

속도계측형 호흡기류센서에서 상승시간을 고려한 최고호기유량의 교정 기법

논문
58-4-29

Compensation of Peak Expiratory Air Flow Rate Considering Initial Slope in Velocity Type Air Flow Transducer

차 은 종** · 이 인 광* · 김 성 식* · 김 완 석* · 박 경 순* · 김 원 재** · 김 경 아†
(Eun-Jong Cha · In-Kwang Lee · Seong-Sik Kim · Wan-Suk Kim · Kyung-Soon Park ·
Wun-Jae Kim · Kyung-Ah Kim)

Abstract - Peak expiratory flow rate(PEF) is one of the most important diagnostic parameters in spirometry. PEF occurs in a very short duration during the forced expiratory maneuver, which could lead to measurement error due to non-ideal dynamic characteristic of the transducer. In such case the initial slope of the flow rate signal determines the accuracy of the measured PEF. The present study considered this initial slope as a parameter to compensate PEF. The 26 standard flow rate signals recommended by the American Thoracic Society(ATS) were flown through the air flow transducer followed by simultaneous measurements of PEF and maximum transducer output(N_{PEF}). N_{PEF} -PEF satisfied a quadratic equation in general, however, two signals(ATS #2 and #26) having large initial slopes deviated from the fitting equation to a significant degree. The relative error was found to be in a linear relationship with the initial slope, thus, N_{PEF} was appropriately compensated to provide accurate PEF with mean relative error less than only 1%. The 99% confidence interval of the mean relative error was less than a half of the error limit of 5% recommended by ATS. Therefore, PEF can be very accurately determined by compensating the transducer output based on the initial slope, which should be a useful technique for air flow transducer calibration.

Key Words : Peak expiratory flow rate, Compensation technique, Spirometry, Asthma.

1. 서 론

천식은 여러 가지 다양한 자극에 대해 기관지가 반응하여 수축하거나, 기관지 내에 염증이 생기는 중요한 만성질환이다[1]. 천식은 전 세계적으로 높은 유병율을 나타내고 있으며, 국내의 경우에도 서구화된 생활 양식과 산업화에 따른 공기오염 등으로 인해 환자의 수가 증가하여 소아 청소년과 노년층에서 약 12% 이상의 유병율을 보이고 있다[2].

천식환자는 가벼운 자극에도 쉽게 기도가 좁아져 기침, 천명, 가슴의 답답함, 호흡곤란 등의 증상을 호소하는데, 심한 경우 발작에 의해 사망에 이르기기도 한다[1]. 천식 환자의 기도는 증상의 발생 유무와 관계없이 항상 수축과 염증 상태에 있으므로 자신의 천식 증상을 발생시키는 유발 인자들을 인식하고 제거하여 증상을 완화시켜야 한다. 또한 스스로 정기적으로 검사를 수행하여 자가관리하는 것이 중요하다. 천식환자들은 약물관리 뿐만 아니라 일반적으로 최고유량계[3]라는 기구를 사용하여 최고호기유량(PEF, peak expiratory flow rate)를 측정함으로써 자신의 기도 상태를 관리하는 것이 일반적이다. PEF는 폐로부터 기도를 통해 공

기를 얼마나 빨리 내 쉴 수 있는가를 정량적으로 나타내는 척도로서 천식 환자의 관리를 위해 필수적으로 측정해야 하는 매우 중요한 진단 매개변수이다. PEF는 최고유량계를 사용하여 매일 아침과 저녁에 측정하는데, 측정시마다 2회 이상 반복 실시하여 가장 높은 수치를 매번 기록지에 기록한다. 환자는 PEF 수치로부터 스스로 자신의 질환 상태를 파악할 수 있으며, 다음 병원 방문시 의사에게 자신의 천식 증상의 변화 추이를 제공하여 치료 방향을 결정하게 된다.

