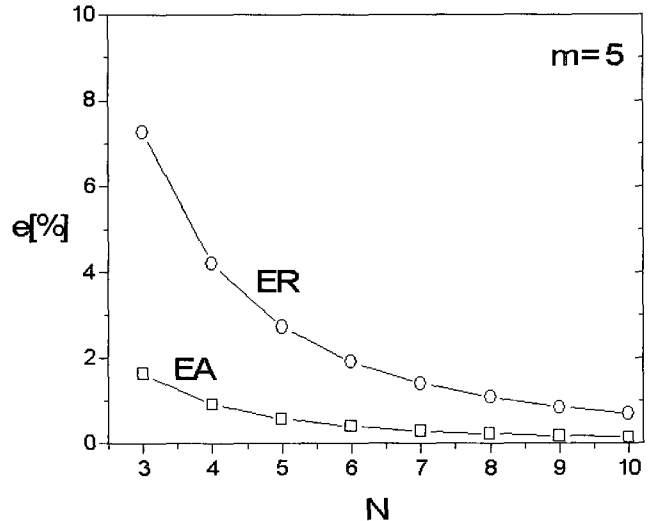


그림 6. 속도분포 차수가 5일때(m=5) 속도샘플 개수(N)에 따른 상대오차의 변화.

Fig. 6. Relative error plotted with increased N given m=5.

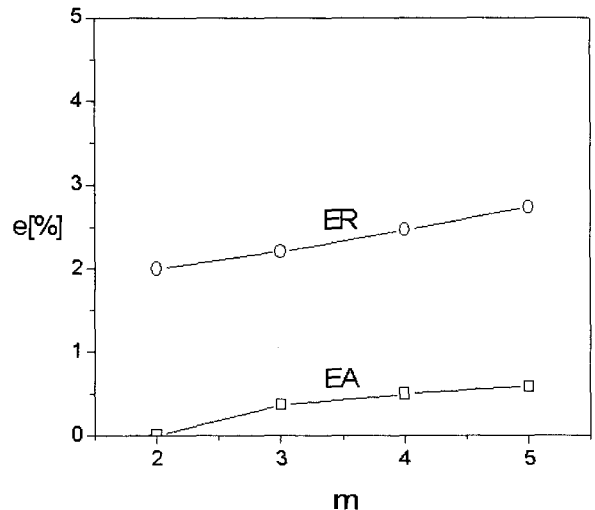


그림 7. 속도샘플 개수가 5일때(N=5) 속도분포 차수(m)에 따른 상대오차의 변화.

Fig. 7. Relative error plotted with increased m given N=5.

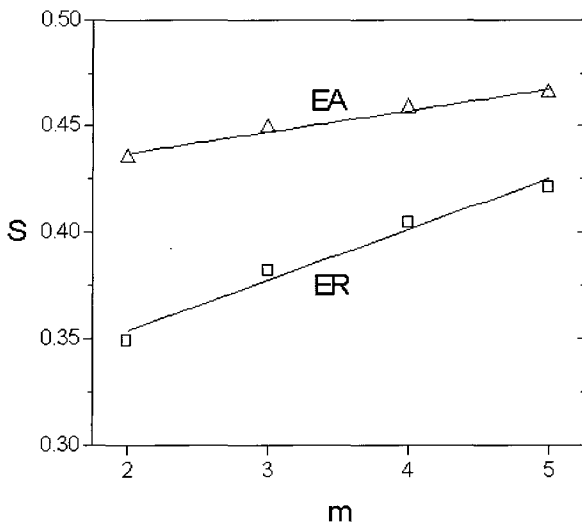


그림 8. 속도샘플 개수가 5일때(N=5) 속도분포 차수(m)에 따른 압력-기류 변환계수(S)의 변화.

Fig. 8. Increase in S with increased m given N=5.

고찰 및 결론

속도 계측형 호흡기류센서는 호흡기류가 Pitot tube 상의 구멍에서 운동에너지가 동압력으로 변환되고 이를 압력 센서로 계측함으로써 호흡기류를 계측하는 기법이다. 이는 유체역학에서 유체속도를 정확하게 측정하기 위해 흔히 이용하는 방법이지만[8] 폐활량검사를 위한 호흡기류센서로는 거의 활용된 바 없다. 본 연구팀에서 개발하여 제품화한 기능성 일회용 호흡관[5]은 막대기 형태의 플라스틱 센서소자인 센싱로드가 종이 호흡관에 수직으로 장착되는 구조로써(그림 3 참조) 센싱로드가 8개의 대칭적인 Pitot tube들을 포함하고 있다. 센싱로드의 하부에는 압력센서가 연결되어 평균동압력이 측정된다. 이와같은 일회용 호흡관은 호흡기류를 압력신호로 변환하는 기능을 하며 일회용으로 제작된 유일한 센서소자이다[6].

