

와류 현상을 이용하는 호흡기류센서

김경아¹, 이인광¹, 박준오¹, 이수옥², 신은영³, 김윤기⁴, 김경천⁴, 차은종¹

¹충북대학교 의과대학 의공학교실, ²대전보건대학 치위생과,
³충북대학교 의과대학 생화학교실, ⁴부산대학교 공과대학 기계공학부

Respiratory air Flow Transducer Based on air Turbulence

Kyung-Ah Kim¹, In-Kwang Lee¹, Jun-Oh Park¹, Su-Ok Lee²,
Eun-Young Shin³, Yoon-Kee Kim⁴, Kyung-Chun Kim⁴, Eun-Jong Cha¹

¹Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, Chungbuk National University, Cheongju 361-763, Korea.

²Department of Dental Hygiene, Daejeon Health Sciences College, Daejeon 300-711, Korea.

³Department of Biochemistry, School of Medicine, Chungbuk National University, Cheongju 361-763, Korea.

⁴School of Mechanical Engineering, Pusan National University, Pusan 609-735, Korea.

(Received May 21, 2009. Accepted August 17, 2009)

Abstract

The present study developed a new technique with no physical object on the flow stream but enabling the air flow measurement and easily incorporated with the devices for cardiopulmonary resuscitation(CPR) procedure. A turbulence chamber was formed in the middle of the respiratory tube by locally enlarging the cross-sectional area where the flow related turbulence was generated inducing energy loss which was in turn converted into pressure difference. The turbulence chamber was simply an empty enlarged air space, thus no physical object existed on the flow stream, but still the flow rate could be evaluated. Computer simulation demonstrated stable turbulence formation big enough to measure. Experiment was followed on the proto-type transducer, the results of which were within $\pm 5\%$ error compared to the simulation data. 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 rate transducer, Turbulence chamber.

1. 서론

호흡기류(respiratory air flow rate)는 기도 및 폐포로 구성 되는 호흡기구(respiratory apparatus)의 기능 평가를 위해 필수적으로 측정해야 하는 중요한 생체신호이다[1]. 단위 시간당 기도를 통해 드나드는 공기의 용적, 즉 공기의 유량을 호흡기류로 정의하며, 이를 측정하는 센서로는 pneumotachometer[2], turbine[3], velocity-type transducer[4], hot wire anemometer [5] 등이 있다. 이들은 대부분 임상 환경에서 폐활량검사(spirometry) 를 수행할 때 적용된다. 우선 가장 광범위하게 사용되는 pneumotachometer는 그림 1(a)에 보인 것과 같이 호흡경로 상에 유체저항을 위치시키고 기류가 유체저항을 통과할 때 유체저항 양

단에 나타나는 차압(differential pressure)을 측정한다. 그림 1(b)의 turbine는 기류가 통과하며 터빈 혹은 프로펠러를 회전시키게 하고 회전수를 측정한다. 그림 1(c)의 velocity-type transducer는 피토투관(Pitot tube)을 사용하여[6] 호흡기류의 운동에너지를 동압력(dynamic pressure)으로 변환함으로써 기류를 측정하는 센서이다. 마지막으로 그림 1(d)의 hot wire anemometer는 기류가 가열선을 통과하며 빼앗아 가는 열에너지를 온도 변화로 측정하는 원리를 사용한다.

상술한 호흡기류센서들은 모두 호흡기류가 통과하는 관 내부에서 호흡기류를 접하며 이를 다른 물리적 변수로 변환하는 감지소자를 가지고 있다. 이와 같이 감지소자를 필요로 하는 이유는 기류를 직접 측정하는 것이 불가능하여 기류를 측정 가능한 변수로 변환해야 하기 때문이다. 그러나 감지소자가 항상 기류와 접하기 때문에 공기 내에 포함되는 습기와 기타 오염물질에 노출될 수밖에 없다. 특히 호흡기류는 호흡과정에서 상대습도 100%로 포화되어 매우 습하며 간혹 침과 같은 타액이나 미세물질이 포함되기도 한

Corresponding Author : 차은종

(361-763) 충북 청주시 흥덕구 개신동 12번지

충북대학교 의과대학 의공학교실

Tel : +82-43-261-2856 / Fax : +82-43-273-0848

E-mail : ejcha@chungbuk.ac.kr

“이 논문은 2009년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(2009-0063258).”

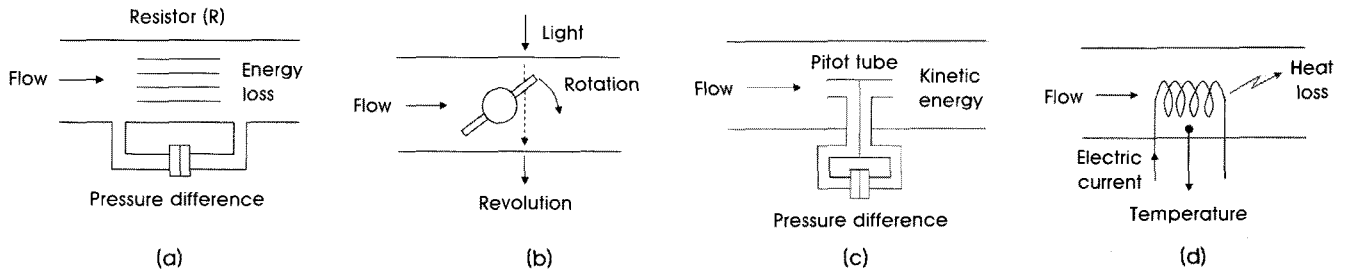


그림 1. 호흡기류센서들의 동작원리 모식도.

