

인공심폐소생술에 활용 가능한 호흡기류센서

Respiratory Air Flow Transducer Applicable to Cardiopulmonary Resuscitation Procedure

김 경 아* · 이 인 광* · 이 유 미* · 유 희* · 김 영 일* · 한 상 현* · 차 은 중†
(Kyung-Ah Kim · In-Kwang Lee · You-Mi Lee · Hee Yu · Young-Il Kim · Sang-Hyun Han · Eun-Jong Cha)

Abstract - Cardiopulmonary resuscitation (CPR) is performed by thoracic compression and artificial ventilation for the patient under emergent situation to maintain at least the minimum level of respiration and blood circulation for life survival. Good quality CPR requires monitoring respiration, however, traditional respiratory air flow transducers cannot be used because the transducer elements are facing the whole area perpendicular to the flow axis. The present study developed a new air flow transducer conveniently applicable to CPR. Specially designed "sensing rod" samples the air velocity at 3 different locations of the flow cross-section, then transforms into average dynamic pressure by the Bernoulli's law. The symmetric structure of the sensing holes of the sensing rod enables bi-directional measurement simply by taking the difference in pressure by a commercial differential pressure transducer. Both inspiratory and expiratory flows were obtained with symmetric measurement characteristics. Quadratic curve fitting provided excellent calibration formula with a correlation coefficient >0.999 ($P < 0.0001$) and the mean relative error $<1\%$. The present results can be usefully applied to accurately monitor the air flow rate during CPR.

Key Words : Cardiopulmonary resuscitation, Respiratory air flow transducer, Pre-hospital treatment, Velocity-type air flow transducer

1. 서 론

심폐정지 (CPA, cardiopulmonary arrest)란 원인에 관계 없이 심장의 박동이 정지되어 발생하는 일련의 상태를 말한다[1]. CPA의 발생은 예측이 어렵고 60~80%는 가정, 직장, 길거리 등 의료시설 이외의 장소에서 발생하게 된다[2]. 갑작스러운 응급상황으로 인하여 심실세동 (ventricular fibrillation)이 발생하면 환자가 병원으로 이송되기 전에 심폐소생술 (CPR, cardiopulmonary resuscitation)을 수행해야 하는데, 그 질에 따라 생존율이 크게 좌우된다. CPA 발생 후 즉시 조치를 취하지 않으면 4~5분 이후부터 뇌손상이 시작되어 CPR 수행이 1분 지연될 때마다 생존율이 7~10% 정도 감소한다고 알려져 있다[3]. 우리나라의 경우, CPA 환자의 생존율은 불과 3~4%로서 선진국의 20~40%에 비해 현저히 낮은 수준이며 이는 병원 전 (pre-hospital) 단계에서 신속하고 적절한 CPR을 받지 못함을 나타낸다.

CPA 상태에서 심장을 자발순환회복 (return of spontaneous circulation)시킬 목적으로 행해지는 CPR은 흉부압박-기도유지-인공호흡 순으로 시행한다. CPR 상황에서 흉부압박을 통한 인공순환의 목적은 적절한 뇌혈류 및 관상

동맥혈류를 유지하는 것이다. 뇌혈류의 유지는 CPA 환자의 소생 및 뇌손상의 정도를 결정하게 되며, 관상동맥혈류량은 심박동의 회복과 밀접한 관계가 있다. 심실세동에 의한 CPA 초기 몇 분간 뇌와 심장으로의 산소공급은 인공호흡을 통한 동맥혈의 산소함량 유지보다는 흉부압박을 통한 혈류량에 의해 좌우되므로 흉부압박이 인공호흡보다 중요한 지표로 인식되어 왔다[4]. 따라서 현재까지 CPR 상황에서 인공호흡보다는 상대적으로 인공순환에 대한 역할이 강조되어 흉부압박 위치, 압박방법, 압박속도 및 흉부압박 대 인공호흡 비율 등 인공순환에 대한 연구가 주류를 이루고 있으며, 인공호흡에 관한 연구는 거의 전무한 실정이다[5]. 그러나 심실세동 발생 후 장시간이 경과하였거나, 질식성 심정지 (asphyxial arrest)가 발생한 경우에는 환자가 이미 저산소혈증 (hypoxia) 상태에 있으므로 상대적으로 인공호흡의 중요성이 높아진다[6]. 또한 응급상황이 발생하고 응급구조사가 사고 현장에 도달하기까지는 최소 10분 이상 소요되므로 환자의 상태나 상황에 맞는 인공호흡량과 인공호흡방법의 중요성이 더욱 높아지고 있다.