Pitot tube를 이용하여 호흡기류를 동압력으로 변환하고자 할때 실제로는 Pitot tube 상의 샘플링 구멍에 도달하는 공기분자들의 속도, 즉 샘플링 구멍 상의 기류속도가 동압력으로 변환된다. 샘플링 구멍의 수에는 현실적인 제한이 있으므로 한정된 개수의 속도샘플만이 가능하다. 호흡기류는 기류와 수직한 단면 상에서 기류속도의 면적적분이므로 한정된 속도샘플만을 얻는 경우 적분식을 적용할 수 없고 근사적인 합산식을 사용해야 하므로 필연적으로 계측오차가 발생한다. 본 연구에서는 이와같이 한정된 개수의 속도샘플만을 얻을 수 있을 때 기류속도가 샘플되는 지점들 간의 간격을 비균등하게 설정함으로써 계측오차를 축소할 수 있음을 이론적으로 입증하고자 하였다. 기류가 통과하는 원형 단면상에 여러개의 샘플 구멍들을 설치할 때 특별한 이유가 없다면 직경 상에 균등하게 배치하는 것이 합리적일 것이다. 이는 원형 단면을 일정한 폭의 링으로 분할하고 그 중간에 샘플구멍을 위치시킨 후 그 지점에서의 속도샘플값이 해당 링 내의 모든 공기 분자들의 속도를 대표하는 것으로 간주하는 것이다(그림 5(a)). 따라서 이와같은 균

등 샘플링은 등반경(ER, equi-radius) 분할법이라 칭할 수 있다. 그러나 가장 안정한 기류인 층류일 때(그림 4에서 m=2인 경우)에도 샘플위치가 중심축에서 멀어지면 속도변화율이 점차 커지므로 속도샘플들을 등간격으로 위치시키면 샘플값의 대표성이 떨어질 것은 자명하다. 그림 4에서 속도분포 차수가 2보다 커지면 중심축에서 먼 지점의 속도샘플의 대표성은 더욱 떨어질 것이고 더욱 큰 계측오차가 발생할 것이다. 따라서 속도 변화율에 따른 샘플의 대표성을 유지하려면 중심축에서 멀어질수록 보다 많은 속도샘플을 얻어야 하는데 속도분포에 따라 변화율이 달라질 것이므로 유일한 방법은 있을 수 없다. 본 연구에서는 기류가 속도의 면적적분이라는 점에 착안하여 등면적(EA, euqi-area) 분할법을 고안하였다(그림 5(b)). 기류통과면을 등면적으로 분할하고 특정 링 내에서도 면적을 2등분하는 지점에 샘플위치를 설정하는 방식으로써, 중심축에서 멀어질수록 상대적으로 많은 수의 샘플이 얻어지며 인접한 두 샘플구멍 간의 거리가 비균등적이므로 비균등 속도 샘플링 기법으로 명명하였다. 이와같은 샘플링 기법은 앞서 지적한 대로 기류가 속도의 면적적분이라는 점에서 상식적으로 가장 합리적인 샘플기법이라 볼 수 있을 것이다. 이는 기본적으로 호흡관 단면 상의 속도분포가 비선형적이며, 중심축에서의 속도가 가장 크고 중심축에서 멀어짐에 따라 속도가 convex하게 감소하여 호흡관 벽에서 0이 된다는 가정에 기초한다(그림 4). 가장 안정한 층류의 경우 이는 위로 볼록한 2차함수가 되고 보다 복잡한 실제 기류에서는 차수가 더욱 높아질 수 있으므로 균등하게 샘플링하는 경우(ER 기법) 샘플링 오차는 더욱 커지게 된다. 이를 방지하기 위하여는 중심축에서 멀어질수록 샘플의 수를 늘려야 하는데, 본 연구에서는 등면적 분할법(EA 기법)을 고안하였다. 앞서 지적한 대로 이는 호흡기류가 속도의 면적적분이라는 점에서 착안되었다. 그 결과 층류(m=2)의 경우에는 샘플링 오차가 0으로 이상적인 계측이 이루어지며(그림 7), 이는 본 연구에서 제안하는 비균등 샘플링 기법의 유용성과 합리성을 반증한다. 본 연구에서는 비균등 샘플기법을 사용하여 속도 계측형 호흡기류 센서를 설계할 때 샘플개수와 속도분포에 따라 예상되는 계측오차를 산출함으로써 설계를 위한 이론적 근거를 확립하고자 하였다. 컴퓨터 시뮬레이션으로 기류추정값, 즉 센서가 계측하는 기류값의 상대오차를 산출한 결과 샘플개수가 4개 이상이 되면 가장 복잡한 속도분포(m=5)인 경우에도 1% 이내의 오차만이 예측되었다. 또한 현실적으로 가공 가능한 속도샘플 구멍의 수가 최대 5개인 점을 생각하면, 속도 계측형 호흡기류 센서 설계시 가공비용과 난이도 등 제반 생산과정의 문제점들을 고려할 때 4개의 샘플구멍 개수가 최적일 것임을 알 수 있다. 즉, 기류통과면 상부 반원 상에 4개, 그리고 하부 반원 상에 대칭적으로 4개의 샘플구멍들을 비균등하게 설치하는 것이 현실적으로 최적일 것이다. 가능한 최소한의 샘플 수로 최대한 정확하게 호흡기류를 측정하는 것이 속도 계측형 호흡기류 센서의 목적이므로 본 연구결과는 매우 중요한 설계지침을 확립하였다고 사료된다.