(a) Pneumotachometer, (b) Turbinometer, (c) Velocity-type transducer, (d) Hot-wire anemometer

Fig. 1. Principles of respiratory air flow transducers.

(a) Pneumotachometer, (b) Turbinometer, (c) Velocity-type transducer, (d) Hot-wire anemometer

다. 이러한 이물질들은 감지소자에 침착하여 감지소자의 변환특성을 변화시켜 부정확한 측정결과를 야기하거나 교차감염(cross-infection)과 같은 위생상의 문제를 일으키기도 한다. 일회성 검사인 폐활량검사인 경우에는 검사마다 깨끗이 세척된 감지소자를 사용하거나 아예 일회용으로 제작된 감지소자를 사용하여[4] 해결하지만 만약 수십 분에 걸쳐 호흡기류를 지속적으로 측정해야 하는 경우에는 시간이 지남에 따라 침착되는 이물질이 감지소자의 변환특성을 변화시키는 것을 막을 수 없다. 만약 감지소자가 호흡기류와 직접 접촉하지 않는다면 이와 같은 문제점을 근본적으로 해결할 수 있을 것이다.

호흡경로 상에 위치하는 감지소자가 문제시되는 대표적인 임상 환경으로는 심폐소생술(cardiopulmonary resuscitation)을 들 수 있다. 심폐소생술은 심정지가 발생한 응급환자의 흉부를 압박하고 인공호흡을 행하는 치료술기로서[7], 특히 병원전(pre-hospital) 단계의 신속한 심폐소생술은 환자의 생존율에 큰 영향을 미친다 [8,9]. 심폐소생술 중 인공호흡은 기관내 관(endo-tracheal tube)을 삽입하고 기관내 관에 연결된 고무주머니(ambu-bag)를 손으로 눌렀다 폈다 하는 수동적 동작으로 이루어진다. 이 때 공기 주입의 속도 및 용적은 응급구조사의 경험에만 의존하기 때문에 실제 환자에게 공급된 공기량에 관한 객관적이고 정량적인 자료는 전무한 실정이다. 흉부압박과 인공호흡의 순차적 횟수의 비례와 인공호흡시 공급되는 공기량은 환자의 생존율을 크게 좌우하는 매우 중요한 변수이지만, 심폐소생술 상황에서 호흡기류를 정확하게 측정할 수 있는 센서가 없는 바, 인공호흡 중 흉부의 상하운동을 시각적으로 관찰하는 것과 같이 매우 초보적인 수준에 머무르고 있다. 심폐소생술을 받는 응급환자는 수시로 타액과 혈담을 배출하고 심폐소생술이 수십 분에 걸쳐 지속적으로 수행되기 때문에 전술한 감지소자를 채택한 호흡기류센서는 사용할 수 없다. 따라서 심폐소생술과 같이 지속적인 호흡기류 계측이 필요한 임상 상황에서 손쉽고 편리하며 정확하게 측정할 수 있는 센서의 연구개발이 절실하다.

본 연구에서는 기존의 심폐소생술 기구에 손쉽게 연결되며 내부에서 공기의 와류(turbulence)가 형성되어 유체에너지를 손실시

키는 와류챔버를 채택한 새로운 호흡기류센서를 개발하였다. 기류의 크기에 따라 달라지는 에너지 손실량은 와류챔버 양 단 간에 나타나는 차압으로 측정할 수 있으며 속이 빈 관 형태의 챔버이므로 특별한 기류 감지소자가 없다. 시제품을 설계하고 컴퓨터 시뮬레이션하여 와류 생성 양상을 예측하였고 실제 제작한 시제품의 계측특성을 측정, 평가하는 실험을 수행함으로써 심폐소생술 시 호흡기류센서로 사용할 수 있는 가능성을 확인하였다.

II. 재료 및 방법

A. 동작 원리

본 연구에서는 별도의 기류 감지소자를 배제하기 위해 와류 현상을 응용하였다. 그림 2와 같이 호흡기류가 흐르고 있는 경로의 단면적이 갑자기 넓어졌다가 좁아지는 원형관 형태의 호흡관을 고려해 보자. 관의 단면적이 갑자기 넓어지면 유속이 급속히 감소하고 유선 변형으로 와류가 생성되어 에너지 손실을 가져온다[10]. 단면적이 갑자기 넓어질 때 기류 흐름의 주류(main stream)는 단면적이 넓어지는 경계면 벽면에서 유리되어 진행한 후 다시 관의 벽면에 접하게 된다. 이 확대관의 앞 부분에서는 분류(branch)가 주위의 유체를 교란시켜 와류를 형성하므로 에너지 손실이 발생하게 된다. 단면적이 갑자기 좁아지면 좁아지는 위치로부터 유동 박리(flow separation)가 일어나서 유선이 오목해지는 부위(축류,

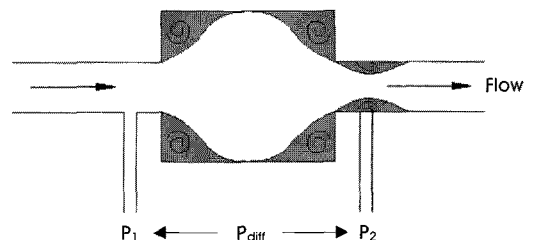


그림 2. 와류챔버 내 기류의 유선 형성과 에너지 손실 원리.

Fig. 2. Flow streams in the turbulence chamber and energy loss principle.

