한국산학기술학회논문지
Vol. 10, No. 5, pp. 1082-1090, 2009

노력성 폐활량검사시 호흡기류센서의 보정기법

차은종[1], 이인광[1], 장종찬[1], 김성식[1], 이수옥[2], 정재관[3], 박경순[4], 김경아[1*]
[1]충북대학교 의과대학 의공학교실, [2]대전보건대학 치위생과, [3]대전보건대학 치기공과, [4]문경대학 간호과

Respiratory air flow transducer calibration technique for forced vital capacity test

Eun-Jong Cha[1], In-Kwang Lee[1], Jong-Chan Jang[1], Seong-Sik Kim[1], Su-Ok Lee[2], Jae-Kwan Jung[3], Kyung-Soon Park[4], and Kyung-Ah Kim[1*]
[1]**Biomedical Engineering Department, College of Medicine, Chungbuk National University**
[2]**Department of Dental Hygiene, Daejeon Health Sciences College**
[3]**Department of Dental Laboratory Technology, Daejeon Health Sciences College**
[4]**Department of Nursing, Munkyung College**

요 약 노력성 폐활량(FVC) 검사시 호식기류의 최대값인 최고호기유량(PEF)은 호흡기능의 평가에 매우 중요하게 활용되는 진단 매개변수이다. PEF는 검사 초기에 매우 짧은 순간에 크게 증가하는 양상을 띠기 때문에 호흡기류센서의 동특성이 충분하지 않은 경우 측정오차가 발생한다. 본 연구에서는 노력성 호식기류 상의 초기 상승속도(S_r)를 산출하고 S_r 값에 기초하여 센서 출력값을 보정하는 새로운 기법을 제안하였다. 미국 흉부학회(ATS)에서 제공하는 표준 기류신호 파형 26개를 생성하여(F) 속도계측형 호흡기류센서로 통과시키며 센서 출력신호(N)를 축적하였다. F의 최대값인 PEF와 N의 최대값인 N_{PEF} 간에는 당초 예상했던 대로 2차함수 관계가 성립하였으나(상관계수 0.9997), ATS파형 #2 및 26은 상당한 이탈을 보였다(상대오차>10%). N_{PEF}의 상대오차와 S_r 간의 관계를 분석하여 상호 선형적인 관계를 얻었으므로, 이를 이용하여 보정한 결과 PEF 상대오차의 99% 신뢰구간이 약 2.5% 이었다. 이는 국제표준인 ATS의 오차한계인 10%의 1/4 이내로써 매우 정확한 보정이 이루어졌다. 따라서 본 연구에서 제안하는 보정기법은 호흡기류센서 교정시 매우 유용하리라 판단된다.

Abstract Peak expiratory flow rate(PEF) is a very important diagnostic parameter obtained from the forced vital capacity(FVC) test. The expiratory flow rate increases during the short initial time period and may cause measurement error in PEF particularly due to non-ideal dynamic characteristic of the transducer. The present study evaluated the initial rise slope(S_r) on the flow rate signal to compensate the transducer output data. The 26 standard signals recommended by the American Thoracic Society(ATS) were generated and flown through the velocity-type respiratory air flow transducer with simultaneously acquiring the transducer output signal. Most PEF and the corresponding output(N_{PEF}) were well fitted into a quadratic equation with a high enough correlation coefficient of 0.9997. But only two(ATS#2 and 26) signals resulted significant deviation of N_{PEF} with relative errors>10%. The relationship between the relative error in N_{PEF} and S_r was found to be linear, based on which N_{PEF} data were compensated. As a result, the 99% confidence interval of PEF error was turned out to be approximately 2.5%, which was less than a quarter of the upper limit of 10% recommended by ATS. Therefore, the present compensation technique was proved to be very accurate, complying the international standards of ATS, which would be useful to calibrate respiratory air flow transducers.

Key Words : Forced vital capacity test, Respiratory air flow transducer, Calibration technique.

이 논문은 2008년도 충북대학교 학술연구지원사업의 연구비지원에 의하여 연구되었음.
*교신저자 : 김경아(kimka@chungbuk.ac.kr)
접수일 09년 03월 12일 수정일 (1차 09년 04월 23일, 2차 09년 05월 10일) 게재확정일 09년 05월 27일

