

위급 중환자에 특화된 호흡 모니터링 시스템의 유효성 평가

이인광*, 박미정*, 김경옥**, 차은중*, 김경아*
 충북대학교 의과대학 의공학교실*, 우송정보대학 간호과**

Assessment of efficacy of respiration monitoring system customized for patients under critical care

In-kwang Lee*, Mi-Jung Park*, Kyoung-Oak Kim**, Eun-Jong Cha*, Kyung-Ah Kim*
 Biomedical Engineering Department, School of Medicine, Chungbuk National University*,
 Department of Nursing, Woosong College, Daejeon, Korea**

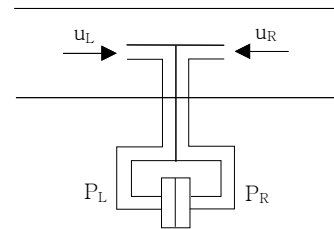
Abstract - A system was developed to continuously monitor the respiratory signal under critical care, followed by performance evaluation for clinical application. Very much accurate pressure measurement was made in the endo-tracheal tube with mean relative error of 0.13%. In the comparative experiment simulating inspiration and expiration, the tidal volume measurement was also accurate within mean relative error of 3%, validating reliable measurement of respiratory signals.

$$P = P_S + P_D = P_S + \frac{1}{2} \rho u^2 \quad - (1)$$

P는 압력센서로 측정되는 압력, P_S는 기류의 정압력, P_D는 기류의 동압력, ρ는 기체 밀도, u는 기류속도를 나타낸다.

F는 흡식과 호식 각각의 방향성을 가지므로 그림 2와 같이 관을 좌우 대칭으로 위치시키면 양방향 기류를 모두 측정할 수 있다. 단방향 기류에 대해서 두 압력 센서에서 얻어지는 압력 차(P_L-P_R, P_{diff})는 식 (2)에서와 같이 두 지점간의 에너지 손실이 없는 경우 P_S가 상쇄되므로, u에 관계되는 P_D만이 측정되며, P_D의 부호가 흡식과 호식의 기류방향을 나타낸다.

F는 이동하는 공기 용적의 시간 변화율이며, 공기가 흐르는 관의 단면적이 일정하다면 식 (2)에서 측정되는 u는 F에 비례한다. 따라서 P_D를 측정하면 이로부터 F를 산출해 낼 수 있다. 또한 P_D의 부호가 기류의 좌우 흐름 방향을 나타내므로 피도관에 차동압력 센서(differential pressure transducer)를 연결하면 양방향 기류 측정이 가능하다.



<그림 2> 양방향 기류측정 원리

$$u \equiv u_L - u_R \propto \pm \sqrt{P_L - P_R} \quad - (2)$$

1. 서 론

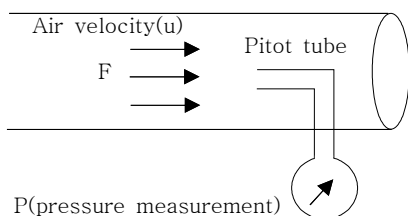
호흡기류(respiratory air flow rate)는 단위 시간당 기도를 통해 드나드는 공기의 용적으로 정의한다[1]. 호흡기류로부터 호흡기능 관련 진단 매개변수를 산출하고 평가하기 위해서는 정확한 호흡기류신호의 측정이 선행되어야 하고, 이를 근거로 급성호흡부전을 유발한 원인을 진단하고 호흡치료를 시행하여야 한다. 이때 심폐정지(CPA, cardiopulmonary arrest)와 같은 위급 상황에 처한 중환자들은 미세하게 자발적 호흡을 하거나 의식이 없어 인위적으로 호흡을 유도해 주어야 한다. 중환자의 호흡기류 및 일회호흡용적과 같은 호흡신호를 지속적으로 모니터링하여 정확한 상태를 파악하는 것은 환자의 상태나 상황에 맞는 인공호흡량과 인공호흡방법을 결정할 수 있기 때문에 매우 중요하다[2]. 그러나 위급 중환자들은 수시로 혈액, 객담 등의 타액을 기도를 통해 배출하므로 일반적으로 사용하는 호흡기류 측정기술을 적용하는 것은 기술적으로 한계가 있다. 이에 본 연구팀에서는 새로운 호흡기류 측정 원리를 적용하여 응급상황에서 호흡신호를 객관적이고 정량적으로 측정할 수 있는 응급상황에 특화된 호흡기류센서를 개발하여 제시한 바 있다[3].

본 연구에서는 기 개발된 호흡기류센서에 신호추출회로 및 CPU & Display Board를 통합한 호흡 모니터링 시스템을 개발하여 유효성을 평가하고, 실제 응급상황에서의 적용가능 여부를 판단하고자 하였다.