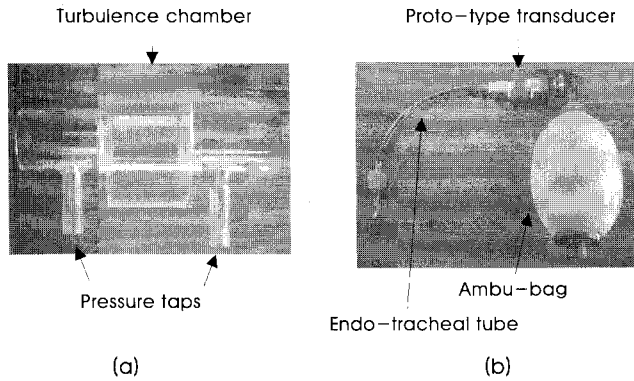


그림 3. 호흡기류센서 시작품의 실물사진(a)과 심폐소생술 기구와의 연결사진(b).
Fig. 3. Proto-type air flow transducer(a) connected with the CPR devices(b).

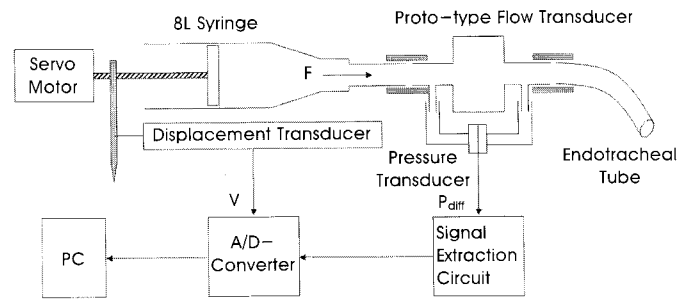


그림 4. 실험장치의 모식도.
Fig. 4. Block diagram of the experimental set-up.

vena contracta)가 형성된다. 따라서 이 부위에서는 기류속도가 상류측보다 빨라진다. 이 경우 부차적 손실은 주로 유동이 확산되는 과정에서 생기는 난류혼합현상에 기인한다. 이러한 와류 생성에 의해 발생하는 에너지 손실량은 단면적이 변화하는 전·후 위치에서의 압력(lateral pressure) 차이로 나타난다. 기류의 크기에 따라 와류 생성량이 변화하므로 압력의 차이는 식 (1)과 같이 기류의 함수로 표현할 수 있다. 일반적으로 기체의 흐름 단면에 유체 저항이 위치해 있거나, 단면적이 변화하여 발생하는 압력의 차이는 Rohrer의 경험공식[11,12]에 따라 2차함수로 근사시킬 수 있다. 따라서 두 지점 간에 와류 현상을 발생시키고 차압(P_{diff})을 측정하여 식 (1)에 대입함으로써 기류를 산출할 수 있을 것이다.

$$P_{diff} = P_1 - P_2 = aF^2 + bF$$

where P_{diff} = differential pressure
 $P_{1,2}$ = lateral pressures
 F = air flow rate
 a, b = constants

(1)

B. 시작품 제작

위에 설명한 대로 와류 현상을 응용하여 호흡기류를 측정하기 위해서는 호흡관의 중앙 일부의 직경을 확장하는 와류챔버만을 형성하면 되므로 공기가 흐르는 경로 상에는 물리적으로 공기 흐름을 방해하는 아무런 감지소자도 존재하지 않는다. 심폐소생술 시 사용되는 고무주머니와 기관내 관의 연결구조는 규격화되어 있으므로 기존 연결구조에 부가적으로 연결할 수 있도록 호흡기류센서를 설계하였다. 호흡관 양 측이 각각 고무주머니와 기관내 관에 손쉽게 연결되도록 외경을 각각 다르게 설정하였고 내경은 10mm로 동일하게 설계하여 기류 경로의 대칭성을 유지하였다. 와류를 발생시키는 중앙부(와류챔버)의 내경은 양측 관 내경의 3배로 설정하였다. 제작한 호흡기류센서 시작품 사진을 그림 3(a)에 보였다.

그림 3(b)는 실제 심폐소생술 시 사용하는 기관내 관과 고무주머니 사이에 호흡기류센서 시작품을 연결한 실물사진이다. 고무주머니와 호흡기류센서는 탄성이 있는 실리콘 관으로 연결하여 공기가 유출되지 않도록 밀폐하였으며, 기관내 관과의 연결도 동일한 재질의 실리콘 관을 사용하였다. 센서 양 측을 실리콘 관으로 연결함으로써 기존의 심폐소생술 기구들과 손쉽게 탈착할 수 있다. 기존의 심폐소생술 기구에 호흡기류센서가 추가되었지만 호흡경로의 길이가 연장되는 부분은 약 40mm 정도로서 응급구조사의 심폐소생술 수행 및 환자의 호흡을 거의 방해하지 않는다.

C. 컴퓨터 시뮬레이션

위에서 제작한 시작품의 챔버내 와류 양상 및 압력 변화를 사전에 예측해 보기 위해 상용 유동해석 프로그램(CFX-10, ANSYS Inc., U. S. A.)을 사용하여 컴퓨터 시뮬레이션을 수행하였다. ICEM-CFD 10을 이용하여 내부 격자계를 생성하였고, 전체 노드 수는 약 20,000개로 고정하였다. 해의 수렴 판단조건은 10^{-4} 크기로 하였고, 난류 모델로는 매끄러운 표면과 역압력 경사 하에서 유동 박리의 시작과 크기를 정확히 예측할 수 있는 SST(shear stress transport)를 적용하였다. 호흡기류값(F)을 입구 경계조건으로 설정하였고 출구에서의 평균정압력을 0으로 하였다. $F=0 \sim 2L/sec$ 범위에서 0.5L/sec 간격으로 증가시키며 유체 입자의 속도 및 압력 분포를 시뮬레이션하였다.