1. 서론

호흡기류(respiratory air flow rate, F)는 폐기능을 평가하기 위해 필수적으로 측정해야 하는 생체신호이다[1]. 노력성 폐활량(forced vital capacity, FVC) 검사는 가장 광범위하게 수행되는 호흡기능 검사로서 폐쇄성 질환의 진단뿐만 아니라 신체검사나 산업재해 평가 등에 널리 사용되는 가장 중요한 검사종목이다[2]. FVC 검사는 사전에 정해진 표준화된 호흡방식으로 숨을 쉬는 과정에서 F(t)를 연속적으로 축적한 후 제반 진단매개변수(diagnostic parameters)를 산출하는 검사이다. F(t)의 측정에는 호흡기류센서(respiratory air flow transducer)가 필요하며 가장 광범위하게 활용되는 기술로는 pneumotachography가 있다[3]. Pneumotachography는 기류통로 상에 작은 크기의 유체저항을 위치시키고 기류가 통과할 때 유체저항에서 발생하는 압력 강하량을 측정함으로써 F를 구하는 기술이다. 최근 본 연구팀에서는 F가 보유하는 운동에너지를 동압력(dynamic pressure)으로 변환하여 측정하는 새로운 방식의 속도계측형 호흡기류센서를 개발한 바 있다[4,5]. 두 방식 모두 F를 직접 측정하는 것이 불가능하기 때문에 계측 가능한 변수인 압력으로 변환하여 측정하는 것이다. 압력신호는 범용 압력센서로 손쉽게 측정할 수 있으며 스트레인게이지(strain-gauge)형이 널리 이용된다[6].

FVC 검사 중 얻어지는 진단 매개변수들 중 최고호기유량(peak expiratory flow rate, PEF)은 노력성 폐활량(forced vital capacity, FVC) 이나 일초량(forced expired volume by 1 second, FEV1.0)과 함께 가장 중요한 매개변수이다. FVC 검사과정에서 PEF는 피검자가 초기에 가능한 빨리 많이 호식할 때 매우 순간적으로 크게 나타나는 최고 호기유량 값이다. 이때 호식기류로부터 변환된 압력을 측정하는 압력센서의 동특성이 상대적으로 충분치 않은 경우 측정오차가 발생한다. 따라서 PEF를 정확하게 측정하기 위해서는 센서 교정에 세심한 주의가 필요하다. F(t)가 급격히 증가할수록 센서 오차도 커질 것이므로 기류 상승속도는 PEF 측정오차와 밀접한 상관성을 가진다. 미국흉부학회(American Thoracic Society, ATS)에서는 환자의 호식기류를 모사하는 표준적인 기류신호의 파형들을 제시하여 호흡기류센서의 동특성 교정(calibration)에 사용하도록 권고하고 있다[2,7]. 이에 본 연구에서는 ATS 표준기류파형들이 호흡기류센서를 통해 흐를 때 측정되는 압력센서 출력신호의 초기 상승속도를 산출한 후, 이를 이용하여 PEF를 매우 정확하게 결정하는 새로운 보정기법을 고안하였다.

