

복부에서 측정하는 일회 호흡용적의 정확도 평가

Accuracy Evaluation of Tidal Volume Measured on the Abdomen

李仁光* · 金盛植* · 張鐘贊* · 金君珍* · 金敬娥** · 李泰洙*** · 車殷宗†
 (In-Kwang Lee · Seong-Sik Kim · Jong-Chan Jang · Koon-Jin Kim · Kyung-Ah Kim ·
 Tae-Soo Lee · Eun-Jong Cha)

Abstract - Respiration is induced by muscular contraction of the chest and abdomen, resulting in the abdominal volume change. Thus, continuous measurement of the abdominal dimension enables to monitor breathing activity. Conductive rubber cord has been previously introduced and tested to develop wearable application for respiratory measurements. This study implemented respiratory monitoring system with the conductive rubber cord in the patient's pants in purpose of quantitative estimation of tidal volume. Air mixed with 0~5% CO₂ was inhaled and the respiratory air flow rate, abdominal dimension change, and end tidal CO₂ concentration were simultaneously measured in steady state. CO₂ inhalation significantly increased the tidal volume in normal physiological state with the subject unaware. The tidal volume estimated from the abdominal dimension change linearly correlated with the tidal volume measured by a pneumotachometer with a correlation coefficient of 0.88. Customized calibration for each subject resulted in relative errors less than 10%. Therefore, the tidal volume was accurately estimated by measuring the abdominal dimension change.

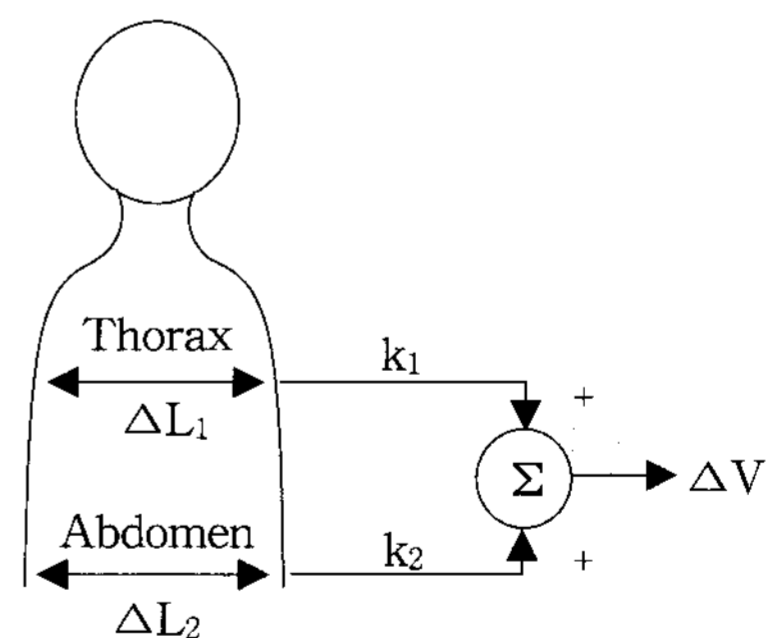
Key Words : Conductive rubber cord, Abdominal dimension measurement, Tidal volume estimation, Customized calibration.

1. 서 론

인체가 호흡할 때 폐의 용적변화는 복부와 흉부 근육들의 수축과 이완에 의해 이루어진다. 가장 중요한 근육으로는 흉강과 복강을 구분하는 횡경막으로서 횡경막이 수축하여 아래로 내려감에 따라 폐가 팽창하여 흡식이 이루어지고, 폐용적이 증가한다. 이 때 횡경막이 하강하므로 복강의 용적 역시 증가한다. 흡식시 횡경막의 작용에 더하여 늑골들이 상승하며, 흉곽이 전면으로 이동함으로써 폐용적을 추가적으로 증가시킨다[1]. 정상적인 상태에서 흡식이 완료되면 횡경막과 늑골 근육들이 이완하며, 발생하는 탄성력이 폐를 압축하여 호식이 수동적으로 이루어지고, 흉강과 복강은 원 상태를 회복하게 된다. 이와같이 흡식과 호식 과정에서 흉강과 복강의 용적이 모두 동시에 변화하고, 호흡이 계속됨에 따라 용적의 증감이 주기적으로 반복된다.

인체의 호흡량을 측정하기 위해서 가장 광범위하게 사용되는 기술은 호흡기류센서로서 코를 막은 상태에서 입을 통해 드나드는 공기의 유량, 즉 기류(air flow rate)를 측정한다[2]. 그러나 입에 호흡관을 물어야 하는 번거로움 때문에 정확한 환기량 측정이 요구되는 폐활량검사에 주로 사용된다. 입에 호흡관을 무는 번거로움을 제거하기 위해 흉강과

복강의 둘레변화를 측정하여 폐용적 변화를 추정하는 기술로서 인덕턴스 호흡측정계(inductive plethysmography)를 들 수 있는데 그림 1에 보인 것과 같이 흉부와 복부를 각각 금속 코일로 두른 상태에서 인덕턴스의 변화를 측정한다[3]. 금속 코일은 탄성이 있는 직물 밴드 상에 구리선을 상하 지그재그로 감은 구조로서 흉강 혹은 복강의 용적이 증가하면 그 둘레 역시 증가하므로 지그재그 형태의 인접한 구리선 간의 간격이 벌어져 인덕턴스가 변화한다.



$$\Delta V = k_1 \Delta L_1 + k_2 \Delta L_2$$

where ΔV = lung volume change

ΔL_1 = inductive change of the thorax coil

ΔL_2 = inductive change of the abdominal coil

$k_{1,2}$ = constants

그림 1 인덕턴스 호흡측정계의 동작원리

Fig. 1 Operation principle of inductive plethysmography

이 때 흉강과 복강 코일들의 인덕턴스 변화를 각각 직류전

† 교신저자, 正會員 : 忠北大 醫大 醫學科 教授

E-mail : ejcha@chungbuk.ac.kr

* 學生會員 : 忠北大 醫大 醫用生體工學科 博士課程

** 正會員 : 忠北大 醫大 醫學科 助教授

*** 正會員 : 忠北大 醫大 醫學科 教授

接受日字 : 2008年 2月 29日

最終完了 : 2008年 4月 16日

압으로 변환한 후 가중합을 취하여 폐용적 변화를 추정한다. 폐용적의 변화가 흉강과 복강의 용적(혹은 둘레)을 모두 동시에 변화시키므로 적절한 비율로 가중 합산함으로써 정확한 폐용적 변화를 알 수 있다. 그러나 흉부 및 복부 성분들의 가중 비율은 피검자마다 다르므로 피검자 별로 교정 과정을 행해야 한다[4].