D. 계측특성 측정실험

앞서 제작한 호흡기류센서 시작품의 P_{diff} - F 관계식을 산출하기 위해 실험을 수행하였다. 그림 4에 보인 대로 센서의 우측에는 기관내 관을 연결하고 좌측에는 고무주머니 대신 표준기류생성장치(SVSyr8.0, CKInternational, Korea)를 연결하였다. 표준기류생성장치는 서보모터(CSDJ-10BX2, Samsung Electronics Co., Ltd, Korea)로 구동하여 임의의 일정한 기류를 발생시킬 수 있다. 서보모터의 구동축에는 선형변위센서(LTM600S, Gefran, Italy)

가 연결되어 있어, 시린지의 이동에 따른 위치(용적) 신호를 기록함으로써 센서를 통과하는 공기의 용적(V)을 정확하게 측정할 수 있다. V를 시간(t)에 대해 수리미분하면 F가 얻어진다.

그림 4에서 표준기류생성장치의 시린지가 우측으로 이동하면 호흡기류센서와 기관내 관을 통해 공기가 토출되면서 실제 호흡에서의 흡식 상태를 모사한다. 반대로 시린지가 좌측으로 이동하면 호식 상태가 될 것이다. 흡식기류를 양(+), 호식기류를 음(-)으로 간주하여 3L/sec 범위 내에서 0.5L/sec 씩 단계적으로 일정한 기류(steady flow)를 생성시켜 센서로 흘려주었다. 표준기류 F가 흐르는 동안 용적신호 V와 차압신호 P_{diff} 를 동시에 개인용 컴퓨터(PC) 상에 축적하였다. 두 신호 모두 12bits/sample, 100samples/sec로 A/D 변환(iDAQ400, PhysioLab, Korea)하였다. P_{diff} 는 측정범위가 0~10cmH₂O 인 용량성 차압센서(DP45-20, Validyne, U. S. A.)로 측정하였다. F가 일정하게 유지되는 시간 동안 V는 선형적으로 변화하므로 그 기울기를 취하여 F를 산출하였다.

E. 동작 성능평가 실험

앞서 호흡기류센서의 P_{diff} -F 관계식을 산출하고자 일정기류를 발생시키는 표준기류생성장치를 사용하였으나, 실제 호흡은 시간에 따라 연속적으로 변화하므로 임의의 호흡 상황 하에서의 측정 성능을 확인하기 위한 호흡모사 실험을 수행하였다. 미국 흉부학회에서는 호흡기류센서의 성능평가를 위해 임의의 속도로 구동할 수 있는 시린지를 연결하여 호흡기류센서로 흘려주면서 용적 및 최대기류 등을 측정하여 비교하도록 권고하고 있으며, 또한 호흡기류센서를 매일 교정할 때에는 3L 시린지를 수동으로 구동하여 임의의 속도 및 기류 파형을 인가하도록 권고하고 있다[13]. 따라서 환자에서처럼 임의의 기류를 얻기 위해 3L 시린지(704001-003, MedGraphics, U. S. A.)를 사용하였다. 이는 폐활량계의 교정(calibration)에 사용되는 수동형 표준 시린지로서 0.1L~3L 구간에서 0.1L 간격으로 구동 용적을 변화시킬 수 있다. 시린지의 구동 축에는 선형변위센서(LTM600S, Gefran, Italy)를 연결하여 축의 이동에 따른 위치(용적) 신호를 동시에 기록하도록 하였다. 0.1

L~1L까지 0.1L 간격으로 구동 용적을 단계별로 변화시키며 V와 P_{diff} 를 동시에 측정하였다. V를 시간에 따라 수리미분하여 표준기류 신호 F_s 를 산출하였고, P_{diff} 신호를 P_{diff} -F 관계식에 대입하여 측정기류 신호 F_m 를 산출한 후 상호 비교하였다.

와류챔버 내 이물질의 축적에 따른 P_{diff} -F 특성변화를 확인하기 위해 챔버내에 0~3mL까지 0.5mL 씩 단계적으로 물을 주입하면서 시린지 구동실험을 추가로 수행하였다. 이물질로 간주한 물은 자연스럽게 챔버 하단에 고인 상태이었다. 일정기류 F=1, 2L/sec에 대해 주입된 물의 양에 따른 압력센서 출력전압의 변화를 측정하였다.

III. 결과

A. 유선 형성 및 압력 분포

시작품 내부의 관 구조 규격과 같은 조건으로 컴퓨터 시뮬레이션하여 구한 유선(stream line) 형성 양상을 그림 5(a)에 보였다. 대표적으로 F=2L/sec 일 때의 결과만 보였는데 나머지 기류값들에 대해서도 유사한 양상을 보였다. 그림 5(a)에서 와류챔버 내에서 주홍색 축류 주변에 청색으로 원형의 와류가 안정하게 형성됨을 확인하게 구분할 수 있다. 이에 따라 생성되는 관 내 압력 분포를 그림 5(b)에 보였다. 와류챔버를 지나면서 압력값이 변하는 것을 확인할 수 있다. 또한 기류 및 압력 신호가 일정하게 유지되었다.

B. 압력-기류 변환식

계측특성 측정 실험에서 얻은 F=2L/sec 일 때의 신호 예를 그림 6에 제시하였다. 그림 6(a)는 표준기류생성장치가 토출 또는 흡입하는 V 신호로서 시린지를 일정한 속도로 구동시켰으므로 선형적으로 증가하였다가 다시 감소하였다. 선형 구간의 기울기를 산출한 결과 거의 정확하게 F=2L/sec의 기류가 발생하였다. 그림 6(b)는 V와 동시에 측정한 P_{diff} 신호로서 동일 구간 동안 일정한 압력이 발생하였고 흡식과 호식이 서로 거의 대칭적인 크기를 나타내고 있음을 볼 수 있다.