2. 본 론

2.1 측정 원리

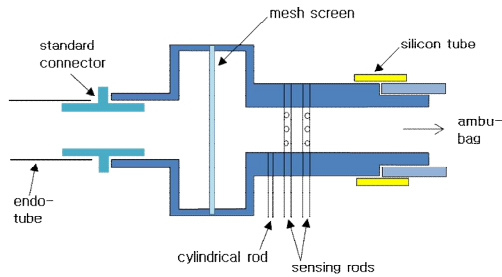
호흡기류(F)가 수평한 관내를 흐를 때 기류가 가지고 있는 운동에너지와 압력에너지의 합은 베르누이 법칙에 의해 보존된다. 운동하는 기체가 정지한 물체에 닿으면 기체의 압력은 증가하게 되는데 이는 운동에너지가 동압력(P_D, dynamic pressure)의 형태로 변환된 것으로, 기류속도(u, air velocity)와 관계된다. 따라서 그림 1과 같이 기류와 평행한 방향으로 가는 관(피도관, pitot tube)을 위치시키고 압력센서를 연결하여 압력을 측정하면 식 (1)에서와 같이 기류 자체가 가지는 정압력(P_S, static pressure)과 운동함에 따라 발생하는 P_D의 합이 측정된다[4].



<그림 1> 피도관의 기류측정 원리

2.2 호흡기류센서 및 신호추출회로 특성

호흡기류센서의 구조도를 그림 3에 제시하였다. 기류를 감지하는 피도관은 외경 1 mm인 스테인레스 재질의 원통형 관으로써 측면에 구멍을 뚫어 제작하였다. 이는 P_D를 감지하는 피도관이 기류 경로의 단면적과 극히 일부만 마주하게 되어 이물질의 영향을 최소화시킬 수 있을 뿐 아니라 호흡 저항 또한 최소화시키는 장점을 가진다. 피도관의 구멍은 3개이며 각각의 측정 지점에서 P_D를 물리적으로 평균하여 측정하고 이러한 피도관을 좌우 대칭으로 위치시켜 양방향 기류를 모두 측정할 수 있다. 또한 두 피도관의 좌측으로 기관내관과 가장 가까운 쪽에 원통형관을 추가로 위치시켜 CPR 시 인공호흡의 보조지표로 활용되는 기관내압(P_T, tracheal pressure)의 측정도 가능하도록 하였다. 중앙에 위치한 큰 원통형 챔버는 호흡경로보다 직경이 약 3배 크며 기관내관과 연결되는 쪽에 위치하여 응급환자들이 수시로 배출하는 혈담, 가래, 타액 등의 이물질을 모을 수 있다. 그 중간에는 그물망(mesh screen)이 설치되어 이물질들이 피도관에 도달하여 기류 측정 특성을 변화시키는 것을 방지할 수 있다. 또한 챔버 중앙의 그물망을 기준으로 두 부분으로 나누어 나사형태로 돌려서 체결하는 방식으로 구성하여 챔버에 고인 이물질을 쉽게 제거할 수 있고 이 부위에 고무 재질의 O-ring을 추가시켜 공기누출의 발생 가능성을 차단하였다.



〈그림 3〉 호흡기류센서 구조도

정상인의 정상 호흡 시 F는 약 0.3~0.5 L/sec 이며, CPR 상황에서 약간의 자발적 호흡이 있는 환자에게는 약 0.4~0.7 L/sec의 F가 제공된다. 위중한 환자에게는 순간적으로 최대 3 L/sec 까지 제공된다. 따라서 피토관에서 측정하는 압력차(P_{diff})를 일반적인 인공호흡 범위에 해당하는 0~±2 L/sec 압력을 측정할 수 있는 영역(P_L)과 -3~+4 L/sec 범위의 높은 기류에 해당하는 압력(P_H)까지 측정할 수 있는 영역으로 나누어 낮은 기류에서의 측정 정확도를 향상시킬 수 있도록 압력 측정 회로를 각각 설계하였다. 0~±2 L/sec의 영역에서는 측정범위가 0~13 cmH₂O인 고감도 차압센서(SDXL005D4, Sensym, Germany)를 적용하였고, -3~+4 L/sec 영역에서는 0~70 cmH₂O의 측정범위를 가지는 차압센서(SDXL005D4, Sensym, Germany)를 사용하였다.

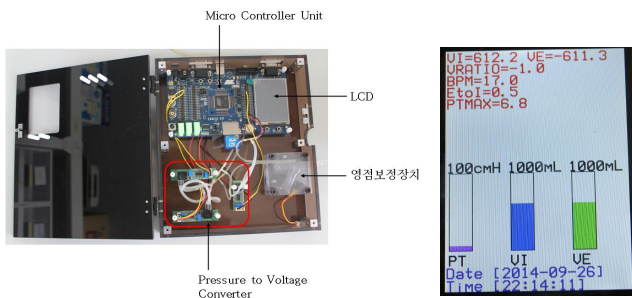
2.3 실험 방법

위급 중환자에 특화된 호흡 모니터링 시스템은 신호 측정이 시작되면, 전압 대 기류, 압력 변환 특성식에 측정된 신호를 적용하여 각종 진단 매개 변수들을 산출하고 LCD에 막대그래프와 숫자의 형태로 표시한다. 측정되는 매개변수는 일회흡식용적 [mL], 일회호흡용적 [mL], 일회 호식용적 대 일회 흡식용적의 비율, 분당호흡수[BPM], 호식시간 대 흡식시간 비율, 기도내압 [cmH₂O], 흡식주기 중 최대 기도내압[cmH₂O]이다. 실제로 이 시스템이 압력과 기류를 정확히 측정할 수 있는지를 평가하기 위해 기관내관 압력측정과 호흡기류 측정 실험을 실시하였다.

