

의복착용형 무선 호흡모니터 시스템

이인광 · 김성식 · 장종찬 · 김군진 · 김경아 · 이태수 · 차은종[†]

Wearable wireless respiratory monitoring system

In-Kwang Lee, Seong-Sik Kim, Jong-Chan Jang, Koon-Jin Kim,
Kyung-Ah Kim, Tae-Soo Lee, and 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. The present study implemented wireless wearable respiratory monitoring system with the conductive rubber cord in the patient's pants. Signal extraction circuitry was developed to obtain the abdominal circumference changes reflecting the lung volume variation caused by respiratory activity. Wireless transmission was followed based on the zigbee communication protocol in a size of 65 mm × 105 mm easily put in pocket. Successful wireless monitoring of respiration was performed in that breathing frequency was accurately estimated as well as different breathing patterns were easily recognized from the abdominal signal. CO₂ inhalation experiment was additionally performed in purpose of quantitative estimation of tidal volume. Air mixed with 0~5% CO₂ was inhaled by 4 normal males and the respiratory air flow rate, abdominal dimension change, and end tidal CO₂ concentration were simultaneously measured in steady state. CO₂ inhalation increased the tidal volume in normal physiological state with a correlation coefficient of 0.90 between the tidal volume and the end tidal CO₂ concentration. The tidal volume estimated from the abdominal signal linearly correlated with the accurate tidal volume measured by pneumotachometer with a correlation coefficient of 0.88 with mean relative error of approximately 8%. Therefore, the tidal volume was accurately estimated by measuring the abdominal dimension change.

Key Words : conductive rubber cord, abdominal dimension measurement, tidal volume, wearable transducer, wireless respiratory monitoring

1. 서 론

호흡기계(respiratory system)는 대기와 혈액 사이에서 O₂와 CO₂의 교환에 의해 신체의 항상성(homeostasis) 유지에 기여한다^[1]. 이를 위해 폐(lung)는 호흡 작용을 통해 공기의 교환이 일어날 수 있도록 수축과 팽창하는 기계적 움직임을 주기적으로 반복한다. 호흡에 관여하는 근육들은 흉강(thorax)과 복강(abdomen)의 용적을 변화시킴으로써 폐용적의 변화를 달성한다. 호흡주기는 흡식(inspiration)과 호식(expiration)으로 이

루어지는데, 흡식을 시작하기 직전에 호흡근육은 이완되어 있어서 어떠한 공기의 이동도 없으며 폐포내압은 대기압과 같다. 흡식을 시작하면 등근 지붕 형태의 횡경막(diaphragm)이 수축하여 복강쪽으로 내려오며 흉강의 용적을 증가시킨다. 이때 횡경막이 복강 내 장기를 앞과 아래로 밀어냄에 따라 배가 앞으로 볼록해져 복부의 용적 변화가 발생한다. 늑간근(intercostal muscle)은 늑골 사이에 위치하며 외늑간근(external intercostal muscle)과 내늑간근(internal intercostal muscle)으로 구성되어 있는데, 흡식시 외늑간근이 수축하여 갈비뼈를 상승시켜 흉강을 팽창시킨다. 흡식 말기에 횡경막이 이완하여 원래의 등근 지붕 모양의 형태와 위치로 환원되고 상승했던 갈비뼈는 외늑간근 이완과 중력에 의해 원래의 위치로 돌아온다. 이와같이 횡경막과

충북대학교 의과대학 의공학교실(Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, Chungbuk National University)

[†]Corresponding author: ejcha@chungbuk.ac.kr

(Received : December 31, 2007, Accepted : January 21, 2008)

늑간근은 수축과 이완을 반복하며 흉강 및 복강의 용적 변화를 발생시키고, 이러한 용적 변화는 폐용적의 변화를 반영할 것이므로 흉부 및 복부의 크기(혹은 둘레) 변화를 외부 신체표면에서 측정한다면 호흡상태를 감지할 수 있게 된다.