2. 노력성 호식기류신호

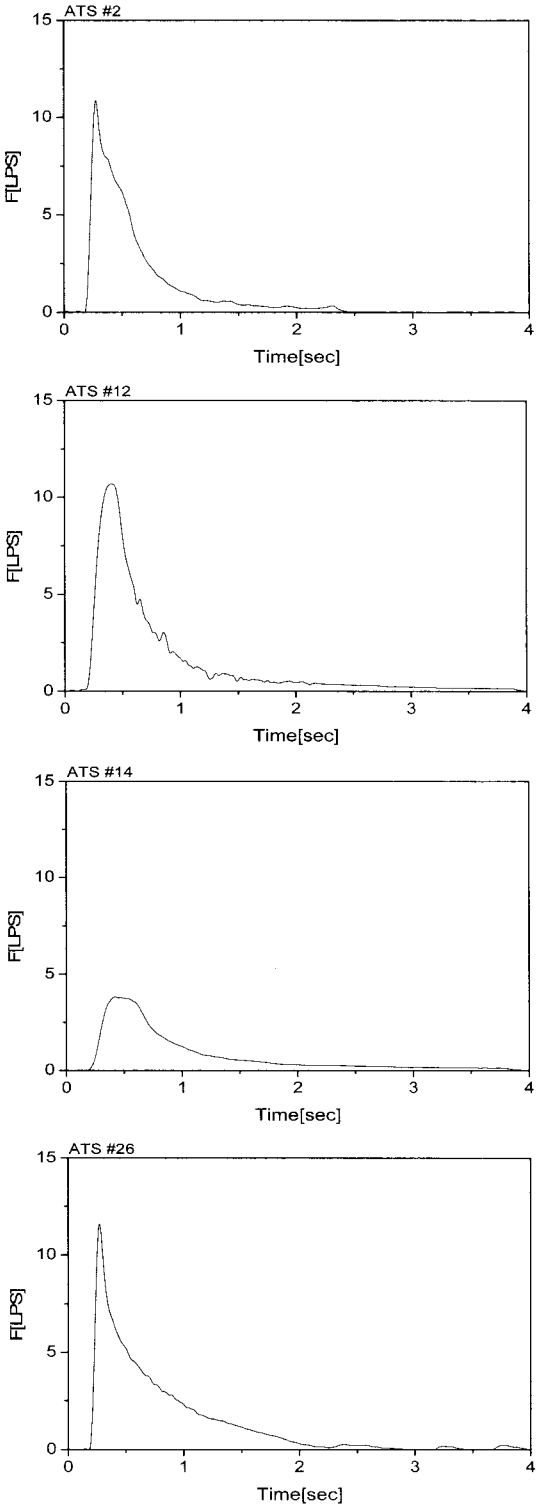
2.1 노력성 폐활량(FVC)검사

FVC 검사는 피검자가 가능한 많이 들이쉬어 더 이상 숨을 들이쉴 수 없는 상태에서 가능한 신속하고 빨리, 그리고 많이 끝까지 숨을 내쉬어 더 이상 내쉴 수 없는 상태까지 호식하며 F(t)를 연속 축적하는 검사이다. 검사 초기부터 피검자가 최대한의 호식노력을 시작하기 때문에 F(t)는 0에서 시작하여 매우 짧은 시간 내에 최대값인 PEF까지 상승하였다가 서서히 감소하여 다시 0에 이르게 된다. 피검자가 자신이 자발적으로 가능한 최대한의 노력을 행하였다면 PEF가 피검자 호흡기구의 역학적 특징을 반영하게 되기 때문에(expiratory flow limitation) 진단적 가치를 가진다[8].

2.2 표준 노력성 호식기류신호

위에 기술한 것과 같이 PEF는 피검자가 호식을 시작한 직후 짧은 시간 내에 달성하는 F(t)의 최대값이며 정상인의 경우 최대 14 L/sec에 이르는 큰 값을 보이는 경우도 흔하다. ATS에서는 환자가 FVC 검사를 수행할 때 보일 수 있는 다양한 노력성 호식기류신호 파형 26개(ATS#1~26)를 생성하여 흘려주며 호흡기류센서로 PEF를 측정할 때 최대 오차한계를 ±10%로 규정하고 있으며, 이는 모든 진단 폐활량계 개발시 적용되는 국제 표준이다. 그림 1에 ATS#2, 12, 14, 26의 4가지 사례를 제시하였다.

그림 1에서 ATS#14는 PEF<5 L/sec 미만으로 비교적 작은 경우이고 ATS#2, 12, 26은 PEF>10 L/sec의 큰 값을 보이는 경우이다. 네 파형 모두 F=0에서 F=PEF까지 매우 급격히 상승하였다가 서서히 감소하는 것을 볼 수 있는데, 이는 피검자가 초기에 최대한의 호식노력을 행하여 순간적으로 많은 양의 공기가 호식되기 때문이다. 또한 ATS#2와 26은 PEF가 매우 뾰족한 모양인데 반해, ATS#12는 PEF는 큰 값이지만 그 변화 양상은 상당히 완만한 모양을 보이고 있다. 만약 호흡기류센서의 전체적인(압력전달관, 압력센서 및 전자회로 등) 동특성이 충분치 못한 경우 ATS#2 및 26의 PEF가 실제값보다 작게 측정될 것으로 예상할 수 있다. ATS#14와 2는 각각 26개 신호파형 중 각각 PEF가 가장 완만한 경우와 뾰족한 경우이다.

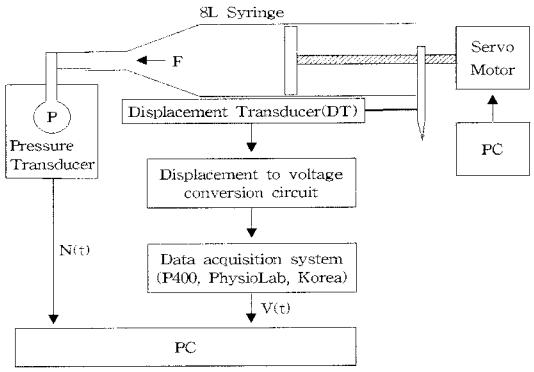


[그림 1] ATS에서 제시하는 표준 노력성 호식기류신호 파형 사례(ATS#2, 12, 14, 26)

3. 기류 보정기법 제안 및 검증

3.1 실험장치 및 방법

본 연구에서는 FVC 검사시 예상되는 PEF의 측정오차를 정확하게 보정하는 새로운 교정(calibration) 기법을 고안하여 실험적으로 검증하고자 하였다. 이를 위해 그림 2에 보인 것과 같은 실험장치를 구성하였다. 실험에 사용한 호흡기류센서로는 본 연구팀에서 기 개발한 속도계측형 호흡기류센서를 채택하였다[4,5]. 호흡기류센서의 기류-압력 변환소자(단방향 호흡관)를 압력센서(MPXV10G, FreeScale, U. S. A.)에 연결하고, 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 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 신호의 A/D 변환값(N)을 PC에 축적하였다. 본 연구에서 채택한 속도계측형 호흡기류센서는 일반적으로 N이 F의 2차함수로 나타난다[9].