호흡기류는 흡식 및 호식의 양방향 기류이며 0~12liters/sec의 매우 넓은 범위에 있다[2]. 기류가 작을 때에는 속도분포가 층류를 이룰 것이지만 한정된 단면적의 호흡관 내를 매우 높은 기류가 지나가면 난류를 형성할 것이다. 따라서 호흡기류센서가 범용성을 가지고자 하면 호흡

관 내 기류의 속도분포 변화에 둔감해야 한다. 본 연구에서는 속도분포의 변화에 따른 영향을 분석하기 위하여 압력-기류 변환계수의 속도분포 차수에 대한 변화율($\Delta S/\Delta m$)을 산출하였다. EA 분할법의 경우 ER 분할법에 비해 $\Delta S/\Delta m$ 이 1/2 미만이었으며 이는 EA 분할법, 즉 본 연구에서 제안하는 비균등 샘플링 기법이 속도분포의 변화에도 훨씬 둔감하다는 것을 입증한다. m 이 2~5 범위로 변화할 때 예측되는 최대오차는 약 6.75%이었으나 이는 대략적인 최대 예상오차일 뿐이며 실제로는 속도분포의 변화폭과 양상에 따라 계측오차가 결정될 것이므로 이론적 예측은 어렵다. 다만 균등 샘플링에 비해 훨씬 작은 오차가 예상되며, 그 크기도 수 %를 넘지 않을 것이므로 호흡기류센서로서의 기능에 문제가 없을 것임을 반증한다.

본 연구에서는 본 연구팀에서 개발한 속도 계측형 호흡기류센서[5, 6]를 설계할 때 결정해야 하는 속도 샘플링 구멍의 위치 설정 방식을 이론적으로 확립하였다. 등면적 분할법에 의해 식(7)로 주어지는 비균등 샘플링 기법으로 설계하는 것이 단순히 균등하게 샘플링하는 것에 비해 훨씬 정확한 계측이 가능함을 수학적으로 입증하였다. 본 연구에서 제시한 계측오차 산출결과를 응용하면 제작하고자 하는 센서의 정확도 규격에 따라 샘플개수를 결정할 수도 있으므로 속도 계측형 기류센서의 설계시 매우 유용할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. 차은중, "호흡기 시스템의 측정", In: 의용계측공학, 의공학 교육연구회 역편, 여문각, pp. 509-598, 1993
2. American Thoracic Society, "Standardization of spirometry", Am. Rev. Respir. Dis., Vol. 136, pp.1285-1298, 1987
3. A. Fleisch, "Der pneumotachography: ein Apparat zur Beischwindigkeitregistrierung der Atemluft", Arch. Ges. Physiol. Vol. 209, pp.713-722, 1925
4. Micro Medical Ltd., "MicroLab Operating Manual", pp.2-4, 1998
5. 김경아, 김현식, 이태수, 차은중, "호흡기류를 동압력으로 변환하는 기능성 일회용 호흡", 한국센서학회지, 제 11권 3호, pp. 125-131, 2002
6. Apparatus for measuring respiratory gas flow by means of a disposable respiratory tube, U. S. Patent No. 6,634,242B2, 2003
7. 김경아, 김현식, 이태수, 차은중, "호흡기류 계측을 위한 기류속도 샘플링 기법", 제 24회 의용생체공학회 춘계 학술대회, P77, 2001
8. R. M. Olson, "Flow measurements", In: Essentials of engineering fluid mechanics, 4th. ed., pp.452-482, Maple Press Company, Ohio University, 1980
9. 탁계래, 차은중, 우응제, "생체시스템 모델링 및 해석", 대한의용생체공학회지, 제20권, pp 515-527, 1999
10. 차은중, 이태수, 구용숙, 송영진, "Flow limitation 이 일어나는 기도내 위치의 실험적 측정", 대한의용생체공학회지, 제3권, pp 209-215, 1992

1. 차은중, "호흡기 시스템의 측정", In: 의용계측공학, 의