흉부 및 복부의 둘레변화를 측정하여 폐용적 변화를 추정하는 대표적인 기술은 인덕턴스 호흡측정계(inductive plethysmography)로써 전도성 금속 재질의 코일을 지그재그 형태로 가공하여 탄성밴드에 부착한 후 흉부 및 복부에 감아 각각의 둘레가 변화함에 따라 발생하는 인덕턴스의 변화를 측정한다^[2,3]. 이때 흉부 및 복부의 인덕턴스 변화를 각각 직류전압으로 변환한 후 가중합을 취하여 폐용적 변화를 추정한다. 폐용적의 변화가 흉부 및 복부의 둘레를 동시에 변화시키므로 적절한 비율로 가중 합산함으로써 정확한 폐용적 변화를 알 수 있지만 이러한 비율은 피검자마다 다르므로 피검자별로 교정과정을 행해야 한다^[4]. 또한 의복 위에 금속 재질의 코일이 부착된 탄성밴드를 별도로 착용해야 하므로 번거롭고 물세탁이 불가능하여 의복의 일부로 사용할 수 없는 등의 실용적인 문제점을 가지고 있다.

본 연구팀에서는 이러한 단점들을 극복하기 위해 도체 코일 대신 적절한 비저항을 가지는 공업용 전도성 고무(conductive rubber)의 전기적 특성실험을 수행하여 길이변화에 따라 충분히 감도가 크고 안정한 전기저항 변화 신호를 얻을 수 있음을 확인한 바 있으며, 호흡시 복부의 둘레변화를 측정하기 위해 전도성 고무 띠의 형태로 가공하여 복부에 착용한 후 호흡시 측정되는 복부신호로부터 호흡 모니터링의 가능성을 보인 바 있다^[5]. 신체 착용을 단순화하기 위해 인덕턴스 호흡측정계와는 달리 흉부에는 착용하지 않고 복부에서만 측정하게 하였는데 복부신호로부터 호흡신호를 검출하는 것이 충분히 가능하였으며 복부에서만 측정하므로 바지와 같은 의복의 일부로 제작할 수 있는 가능성을 확인하였다^[5].

최근 공학 및 센서기술의 발달로 피검자가 인지하지 않는 상태에서 생체신호를 계측하고자, 의복과 같이 신체에 착용하는 생체센서 개발이 활발하게 진행되고 있다^[6]. 또한 통신기술의 발달로 무선통신 기술의 의료 응용이 급속도로 증가하고 있는데, 생체신호 계측 및 전송을 위해 사용되는 무선통신 중 가장 대표적인 것이 신체영역 통신망(BAN, Body Area Network)으로 인체 내·외부에 생체센서를 삽입 혹은 부착하여 신체 외부에 위치하는 단말기와 무선통신을 수행하도록 하는 기술이다^[7]. 즉, 일상생활 중이나 이동 중 피검자를 구속하지 않고 피검자가 인지하지 않는 무자각 상태에

서 생체신호를 계측, 무선 전송하여 진단 및 치료에 활용하고 있다.

본 연구에서는 피검자가 인지하지 않는 상태에서 호흡상태를 모니터링하기 위해 전도성 고무띠를 환자복 하의에 삽입하여 의복의 허리띠 역할을 하도록 의복 착용형으로 제작하였다. 환자복 하의를 피검자가 착용한 후 호흡하며 측정되는 복부신호를 무선 전송하기 위해 IEEE802.15.4의 표준 규격을 따르는 지그비(zigbee) 칩을 채택한 무선 호흡모니터 시스템을 구현하였다. 또한 호흡작용의 정량적인 평가에는 일회(호흡) 용적(tidal volume)의 측정이 필수적이므로 피검자가 전도성 고무띠가 내장된 환자복 하의를 착용하고 호흡하며 측정된 복부신호로부터 일회용적을 정량적으로 산출하여 그 유용성을 검증하고자 하였다.

2. 무선 호흡모니터 시스템

2.1. 센서 내장 하의

의복이 복부둘레의 변화를 감지하는 센서 기능을 하도록 환자 하의의 허리띠 부분에 고무줄 형태로 성형한 전도성 고무띠를 삽입하였다. 병원 입원 환자용 하의는 대부분 하의와 동일한 재질의 천을 삽입하여 허리띠 기능을 하므로 이를 제거하고 대신 전도성 고무띠를 삽입하였다. 즉, 환자 하의에 허리띠 대신 삽입한 전도성 고무띠가 복부둘레 측정 센서로 동작하는 동시에 허리띠 기능도 함께 겸하므로 의복 착용형 호흡센서가 된다. 전도성 고무띠는 길이 변화에 따라 전기저항이 변화하는 고무 재질로 제작하였는데 전체 전기저항은 약 1.6 k Ω 이었고 비저항(resistivity)은 약 0.03 Ω m이었다^[5]. 전기저항-변위 관계가 선형적이지는 않으므로 동작길이에 따라 감도가 달라지지만 실험시의 전기저항 변화량은 수 Ω ~수십 Ω 범위로서 일반적인 전자회로를 사용하여 충분히 정확하게 신호를 추출할 수 있다. 그 외의 물질 특성은 일반적인 고무와 유사하며, 특히 탄성을 가지므로 허리띠 기능을 겸할 수 있다.