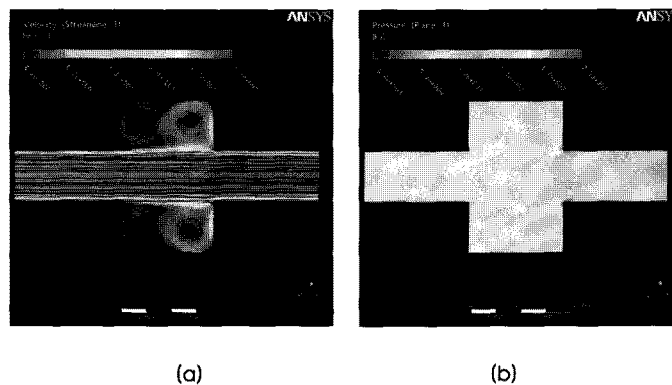


그림 5. F=2L/sec 일때의 유선형성(a) 및 압력분포(b) 시뮬레이션 결과.
 Fig. 5. Computer simulation results of stream line formation(a) and pressure distribution(b) at F=2L/sec.

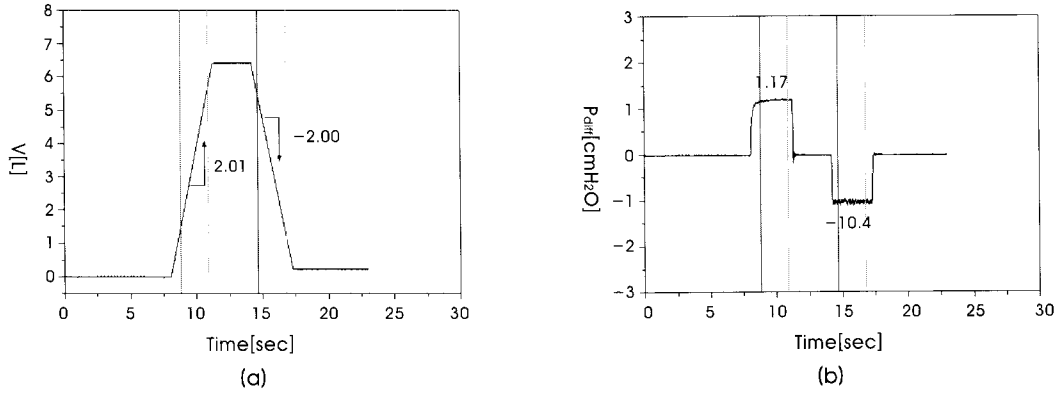


그림 6. $F=2L/sec$ 일 때의 신호 사례.
 (a) 용적 (b) 차압
Fig. 6. Signal examples at $F=2L/sec$.
 (a) Volume (b) Differential pressure

$F=\pm 3.0L/sec$ 범위 내에서 $0.5L/sec$ 씩 전 구간에 걸쳐 측정된 P_{diff} 와 F 데이터에 대해 식 (1)에 따라 2차함수 근사를 수행하여 P_{diff} - F 관계식을 산출한 후, 그림 7에 원 데이터와 함께 도시하였다. 흡식(+), 호식(-) 간에 대칭성을 나타내었으며, 두 경우 모두 상관계수가 0.999 이상으로 매우 정확한 근사식을 구할 수 있었다 ($P<0.0001$). 이 관계식에 P_{diff} 값들을 대입하여 추정기류값(F_{pred})을 구한 후 F 값과 함께 그림 8에 비교하였다. 평균 상대오차가 약 0.4% 정도로서 매우 정확한 기류 추정이 가능함을 확인하였다. 이와 같이 추정된 F_{pred} 값을 앞서 수행한 컴퓨터 시뮬레이션 결과와 비교한 결과 모든 F 값에서 $\pm 5\%$ 이내의 상대오차를 보였다. 컴퓨터 시뮬레이션으로 예측한 기류값에 상당히 근접한 측정값을 얻었으므로 실험적으로 산출한 P - F 관계식의 타당성이 뒷받침되었다.

C. 동작 성능평가

시린지 구동용적이 $0.5L$ 인 경우, 임의의 속도로 구동시키면서 선형변위센서로부터 측정된 V 를 그림 9에 나타내었다. 흡식과 호식이 반복적으로 나타나며, 신호의 증가 및 감소 과정이 직선이 아닌 곡선으로서 임의의 속도로 구동되었음을 확인할 수 있다. 선형 변위센서와 호흡기류센서로부터 산출한 F_s 와 F_m 를 그림 10에서 비교하였는데, 두 신호가 유사한 파형을 나타내었다. 그림 10(b)에서 흡식 및 호식 기류가 종료되는 시점에 급격한 진동성분이 관찰되는데, 이는 시린지를 임의의 속도로 구동할 때 정해진 용적 위치를 시린지 판이 치게 되기 때문에 충격에 의해 발생하는 진동이다. 반면 그림 9의 용적신호는 변위센서가 시린지 판의 위치만을 검출하므로, 이를 미분한 표준기류신호인 그림 10(a)에는 진동성분이 없게 된다. 구동용적별로 흡식과 호식 각각에서 최대기류를 산출

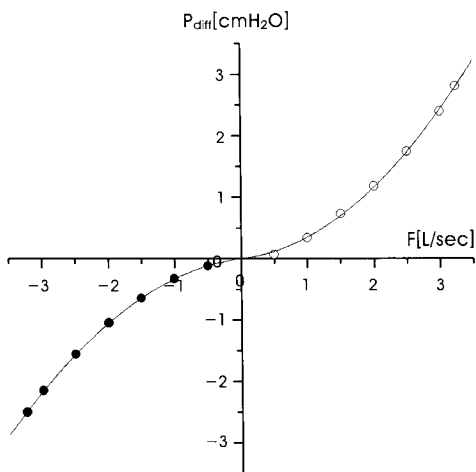


그림 7. P_{diff} 와 F 간의 2차함수 관계.
Fig. 7. Quadratic relationship between P_{diff} and F .