최근 정보통신공학이 눈부시게 발전함에 따라 생체신호를 원격 무선 전송하는 기술들이 활발하게 연구되고 있음은 주지의 사실이다. 또한 신체를 구속하지 않는 자유로운 상태에서 생체신호를 얻고자 하면 의복과 같이 신체에 착용 가능한 생체센서가 필수적이다[5]. 앞선 언급한 인덕턴스 호흡 측정계는 의복착용형 호흡센서로서 매우 유용한 기술이지만 몇 가지 문제점을 내포하고 있다. 우선 흉부와 복부에 두 개의 코일밴드를 착용해야 하기 때문에 번거롭고, 코일 밴드는 탄성 직물에 도체 코일을 부착한 형태이므로 의복의 일부로 함께 제작하기 어려우며, 특히 의복과 함께 물로 세척하는 것은 불가능하다. 또한 도체 코일의 취급이 예민하고, 교류신호를 사용해야 하므로 신호추출을 위한 전자회로가 다소 복잡해진다. 본 연구팀에서는 이러한 단점들을 극복하기 위하여 도체 코일 대신 산업용 전도성 고무 재질(HR1526, 해룡실리콘, Korea)을 띠의 형태로 성형하여 복부에서 호흡신호를 추출하는 기술을 개발, 제반 전기적 특성들을 측정하여 있다[6]. 신체 착용을 단순화하기 위해 흉부에는 착용하지 않고, 복부에서만 측정하게 하였다. 적절한 비저항(resistivity)을 가진 재질을 선택함으로써 충분히 감도가 큰 안정한 신호를 얻을 수 있었으며, 복부에서만 측정하므로 바지와 같은 의복의 일부로 제작할 수 있는 가능성을 보였다. 나아가 지그비 기반의 근거리 무선 통신 기능을 구현함으로써 의복 착용형 무선 호흡모니터링을 실현하였다[7].

이에 본 연구에서는 호흡 모니터용 착용형 센서로서의 생리적 기능을 검증하기 위해 호흡량, 특히 일회용적(tidal volume)이 증가할 때 복부둘레 신호를 측정하여 입에서 동시에 측정된 일회용적과 비교 분석하였다. 정상적인 생리상태를 유지하며, 피검자가 인식하지 않는 상태에서 호흡량을 증가시키기 위해 소량의 이산화탄소를 흡입하는(CO₂ inhalation) 기법을 채택하여 실험하였다.

2. 이산화탄소 흡입 실험

2.1 실험원리

착용형 호흡센서의 의미는 피검자가 인식하지 않고, 또한 활동의 제약없이 자연스런 상태에서 호흡 측정이 이루어지는 것이다. 호흡작용을 유도하는 가장 중요한 생체변수는 동맥혈중 CO₂ 분압(PaCO₂)으로서 PaCO₂가 정상치를 상회하면 연수(medulla oblongata) 내 호흡중추가 자극되어 흡식 근육을 자극하는 신호가 신경계를 통해 전달되고, 횡경막과 같은 흡식 근육들이 수축한다. PaCO₂가 높을수록 흡식 근육이 많이 수축되어 큰 일회용적(V_T, tidal volume)이 얻어진다. 인체의 호흡중추는 PaCO₂의 항상성(homeostasis) 유지를 위해 우선적으로 V_T를 조절하므로 일상 호흡시 매우 중요한 생리적 변수로서 호흡량을 정량적으로 반영한다. 이

과정은 자율신경계의 작용이므로 호흡중추의 자극정도가 너무 크지 않으면 호흡량의 증가를 의식적으로 인지할 수 없다[8]. 따라서 본 연구에서는 소량의 CO₂를 공기에 혼합한 기체로 호흡하는 실험기법을 채택하여 피검자가 의식하지 못하는 상태에서 V_T를 증가시켰다. 이는 호흡패턴의 변화 없이 정상적인 생리상태에서 호흡량이 증가함을 의미한다.

2.2 실험장치 및 방법

의료용 공기탱크와 CO₂ 압축탱크로부터 공기 및 CO₂ 기체유량을 각각 얻어 도관으로 흘리며 혼합하였다. 각 기체유량을 밸브로 조정하여 0~5% 범위에서 원하는 농도의 CO₂ 혼합기체를 얻을 수 있었다. 그림 2에 실험장치의 모식도를 제시하였다.