2.2. 신호추출회로

복부둘레의 변화에 따른 전도성 고무띠의 전기저항 변화를 전압으로 변환하는 신호추출회로를 그림 1과 같이 제작하였다. 저항 변화에 따른 전압신호를 얻기 위해, 브리지 회로를 구성하는 4개의 전기저항 중 하나로 전도성 고무띠를 삽입하였다^[8]. 브리지 회로에서 추출하는 전압신호를 차동증폭한 후 약 10 Hz의 차단주파수로 저역여파하여 고주파 잡음을 제거하였다. 그림 1에서 출력 전압 V는 전도성 고무띠의 전기저항 변화

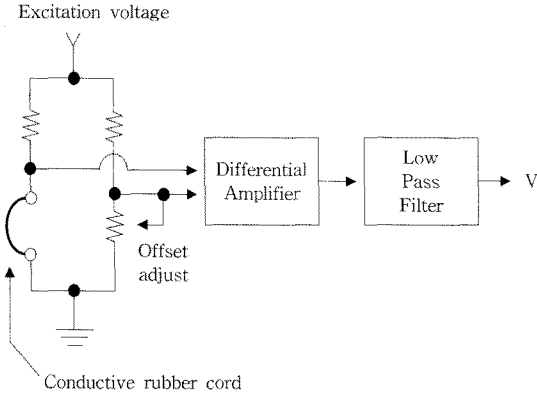


그림 1. 신호 추출회로의 구성도
Fig. 1. Block diagram of signal extraction circuit.

를 측정하는 것이므로 복부의 둘레 혹은 폐용적 변화를 반영한다.

2.3. 무선 송·수신 모듈

신호추출회로가 제공하는 V 신호를 무선 송·수신하기 위해 IEEE802.15.4의 통신규격을 따르는 지그비 통신 방식을 채택하였고 RS-232C 비동기 통신을 하는 무선 송·수신 모듈을 그림 2와 같이 제작하였다. 송신 모듈은 진보된 RISC 구조를 사용하며 고성능이면서도 저소비 저전력형의 8비트 마이크로 컨트롤러인 Atmel사의 ATmega 128L^[10]과 신호 데이터의 무선전송을 위한 지그비 칩(CC2420, CHIPCON, U.S.A.)으로 구성하였다.

수신모듈은 송신모듈과 동일한 마이크로 컨트롤러와 무선통신 칩을 사용하되 시리얼 통신 칩(MAX3224, MAXIM, U.S.A.)을 추가하여 제작하였다. 신호 데이터의 무선 전송속도는 250 kbps이고 적용거리의 PCB에 내장된 안테나를 사용하는 경우 40 m 정도이다^[11]. 무선 송·수신 모듈을 각각 제작한 후, 송신모듈과 신호추출회로를 한 개의 모듈로 구성하였다. 신호추출회로는 V를 해상도 10비트, 샘플링 주파수 100 Hz로 추출하도록 하였고, 추출된 신호 데이터는 지그비 칩을 통해 패킷 형태로 송·수신하였다.

2.4. 무선 호흡 모니터링

앞서 제작한 전도성 고무띠가 호흡감지와 허리띠 기능을 겸하는 환자 하의를 정상 피검자가 착용하고 무선 호흡 모니터링 실험을 수행하였다. 피검자는 의자에 앉아 수분간 편안한 상태로 정상 호흡하였으며, 이때 송신모듈은 피검자의 상의 주머니에 넣었다. 피검자의 호흡에 따른 V 신호를 추출한 후 동시에 무선 송신하