병원전 단계에서 CPA 환자에게는 주로 기관내관 (endotracheal tube)을 삽입하고 고무주머니 (ambu-bag)를 연결하여 CPR을 수행한다. CPR 상황에서 기관내관에 연결된 고무주머니를 통한 공기주입 속도 및 환자에게 공급되는 공기용적은 병원전 단계에서 호흡기류를 측정할 수 있는 센서소자가 부재하여 통상 응급구조사가 환자의 호흡활동을 청진하거나 흉부의 진폭 변화 등을 시각적으로 관찰하여 판단한다. 따라서 정확한 산소공급량을 모르는 상태에서 응급구조사의 경험이나 숙련도에 전적으로 의존하고 있는 실정

* Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Chungbuk National University, Korea

† Corresponding Author : Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Chungbuk National University, Korea
E-mail : ejcha@chungbuk.ac.kr

Received : April 19, 2013; Accepted : May 22, 2013

이다[7, 8]. 실제 환자에게 공급된 공기용적에 관한 객관적이고 정량적인 자료를 파악하는 것조차 쉽지 않은 상황에서 기관내 삽관을 통해 무리하게 CPR을 수행하게 되면 과도한 흡기압력으로 인한 과호흡 (hyper-ventilation)이 발생하여 흉압증가나 폐손상을 야기시킬 수 있다. 반대로 흡기량이 부족하면 저호흡 (hypo-ventilation)으로 인해 혈액순환이 저하되고 저산소혈증을 유발하여 환자의 생존율을 저하시킬 수도 있다[9]. 뿐만 아니라 응급환자가 병원으로 이송되기 전까지의 전반적인 상황에 대해 축적된 자료가 없기 때문에 이와 같은 상황이 반복될 수 밖에 없다. 따라서 CPR 시 호흡신호를 연속적이고 정량적으로 측정할 수 있는 센서 및 장비의 보급이 시급하다.

호흡신호를 측정하기 위한 측정 기법으로 차동압력 (differential pressure)형, 바람개비 (rotating-vane)형 등이 가장 많이 사용된다. 그러나 이러한 기법들은 호흡신호를 측정하는 센서부가 기류 경로의 단면적 전체와 마주하고 있어 CPR 상황에서 환자가 수시로 배출하는 타액 및 혈액과 같은 이물질이 센서 소자의 성능을 저하시키거나 측정특성을 변화시킬 수 밖에 없다. 또한 이러한 측정 기법을 채택한 기기들은 대부분 부피가 크고 구성이 복잡하여 실제 CPR 상황에서 환자에게 적용하는 것은 거의 불가능하다. 따라서 본 연구에서는 병원전 단계에서 CPR 수행 시 호흡기류와 호흡용적을 연속적으로 모니터링할 수 있는 새로운 호흡기류센서를 개발하였으며 기류 측정 특성을 확보하여 실제 CPR 상황에 적용 가능한지 검증하였다.

2. 본 론

2.1 호흡기류 측정 원리

호흡기류가 그림 1과 같이 수평한 관 내를 흐를 때 베르누이 법칙[10]에 의해 기류가 보유하는 운동에너지와 압력에너지의 합이 보존된다. 운동하는 기체가 정지한 물체에 닿으면 기체의 압력이 증가하는데 이는 운동에너지가 동압력 (P_D , dynamic pressure)의 형태로 변환된 것으로[10], 기류속도 (u , air velocity)와 관계된다. 따라서 그림 1과 같이 기류와 평행한 방향으로 직경이 작은 원통형 기류 감지관 (sensing rod)인 피토크관 (pitot tube)[11]을 위치시키고 압력센서를 연결하여 압력 (P)을 측정하면 기류 자체가 가지는 정압력 (P_S , static pressure)[12]과 운동함에 따라 발생하는 P_D 의 합이 측정되며, 이를 수식으로 나타내면 아래와 같다.

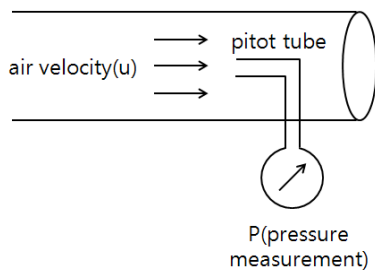


그림 1 단방향 기류 측정 원리
Fig. 1 Principle to measure unidirectional air velocity

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

여기서, P 는 압력센서로 측정되는 압력, P_S 는 기류의 정압력, P_D 는 기류의 동압력, ρ 는 기체 밀도, u 는 기류속도를 나타낸다.

그림 2와 같이 피토크관을 좌우 대칭으로 위치시킨 상태에서 단방향 기류에 대해 두 압력센서에서 얻어지는 압력차 (P_{diff} , $P_L - P_R$)는 두 지점간의 에너지 손실이 없는 경우 P_S 가 상쇄되므로, u 에 관계되는 P_D 만이 측정된다. 이때 P_D 의 부호가 기류의 좌우 흐름 방향을 나타내며 이를 수식으로 표현하면 아래와 같다.