[그림 2] 실험장치의 모식도

그림 2의 실험장치에서 서보모터가 8L syringe를 구동하여 표준기류신호 F를 생성하는 동안 syringe의 용적변화 V를 측정하므로 V로부터 F를 산출하고 F의 최대값을 취해야 표준이 되는 PEF 값이 얻어진다. F는 V를 수리미분하면 되는데, ATS에서는 PEF 결정시 V 신호 상에서 40 msec 혹은 80 msec 간격으로 최소 제곱식(least squares parabolic fit)을 산출하는 포물선 적합 알고리즘(parabolic curve-fitting algorithm)을 적용하도록 권고하고 있다[7]. 이에 따라 아래의 식 (1)을 사용하여 V로부터 F를 산출한 후, 식 (2)와 같이 F의 최대값을 PEF로 결정하였다.

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

where n=index of flow data point,
j=index values as indicated in the eq.,
h=time between samples,
and np=number of data points(for a 40msec segment, np=2 and for an 80msec segment, np=4).

$$PEF=Max(F) \quad - (2)$$

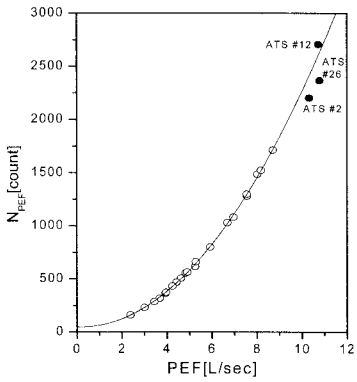
식 (1)에서 np는 기류신호 산출시 적용하고자 하는 시간 간격에 따라 2 혹은 4를 선택하는데, 본 논문에서는 2로 설정하였다. np=2인 경우 식 (1)은 V 신호 상에서 20 및 40msec 간의 기울기를 1:4로 가중 합산하여 F 신호를 산출하는 것이다.

3.2 압력-기류 계측특성 분석

ATS#1~26 신호들과 함께 동시에 축적된 압력센서의 출력값인 N 신호의 최대값을 취하여 F=PEF 일 때의 센서 출력값인 N_{PEF}를 얻었다. 이들 중 PEF가 0~10 L/sec 범위에 있는 23개 파형을 대상으로 N_{PEF}-PEF 관계식(추정식)을 산출한 결과 그림 3에 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 것으로써 속도계측형 호흡기류센서의 이론적 특성과 일치한다[9]. 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 큼에도 불구하고 추정식에 근접해 있었다. 그림 3에 N_{PEF}-PEF 관계식 산출에 사용한 23개의 데이터를 빈 원(open circle)으로, 그리고 나머지 3개를 찬 원(closed circle)으로 나타내었다. 그림 3에서 ATS#12, 26 파형은 PEF 값이 거의 동일하지만 #26만이 추정식으로부터 상당히 이탈하는 오차를 보였다. ATS#2 파형 역시 PEF가 대등하게 크며 추정식으로부터 상당히 떨어져 있음을 알 수 있다.

3.3 초기 상승속도 산출

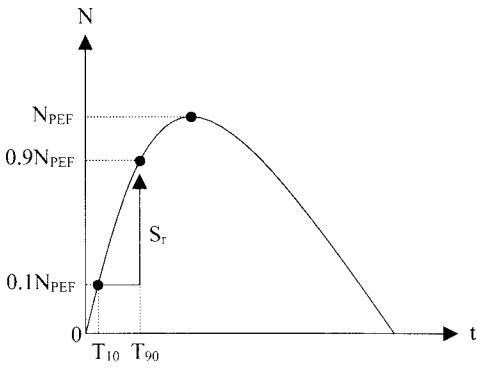
N_{PEF}-PEF 관계식에서 상당히 이탈한 ATS#2 및 26 파형은 앞서 그림 1에 보인대로 PEF가 매우 뾰족한 모양을 가지고 있었다. 즉, F가 0에서부터 PEF까지 매우 급격히 상승한 직후 곧바로 감소하는 경우이다. 반면 ATS#12는, 그림 3에서와 같이 PEF 값은 #2 및 26과 유사하였지만 초기의 상승속도가 상대적으로 작고 상승-하강 양상도 완만하고 부드러웠으며 N_{PEF}-PEF 관계식에도 잘 일치하였다.



[그림 3] 보정전 N_{PEF}-PEF 관계

따라서 N_{PEF}-PEF 관계식으로부터 이탈하는 것은 아마도 검사 초기의 F 신호의 상승속도와 관계되리라고 예상할 수 있다. 초기 상승속도의 정량적 평가를 위해 그림 4에 보인 대로 S_r을 정의하였다. 그림 4에서 10-90% 상승시간이 T_{90}-T_{10}이고 T_{10} 및 T_{90} 시점 간의 센서출력 변화량은 $0.8N_{PEF}$이다. 따라서 식 (3)과 같이 이들 간의 비를 취하여 S_r을 정의한 후 축적한 모든 N 신호들로부터 S_r 값들을 각각 산출하였다.