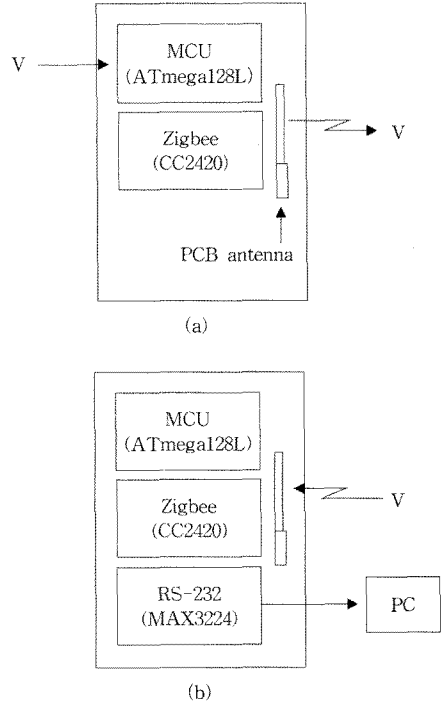


그림 2. 송·수신모듈의 구성도
(a) 송신부 (b) 수신부
Fig. 2. Block diagrams of transmission and receiver modules
(a) Transmission module (b) Receiver module.

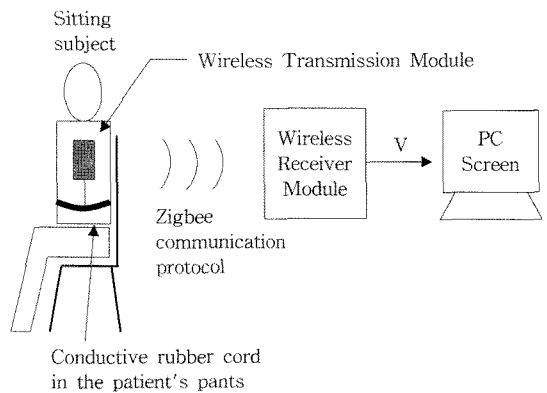


그림 3. 무선 호흡모니터 시스템의 구성도
Fig. 3. Experimental set up for wireless respiration monitoring system.

여 수신측 PC에 축적하였다. 호흡상태의 변화를 확인하기 위해 정상 호흡 중에 인위적으로 최대 흡식 1회와 몇 차례 기침하는 것을 삽입하였다. 그림 3에 실험장치의 구성도를 제시하였다.

3. 일회용적 측정 실험

3.1. 실험원리

호흡은 생명 유지를 위해 주기적으로 반복되는데, 호흡근육들은 폐에 공기를 채우고 비우기 위해 주기적으로 수축, 이완한다. 호흡근육들은 골격근이므로 수축을 유도하기 위해서는 신경 자극이 필요하다^[1]. 주요 호흡 조절중추는 뇌간(brain stem)에 존재하는 연수 호흡중추(medullary respiratory center)로서 주기적인 호흡을 일으킨다. 호흡작용을 일으키는 생체변수로는 동맥혈 내의 CO_2 분압(PaCO_2)과 O_2 분압(PaO_2), 그리고 수소이온농도($[\text{H}^+]$)가 있다. 이들 중 PaCO_2 의 변화가 가장 강력한 자극을 제공하여 호흡의 속도와 깊이는 PaCO_2 를 일정하게 유지하기 위해 조절된다. PaCO_2 가 증가하면 우선적으로 일회 호흡시 흡식하는 공기의 용적, 즉 일회용적이 증가하고, PaCO_2 가 더욱 크게 증가하면 호흡빈도가 증가한다. 이 과정은 자율신경계의 작용으로, 호흡중추의 자극정도가 크지 않으면 호흡량의 증가를 인지할 수 없다^[12]. 따라서 PaCO_2 의 증가가 작다면 피검자는 자신의 호흡량이 증가하였다는 것을 인지할 수 없는 상태에서, 즉 호흡패턴의 변화가 없는 정상 생리상태에서 호흡량이 증가함을 의미한다.

착용형 센서는 환자가 계속과정을 인지하지 않는 일상 상태에서 생체신호를 획득하는 데에 중요한 의미가 있다. 본 연구에서 개발한 무선 호흡모니터 시스템의 유용성을 평가하기 위하여는 환자가 인지하지 않는 “무자각” 상태에서 증가한 호흡량(혹은 일회용적)을 얼마나 정확하게 측정할 수 있는지를 검증해야 한다. 무자각 상태에서 일회용적(V_T)을 증가시키기 위해 소량의 CO_2 를 흡입하는 실험을 수행하였다. 흡식공기에 소량

의 CO_2 를 혼합하면 혼합 정도에 따라 PaCO_2 가 증가하고 증가한 PaCO_2 가 호흡중추를 자극하면 호흡근육의 수축정도가 증가하여 V_T 가 증가한다. 이 과정에서 정확한 V_T 를 측정하고, 동시에 측정된 복부신호로부터 추정된 V_T 와 비교함으로써 본 연구에서 개발한 무선 호흡모니터 시스템의 유용성을 평가하였다.