기관내관 압력측정 실험은 물압력계(water manometer)를 기준으로 0~30[cmH₂O]까지 10[cmH₂O]간격으로 압력을 가하고 모니터링 시스템에 실제 표시되는 값과 비교하였다. 원통에 표시된 눈금을 통해 정확한 용적을 가해줄 수 있는 3L 시린지(CKInternational, Korea)를 이용하여 기류를 발생시켜 실험하였다. 장치에 가하는 흡식 및 호식 용적의 양을 100~1,000[mL]까지 100[mL]씩 증가시키며 모니터링 시스템에 실제 표시되는 값을 기록하였다. 각각 10회씩 측정된 값을 평균하여 그 구간에서의 대푯값으로 간주하였다.

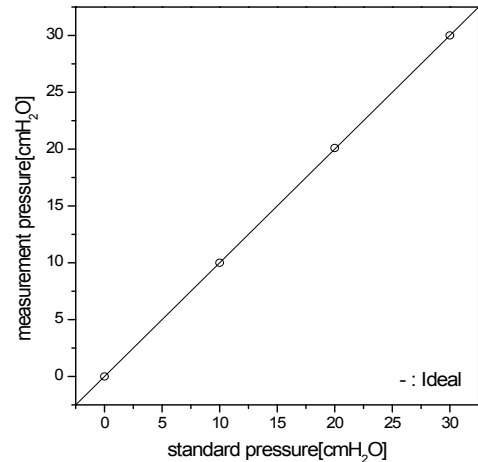
2.4 결과

그림 4는 3L 시린지로 600[mL]의 흡식과 호식 기류를 발생시키며 측정된 신호가 시스템의 모니터에 표시되는 사용자 화면을 보여주고 있다.

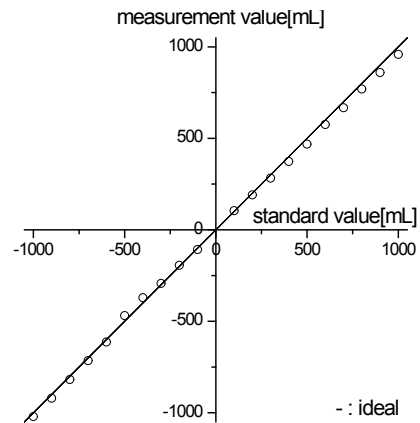


〈그림 4〉 시스템 구성 및 사용자 화면

CPR 호흡신호 모니터링 시스템은 측정된 신호가 응급상황에서 사용자가 쉽게 알아 볼 수 있는 막대그래프와 숫자의 형태로 표시하였다. 성능 검증 결과 기관내관의 압력측정 실험에서는 평균 상대오차가 0.13%의 우수한 성능을 나타내었고, 호흡기류 측정 시험에서는 평균 상대오차가 5% 이내로 정확한 호흡신호 모니터링이 가능함을 확인하였다.



〈그림 5〉 기관내관 압력측정 결과



〈그림 6〉 호흡기류 측정 결과

3. 결 론

본 연구에서 제시하는 위급 중환자에 특화된 호흡모니터링 시스템은 기류 흐름의 방향을 최소화하면서도 이물질로부터 센서소자를 보호할 수 있기 때문에 CPR 시 호흡신호의 모니터링이나 중환자의 장시간 정상호흡을 모니터링 할 때 새로운 호흡기류 계측기술로 유용하게 적용되리라 판단된다. 향후에는 흡식과 호식 시점 검출 과정에서의 정확도를 향상시킬 수 있도록 알고리즘을 개선하고, 실제 환자를 대상으로 임상시험을 수행하여 안전성과 유효성을 검증하고자 한다.

[참 고 문 헌]

- [1] S. O. Hwang, Cardiopulmonary Resuscitation and Advanced Cardiovascular Life support, Gunja, pp. 8-11, 2006
- [2] S. W. Lee, T. Y. Kim, J. E. Rhee, K. S. Kim, Y. H. Jo, J. H. Lee, "Short-term Outcomes of the Combination of Vasopressin and Epinephrine Versus Epinephrine Alone for Out-of-hospital Cardiac Arrest: A Prospective Observational Study", Journal of the Korean society of emergency medicine v.20 no.1 = no.73, pp.26 - 33, 2009, 1226-4334
- [3] K. A. Kim, I. K. Lee, Y. M. Lee, H. Yu, Y. I. Kim, S. H. Han, E. J. Cha, "Respiratory Air Flow Transducer Applicable to Cardiopulmonary Resuscitation Procedure", The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers, v.62 no.6, pp.833 - 839, 2013, 1975-8359
- [4] J. C. Shin, Basic fluid mechanic, Guminsa, 173-174, 2000