현재 판매되고 있는 천식 환자들의 자가 관리용 최고유량계는 대부분 단순한 기계식으로 검사 후 환자 본인이 수치를 읽어 기록지에 수기로 기록한다. 최근에는 수기 기록의 불편함을 없애기 위해 전자식 최고유량계(Piko-6, Ferraris Respiratory Europe Ltd., UK)도 개발되었다. 또한 이를 휴대형 폐활량계의 형태로 개선한다면 PEF와 함께 중요한 다른 진단변수들을 산출할 수 있으며 검사결과의 누적도 가능해지므로 질환 관리가 획기적으로 개선되리라 기대된다. 이에 본 연구팀에서는 전자식 폐활량계를 소형화하기 위해 호흡기류센서의 최소 규격을 제시한 바 있다[4]. 또한 최소 규격으로 제작한 호흡관을 장착함으로써 개인이 주머니에 휴대할 수 있는 크기로 소형화된 휴대형 폐활량계를 개발하였다[5]. 휴대형 폐활량계에 장착되는 소형 단방향 호흡관은 호식기류를 동압력으로 변환하는 속도계측형 호흡기류센서로서 동압력신호를 측정된 후 기류신호로 역변환하고 그 최대값을 읽어 PEF를 측정한다.

노력성 폐활량(FVC, Forced Vital Capacity) 검사시 PEF

* 정 회 원 : 충북대 의대 의용생체공학과 박사과정

** 정 회 원 : 충북대 의대 의학과 교수

† 교신저자, 정회원 : 충북대 의대 의학과 조교수

E-mail : kimka@chungbuk.ac.kr

접수일자 : 2009년 1월 28일

최종완료 : 2009년 2월 9일

는 매우 짧은 순간에 크게 나타나므로 동압력을 측정하는 압력센서의 동특성이 상대적으로 충분치 않은 경우 측정오차가 발생한다. 따라서 PEF를 정확하게 측정하기 위해서는 센서 교정에 세심한 주의가 필요하다. 호식기류가 급격히 증가할수록 센서 오차도 커질 것이므로 기류 증가속도는 PEF 측정오차와 밀접한 상관성을 가진다. 미국흉부학회(ATS, American Thoracic Society)에서는 환자의 호식기류를 모사하는 표준기류파형 26개를 제시하여 호흡기류센서의 동특성 교정(calibration)에 사용하도록 권고하고 있다[6]. 이에 본 연구에서는 ATS 표준기류파형 26개(#1~26)가 호흡기류센서를 통해 흐를 때 측정되는 센서 출력신호의 초기 상승속도를 산출한 후, 이를 고려하여 대용량 PEF를 매우 정확하게 결정하는 새로운 기법을 고안하였다.

2. 본 론

2.1 실험장치

ATS의 유체저항 규격을 만족하는 최소 크기의 단방향 호흡관[5]을 압력센서(MPXV10G, FreeScale, U. S. A.)에 연결하여 속도 계측형 호흡기류센서를 구성하고, 이로부터 기류(F) 신호를 수집하는 실험장치를 그림 1과 같이 제작하였다. 개인용 컴퓨터(PC)가 제어하는 서보모터(CSDJ plus, Samsung Electronics, Korea)로 8L 시린지(Svr8.0, CKInt., Korea)를 구동하여 ATS 표준기류파형 26개(F)를 생성시켜 호흡기류센서로 통과시켰다. 시린지의 회전축에 선형변위센서(LTM550, Gefran, Italy)를 부착하여 기류생성 과정의 시린지 용적변화(V)를 측정하였다. V 신호를 100samples/sec, 12bits/sample로 A/D 변환하여 PC에 누적하였다. 동시에 호흡기류센서가 출력하는 동압력(P_D) 신호의 A/D 변환값(N, 0~4095)을 PC에 축적하였다. 본 연구에서 채택한 속도 계측형 호흡기류센서는 일반적으로 P_D(혹은 N)가 F의 2차함수로 나타난다[7].