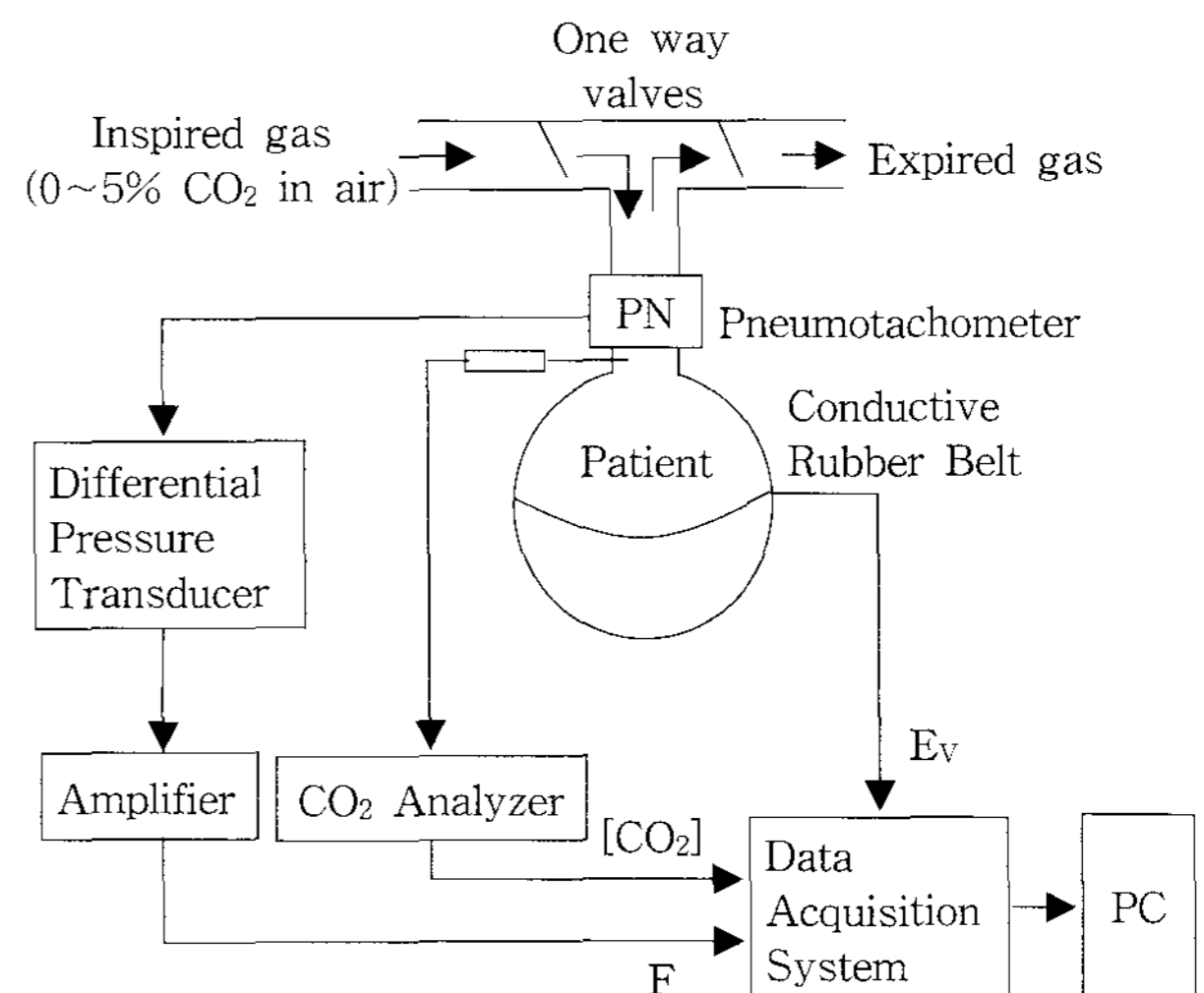


그림 2 CO₂ 흡입실험장치의 모식도

Fig. 2 Experimental set up for CO₂ inhalation

CO₂ 혼합비율을 약 0, 1, 2, 3, 4, 5%로 하여 단방향 밸브(one way valve)를 통해 피검자가 흡식한 후, 두 번째 단방향 밸브를 통해 호흡하게 함으로써 흡식경로와 호식경로를 분리하였다. 흡식과 호식을 분리하는 2개의 단방향 밸브 사이에 호흡관을 설치하고, 피검자는 코를 막은 상태에서 입으로 호흡하였다. 각 CO₂ 흡입농도([CO₂]_I) 별로 4명의 피검자를 대상으로 반복 실험하였다. 피검자들은 모두 특별한 호흡기 질환이 없는 건강한 20대 정상남성으로서 의도된 호흡을 방지하고 자연스러운 정상 호흡을 유도하기 위해 실험목적은 알리지 않았다. 평상시와 같이 약 3분간 호흡한 후, 1분간 신호추적을 행하였다. 호흡관 중간에 호흡기류센서의 일종인 pneumotachometer (3700A, Hans-Rudolph, U.S.A.)를 삽입하여 정확한 호흡기류신호(F)를 연속 측정하였고[9], 역시 호흡관에 삽입한 바늘로부터 호흡기체를 연속 추출하여 CO₂ 분석기(Normocap 200, Datex, Finland)를 통과시킴으로써 호흡기체 중의 CO₂ 농도([CO₂]) 신호를 연속 측정하였다. 본 연구팀에서 개발한 전도성 고무띠를 허리띠 대신 삽입한 환자복 하의를 피검자가 착용하고, 의자에 앉은 상태

에서 호흡하게 함으로써 복부둘레의 변화신호(E_V)를 동시에 측정하였다. F , $[CO_2]$, E_V 신호를 신호추적시스템(P400, PhysioLab, Korea)을 사용하여 각각 100Hz, 12bit로 A/D 변환하여 PC 모니터상에 디스플레이 하였다. CO_2 흡입을 시작한 후 약 3분간 정상상태로 호흡하면(resting breathing) 3개 신호가 모두 정상상태(steady state)에 도달하였고, 이후 1분 동안 신호를 추적하였다. 실험이 종료된 후 설문을 행한 결과 실험 중 호흡할 때 불편한 점은 없었고, 특히 자신의 호흡이 증가하는 것을 전혀 느끼지 못하였다.

2.3 신호분석

그림 3에 대표적인 피검자의 입에서 측정한 정확한 호흡기류(F) 신호의 예를 보였다. $F=0$ 을 기점으로 하여 흡식(-방향)과 호식(+ 방향)을 구분하여 호흡주기 별로 각각 적분한 후 평균값을 취하여 V_T 를 산출하였다.