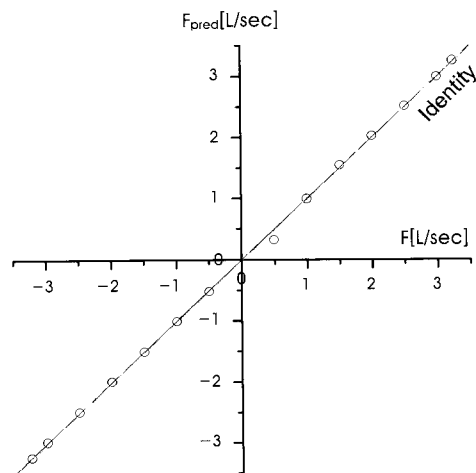


그림 8. 추정기류값(F_{pred})과 표준기류값(F) 간의 비교.
Fig. 8. Comparison between F_{pred} and F .

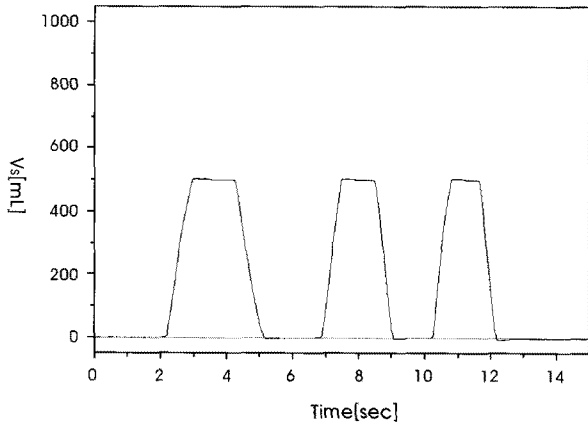


그림 9. V=0.5L 일때의 호흡모사 용적신호 사례.
Fig. 9. Simulated volume signal example at V=0.5L.

하여 F_s 에 대한 F_m 의 상대오차의 절대값을 표 1에 비교하였다. 모두 5% 이내의 오차를 나타내었으며, 평균오차는 1.78%에 불과하였다.

와류챔버에 이물질로 간주한 물을 주입할 때 그 용적이 0.5~2.5mL 범위에서는 압력센서 출력전압의 변화가 거의 없었다 (<2%). 그러나 3.0mL일 때에는 $F=1, 2L/sec$ 에 대해 각각 약 17% 및 28%의 압력센서 출력전압 변화가 관찰되었다. 즉, 이물질의 용적이 2.5~3.0mL에서 급격한 특성변화가 야기되었다. 따라서 기류 측정특성에 영향을 미치지 않는 안전한 이물질의 최대 용적은 2.5mL이고 이는 챔버 하단에서 상부 방향으로 직경의 약 1/5까지 채워지는 수위이었다.

표 1. 구동용적별 최대호식기류의 상대오차.

Table 1. Relative errors in peak flow rate with different stroke volumes.

구동용적[L]	최대호식기류의 상대오차 절대값[%]
0.1	4.83
0.2	0.89
0.3	2.06
0.4	0.70
0.5	2.48
0.6	1.31
0.7	1.96
0.8	0.49
0.9	1.80
1.0	1.29
평균	1.78

IV. 고찰 및 결론

호흡기류센서의 가장 큰 용도는 임상 폐활량검사로서 호흡기능을 전반적으로 평가할 때 수행한다. 폐활량검사는 깨끗이 세척된 호흡기류센서를 정해진 방식에 따라 일회 호흡하여 진단 매개변수들을 산출하는 검사이다. 이와 같이 일회성으로 짧은 시간 내에 행해지기 때문에 피검자의 호흡기체가 기류 감지소자에 미치는 영향은 무시할 수 있다. 따라서 기존의 호흡기류센서들은 호흡경로 상에 기류 감지소자를 위치시켜 기류를 압력이나 기타 측정 가능한 물리변수로 변환하는 기법을 적용한다. 그러나 응급환자의 심폐소생술 상황과 같이 중환자에게 장시간 측정해야 하는 특수한 경우에는 기존의 센서들을 사용할 수 없다. 특히 일반 환자보다 더 많

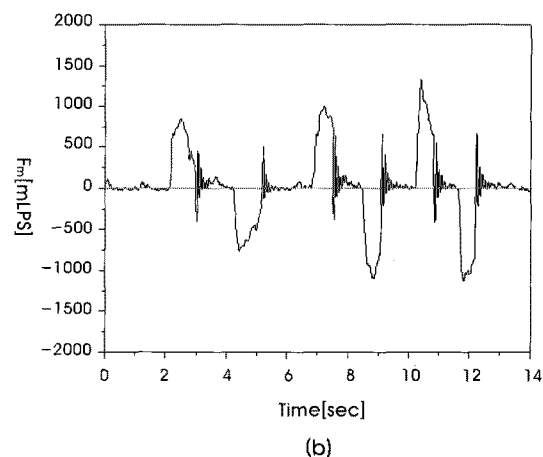
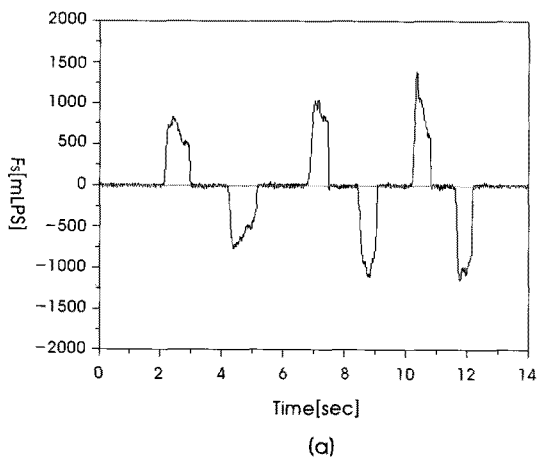


그림 10. V=0.5L 일때의 호흡모사 기류신호 사례.
(a) 표준기류 신호(F_s), (b) 측정기류 신호(F_m)
Fig. 10. Simulated flow rate signal examples at V=0.5L.
(a) Standard flow rate(F_s), (b) Measured flow rate(F_m)

은 타액이 배출되기 때문에 감지소자가 쉽게 오염되어 계측특성이 크게 변화하고 따라서 정확한 측정이 불가능해진다.