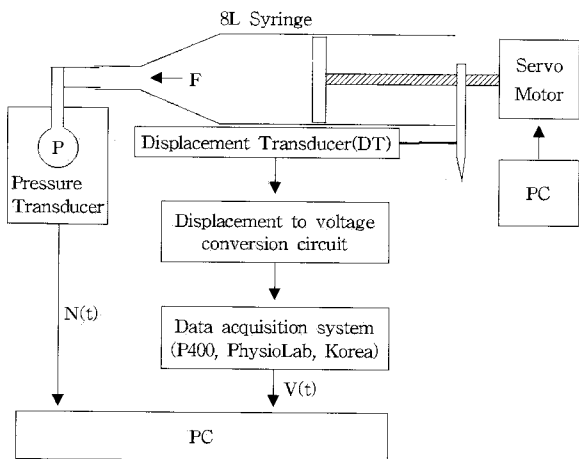


그림 1 실험장치의 모식도.
Fig. 1 Experimental set-up

2.2 표준기류신호 산출 기법

ATS에서는 PEF 결정시 V 신호 상에서 40msec 혹은

80msec 간격으로 최소 제곱식(least squares parabolic fit)을 산출하는 포물선 적합 알고리즘(parabolic curve-fitting algorithm)을 적용하도록 권고하고 있다[6]. 즉, 식 (1)을 사용하여 V로부터 F를 산출한 후, 식 (2)와 같이 F의 최대값을 PEF로 결정하였다.

$$F(n) = \frac{\sum_{j=-np}^{np} j \cdot V(n+j)}{2 \cdot h \cdot \sum_{j=1}^{np} j \cdot j} \tag{1}$$

$$PEF = \text{Max}(F) \tag{2}$$

식 (1)에서 n은 기류신호 데이터의 인덱스이며 h는 데이터의 샘플링 시간간격으로서 0.01초이다. 식 (2)에서 Max는 최대값 함수이다. 식 (1)에서 np는 기류신호 산출시 적용하고자 하는 시간 간격에 따라 2 혹은 4를 선택하는데, 본 논문에서는 2로 설정하였다. np=2인 경우 식 (1)은 V 신호 상에서 20 및 40msec 간의 기울기를 1:4로 가중 합산하여 F 신호를 산출하는 것이다. ATS에서 제시하는 표준기류파형은 총 26개로서 약 4초간 기류가 발생되는데 대표적인 파형 2개(ATS #17 및 #26)를 그림 2에 도시하였다. 그림 2(a)(ATS #17)는 초기의 기류 증가속도가 작은 경우이고 그림 2(b)(ATS #26)는 매우 큰 경우의 사례이다. 대부분의 파형에서 PEF가 클 때 초기의 기류 증가속도도 크지만 꼭 그렇지는 않으며(뒤에 설명), 노력성 호식 초기에 기류가 급격히 증가하여 PEF를 달성한 후 바로 감소하게 되므로 PEF는 매우 짧은 시간에 나타나게 된다.

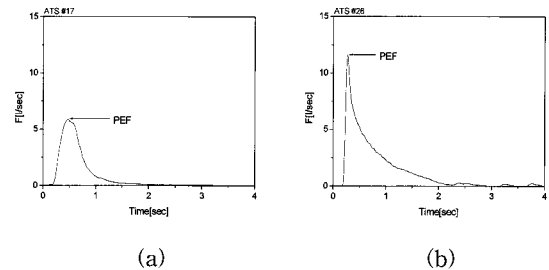


그림 2 ATS 표준기류파형 예.
(a) ATS #17 파형, (b) ATS #26 파형.