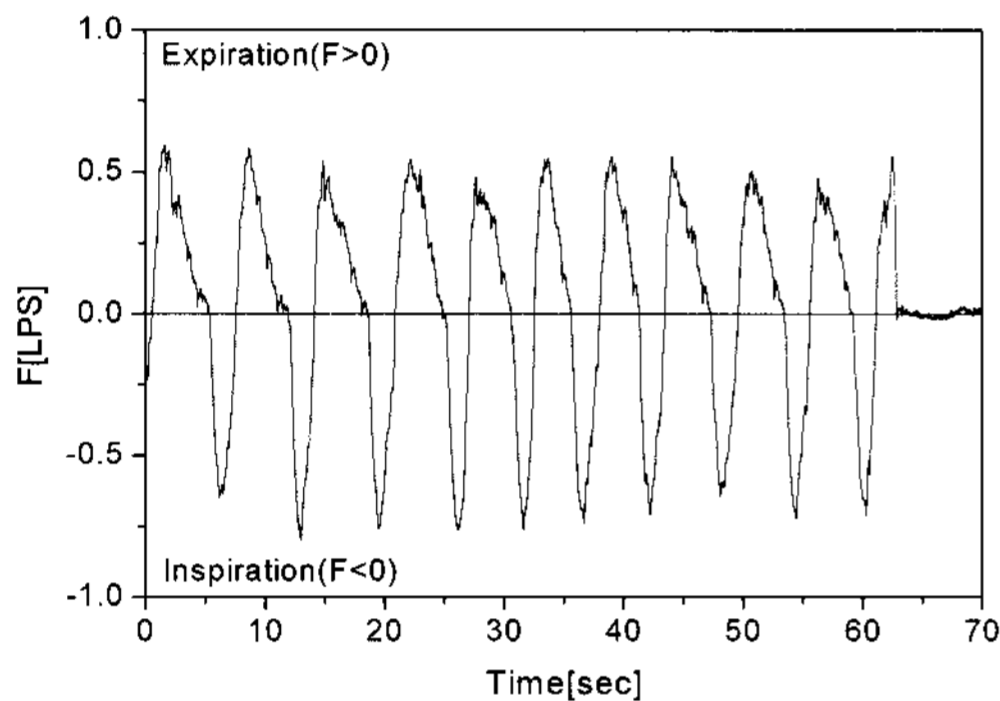


그림 3 호흡기류센서로 측정한 호흡기류신호의 예
Fig. 3 Typical example of respiratory air flow rate signal obtained by pneumotachometer

$[CO_2]$ 신호는 흡식농도와 호식농도 사이에서 증감을 반복하므로 흡식 말기($[CO_2]_I$)와 호식 말기($[CO_2]_{ET}$) 농도를 호흡주기별로 측정하였다. 복부둘레가 호흡에 따라 증감을 반복하므로 E_V 신호의 차이(진폭)을 호흡주기별로 측정하였다(ΔE_V).

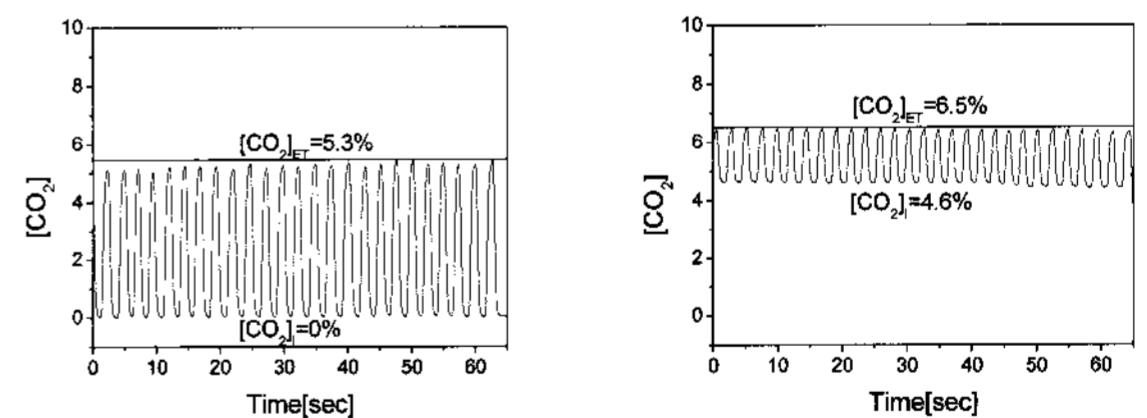
흡식기체의 $[CO_2]$ 를 약 0, 1, 2, 3, 4, 5%로 설정한 상태에서 1분간 정상상태에서 측정한 신호들을 대상으로 상술한 대로 호흡주기별로 V_T , $[CO_2]_I$, $[CO_2]_{ET}$, ΔE_V 값들을 측정한 후 평균하여 정상상태의 대푯값으로 간주하였다. 공기와 CO_2 기체를 유량밸브로 조정하여 흡식기체를 혼합할 때 정확한 농도를 얻는 것이 용이하지 않았던 바, 원하는 농도값의 $\pm 10\%$ 오차 범위에 들면 그대로 실험을 진행하였다. 흡식기체는 단순히 호흡중추를 자극하기 위한 수단이므로 적정 범위이면 문제가 없으며 측정된 $[CO_2]_I$ 값이 외부자극 정도를 나타낸다. 정상인의 경우 $[CO_2]_{ET}$ 는 $PaCO_2$ 를 반영하므로 동맥혈을 추출하지 않는다 하더라도 $PaCO_2$ 의 정확한 지표가 된다[10]. $[CO_2]_I$ 에 의해 자극된 호흡중추가 호흡량을 증가시켜 $PaCO_2$ (혹은 $[CO_2]_{ET}$)를 정상값으로 회복시키고자 하지만 호흡중추의 동작 방식이 비례 제어(proportional controller)를 따르므로 정상상태에서 $[CO_2]_{ET}$ 는 높은 값을

보이게 되고, 호흡중추의 동작점을 나타낸다[8]. 따라서 $[CO_2]_{ET}$ 는 $[CO_2]_I$ 에 의해 실제로 호흡중추가 얼마나 반응하는가를 나타내고, 이 때의 V_T 증가량이 CO_2 자극상태에서의 호흡량 증가분이 된다. V_T 가 증가하면 복부용적과 둘레가 따라서 증가할 것이므로 ΔE_V 는 V_T 의 증가를 반영할 것이다.