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



[그림 4] 상승속도 산출기법

3.4 PEF 보정기법

식 (1)에서 산출한 PEF 값을 앞서 얻은 그림 3의 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 5에 e%-S_r 값들을 도시하였다. 그림 5에서 e%<±10% 이내의 범위에서는 ATS#2, 26을 제외한 24개의 e%-S_r 값들이 무질서하게 분포하였으며 S_r 값들도 모두 대략 17000 미만이었다. e%<±10%는 ATS에서 허용하는 상대오차이므로 특별히 보정하는 것은 불필요하다. 따라서 이 값들의 평균값을 취하여 24개 값들의 대표값으로 간주하였다. 앞서 언급한 대로 ATS#12의 경우에는 PEF가 상당히 컸으나 S_r이 작았고 e% 역시 10% 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%<±10% 범위의 평균 대표점(i=0)과 이들 두 점(i=1(ATS#2), 2(ATS#26))들을 대상으로 e%와 Sr 간의 관계를 조사하기 위하여 식 (4)와 같이 선형 회귀분석(linear regression analysis)을 수행하였다. 수식에서 a는 회귀직선의 기울기이며, b는 절편을 나타낸다.

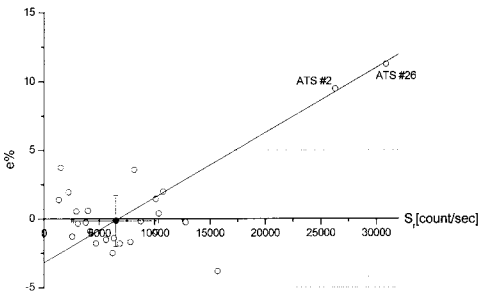
$$a = \frac{\sum_{i=0}^{2}(Sr_i - \overline{Sr}) \cdot (e\%_i - \overline{e\%})}{\sum_{i=0}^{2}(Sr_i - \overline{Sr})^2},$$

$$b = \overline{e\%} - a \cdot \overline{Sr} \qquad \text{- (4)}$$

$$\text{where} \quad \overline{Sr} = \frac{\sum_{i=0}^{2} Sr_i}{3}, \quad \overline{e\%} = \frac{\sum_{i=0}^{2} e\%_i}{3}$$

그림 5의 직선이 회귀직선이며, 상관계수는 0.9995로서 세 점들 모두 회귀직선에 매우 근접하였다($p<0.0001$). 따라서 S_r이 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 측정한 N_{PEF}는 ATS의 오차 한계를 크게 벗어나므로 적절히 보정해야 한다.

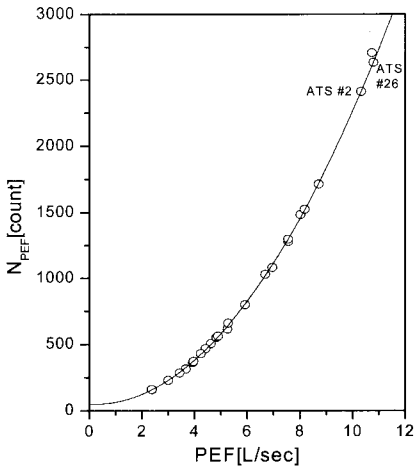
ATS#2, 26의 S_r 값을 그림 5에서 산출한 회귀직선식에 대입하여 e% 값을 우선 추정하였다. e%=(N_{PEF}^*-N_{PEF})/N_{PEF}로 정의하였으므로 이 식에 e% 추정값과 N_{PEF}를 대입하여 보정된 추정값, N_{PEF}^*를 새로이 계산하였다.



[그림 5] e%-Sr 관계

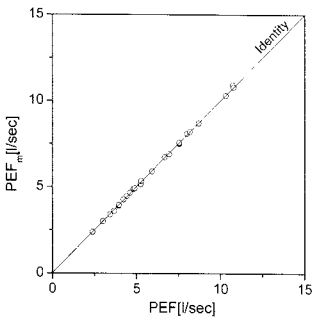
이와같이 보정된 결과를 그림 6에 나머지 측정점들과 함께 나타내었으며, 두 점 모두 앞서 산출한 N_{PEF}-PEF 관계식에 거의 근접한 것을 알 수 있다. 모든 (PEF, N_{PEF}) 측정점들이 하나의 2차함수를 만족함을 확인하였으므로 이는 센서의 유일한 교정식(calibration equation)으로 활용할 수 있다. 즉, S_r이 매우 큰 경우에만 e%-S_r 직선식으로 N_{PEF}를 보정함으로써 모든 측정점들을 하나의 공통적인 교정식으로 나타낼 수 있었다.