Fig. 2 Examples of ATS standard waveform
(a) ATS#17 waveform (b) ATS#26 waveform

2.3 상승속도 산출 기법

그림 2에서 보는 바와 같이 F는 기류 발생 초기 부분에서 급격히 증가하였다가 감소하는 파형을 가진다. 이는 FVC 검사 초기에 환자가 가능한 최대한의 속도와 노력으로 호식해야 하기 때문이다. 노력성 호식 과정에서 초기에 기류가 급격히 증가하여 정점에 이른 후 감소하게 되는데 정점에서의 최고호기유량이 PEF이다. 이때 호흡기류센서의 동특성이 이상적일 수 없으므로 기류 증가속도가 커지는 경우 PEF 측정에 오류가 발생한다. 이러한 PEF의 측정 오류는 검사시작 초기의 기류 증가 경사에 관계될 것이므로 이를

보정하기 위해 노력성 호식 과정 중 N 신호 초기의 10~90% 상승시간($T_{90}-T_{10}$)과 PEF가 달성되는 시점의 최대 센서출력값(N_{PEF})을 산출한 후, 상승속도(S_r)를 식 (3)과 같이 정의하였다(그림 3 참조).

$$S_r = \frac{0.8N_{PEF}}{T_{90}-T_{10}} \quad (3)$$

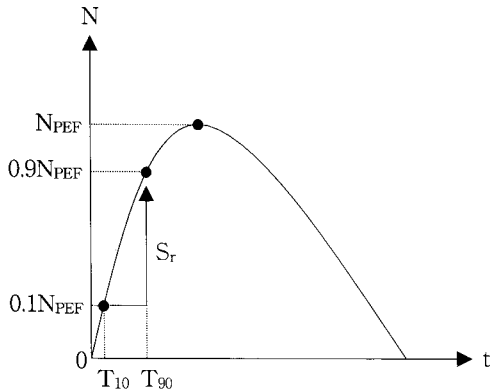


그림 3 상승속도 산출 기법을 나타내는 모식도.
Fig. 3 Rise slope evaluation diagram

2.4 최고호기유량 보정 기법

앞서 기술한 대로 ATS 표준기류파형 26개로 구동되는 시린지로부터 측정된 V 신호에 식 (1)을 적용하여 F 신호를 산출한 후 최대값을 취하여 파형별로 정확한 표준 PEF 값들을 각각 결정하였다. 또한 동시에 측정되는 N 신호의 최대값, N_{PEF} , 도 각각 측정하였다. 이들 중 PEF가 0~10[l/sec] 범위에 있는 23개 파형을 대상으로 N_{PEF} -PEF 관계식(추정식)을 산출한 결과 그림 4에 보인 것처럼 2차함수 curve-fitting으로 매우 정확한 결과를 얻을 수 있었다(상관계수=0.9997, $P<0.0001$). 이는 N_{PEF} -PEF 관계를 2차함수로 규정할 수 있음을 나타내는 것으로서 속도 계측형 호흡기류 센서의 이론적 특성과 일치한다[7]. 그러나 PEF가 10[l/sec] 이상으로 매우 큰 범위에 있는 3개 파형 중 2개(ATS #2, 26)는 추정식으로부터 상당히 벗어나 있었고 나머지 1개(ATS #12)는 PEF가 상당히 크에도 불구하고 추정식에 근접해 있었다. 그림 4에 N_{PEF} -PEF 관계식 산출에 사용한 23개의 데이터를 빈 원(open circle)으로, 그리고 나머지 3개를 찬 원(closed circle)으로 나타내었다. 그림 4에서 ATS #12와 #26 파형은 PEF 값이 거의 동일하게 크지만 #26만이 추정식으로부터 상당히 이탈하는 오차를 보였다. ATS #2 파형 역시 PEF가 대등하게 크며 추정식으로부터 상당히 떨어져 있음을 알 수 있다. 대용량 기류를 가지는 이들 세 파형 중 추정식에 근접한 #12는 S_r 값이 #2 및 #26에 비해 상당히 작았다(약 1/3~1/2). 즉, ATS 표준파형 26개 중 #2와 #26은 나머지 24개 파형에 비해 적어도 2~3배의 S_r 값을 보였다.