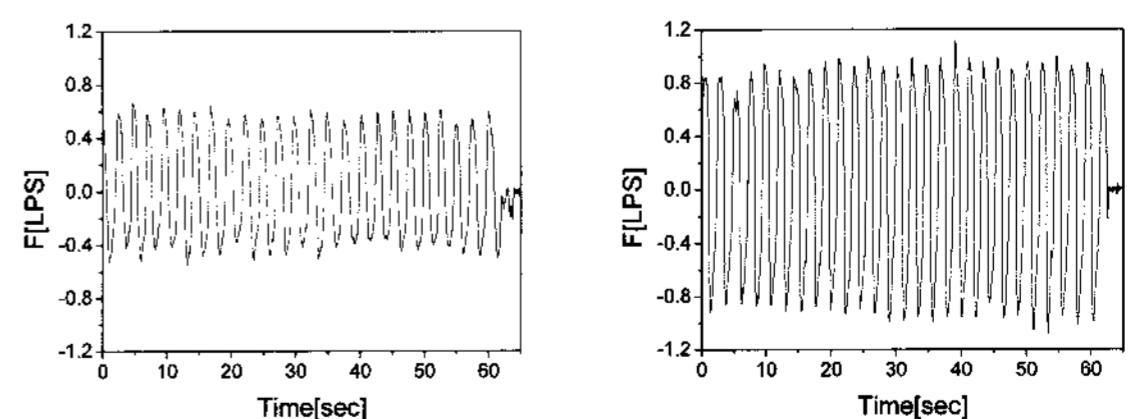
상술한 원리에 입각하여 4인의 피검자 별로 $[CO_2]_I \rightarrow [CO_2]_{ET}$ 관계로부터 호흡중추의 자극 및 반응 정도를, $[CO_2]_{ET} \rightarrow V_T$ 관계로부터 호흡량이 실제로 증가하였는지를, $V_T \rightarrow \Delta E_V$ 관계로부터 ΔE_V 가 V_T 증가를 얼마나 잘 반영하는지를 각각 분석하였다. 또한 $\Delta E_V - V_T$ 관계식을 산출한 후 ΔE_V 값을 대입하여 V_T 추정값(\hat{V}_T)을 계산하였다. \hat{V}_T 을 V_T 와 비교함으로써 복부에서 측정하는 일회용적의 최종적인 정확도를 평가하였다.

3. 결 과

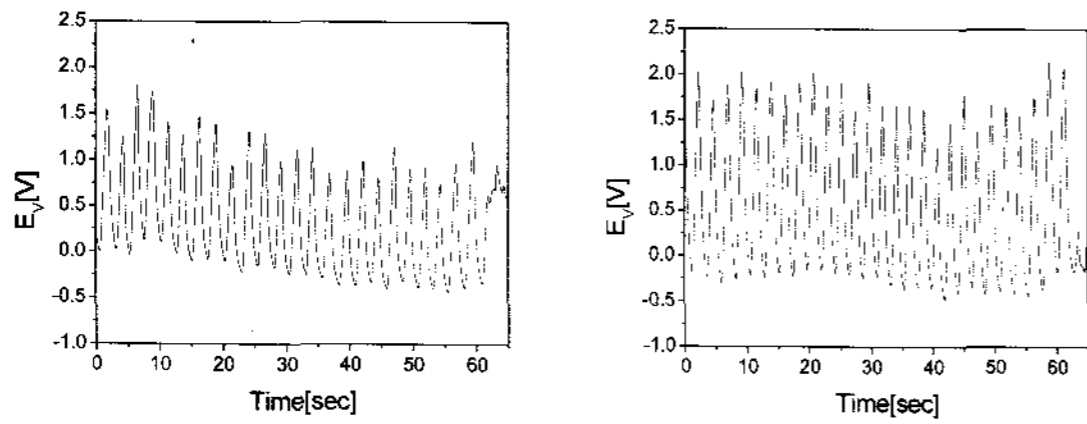
그림 4에 대표적인 피검자가 0% 및 4.6% CO_2 를 흡입할 때 측정한 $[CO_2]$, F , E_V 신호를 보였다. 0% CO_2 를 흡입하는 경우 $[CO_2]_{ET} \approx 5.3\%$ 이었고 4.6% CO_2 를 흡입하는 경우에는 $[CO_2]_{ET} \approx 6.5\%$ 이었다. $[CO_2]_I$ 가 0%에서 4.6%로 증가할 때 $[CO_2]_{ET}$ 는 5.3%에서 6.5%로 증가하여 그 증가분은 약 1.2% 이었다. 즉, 외부자극의 크기가 4.6% 이었지만 호흡중추의 CO_2 동작점은 불과 1.2% 상승하는데 그쳤으며, 이는 호흡중추가 반응하여 호흡량이 함께 증가하였기 때문이다. 그림 4 중앙의 F 신호에서 그 진폭이 증가하였음이 호흡량(혹은 일회용적)이 증가하였음을 반영한다. 이에 따라 E_V 의 진폭도 상당히 증가하였음을 볼 수 있다. F 및 E_V 신호들의 진폭 증가와 함께 호흡빈도도 다소(약 12%) 증가하였으나, 이는 상대적으로 훨씬 작았으며 타 피검자들에서는 오히려 약간 감소하는 경우도 있었다. 즉, 호흡량의 증가는 예상했던 대로 대부분 일회용적의 증가에 기인하였다. 아래에 구체적인 분석 결과를 제시한다.



(a) CO_2 농도 신호



(b) 호흡기류 신호



(c) 복부둘레 신호

그림 4 0%(좌) 및 4.6%(우) CO₂를 흡입할 때 정상상태에서 획득한 CO₂ 농도(a), 호흡기류(b), 복부둘레(c) 신호들의 예

Fig. 4 Examples of CO₂ concentration(a), respiratory air flow rate(b), and abdominal circumference(c) signals in a typical subject breathing with 0%(left) and 4.6%(right) CO₂ mixed air, respectively

3.1. [CO₂]_{ET}-[CO₂]_I 관계

그림 5에 [CO₂]_{ET}-[CO₂]_I 관계를 도시하였다. [CO₂]_I가 약 5% 증가함에 따라 [CO₂]_{ET}가 최대 약 2%까지 증가하였고, 선형적인 관계를 나타내었으며, 4명의 피검자 모두 상당히 일치하는 결과를 나타내었다.