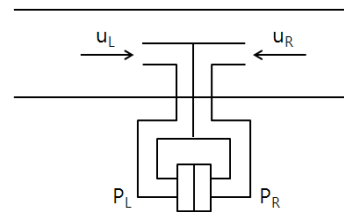


그림 2 양방향 기류 측정 원리
Fig. 2 Principle to measure bidirectional air velocity

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

여기서, u_L 은 기류가 좌측에서 우측으로 흐를 때의 기류속도, u_R 은 기류가 우측에서 좌측으로 흐를 때의 기류속도, P_L 은 기류가 좌측에서 우측으로 흐를 때의 압력, P_R 은 기류가 우측에서 좌측으로 흐를 때의 압력을 나타낸다. 호흡기류 (F)는 이동하는 공기 용적의 시간변화율이며, 공기가 흐르는 관의 단면적이 일정하다면 식 (2)에서 측정되는 u 는 F 에 비례한다. 따라서 P_D 를 측정하면 이로부터 F 를 산출해 낼 수 있다. 또한 P_D 의 부호가 기류의 좌우 흐름 방향을 나타내므로, 본 연구에서는 한 개의 차동 압력 센서 (differential pressure transducer)를 피토크관에 연결하여 양방향 기류를 측정하고자 하였다.

2.2 호흡기류센서 설계

기존의 CPR 장비는 표준 연결기 (standard connector)인 기관내관이 고무주머니 (ambu-bag)에 장착되어 있는데, 기관내관을 기도에 삽입하고 고무주머니를 눌렀다 폈다 하며 일정한 양의 공기를 환자에 공급한다. 따라서 상기 호흡기류 측정 원리를 적용하고 기존 CPR 장비의 공기 흐름 경로 상에 위치시켜 CPR 시 호흡기류를 측정할 수 있는 센서를 그림 3과 같이 설계 및 제작하였다. 기존 CPR 장비에서 호흡기류센서의 장착 위치는 표준 연결기와 고무주머니 사이로 하여 센서의 좌측에는 표준 연결기, 우측에는 고무주머니와 연결되도록 설계하였다. CPR 장비의 표준 연결기와 고무주머니가 연결되는 부분의 직경은 15.3 mm로 규격화되어 있어 센서의 좌측 내경을 동일한 수치로 설정하였다. 호흡기류센서의 우측 부분은 고무주머니의 공기투출구와 연결되는 부분으로서 센서가 공기투출구 안쪽으로 삽입되도록 가

이드를 두었는데, 실제 상황에서 고무주머니의 과도한 움직임으로 인한 연결부위의 이탈을 방지하기 위해서이다. 가이드관을 제외한 부분은 고무주머니의 공기도출구 외경과 동일하게 설계하여 실리콘 튜브로 연결부위를 고정시키고 공기누출을 방지할 수 있도록 하였다.

호흡기류의 속도를 감지하는 피토티관은 외경 1 mm, 내경 0.5 mm인 스테인레스 재질의 원통형 관에 구멍을 뚫어 제작하도록 설계하였다. 피토티관의 구멍은 원통형 관의 세로방향으로 3개를 위치시켰는데, 공기가 흐르는 관의 중앙과 중앙에서 위, 아래쪽에 2 mm 간격으로 위치시켰다. 3개의 피토티관은 하나의 원통형 관으로 제작되어 기류 방향에 수직으로 위치하게 되므로 각 구멍에서 측정되는 P_D 를 물리적으로 평균하여 측정하게 된다. 동일한 피토티관을 좌우 대칭으로 위치시키면 양방향 기류를 모두 측정할 수 있으므로 두 개의 피토티관을 3 mm 간격으로 위치시켰다. 또한 CPR 시 인공호흡의 보조지표로 활용되는 기관내압(P_T , tracheal pressure)을 측정하기 위한 원통형관 (cylindrical rod)을 추가로 두 피토티관의 좌측에 위치시켜 P_T 를 측정하도록 하였다. 응급환자들은 혈담, 타액, 가래등과 같은 이물질들을 수시로 배출하게 되는데 이물질들을 모으기 위한 공간으로 활용하기 위해 호흡경로보다 직경이 더 큰 원통형 챔버를 기관내관과 연결되는 쪽에 위치시켰으며, 그 중간에는 그물망 (mesh screen)을 설치하여 이물질들이 피토티관에 도달하여 기류 측정 특성을 변화시키는 것을 방지하였다. 원통형 챔버와 그물망에 의해 이물질이 우선 제거될 뿐만 아니라 P_D 를 감지하는 피토티관이 가는 막대기 형태이므로 기류 경로의 단면적과 극히 일부만 마주하게 되므로 이물질의 영향이 최소화되며, 또한 호흡 방해가 최소화되는 장점을 가지고 있다.