따라서 N_{PEF} -PEF 관계식과의 이탈 정도가 큰 것은 아마도 S_r 값이 매우 크기 때문으로 예상할 수 있을 것이다. 이에 본 연구에서는 식 (3)에서 정의한 S_r 값을 기반으로 N_{PEF}

를 보정함으로써 PEF를 정확하게 결정하는 새로운 교정기법을 고안하였다. 본 논문의 내용 이해를 보다 쉽게 하기 위해 구체적인 보정방법과 결과를 함께 “3. 결과” 부에서 기술한다.

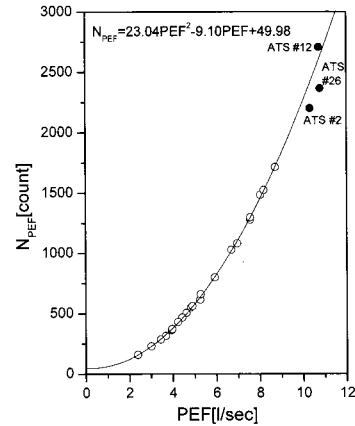


그림 4 보정전 N_{PEF} -PEF 관계
Fig. 4 Relationship between N_{PEF} and PEF before compensation

3. 결 과

FVC 검사 초기의 기류 증가속도를 고려하여 PEF를 보정하기 위해, 식 (1)로 산출한 PEF 값을 앞서 산출한 2차함수 N_{PEF} -PEF 관계식에 대입하여 N_{PEF} 추정값(N_{PEF}^*)을 계산한 후 실제로 측정된 N_{PEF} 와의 상대오차(e%)를 계산하였다. 또한 각각의 파형으로부터 식 (3)에 의해 S_r 값들을 산출한 후 그림 5와 같이 %e- S_r 관계를 살펴보았다. 그림 5에서 $e\%<\pm 5\%$ 이내의 범위에서는 ATS #2, 26을 제외한 24개의 $e\%$ - S_r 값들이 무질서하게 분포하였으며 S_r 값들도 모두 대략 17000 미만이었다. $e\%<\pm 5\%$ 는 일반적으로 허용되는 실험적 상대오차로 볼 수 있으므로 특별히 보정하는 것은 불필요하다고 판단하였다. 따라서 이 값들의 평균값을 취하여 24개 값들의 대표값으로 간주하였다. 앞서 언급한 대로 ATS #12의 경우에는 PEF가 상당히 컸으나 S_r 이 작았고 $e\%$ 역시 5% 이내이었다. ATS #2, 26의 두 측정점들은 S_r 값이 매우 컸으며(>25000) $e\%$ 역시 약 10%를 상회하였다. 따라서 그림 5에서 찬 원(closed circle)으로 표기한 $e\%<\pm 5\%$ 범위의 평균 대표값과 이들 두 점들을 대상으로 선형 회귀분석(linear regression analysis)을 수행하였다. 그림 5의 직선이 회귀직선이며, 상관계수는 0.9995로서 세 점들 모두 회귀직선에 매우 근접하였다($P<0.0001$). 따라서 S_r 이 커지면 N_{PEF}^* 와 N_{PEF} 간의 차이(상대오차)인 $e\%$ 도 함께 선형적으로 비례하여 커진다는 사실을 알 수 있었다. ATS #2, 26 파형에 대해 측정된 N_{PEF} 는 통상적인 실험 오차 한계를 벗어나므로 적절히 보정하는 것이 필요하다.