심정지와 같은 응급상황 발생 후 병원전 단계에서 행해지는 양질의 심폐소생술은 환자의 생존율에 큰 영향을 미칠 뿐만 아니라 병원으로 이송된 이후에도 심폐소생술 수행에 따른 여러 부작용들을 최소화할 수 있다. 최근 연구에 따르면 심폐소생술 시 호흡상태를 객관적으로 파악할 만한 장비나 장치가 미흡한 상황에서 데이터베이스 또한 구축되지 않아 대부분 응급구조사들의 숙련도에 의존하고 있는 실정이다[14,15]. 따라서 심폐소생술 시 호흡신호를 실시간으로 모니터링할 수 있다면 환자의 상태를 객관적으로 판단하여 대처할 수 있고, 병원 이송과정에서의 호흡상태를 정량화함으로써 치료 과정에 활용할 수 있을 것이다. 일반적인 호흡기류센서와 달리 구강을 통하지 않고 흉부 및 복부의 둘레변화를 측정하는 호흡신호 모니터링 기술도 있으나, 유도성 코일(inductive coil)[16]이나 저항성 밴드(conductive band)[17,18] 등의 감지기구를 환자의 몸통 부위에 감아야 한다. 통상 응급환자들은 의식이 없는 상태로 누워 있으므로 몸통 부위에 감지기구를 감는 것은 매우 비실용적일 뿐만 아니라 환자의 생존을 위해 필수적이고 시급하게 행해야 하는 심폐소생술 처치를 크게 지연시킬 수 있다.

심폐소생술 시 호흡상태를 모니터링하기 위해서는 호흡경로 즉, 기관내 관과 고무주머니 사이에 호흡기류센서가 위치해야 하는데, 응급상황이므로 갑작스럽게 혈당, 침 등이 배출될 수도 있다. 기존의 호흡기류센서들은 호흡경로 상에 기류 감지소자가 위치하고 있어 응급환자로부터 배출되는 이물질들에 매우 취약할 수 밖에 없는 반면, 본 연구에서 개발한 호흡기류센서는 와류 생성을 위한 챔버가 속이 빈 매우 단순한 통 형태이므로 호흡경로 상에는 실질적인 감지소자가 존재하지 않는다. 또한 이 와류챔버가 이물질들을 일시적으로 모으는 수집용기(water trap)의 역할도 할 수 있다는 잇점을 가지고 있다. 기류 계측특성에 변화를 주지 않는 이물질의 최대용적은 0~2.5mL 이었으며, 이는 챔버 직경의 하단에서 약 1/5까지 채워지는 수위이다. 물론 그 이상의 이물질이 모이면 계측특성이 유의하게 변화할 것이지만(최대 약 30%), 새로운 챔버로 손쉽게 교체할 수 있으므로 계속 오류는 일시적으로만 발생하게 되고 따라서 매우 실용적이라 판단된다. 나아가 기존 심폐소생술 장비들에 추가적인 기구 없이 신속히 연결할 수 있으며, 심폐소생술을 방해하거나 지연시키지 않는다는 장점도 있다.

본 연구에서 제시하는 호흡기류센서는 호흡관 중앙에 위치하는 챔버 내에서 와류를 생성시켜 유체 에너지를 손실시키고 이에 기인하는 차압을 측정하는 원리로 동작한다. 에너지 손실은 두 지점 간에 압력차를 발생시키므로 범용 압력센서를 사용하여 손쉽게 측정할 수 있으며, 이로부터 호흡기류를 산출할 수 있다. 또한 기존 장비에 연결되었을 때 센서의 전체 길이가 약 40mm로 기존 심폐소생술 시의 호흡경로보다는 다소 길지만 일반적인 심폐소생술 기구의 전체 길이가 약 400mm로 상당히 길다는 것을 감안하면 기존의 심폐소생술 상황과 크게 다르지 않다고 판단된다(그림 3(b) 참조). 기존에 규격화되어 있는 심폐소생술 기구(기관내 관 및 고무주

머니)에 손쉽게 연결되도록 하는 것과 동시에 공기 흐름의 안정성과 일관성을 유지하기 위해 관의 내경을 10mm로 결정한 후 와류 챔버의 내경은 이의 3배로 하여 충분한 크기의 와류를 형성하고자 하였다. 이는 임의적으로 설정하였으나 이보다 커지면 심폐소생술 수행에 방해가 된다고 판단하였다. 즉, 센서 입출구 및 와류챔버의 직경과 길이를 실용적인 관점에서 결정한 후 컴퓨터 시뮬레이션을 수행하여 와류 생성 양상, 그리고 압력 분포 등을 예측하였다. $\pm 3L/sec$ 범위 내에서 안정한 와류가 생성되었고 이에 따라 압력 분포를 산출하였다(그림 5 참조). 기류가 증가함에 따라 압력도 상승하였으므로 심폐소생술용 호흡기류센서의 가능성을 이론적으로 확인하였다.