3.2. 실험장치 및 방법

CO_2 흡입 실험을 수행하기 위해 그림 4의 실험장치를 제작하였다. 의료용 공기와 CO_2 를 일정 비율로 혼합하여 흡식경로 상에 유입시켰다. CO_2 의 혼합비율은 0~5%까지 약 0.5~1%씩 증가시켰으며, 두 개의 단방향 밸브(one way valve)를 사용하여 첫 번째 단방향 밸브를 통해 피검자가 흡식하고 두 번째 단방향 밸브로 호식하게 하여 기류경로를 흡식과 호식으로 각각 분리하였다. 피검자의 입과 단방향 밸브사이에 호흡관을 연결하고 피검자의 코를 막은 상태에서 입으로 호흡하도록 하였으며, 호흡관 중간에 호흡기류센서인 pneumotachometer(3700A, Hans-Rudolph, U.S.A.)를 연결하여 정확한 호흡기류신호(F)를 측정하였다. 또한 CO_2 분석기(Normocap 200 oxy, Datex, Finland)로 호흡기체 중의 CO_2 농도($[\text{CO}_2]$)를 연속적으로 측정하였다. 실험 참여에 동의한 건강한 20대 남성 4명을 대상으로 CO_2 흡입 실험을 수행하였다. 피검자들은 실험에 동의하였으나 실험 방법과 그 의미는 모르게 하여 무자각 상태가 유지되게 하였다. 전도성 고무띠를 허리띠 대신 삼입한 환자복 하의를 착용하고 의자에 앉은 상태에서 흡입농도($[\text{CO}_2]_i$) 별로 호흡하게 하면서 복부 둘레변화(Ev)를 동시에 측정하였다. 특정 비율의 CO_2 혼합기체로 약 3분간 호흡하여 정상상태(steady state)에 이르면 1분 동안 F, Ev, 호흡기체 중 $[\text{CO}_2]$ 를 동시에 연속 측정하여 각각 100 Hz로 A/D 변환한 후 PC에 축적하였다(P-400, PhysioLab, Korea). Ev는 앞서 개발한 무선 호흡모니터 시스템의 출력전압인 V 신호와 동일하며, 타 신호들과의 동시성 유지 및 실험의 편의상 무선 전송하지는 않았다. 그러나 무선 전송의 오류가 없었으므로 V와 Ev는 동일하게 간주할 수 있다.

3.3. 신호분석

F 신호에서 기류 시작 및 종료 시점을 흡식과 호식으로 구분하여 각각 적분함으로써 호흡주기별로 정확한 V_T 값을 산출하였다. 정상상태에서 1분간 축적한 정확한 기류신호 F 상에서 호흡주기별로 산출된 V_T 값들을 평균하여 해당 $[\text{CO}_2]$ 에서의 V_T 의 대푯값으로 취하였다. 매 호흡주기별로 $[\text{CO}_2]$ 신호는 증감을 반복하

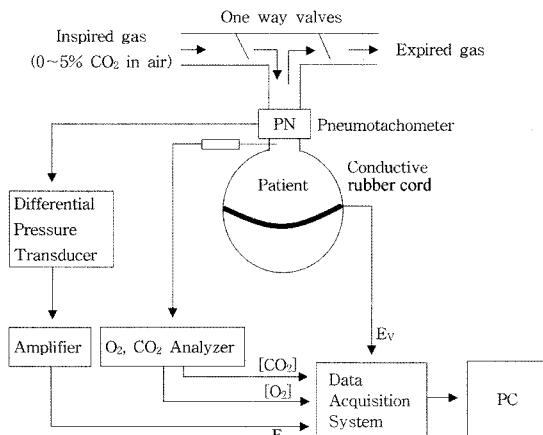


그림 4. CO_2 흡입 실험장치의 모식도
Fig. 4. Experimental set up for CO_2 inhalation.