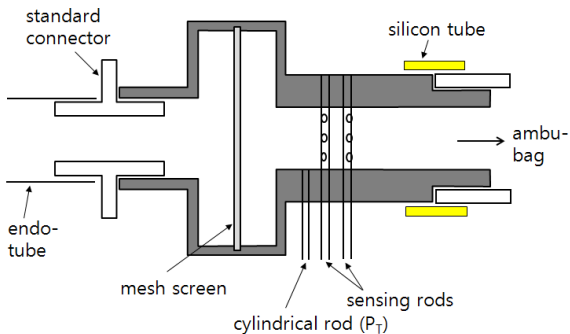


그림 3 호흡기류센서의 구조
Fig. 3 Structure of air flow transducer

2.3 실험 장치 및 방법

호흡기류센서 시작품의 기류 측정 가능성을 확인하기 위한 실험 장치를 그림 4와 같이 제작하였다. 센서의 좌측에는 표준 연결기와 기관내관을 순서대로 연결하고 우측에는 공기주머니 대신 표준기류생성장치 (SVSyr8.0, CKInternational, Korea)를 연결하였다. 표준기류생성장치는 서보모터 (servo motor, CSDJ-10BX2, Samsung Electronics Co., Ltd, Korea)로 구동하여 임의의 일정한 기류를 발생시킬 수 있는 장치이다. 서보모터의 구동축에는 선형변위센서 (linear displacement

transducer, LTM600S, Gefran, Italy)를 연결하여 시린지의 이동에 따른 위치 (용적, V) 신호를 기록함으로써 센서를 통과하는 공기의 V를 정확하게 측정할 수 있도록 하였다. 표준기류생성장치 내 피스톤이 우측에서 좌측으로 이동하면 호흡기류센서와 기관내관을 통해 공기가 도출되면서 실제 호흡에서의 흡식 상태를, 우측으로 이동하면 호식 상태를 모사한다. 정상인의 정상 호흡시 F는 약 0.3~0.5 l/s 이며, CPR 상황에서 약간의 자발적 호흡이 있는 환자에게는 약 0.4~0.7 l/s가 제공된다. 위중한 환자에게는 순간적으로 최대 3 l/s까지도 제공되는 넓은 영역을 가진다. 따라서 피토티관에서 측정하는 P_{diff} 를 $0 \sim \pm 1.5$ l/s 범위에 해당하는 압력까지 측정할 수 있는 영역 (P_L)과 $-3 \sim +4$ l/s 범위의 높은 기류에 해당하는 영역 (P_H)까지 측정할 수 있는 영역으로 나누어 낮은 기류에서의 측정 정확도를 향상시킬 수 있도록 압력 측정 회로를 각각 제작하였다. $0 \sim \pm 1.5$ l/s의 영역에서는 측정범위가 0~13 cmH₂O인 고감도 차압센서 (SDXL005D4, Sensym, Germany)를 사용하였고, $-3 \sim +4$ l/s 영역에서는 0~70 cmH₂O의 측정범위를 가지는 차압센서 (SDXL005D4, Sensym, Germany)를 사용하였다. CPR시 기관내 압력(P_T , tracheal pressure)을 측정하기 위해 0~102 cmH₂O의 측정범위를 가지는 압력센서 (MPXV10G, Freescale, U.S.A.)를 채택하였으며, 압력 측정 회로를 별도로 제작하였다.