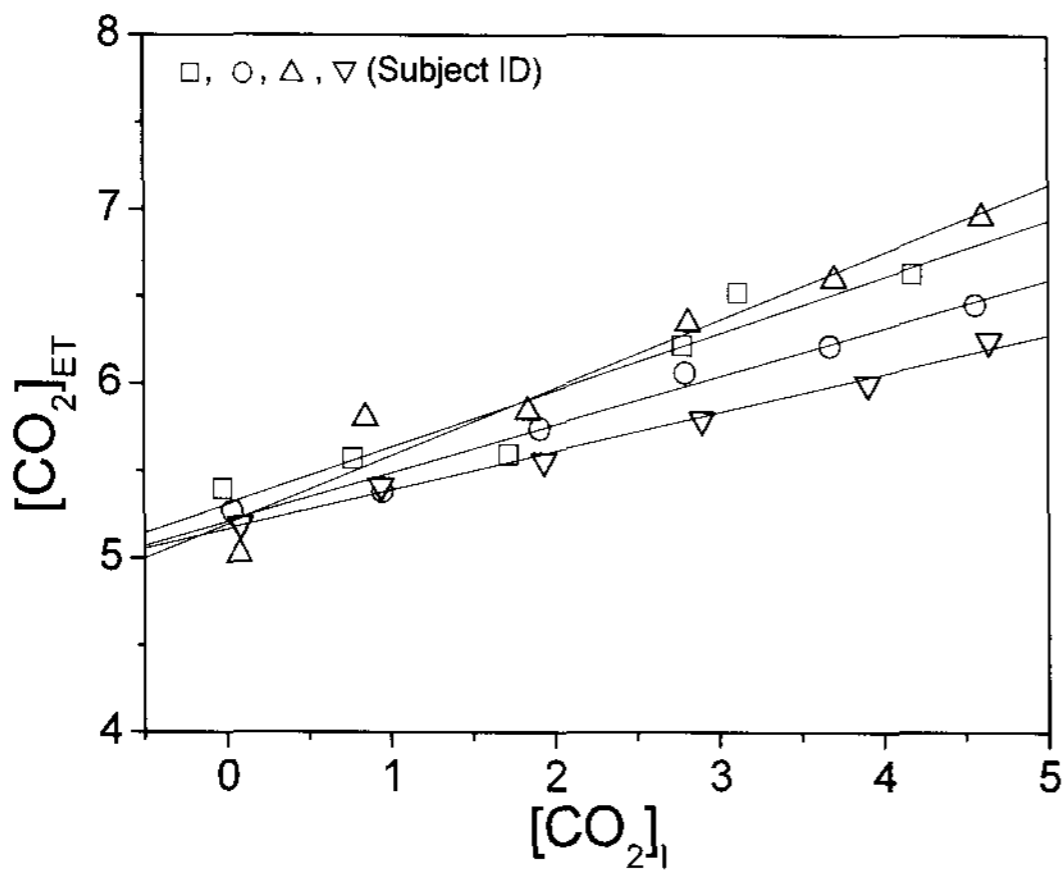


그림 5 호기말 CO₂ 농도([CO₂]_{ET})와 흡식 CO₂ 농도 ([CO₂]_I) 간의 관계

Fig. 5 Relationship between end tidal CO₂ concentration ([CO₂]_{ET}) and inhaled CO₂ concentration([CO₂]_I)

3.2. V_T-[CO₂]_{ET} 관계

그림 6에 V_T-[CO₂]_{ET} 관계를 도시하였다. [CO₂]_{ET}가 약 1.5~2.0% 증가함에 따라 V_T도 약 1.5~2배까지 증가하여 호흡중추의 반응에 따라 호흡량이 비례하여 증가했음을 확인할 수 있다. 그러나 개인별 편차가 상당히 존재하였다.

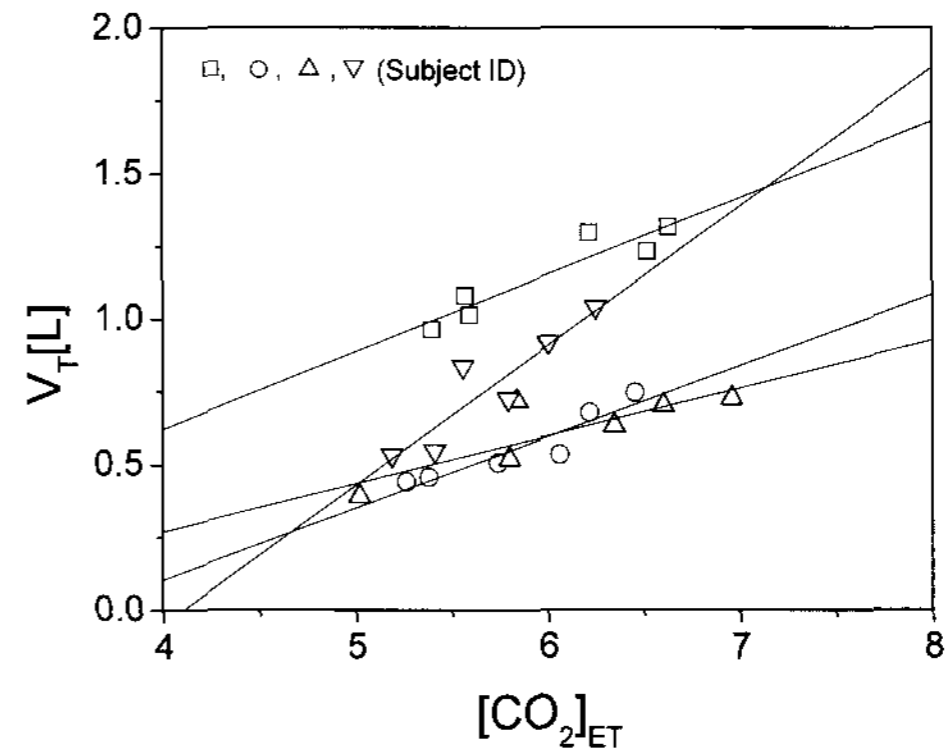


그림 6 일회용적(V_T)과 호기말 CO₂ 농도([CO₂]_{ET}) 간의 관계

Fig. 6 Relationship between tidal volume(V_T) and end tidal CO₂ concentration([CO₂]_{ET})

3.3. ΔE_V-V_T 관계

그림 7에 ΔE_V-V_T 관계를 도시하였다. V_T가 증가함에 따라 ΔE_V가 선형적으로 증가함을 볼 수 있으나, 개인별 편차가 크게 나타났다. 피검자 별로 선형회귀분석한 결과 평균적으로 약 0.88의 유의한(P<0.001) 상관계수를 보였으므로 ΔE_V가 V_T를 상당히 정확하게 반영한다고 볼 수 있다.