므로 호식말기 CO₂ 농도([CO₂]_{ET})를 호흡주기별로 측정하였다. [CO₂]_{ET}는 정상인의 경우 폐포 내 공기와 폐 모세혈액 간에 CO₂ 평형이 이루어진 상태에서 호식되는 공기 중의 CO₂ 농도이므로 PaCO₂의 수준을 나타낸다. 매 호흡주기별로 측정된 [CO₂]_{ET}를 평균하여 해당 흡입농도([CO₂]_I)에서의 호흡중추의 자극정도를 나타내었다. 호흡작용으로 폐용적이 변화하면 Ev 신호도 증감을 반복할 것이므로 특정 호흡주기 내에서 Ev의 최대값과 최소값 간의 차이(ΔEv)를 산출하여(진폭) V_T의 지표로 간주하였다. Ev 역시 매 호흡주기별로 산출한 후 평균하여 대푯값을 계산하였다.

위에 기술한 바와 같이 [CO₂]_I를 0%에서 시작하여 5%까지 약 0.5~1% 단계로 증가시키며 각 [CO₂]_I에 대해 정상상태에서 F, [CO₂]_I, Ev 신호를 1분간 측정하고 매 호흡주기별로 V_T, [CO₂]_{ET}, ΔEv 값들을 산출한 후 평균하였다. 따라서 V_T, [CO₂]_{ET}, ΔEv의 평균값은 호흡중추가 해당 [CO₂]_I로 자극되고 있는 정상적인 생리상태 하에서의 일회용적, 동맥혈중 CO₂ 분압, 복부 둘레를 각각 의미한다. 우선 [CO₂]_{ET}[CO₂]_I를 비교하여 호흡중추가 적절히 자극되었는지를 확인하였고, 다음으로 V_T[CO₂]_{ET} 상호관계로부터 호흡중추의 자극정도에 따라 V_T가 실제로 증가하는지를 검증하였다. V_T는 정확한 일회용적이고 ΔEv는 복부신호의 진폭으로써 V_T를 반영하는 측정지표이므로 ΔEv-V_T 상호관계를 산출하였다. 이는 개인별로 큰 차이를 보였으므로 개인별 추정식을 산출하는 교정과정(customized calibration)을 수행하였다. 개인별 교정식에 ΔEv를 대입하여 V_T의 추정값, \hat{V}_T 을 계산한 후 V_T와 상호 비교하여 복부 계측의 정확도를 평가하였다. 위에 기술한 변수간 비교 및 분석에는 선형회귀분석법(linear regression analysis)을 적용하였다.

4. 결과 및 고찰

4.1. 하의 제작

실제 병원 입원 환자용 하의에 전도성 고무띠를 삽입하고 피복전선을 연결하여 제작한 하의를 그림 5에 보였다. 만일 피검자가 이 하의를 착용한 후 일상적으로 생활할 수 있다면 피검자가 자신의 호흡 신호가 계속되고 있다는 사실을 인지하지 못하는 상태에서의 무자각 호흡측정이 가능할 것이다. 본 연구에서는 실험 중 타 신호들을 함께 측정하고 또한 실험의 일관성을 유지하기 위하여 의자에 편안히 앉은 상태에서 측정하였다. 그러나 앉은 상태에서의 편의에 따른 움직임은 제약하지 않았다.

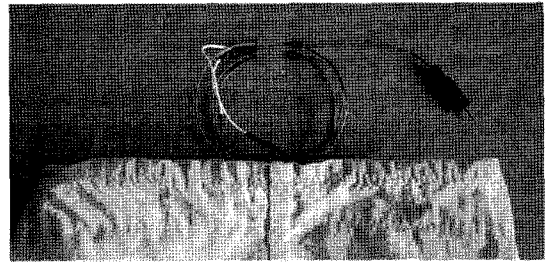


그림 5. 전도성 고무띠가 내장된 환자복 하의
Fig. 5. Cord-type transducer in the patient's pants.

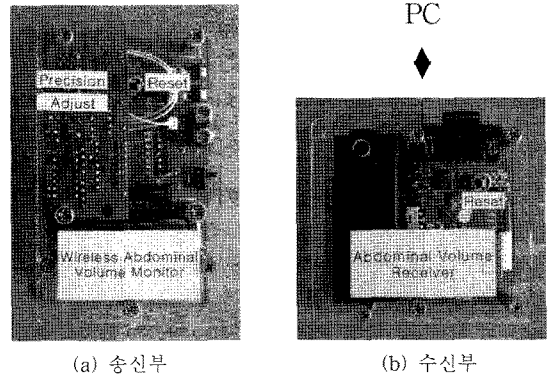


그림 6. 무선 송·수신 모듈 제작품의 실물사진
Fig. 6. Wireless communication modules

(a) Transmission module (b) Receiver module.