ATS #2, 26의 S_r 값을 그림 5에서 산출한 회귀직선식에 대입하여 $e\%$ 값을 우선 추정하였다. $e\%$ 는 식 (4)와 같이 정의되며 이 식에 $e\%$ 추정값과 N_{PEF} 를 대입하여 식 (5)와 같이 보정된 추정값, N_{PEF}^* , 를 새로이 계산하였다.

$$e\% = \frac{(N_{PEF}^* - N_{PEF})}{N_{PEF}} \quad (4)$$

$$N_{PEF}^* = e\%N_{PEF} + N_{PEF} \quad (5)$$

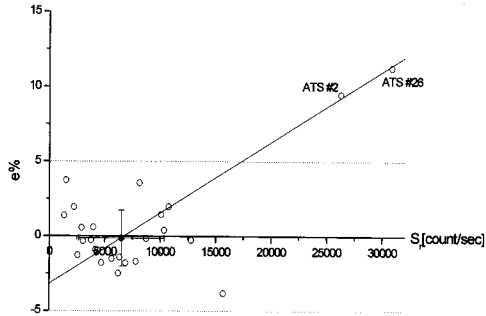


그림 5 e%-S_r 관계
Fig. 5 Relationship between e% and S_r

이와같이 보정된 결과를 그림 6에 나머지 측정점들과 함께 나타내었으며, 두 점 모두 앞서 산출한 N_{PEF}-PEF 관계식에 거의 근접한 것을 알 수 있다. 모든 (N_{PEF}, PEF) 측정점들이 하나의 2차함수를 만족함을 확인하였으므로 이는 센서의 유일한 교정식(calibration equation)이 된다. 즉, S_r이 매우 큰 경우에만 e%-S_r 직선식으로 N_{PEF}를 보정함으로써 모든 측정점들을 하나의 교정식으로 나타낼 수 있었다.

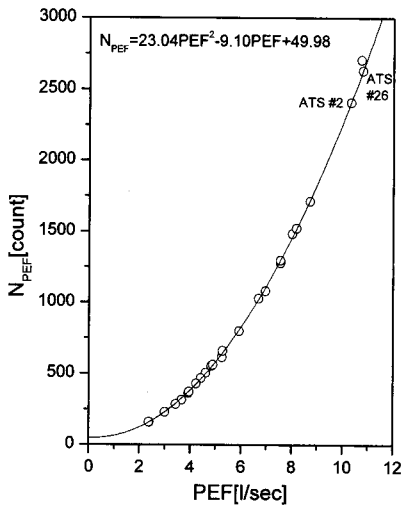


그림 6 보정후 N_{PEF}-PEF 관계
Fig. 6 Relationship between N_{PEF} and PEF after compensation

모든 (PEF, N_{PEF}) 점들이 N_{PEF}-PEF 교정식을 정확하게 만족하므로 N_{PEF} 값들을 그림 6의 2차함수 교정식에 대입하여 PEF 값을 추정하였다(PEF_m). PEF_m은 호흡기류센서가 본 연구에서 제안한 보정기법에 따라 측정하는 PEF에 해당한다. 그림 7에 PEF 추정결과를 identity line과 함께 제시한 바, 모든 추정점들이 identity line에 매우 근접하였다. 각 PEF 값들에 대해 상대오차의 절대값을 취한 후 평균한 결

과, 0.738±0.577%가 얻어졌다. 평균값인 0.738%는 ATS에서 규정하는 PEF 오차 한계인 5%의 약 1/7에 불과한 크기이다. 상대오차의 분산을 고려하여 평균값에 표준편차(0.577)의 3배를 더해 99% 신뢰구간을 계산해 보면 약 2.5%로써 ATS 오차 한계의 1/2이었다. 따라서 국제 규격인 ATS 기준이 규정하는 것보다 적어도 2배 이상의 정확도가 확보되었다.

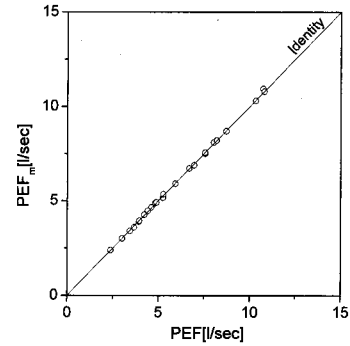


그림 7 PEF 추정 결과
Fig. 7 PEF estimation results

4. 고찰 및 결론

폐활량 검사시 측정되는 기류신호로부터 폐 및 기도 상태를 평가하는 진단 매개변수들을 산출하여 임상 진단에 적용하고 있는데, 이때 기류신호의 최대값이 PEF이다. PEF의 변동률은 천식의 중증도와 비례하여 천식의 진단 및 악화 정도를 표시하는 매우 중요한 지표이므로, PEF는 천식환자의 질환관리에 있어서 매우 중요한 변수이다.