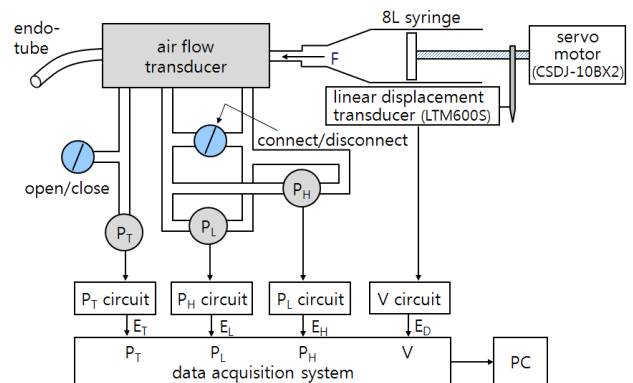


그림 4 실험장치 모식도
Fig. 4 Block diagram of the experimental set-up

실제 호흡을 모사하기 위해 흡식기류를 양(+), 호식기류를 음(-)의 신호로 간주하였으며, $-2 \sim +2$ l/s의 범위에서는 0.2 l/s, $-3 \sim -2$, $+2 \sim +4$ l/s의 범위에서는 0.5 l/s씩 증가시켜 가며 일정한 기류 (steady flow)를 생성시켜 센서로 흘려주었다. 일정한 기류가 흐르는 동안 V, P_L , P_H , P_T 를 동시에 측정하여 개인용 컴퓨터 (PC)에 축적하였다. 모든 신호는 12 bits/sample, 100 samples/sec로 A/D 변환 (iDAQ400, PhysioLab, Korea)하였다. 기류가 일정하게 유지되는 시간 동안 V는 선형적으로 변화하므로 그 기울기를 계산하여 정확한 F값 (표준기류값)을 산출하였다. 전 구간에 걸쳐 측정된 F와 P_L , P_H 에 대한 측정치를 2차함수로 fitting하여 P_L -F, P_H -F 관계식을 산출하였다. P_L -F, P_H -F 관계식에 측정된 각각의 압력값을 대입하여 추정기류값 (F_{pred-L} , F_{pred-H})을 구하였으며, 이를 F와 비교하였다.

3. 결과 및 고찰

3.1 호흡기류센서 시제품

아크릴 재질로 제작한 CPR 용 호흡기류센서 시제품의 실물 사진을 그림 5에 제시하였다. 센서의 실제 크기는 가로 60 mm, 세로 35 mm 정도로서 실제 CPR에 사용되는 기관내관과 고무주머니 사이에 연결하였을 경우 연장되는 부분은 약 40 mm에 불과하여 응급구조사의 CPR 수행을 방해하지 않으며 동시에 호흡신호의 모니터링이 가능하다. P_T 및 P_D 를 측정하기 위한 세 개의 감지관은 외경이 1 mm, 내경이 0.5 mm인 스테인레스 관을 사용하였다. P_D 를 측정하기 위한 피토관 구멍의 직경은 0.5 mm이며 공기가 흐르는 관의 중앙 위치와 2 mm 간격으로 위, 아래쪽에 하나씩 추가하여 총 3개를 뚫어 각각의 위치에서 계측되는 압력값들이 물리적으로 평균되도록 제작하였다. 기관내관과 연결되는 쪽에는 이물질로부터 피토관을 보호하기 위해 직경이 33 mm, 길이가 10 mm인 원통형 챔버를 위치시켰고, 그 중간에는 그물망 (mesh screen)을 설치하였다. 또한 챔버는 그물망을 기준으로 두 부분으로 나누어 나사형태로 돌려서 체결하는 형태로 제작하여 탈부착이 용이하도록 하였고, 고무재질의 O-ring을 위치시켜 체결 위치에서 공기누출이 발생하지 않도록 하였다.

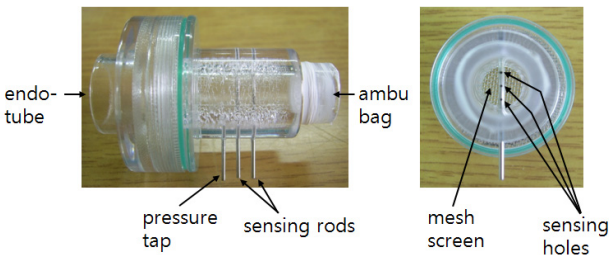


그림 5 호흡기류센서 시제품
Fig. 5 Proto-type air flow transducer

3.2 호흡기류센서의 압력과 기류 특성

일정기류를 호흡기류센서에 흘려주며 측정된 V 신호의 한 예를 그림 6에 제시하였다. 표준기류생성장치에서 발생시킨 일정기류의 크기는 1.2 l/s로서 시린지가 일정한 속도

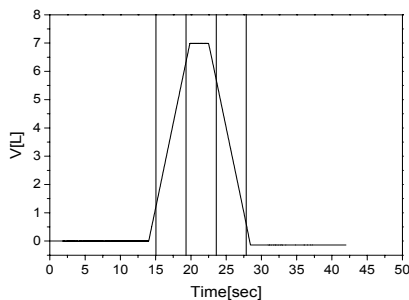


그림 6 1.2 l/s에서 측정된 V 신호 사례
Fig. 6 Volume signal example at 1.2 l/s

로 이동하므로 선형적으로 증가하였다가 다시 감소하는 것을 볼 수 있다. 증가하는 부분은 시린지가 위에서 좌로 이동한 것으로 호흡에서의 흡식 용적 신호를 나타내며, 감소하는 부분은 시린지가 반대방향으로 이동한 것으로 호식 용적 신호를 나타낸다. 일정하게 증가하거나 감소하는 구간의 기울기는 시린지가 발생시키는 기류의 실제 크기를 나타내는데, 두 구간에서 기울기는 각각 +1.2015 l/s와 -1.1974 l/s로 거의 정확하게 ±1.2 l/s의 기류가 발생한 것을 확인할 수 있었고 이를 표준기류값, F, 로 간주하였다