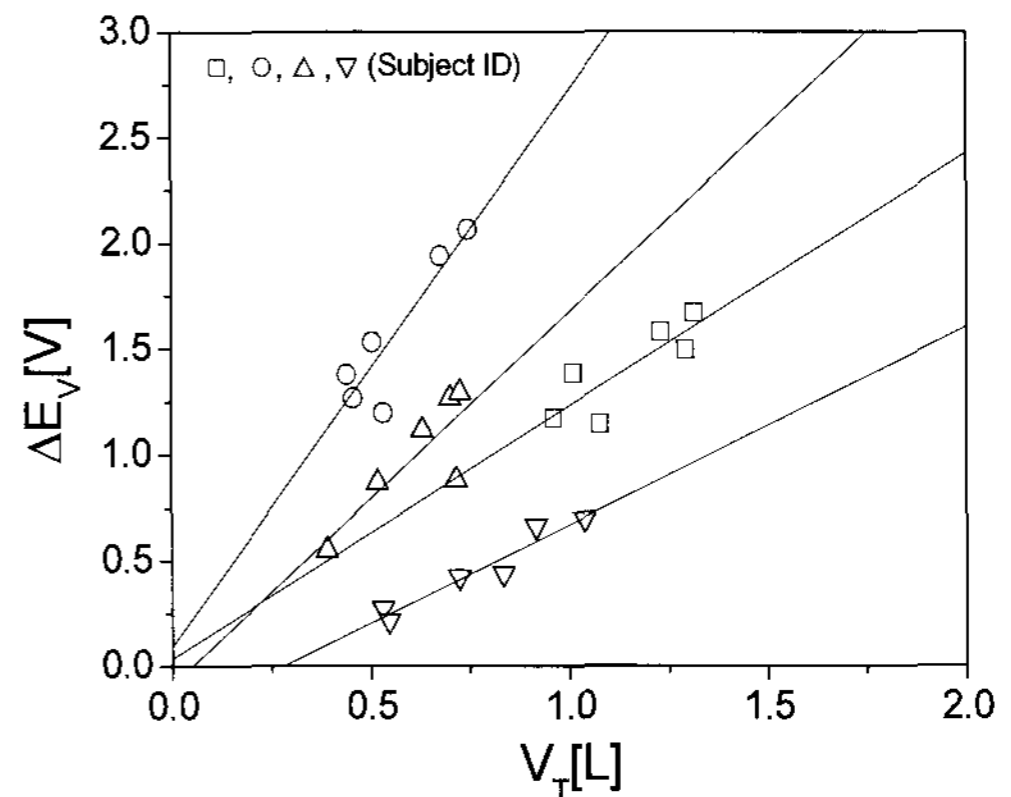


그림 7 복부둘레 변화량(ΔE_V)과 일회용적(V_T) 간의 관계

Fig. 7 Relationship between abdominal dimension change and tidal volume

3.4. V_T 정확도 평가

개인별 편차가 크게 존재하였으므로 피검자 별로 산출한 회귀직선에 ΔE_V 값을 대입하여 V_T를 추정하였다(\hat{V}_T). $\hat{V}_T - V_T$ 관계를 그림 7에 도시한 결과 피검자에 무관하게 모두 identity line 부근에 추정점들이 분포하였다. V_T 추정의 상대오차는 평균적으로 약 8% 이었으며, 10%를 상회하지는 않았다. 따라서 개인별로 교정하면(customized calibration) ΔE_V로부터 상당히 정확하게 V_T를 측정할 수

있음을 알 수 있다.

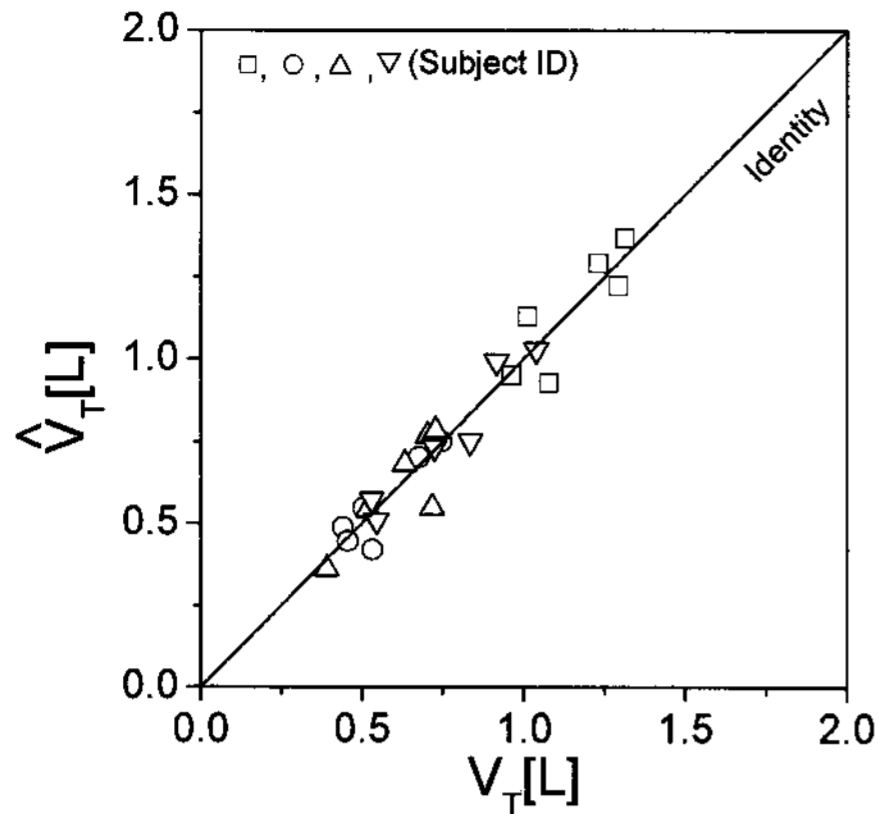


그림 8 개인별 교정에 의한 일회용적(VT) 추정(\hat{V}_T) 결과
 Fig. 8 Estimation(\hat{V}_T) of tidal volume(VT) by customized calibration procedure