위에 설명한 보정과정을 거친 후에는 모든 (PEF, N_{PEF}) 점들이 N_{PEF}-PEF 교정식을 정확하게 만족하므로 센서 출력값인 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 6] 보정후 N_{PEF}-PEF 관계

그림 7에 PEF 추정결과를 identity line과 함께 제시한 바, 모든 추정점들이 identity line에 매우 근접하였다. 각 PEF 값들에 대해 상대오차의 절대값을 취한 후 평균한 결과, 0.738±0.577%가 얻어졌다. 평균값인 0.738%는 ATS에서 규정하는 PEF 오차 한계인 10%의 약 1/14에 불과한 크기이다. 상대오차의 분산을 고려하여 평균값에 표준편차(0.577)의 3배를 더해 99% 신뢰구간을 계산해 보면 약 2.5%로써 ATS 오차 한계의 1/4이었다. 따라서 국제 규격인 ATS 기준이 규정하는 것보다 적어도 4배 이상의 정확도가 확보되었다.



[그림 7] PEF 추정 결과

4. 고찰 및 결론

FVC 검사시 측정되는 기류신호로부터 폐 및 기도 상태를 평가하는 진단 매개변수들을 산출하여 임상 진단에 적용한다. 이때 노력성 호식기류신호의 최대값인 PEF는 호흡기능을 평가하는 매우 중요한 변수이다. PEF는 특히 만성 호흡기질환자의 자가관리를 위해 가장 우선시되는 측정변수로서 호흡방식이나 사용하는 기기 등의 영향을 크게 받으므로[10], 적절한 교정장치를 사용하여[11] 자주 교정하는 것이 매우 중요하다. 또한 실제 피검자들을 대상으로 하는 것 보다 본 연구에서와 같이 기계적인 시린지를 이용하는 것이 보다 일관성 있는 기기 품질을 보장해 준다고 보고된 바 있다[12]. 따라서 본 연구에서는 서보모터로 구동되는 syringe를 사용하여 PEF 측정결과를 가능한 정확하게 보정하는 새로운 기법을 연구하였다. PEF와 같은 중요한 진단 매개변수 측정을 위해 사용하는 병원용 기기인 임상 폐활량계는 사용하는 센서의 종류에 따라 일차적인 측정변수가 용적인 경우와 기류인 경우로 대분되며 용적과 기류 변수 간에는 미적분 관계가 성립하므로 어느 한 변수만 얻으면 나머지를 얻을 수 있다. 과거에는 용적 측정형 폐활량계가 많이 사용되었으나(예: dry spirometer), 동특성 문제 때문에 최근에는 기류 측정형이 주류를 이루고 있다(예: pneumotachometer). 용적 측정형 폐활량계의 경우 ATS에서는 용적오차 3%를 한계값으로 권고하고 있다[2]. 이때 용적오차가 한계값보다 작다고 하더라도, 용적을 미분하여 기류를 얻으므로 수리적 미분 과정에서 필연적으로 오차가 개입되고 따라서 PEF와 같은 순간 기류값에는 상당히 큰 오차가 개입될 수 있다. 반면에 기류를 우선 측정하는 기류 측정형인 경우에는 ATS의 PEF 한계오차값이 ±10%이다. 이때 기류 측정의 정확도가 확보되면 기류를 적분하여 용적변수를 얻는 적분과정에서 무질서한 잡음이 상쇄되어 제거되므로 용적 측정의 정확도는 자연스럽게 확보된다. 이같은 사실은 최근의 연구에서도 지적된 바 있으며[13], 따라서 본 연구에서처럼 중요한 기류 진단매개변수인 PEF를 중심으로 측정값을 보정하는 것이 보다 정확하고 우수한 교정기법이다.

FVC 검사시, 환자가 노력성 호식을 행해야만 하므로 검사 초기에 호식기류가 급격히 증가한다. 이때 호흡기류센서의 동특성이 급격히 증가하는 호식기류의 변화를 따라가지 못하면 측정오차가 발생할 수 밖에 없다. 따라서 노력성 호식 초기의 기류 증가속도는 PEF의 정확한 측정에 무시할 수 없는 영향을 미치게 되고 특히 기류 증가속도가 매우 큰 경우에는 상당한 오차를 유발할 수 있다.

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 그림 3, 5에서와 같이 이러한 오차를 반증한다. 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 센서 출력값을 보정하는 새로운 기법을 제안하였다.