그림 7, 8은 V 신호와 동시에 측정된 P_L , P_H 신호로서 그림 6에서 기울기를 산출하기 위해 적용했던 동일구간에서 평균을 구하였으며, 이는 해당 일정기류 발생시에 센서에서 측정하는 압력값이 된다. P_L 의 값은 흡식(+)의 경우 2.42 ± 0.03 cmH₂O, 호식(-)의 경우 -2.73 ± 0.04 cmH₂O를 나타내었으며, P_H 의 값은 흡식(+)의 경우 2.47 ± 0.03 cmH₂O, 호식(-)의 경우 -2.68 ± 0.05 cmH₂O를 나타내었다. P_L 과 P_H 의 값은 동일한 압력값을 고감도 (SDXL005D4, Sensym, Germany) 및 저감도 (MPXV10G, Freescale, U.S.A.) 차동 압력 센서로 동시에 측정된 것으로 두 값이 유사한 크기를 나타냄을 확인할 수 있었다.

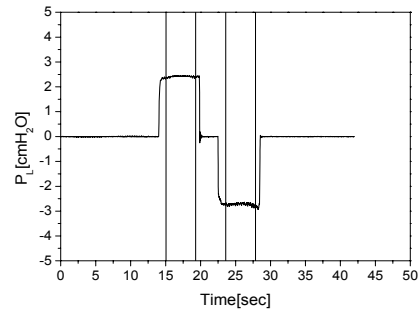


그림 7 1.2 l/s에서 측정된 P_L 신호 사례
Fig. 7 Signal example of differential pressure (P_L) at 1.2 l/s

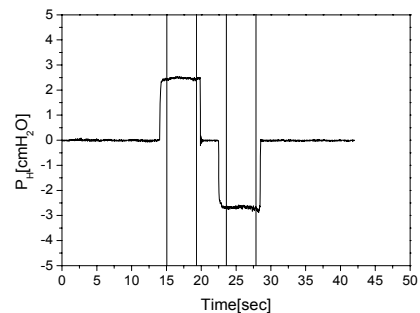


그림 8 1.2 l/s에서 측정된 P_H 신호 사례
Fig. 8 Signal example of differential pressure (P_H) at 1.2 l/s

F에 따른 P_L 과 P_H 의 값을 그림 9, 10에 각각 제시하였다. x축은 용적신호가 일정하게 변화하는 구간의 기울기이며 이를 F로 나타내었고, y축은 해당 구간에서 P_L 과 P_H 의 평균값이다. P_L 은 약 1.8 l/s에서 포화되었고, P_H 는 CPR 상황에서의 순간 최대기류인 약 4 l/s에서 포화되어 CPR 시의 호흡기류 범위를 모두 포함하는 것을 확인할 수 있었다. 흡식(+)

과 호식(-)간에 거의 완전한 대칭성을 나타내었으며 P_L 과 F , P_H 와 F 간의 특성식을 산출하기 위해 2차함수 fitting한 결과 상관관계가 0.999 이상이였다. 2차함수 fitting 결과 구해진 P_L 과 P_H 에 관한 특성식은 아래와 같다.

$$P_L(+)=1.67F^2+0.04F, P_L(-)=-1.89F^2+0.01F \quad (3)$$

$$P_H(+)=1.78F^2-0.12F, P_H(-)=-1.84F^2+0.03F \quad (4)$$

P_T 의 측정범위는 약 $-12\sim+98$ cmH₂O 이었으며, 이는 일반적인 CPR 상황에서의 기관내 압력범위 ($0\sim35$ cmH₂O) 뿐만 아니라 순간적으로 유입되는 과도한 흡기 압력범위까지 측정할 수 있다.