4. 토 의

본 연구에서는 복부에 착용 가능하게 성형한 전도성 고무 띠를[2] 사용하여 일회용적을 측정할 때 그 정확도를 평가하였다. 피검자가 인지하지 못하는 상태에서 호흡량을 증가시키기 위해 소량의 CO₂ 혼합기체를 호흡하며 실험하였다. CO₂를 흡입하며 호흡할 때 정상상태에서의 [CO₂]_{ET}는 인체의 화학적 동적 상태를 나타낸다. 모든 사람에게서 체온이 일정하듯이 정상적인 생리상태인 경우 화학적 호흡변수인 [CO₂]_{ET}도 피검자에 무관하게 일정한 값을 가진다[8]. 그림 5에서 [CO₂]_I가 증가할 때 [CO₂]_{ET}가 증가하는 양상이 4명의 피검자 모두 거의 일치하였으므로 실험과정에서 정상적인 생리상태가 유지되었음을 확인할 수 있었다. [CO₂]_{ET}-[CO₂]_I 관계식의 기울기가 피검자에 따라 약간씩 다른 것은 호흡중추의 반응감도(CO₂ sensitivity)가 약간씩 다를 수 있기 때문이다. 또한 피검자 모두 자신의 호흡증가를 인지하지 못하였으므로 당초 의도했던 대로 매우 자연스런 상태에서 실험이 이루어졌다.

[CO₂]_{ET}가 증가함에 따라 V_T도 증가하여(그림 6) 호흡량이 실제로 커졌음을 알 수 있으나, 개인별 편차가 상당히 크게 나타났다. 이는 피검자 별로 대사량(metabolic rate)의 정도와 호흡기구의 동작 효율 등이 다르기 때문일 것이다. ΔE_v와 V_T 간에는 더욱 큰 개인별 편차가 존재하였는데(그림 7), 복부용적 변화가 V_T 변화를 반영하는 이차적인 변수임을 감안할 때 편차가 보다 커지는 것은 당연하다. 그러나 동일 피검자인 경우에는 V_T-[CO₂]_{ET} 및 ΔE_v-V_T 관계 모두 상당히 우수한 선형관계를 보였다는 점을 볼 때 복부둘레변화로부터 일회용적을 정확하게 추정할 수 있음이 입증된다. 개인별로 산출한 회귀직선을 개인별 교정식으로 채택하여 V_T를 추정한 결과 모든 측정값들이 정확한 값과 10% 이하의 상대오차를 보였으므로 실용적인 관점에서 정확한 측정이 이루어졌다고 할 수 있다. 일회용적 측정의 오차 한계는 미국의 경우 ±3%로[11], 한국의 경우 ±5%로[12] 규정

하고 있으나 이는 호흡기 질환의 정확한 진단을 위해 병원에서 시행하는 임상 폐활량검사에 적용되는 값이다. 본 연구에서와 같이 신체에 착용하고 전반적인 호흡량의 추이를 관찰하는 목적인 경우 상대오차 10%는 실용적인 측면에서 무리가 없다고 판단된다.

인체가 흡식할 때 폐용적이 증가하고, 이는 흉부와 복부의 용적을 동시에 증가시키지만 본 연구에서는 복부에서만 측정하였다. 보다 정확한 측정을 위하여는 흉부에서도 측정해야 하지만 본 연구의 궁극적인 목적이 신체 착용형 호흡센서를 개발하는 것이므로 가능한 단순한 방법을 취하였다. 흉부와 복부에 전도성 고무띠를 모두 착용하는 것은 매우 번거로우며 착용형 호흡센서로서의 실용성이 대폭 감소한다. 인덕턴스 호흡측정계와 같이 흉부와 복부 모두에 금속 코일을 부착하는 경우에도 두 신호성분의 비율을 개인별로 조정해야만 정확한 측정이 이루어지므로 어차피 개인별로 다른 교정식을 적용한다[4]. 본 연구가 특정 질환의 정확한 임상진단을 추구하는 것이 아니며, 또한 개인별 교정을 행하면 비교적 정확한 용적 추정이 가능하였으므로(그림 8) 복부에서만 측정한다 해도 실용적인 호흡 모니터링이 가능하였다.

본 연구와 같이 몸통에서 호흡신호를 추출하는 인덕턴스 호흡측정계는 금속 코일을 사용하므로 앞서 지적한 대로(1. 서론 참조) 신체 착용형으로 응용하고자 할 때 여러 가지 문제점이 발생한다. 본 연구에서 적용한 전도성 고무띠는 복부둘레의 변화를 전기저항의 변화로 변환하는 장치이므로 교류신호를 사용하지 않고 단순한 직류 브리지 회로로 간편하게 신호를 추출할 수 있는 장점이 있을 뿐만 아니라 기본 재료인 고무의 특성상 의복의 일부로 제작하기 용이하며 물로 세척해도 특성이 크게 변화하거나 파괴되지 않는다. 따라서 본 연구의 전도성 고무띠가 인체 착용형 호흡센서로는 보다 적합하다고 사료된다.

5. 결 론

본 연구에서는 전도성 고무띠를 사용하여 복부둘레변화 신호를 감지함으로써 일회용적 변화를 측정할 수 있음을 실험적으로 입증하였다. 복부에서만 측정하는 단순한 기법으로도 개인별 교정식을 적용함으로써 상대오차 10% 이내로 정확하게 일회용적 변화를 추정할 수 있었다. 전도성 고무띠는 하의의 벨트 기능을 겸할 수 있으므로 착용형 호흡센서로서 활용 가능하다. 사람은 항상 의복을 착용하므로 무인 상태에서 호흡신호를 모니터링할 수 있으며, 무선 전송기능을 추가한다면 이동시에도 무구속적인 호흡 측정이 가능하리라 기대된다. 향후 일상생활 중의 호흡 모니터링과 같은 다양한 응용연구가 수행되어야 할 것이다.

감사의 글

본 논문은 2007년도 충북대학교 학술연구지원 사업의 연구비 지원에 의하여 연구되었음.