ATS의 표준기류파형에 따라 움직이는 서보 시린지의 용적신호로부터 산출한 ATS 표준기류신호의 최대값인 PEF와 호흡기류센서 출력신호의 최대값 N_{PEF} 간에는 S_r 값이 너무 크지 않은 경우(<17000) 그림 3에서와 같이 2차함수식으로 정확하게 fitting 되었다. 이는 표준파형 26개 중 대부분인 24개 파형 모두에 적용되었다. 그러나 ATS#2, 26의 두 개 파형에서 측정한 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_r을 산출하여 상호 관계

를 분석한 결과 그림 5에서와 같이 e%-S_r이 선형관계에 있음을 확인하였다. 따라서 ATS#2, 26 파형에 대해 S_r을 이 회귀직선식에 대입하여 N_{PEF}를 보정한 결과 두 점 모두 앞서 구한 N_{PEF}-PEF 관계식과 잘 일치하였다. 이 두 파형은 PEF 역시 10 L/sec 이상으로 매우 큰 최대호식기류 범위에 있었으므로 본 연구에서 제안하는 기법은 PEF 및 S_r이 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 최대 오차는 약 2.5%로 산출되었으며 이 수치는 ATS에서 규정하는 PEF 오차 한계(<10%)의 1/4에 불과한 크기이다. 즉, 본 연구에서 제시하는 새로운 보정기법은 ATS가 규정하는 국제 규격보다 적어도 2배 이상의 정확도로 PEF를 보정할 수 있다.

PEF를 측정하는 폐활량 검사기기들은 제조사 별로 고유한 기법에 따라 품질검사를 수행하고 그 결과로 얻은 기류 정확도를 규격서에 제시한다. 현재 시판되는 대부분의 기기들은 ATS에서 규정하는 PEF 한계오차 10%를 만족한다고 공표하고 있으며 특별히 작은 수치를 제시하지 않는다. 이는 정확도 향상을 위해 소요되는 비용을 최소화하여 국제 규격 이내로만 정확도를 보장하는 영리적 목적 때문으로 여겨진다. 그러나 폐활량계의 정확도를 점검한 최근의 연구에서는 ATS의 한계오차만을 지키는 것이 충분치 않으며 임상적 판단을 흐리게 하는 부정확한 검사 결과를 유발할 수도 있다고 경고하고 있다[14, 15]. 본 연구에서처럼 최대오차가 2.5%로서 규격상의 여유가 충분히 크면 기기 자체가 아닌 검사 환경에 의한 오류 원인이 추가되더라고 전체적인 정확도가 확보되며, 사용 환경의 변화나 장기간 사용에 따라 변하는 기기 특성도 어느 정도 수용할 수 있게 된다. 이같은 사실은 본 연구결과의 우수성을 뒷받침한다고 사료된다.

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

참고문헌

[1] 차은종. "호흡기 시스템이 측정", In: 의용계측공학, 의공학 교육연구회 역편, 여문각, pp. 509-598, 1993.

[2] American Thoracic Society, "Standardization of spirometry", Eur Respir J., Vol. 26, pp. 319-338, 2005.

[3] A. Fleisch, "Der pneumotachography: ein Apparatzur Beischwindgkeitregstrierung der Atemluft", Arch. Ges. Physiol., Vol. 209, pp. 713- 722, 1925.

[4] 김경아, 이태수, 차은종, "기능성 일회용 호흡관의 소형화 연구", 한국센서학회지, 제14권, 제4호, pp. 250-257, 2005.

[5] 김성식, 강영규, 조동욱, 이승직, 김경아, 이태수, 차은종, "진단폐활량계의 소형화 개발", 제34회 대한의용생체공학회 추계학술대회, P2-3, 2006.11.

[6] R. A. Peura, J. G. Webster, "Basic transducers and principles", In: Medical instrumentation, ed. by J. G. Webster, Houghton Mifflin Company, pp. 49-102, 1978.

[7] American Thoracic Society, "Standardization of spirometry", Am. J. Respir. Crit. Care Med., Vol. 152, pp. 1107-1136, 1995.

[8] RE Hyatt, "Expiratory flow limitation", J Appl Physiol, Vol. 55, pp. 1-8, 1983.

[9] 김경아, 이태수, 차은종, "속도 계측형 호흡기류센서 설계를 위한 비균등 샘플링 기법", 대한의용생체공학회지, 제25권, 제5호, pp. 351-359, 2004.

[10] T. Bongers, B. R. O'Driscoll, "Effects of equipment and technique on peak flow measurements", BMC pulmonary medicine, Vol. 6, pp. 14, 2006.

[11] X. Peng, Q. Ye, X. Hu, "Study on calibration system for peak flow meter", Journal of transducer technology", Vol. 23, No. 1, pp. 44-46, 2004.

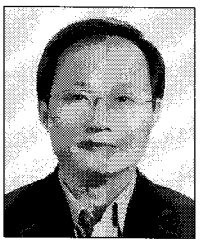
[12] M. K. Ninabar, R. Schot, L. Fregonese, "A syringe simulation of biological controls for quality assessment of prospective lung volume measurements", Respiration, Vol. 76, No. 2, pp. 187-192, 2008.