PEF는 FVC 검사를 수행하여 측정하는데, 환자가 노력성 호흡을 행해야만 하므로 검사 초기에 호식기류가 급격히 증가한다. 이때 호흡기류센서의 동특성이 급격히 증가하는 호식기류의 변화를 따라가지 못하면 측정오차가 발생할 수밖에 없다. 따라서 FVC 검사, 즉 노력성 호흡 초기의 기류 증가속도는 PEF의 정확한 측정에 무시할 수 없는 영향을 미치게 되고 특히 기류 증가속도가 매우 큰 경우에는 상당한 오차를 유발할 것이다. 본 연구에서 사용한 ATS 표준파형 26개 중 센서출력 상승속도인 S_r 값이 다른 파형들보다 2~3배 이상 큰 #2, #26 파형만이 2차함수 추정식으로부터 10% 이상 이탈한 것은 이러한 오차를 반증한다(그림 4, 5 참조). 이와같은 오차는 호흡기류센서의 계측특성을 실험적으로 결정할 때 정기류(steady flow) 만으로는 발견할 수 없는 오류이다. 따라서 본 연구에서는 ATS에서 센서의 동특성 검증을 위해 제시하는 표준기류파형 26개를 호흡기류센서로 흐르게 하며 S_r 값을 측정한 후, 이를 고려하여 센서출력값을 보정하는 새로운 기법을 제안하였다.

ATS의 표준기류파형에 따라 움직이는 시린지의 용적신호로부터 산출한 ATS 표준기류신호의 PEF와 호흡기류센서 출력신호의 최대값(N_{PEF}) 간에는 S_r 값이 너무 크지 않은 경우(<17000) 2차함수식으로 정확하게 fitting 되었다(그림 4 참조). 이는 표준파형 26개 중 대부분인 24개 파형 모두에 적용되었다. 그러나 ATS #2, 26의 두 개 파형에서 측정하

N_{PEF} 는 2차함수식에서 상당히 벗어나 있었으며 호식 초기에 급격한 기류증가를 나타낸 파형이었다($S_r > 25000$). 따라서 N_{PEF} 측정값들이 fitting 곡선으로부터 이탈한 정도를 나타내는 $e\%$ 와 센서 출력신호의 초기 상승속도 S_r 을 산출하여 상호 관계를 분석한 결과 $e\%-S_r$ 이 선형관계에 있음을 확인하였다(그림 5 참조). 따라서 ATS #2, 26 파형에 대해 S_r 을 이 회귀직선식에 대입하여 N_{PEF} 를 보정한 결과 두 점 모두 앞서 구한 N_{PEF} -PEF 관계식에 잘 일치하였다. 이 두 파형은 PEF 역시 10[l/sec] 이상으로 매우 큰 최고호기유량 범위에 있었으므로 본 연구에서 제안하는 기법은 PEF 및 S_r 이 모두 큰 경우까지 정확하게 보정할 수 있다. 보정된 N_{PEF} 값들을 2차함수 교정식에 대입하여 PEF 값을 추정한 결과 모든 측정점들이 identity line에 매우 근접하였다. PEF 추정값들의 오차 범위는 약 2.5% 이었으며 ATS에서 규정하는 PEF 오차 한계(<5%)의 1/2에 불과하였다. 즉, 본 연구에서 제시하는 새로운 보정기법은 ATS가 규정하는 국제 규격보다 적어도 2배 이상의 정확도로 PEF를 보정할 수 있다.