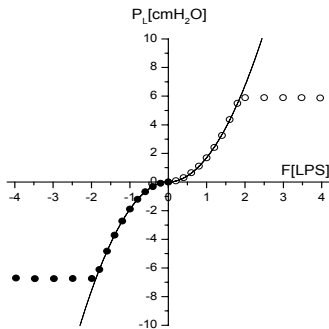


그림 9 P_L -F 관계
Fig. 9 Relationship between P_L and F

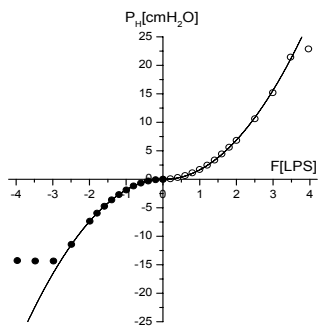


그림 10 P_H -F 관계
Fig. 10 Relationship between P_H and F

P_L -F 및 P_H -F 특성식을 산출하였으므로 호흡기류센서가 기류를 정확하게 측정하였는지 평가하기 위해 실험적으로 산출한 P_L -F 간의 특성식에 측정된 각각의 P_L 값을 대입하여 F_{pred-L} 을 구하였으며, 이를 F 와 비교하여 그림 11에 제시하였다. F 에 대한 평균 상대오차가 약 0.9%로서 매우 정확한 기류 추정이 가능함을 확인하였고, $-0.6\sim+0.6$ l/s 구간의 작은 기류 범위에서도 평균 상대오차가 약 3% 이내로서 정확도를 향상시킬 수 있었다. F 와 F_{pred-H} 간의 연관관계에 대한 실험을 수행한 결과는 그림 12와 같다. 전체 범위에서도 평균 상대오차는 3% 미만으로 정확한 기류 추정이 가능하였으나, $0.2\sim0.8$ l/s 범위의 작은 흡식기류에서의 평균 상대 오차는 11.6%로서 다소 큰 오차를 보였다. 실제 CPR 시 일반적인 호흡범위에서는 P_L 측정회로만으로도 기계환기의 기류범위를 모두 정확하게 측정할 수 있으므로 P_L 측정회로를

통해 측정된 신호를 토대로 용적을 산출하고, 급박한 상황에서 가해지는 순간 최대 기류가 P_L 측정회로의 측정범위를 벗어나게 되면 P_H 측정회로를 통해 측정된 신호를 적용하여 용적을 산출하기 때문에 모든 기류 범위에서 정확한 기류 및 용적을 산출할 수 있을 것이며, 결과적으로 P_L 과 F , P_H 와 F 간의 특성식 산출시 2차 함수 fitting이 충분하다고 판단된다.

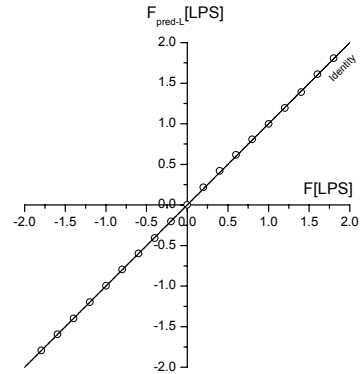


그림 11 F_{pred-L} 와 F 간의 비교
Fig. 11 Comparison between F_{pred-L} and F

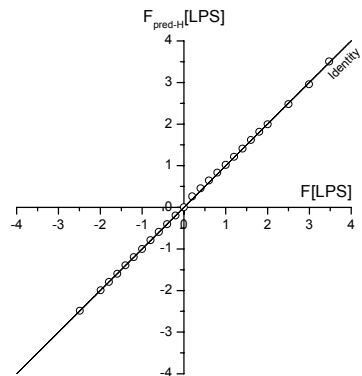


그림 12 F_{pred-H} 와 F 간의 비교
Fig. 12 Comparison between F_{pred-H} and F

4. 결 론

본 연구에서는 병원진 단계에서 CPR 수행 시 호흡기류와 호흡용적을 모니터링할 수 있는 새로운 호흡기류센서를 개발하였으며, CPR에의 적용 가능성을 확인하였다. 직경이 작은 원통형 관 (피토관)을 기류 방향에 세로로 위치시켜 동압력을 계측하여 기류를 산출하는 속도계측형 호흡기류 계측원리를 적용하여 호흡기류센서를 제작하였으며, 호흡기류센서의 장착으로 인한 호흡경로의 증가는 불과 40 mm로서 기존의 CPR 상황과는 크게 다르지 않다고 볼 수 있다. 호흡기류센서의 입구에는 호흡경로의 내경보다 3배 큰 챔버를 위치시켜 이물질 등을 모을 수 있는 water trap의 역할을 하도록 하였고, 챔버의 중앙부분에 그물망을 위치시켜 응급환자로부터 배출되는 이물질들로부터 센서를 보호하도록 하였다. 또한 일반적인 CPR 시에는 최대 0.5 l/s, 매우 위급한 상황에서는 순간적인 최대 기류가 3 l/s임을 고려하여 작은

기류 범위와 큰 기류 범위 두 부분으로 나누어 측정하도록 이중회로를 설계하였고, 작은 기류 범위는 고감도 압력센서를 사용하여 정확도를 향상시킬 수 있었다. 두 기류 범위 모두 기류와 압력간에는 2차함수 관계가 있었으며, 상관계수가 0.999 이상으로 거의 이상적인 값을 나타내었다. 기류와 동압력간의 특성식을 적용한 기류 추정값의 상대오차는 최대 3% 이내로서, 미국 흉부학회에서 권고하는 기류 오차범위 5% 보다 낮게 나타났다[13]. 특히 0.6 l/s 이하에서의 평균 상대오차가 3% 미만이므로 기존의 호흡기류센서들보다 정확한 기류 측정이 가능하였다.