[13] M. C. McKormack, D. Shade, R. A. Wise, "Spirometer calibration checks: is 3.5% good enough?", Chest, Vol. 131, No. 5, pp. 1486-1493, 2007.

[14] M. C. Townsend, J. L. Hankinson, L. A. Lindesmith, "Is my lung function really that good? Flow-type spirometer problems that elevate test results", Chest, Vol. 125, No. 5, pp. 1902-1909, 2004.

[15] P. L. Enright, "How to make sure your spirometry tests are of good quality", Respiratory care, Vol. 48, No. 8, pp. 773-776, 2003.

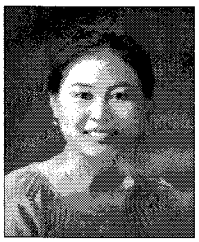
차 은 종(Eun-Jong Cha) [정회원]



- 1980년 2월 : 서울대학교 공과대학 전자공학과(공학사)
- 1987년 2월 : 미국 남가주대학 의공학과(의공학박사)
- 1988년 8월 ~ 현재 : 충북대학교 의과대학 의공학교실 교수
- 2000년 12월 ~ 현재 : 씨케이인터내셔널 대표 겸직

<관심분야>
생체계측, 물리센서, 심폐의료기, 정밀계측

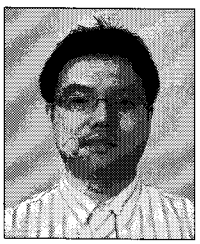
이 수 옥(Su-Ok Lee) [정회원]



- 1999년 2월 : 대전보건대학 치위생과
- 2005년 2월 : 충남대학교 보건학과(석사)
- 2009년 3월 ~ 현재 : 충북대학교 의과대학 의공학과 박사과정
- 2005년 8월 ~ 현재 : 대전보건대학 치위생과 겸임교수

<관심분야>
치과의료기기, 치과의료장비

이 인 광(In-Kwang Lee) [정회원]



- 2005년 2월 : 충북대학교 물리학과 졸업(이학사)
- 2007년 2월 : 충북대학교 의용생체공학과 석사(공학석사)
- 2008년 3월 ~ 현재 : 충북대학교 의용생체공학과 박사과정

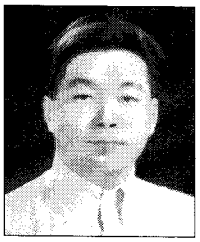
<관심분야>
생체계측, 물리센서, 호흡센서

정 재 관(Jae-Kwan Jung) [정회원]

- 1995년 2월 : 대전보건대학 치기공과
- 2007년 2월 : 건양대학교 보건학과(석사)
- 2009년 3월 ~ 현재 : 충북대학교 의과대학 의공학과 박사과정
- 2008년 3월 ~ 현재 : 대전보건대학 치기공과 교수

<관심분야>
치과의료기기, 치과의료장비

장 종 찬(Jong-Chan Jang) [정회원]



- 1996년 2월 : 경희대학교 전자공학과(공학사)
- 1998년 2월 : 고려대학교 전자공학과(공학석사)
- 2006년 3월 ~ 현재 : 충북대학교 의용생체공학과 박사과정

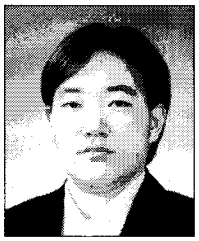
<관심분야>
심폐의료기, 계측시스템, 이동통신

박 경 순(Kyung-Soon Park) [정회원]

- 1990년 2월 : 청주과학대학 간호과
- 2002년 2월 : 대전대학교 간호과(석사)
- 2005년 2월 : 충북대학교 의용생체공학과(공학석사)
- 2006년 3월 ~ 현재 : 문경대학 간호과 교수

<관심분야>
의료정보, 의료기기, 간호행정

김 경 아(Kyung-Ah Kim) **[정회원]**



- 1991년 2월 : 충북대학교 물리학과(이학사)
- 1993년 2월 : 충북대학교 물리학과(이학석사)
- 2001년 8월 : 충북대학교 의용생체공학과(공학박사)
- 2005년 3월 ~ 현재 : 충북대학교 의과대학 의공학교실 조교수

<관심분야>
생체계측, 호흡기류센서, 재택의료기

김 성 식(Seong-Sik Kim) **[정회원]**

- 1991년 2월 : 아주대학교 전자공학과(공학사)
- 1993년 2월 : 아주대학교 전자공학과(공학석사)
- 2007년 2월 : 충북대학교 의용생체공학과(공학석사)
- 2007년 3월 ~ 현재 : 충북대학교 의용생체공학과 박사과정

<관심분야>
심폐의료기, 생체신호 계측시스템