본 연구에서 제안하는 상승속도를 고려한 PEF 보정기법은 본 연구의 실험에 사용한 속도 계측형 호흡기류센서에 국한되는 것이 아니며 임의의 센서에 대해서도 일반적으로 적용할 수 있다. 또한 국제 규격보다 월등히 정확한 측정 결과를 제공하므로 호흡기류센서 교정기법으로 매우 유용하리라 기대된다.

감사의 글

이 논문은 2009년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. R11-2008-014-02001-0)

참 고 문 헌

- [1] A. Greening, General principles, In: Manual of asthma management, Ed. by P. M. O'byme, N. C. Thomson and W. B. Saunders, Elsevier Science Health Science, pp. 331-337, 2001.
- [2] 조상현, 김윤근, 장윤석, 김선신, 민경업, 김유영, "우리 나라 기관지천식에 대한 인지 및 실태 조사," 대한내과학회지, 제70권, 1호, pp. 69-77, 2006.
- [3] S. Bellofatto, "Portable peak flow meter," U. S. Patent No. 5,224,487, 1993.
- [4] 김경아, 이태수, 차은중, "기능성 일회용 호흡관의 소형화 연구," 한국센서학회지, 제14권, 4호, pp. 250-257, 2005.
- [5] 김성식, 강영규, 조동욱, 이승직, 김경아, 이태수, 차은중, "진단폐활량계의 소형화 개발," 제34회 대한의용생체공학회 추계학술대회, P2-3, 2006.11.
- [6] American Thoracic Society, "Standardization of spirometry," Am. J. Respir. Crit. Care Med. vol. 152, pp. 1107-1136, 1995.
- [7] 김경아, 이태수, 차은중, "속도 계측형 호흡기류센서 설

계를 위한 비균등 샘플링 기법," 대한의용생체공학회지, 제25권, 5호, pp. 351-359, 2004.

저 자 소 개



차 은 중 (車 殷 宗)

1957년 11월 7일생. 1990년 서울대학교 전자공학과 졸업. 1987년 미국 남가주대학교 의공학과 박사. 1988년~현재 충북대학교 의과대학 의학과 교수.

E-mail : ejcha@chungbuk.ac.kr



이 인 광 (李 仁 光)

1979년 6월 20일생. 2005년 충북대학교 물리학과 졸업. 2007년 충북대학교 의용생체공학과 석사. 2008년~현재 동대학 의용생체공학과 박사과정.

E-mail : kwang4005@nate.com



김 성 식 (金 盛 植)

1967년 10월 22일생. 1991년 아주대학교 전자공학과 졸업. 2007년 충북대학교 의용생체공학과 석사. 2007~현재 동대학 의용생체공학과 박사과정.

E-mail : polezero@lycos.co.kr



김 완 석 (金 完 錫)

1972년 7월 7일생. 1999년 충북대학교 의학과 졸업. 2007년 동대학 의학과 석사. 2008~현재 동대학 의학과 박사과정.

E-mail : kimwansok@hanmail.net



박 경 순 (朴 慶 淳)

1969년 2월 25일생. 1990년 청주과학대학교 간호과 졸업. 2003년 충북대학교 의공학과 석사. 2005~현재 동대학 의공학과 박사과정. 2006~현재 문경대학 간호과 교수

E-mail : pks8928@mkc.ac.kr



김원재 (金沅載)

1954년 8월 7일생. 1980년 서울대학교 의학과 졸업. 1984년 동대학 의학과 석사. 1986년 동대학 의학과 박사. 1989년~현재 충북대학교 의과대학 의학과 교수.

E-mail: wjkim@chungbuk.ac.kr



김경아 (金敬娥)

1968년 8월 30일생. 1991년 충북대학교 물리학과 졸업. 1993년 동대학 물리학과 석사. 2001년 동대학 의용생체공학과 박사. 2005년~현재 충북대학교 의과대학 의학과 조교수.

E-mail : kimka@chungbuk.ac.kr