본 연구에서 제시하는 새로운 호흡기류센서는 기류 흐름의 방해를 최소화하면서도 이물질로부터 센서소자를 보호할 수 있는 구조로 제작되어 CPR 시 호흡신호의 모니터링이나 장시간 평상호흡을 모니터링할 때 새로운 호흡기류 측정기술로 유용하게 응용되리라 기대된다. 향후에는 실제 환자를 대상으로 임상시험을 수행하여 안전성과 유효성을 검증하고자 한다.

감사의 글

이 논문은 2011년도 충북대학교 학술연구지원사업의 연구비 지원에 의하여 연구되었음.

References

[1] S. O. hwang, Cardiopulmonary Resuscitation and Advanced Cardiovascular Life Support, Gunja, pp. 3-6, 2006.
 [2] Korean Association of Cardiopulmonary Resuscitation, Guidelines 2011 for Cardiopulmonary Resuscitation, pp. 34-35, 2011.
 [3] Korean Association of Cardiopulmonary Resuscitation, Guidelines 2011 for Cardiopulmonary Resuscitation, pp. 36-37, 2011.
 [4] S. O. hwang, Cardiopulmonary Resuscitation and Advanced Cardiovascular Life Support, Gunja, pp. 8-11, 2006.
 [5] Wik L, Kramer-Johansen J, Myklebust H, Sorebo H, Svensson L, Fellows B, "Quality of cardiopulmonary resuscitation during out-of-hospital cardiac arrest", JAMA, vol. 293, no. 3, pp. 299-304, 2005.
 [6] S. O. hwang, Cardiopulmonary Resuscitation and Advanced Cardiovascular Life Support, Gunja, pp. 127-128, 2006.
 [7] B. S. Abella, J. P. Alvarado, H. Myklebust, D. P. Edelson, A. Barry, O'Hearn N, et al., "Quality of cardiopulmonary resuscitation during out-of-hospital cardiac arrest", JAMA, vol. 293, no. 3, pp. 305-310, 2005.
 [8] American Heart Association, "Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation Emergency Cardiovascular Care", Circulation, vol. 102, no. 1, pp.

11-I384, 2000.

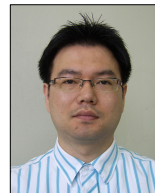
[9] Dean R. Hess, Robert M. Kacmarek, Essentials of mechanical ventilation, Gunja, 2005.
 [10] K, A, Kim, "Non-homogeneous velocity sampling technique to measure respiratory air flow rate", Chungbuk National University, pp. 13-15, 2001.
 [11] J. C. Shin, Basic fluid mechanics, Guminsa, pp.172-173, 2000.
 [12] J. C. Shin, Basic fluid mechanics, Guminsa, pp.173-174, 2000.
 [13] American Thoracic Society, "Standardization of spirometry", Am. J. Respir. Crit. Care Med., Vol. 152, pp. 1107-1136, 1995.

저 자 소 개



김 경 아 (金敬娥)

1991년 충북대학교 물리학과 졸업, 1993년 동대학원 석사, 2001년 동대학 의용생체공학과 박사, 2005년~현재 충북대학교 의과대학 의학과 부교수



이 인 광

2005년 충북대학교 물리학과 졸업, 2007년 동대학 의용생체공학과 석사, 2011년 동대학원 박사, 2011년~현재 충북대학교 병원 의료기기임상시험센터 총괄팀장



이 유 미 (李有美)

2008년 한남대학교 생활체육학과 졸업, 2012년~현재 충북대학교 학과간협동과정 의용생체공학과 석사과정



유 희 (俞熹)

2007년 대전보건대학교 치기공학과 졸업, 2011년 원광대학교 보건환경대학원 석사, 2004년~현재 대전 청도치과기공소 재직, 2012년~현재 충북대학교 의과대학 의학과 박사과정



김 영 일 (金 榮 一)

2008년 대전보건대학교 치기공학과 졸업,
2010년 건양대학교 보건학과 석사, 2012
년~현재 충북대학교 학과간협동과정 의
용생체공학과 박사과정



한 상 현 (韓 相 炫)

2002년 대전보건대학교 방사선과 졸업,
2008년 건양대학교 보건학과 석사, 2012
년~현재 충북대학교 학과간협동과정 의
용생체공학과 박사과정, 2011년~현재 서
남대학교 방사선학과 조교수



차 은 종 (車 殷 宗)

1990년 서울대학교 전자공학과 졸업,
1987년 미국 남가주대학 의공학과 박사,
1988년~현재 충북대학교 의과대학 의학
과 교수