컴퓨터 시뮬레이션에 의해 와류챔버 내에서 와류가 형성되고 차압 측정으로 기류를 산출하는 것이 이론적으로 가능함을 확인하였으므로 다음 단계로 시작품의 압력-기류 계측특성을 실험하였다. $P_{diff}-F$ 데이터를 2차함수로 근사시킨 결과 상관계수가 0.999 이상으로 충분히 높은 값을 나타내었으며(그림 7 참조), 이 관계식으로 추정된 기류 측정의 평균 상대오차는 1% 미만으로서 매우 정확하게 기류를 계측할 수 있었다(그림 8 참조). 또한 호흡기류센서의 동작 성능평가 실험에서 최대기류의 표준치에 대한 측정치의 평균 오차는 1.78%에 불과하였다. 미국 흉부학회에서 임상 폐활량검사 시 한계오차를 5%로 권고하고 있음을 보면[13], 실험적 상황에서 1% 이내의 상대오차는 충분히 정확한 측정치라 할 수 있다. 나아가 앞서 행한 컴퓨터 시뮬레이션 결과와도 5% 이내의 오차만을 보였으므로 본 계측특성 측정실험이 타당하게 수행되었고 그 결과가 유용하다고 판단된다. 또한 흡식과 호식 간에 거의 대칭적인 특성을 나타내었으므로 인공적으로 공급한 신선한 공기의 양과 환자로부터 배출된 호식공기의 양을 비교함으로써 기관내 관 주변으로 공기 유출이 있는지의 유무도 함께 판단할 수 있으리라 생각된다. 본 연구에서 제시하는 새로운 호흡기류센서는 기류변화에 대한 차압신호를 충분히 정확하게 측정할 수 있고, 기류 흐름을 방해하지 않는 구조이므로 심폐소생술 시 호흡신호의 모니터링이나 장시간 평상호흡을 모니터링할 때 새로운 호흡기류 계측기술로 유용하게 응용되리라 기대된다. 이물질의 종류와 양에 따른 센서의 특성실험과 실제 환자를 대상으로 하는 임상실험을 수행하여 실용성을 검증하는 것이 향후 과제일 것이다.

참고문헌

- [1] E.J. Cha, *Measurements of the respiratory system*, In: *Medical instrumentation: Application and design*, Seoul, Korea: Translated by the BME education consortium, Ryumoon-Kak, 1993, pp. 509-598.
- [2] C.H. Buess, and E.A. Koller, *Pneumatometers*, In: *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*, New York, U. S. A.: John Wiley & Sons, 1988, pp. 2319-2324.
- [3] Micro Medical Ltd., *MicroLab Operating Manual*, Kent, UK: Micro Medical Ltd., 1998, pp. 2-4.

- [4] K.A. Kim, H.S. Kim, T.S. Lee, and E.J. Cha, "Functional disposable use flow tube converting the respiratory air flow rate into averaged dynamic pressure", *J. Sensors Soc.*, vol. 11, no. 3, pp. 125-131, 2002.
- [5] A. Hald, and B. Stigsby, "Computerized hot-wire anemometry-Principles of calculation", *Computer Programs in Biomedicine*, vol. 11, no. 2, pp. 113-118, 1980.
- [6] R.M. Olson, *Flow measurements, In: Essentials of engineering fluid mechanics 4th ed.*, Athens, U. S. A.: Maple Press Company, Ohio University, 1980, pp. 452-482.
- [7] S.O. Hwang, and K.S. Lim, *Cardiopulmonary resuscitation, In: Cardiopulmonary resuscitation and advanced cardiovascular life support*, Seoul, Korea: Koonja, 2005, pp. 13-25.
- [8] S.O. Hwang, and K.S. Lim, *Basic resuscitation, In: Cardiopulmonary resuscitation and advanced cardiovascular life support*, Seoul, Korea: Koonja, 2005, pp. 27-62.
- [9] Korean Association of Cardiopulmonary Resuscitation, *Guidelines of cardiopulmonary resuscitation*, Seoul, Korea: Korean Association of Cardiopulmonary Resuscitation, 2007, pp. 1-18.
- [10] J.C. Shin, *Flow in tube, In: Hydrodynamics*, Seoul, Korea: Kuminsa, 2000, pp. 269-314.
- [11] A. Fleisch, "Der pneumotachography: ein Apparat zur Beischwindigkeitregistrierung der Atemluft", *Arch. Ges. Physiol.* vol.209, pp.713-722, 1925.
- [12] F. Rohrer, *Physiologie der atembewegung, In: Handbuch der Normalen und Pathologischen Physiologie*, Berlin, Germany: Springer-Verlag, 1925, pp.70-127.
- [13] American Thoracic Society, "Standardization of spirometry", *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, vol. 152, pp. 1107-1136, 1995.
- [14] 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.
- [15] American Heart Association, "Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation Emergency Cardiovascular Care", *Circulation*, vol. 102, no. 1, pp. I1-I384, 2000.
- [16] K. Konno, and J. Mead, "Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing", *J. Appl. Physiol.*, vol. 22, no. 3, pp. 407-422, 1967.
- [17] K.A. Kim, S.S Kim, D.W. Cho, S.J. Lee, T.S. Lee, and E.J. Cha, "Characteristics of conductive rubber belt on the abdomen to monitor respiration", *J. Sensors Soc.*, vol. 16, no. 1, pp. 24-32, 2007.
- [18] I.K Lee, S.S Kim, J.C Jang, K.J. Kim, K.A. Kim, T.S. Lee, and E.J. Cha, "Wearable wireless respiratory monitoring system", *J. Sensors Soc.*, vol. 17, no. 2, pp. 133-142, 2008.