4.2. 무선 호흡 모니터링

전도성 고무띠로부터 추출되는 복부신호를 무선 송·수신하는 모듈의 실물사진을 그림 6(a)와 (b)에 각각 제시하였다. 송신모듈은 송신회로에 신호추출회로를 추가하여 한 개의 모듈로 구성하였으며, 환자복 하의의 전도성 고무띠에 연결하였다. 송신모듈의 전면 크기는 65 mm×105 mm로써 환자복 상의 주머니에 간편하게 휴대할 수 있을 정도의 작은 크기로 피검자의 활동성을 제약하지 않는 상태에서 무선송신이 가능하였다. 수신회로는 송신회로와 동일하지만 시리얼 통신 칩을 추가하여 PC와 RS232 통신을 하도록 개발하였다.

그림 7에 무선 호흡 모니터를 착용한 피검자가 임의의 호흡 과정을 행하며 측정된 복부신호 V를 보였다. 호흡주기에 따라 V의 상승·하강 현상이 확실하게 나타나므로 정확한 호흡빈도의 모니터링이 가능하였다. 그림 7에서 최대 흡식(maximum inspiration) 및 기침(cough) 등의 인위적 행위에 의한 호흡상태의 변화를 쉽게 인지할 수 있으므로 적절한 신호처리를 수행한다면 호흡패턴의 분석도 가능하리라 예상된다. 그러나 한 번의 최대흡식 후 피검자는 곧바로 정상 호흡하였는데

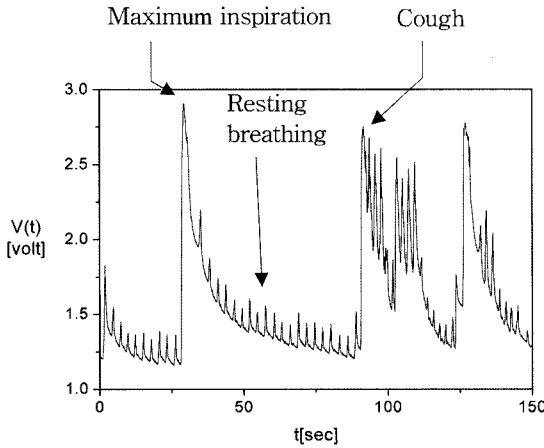


그림 7. 호흡 중 모니터링한 복부(V) 신호
Fig. 7. Abdominal signal monitored during breathing.

V의 기저선은 50초 이상 늦게 복귀되었다. 이와 같은 지연현상은 전도성 고무띠의 내부 구조와 재질에 기인한다고 판단된다. 전도성 고무띠는 고온의 실리콘 고무액에 전도성 불순물을 소량 섞어 냉각하는 방식으로 제작된다. 길이가 인장시 고무 및 전도성 분자들 간의 상대적 위치 관계가 변화하여 전기저항의 변화를 나타낼 것이고, 이완되면 대부분의 공간을 차지하는 고무 분자들은 탄성에 의해 원래 상태로 복귀하겠지만 소수의 전도성 분자들의 상대적 위치 관계가 복원되는 데에는 다소의 시간이 소요되는 것으로 추측된다. 길이가 큰 폭으로 인장되어 증가한 전기저항이 이전 값으로 완전

히 복원될 때까지 약 50초 정도의 시간이 소요되므로, 질환의 정확한 진단보다는 안정한 정상상태의 정상적인 호흡시 개략적인 호흡량의 추이를 모니터링하는 목적에 적합할 것이며 이는 착용형 센서 시스템의 목적에도 부합된다고 할 수 있을 것이다.

안정된 정상상태에서 정상 호흡을 하며 V 신호를 PC로 무선 모니터링한 결과를 그림 8에 보였다. V와 함께 V를 시간에 대해 수리미분한 $F=dV/dt$ 를 함께 화면에 나타내었다. V가 폐용적 변화를 반영하므로 F는 호흡기류신호에 해당한다. 그림 8의 V 및 F 신호는 일상 호흡시의 용적 및 기류와 유사한 파형이었다. 앞서 언급한 대로 무선 송신회로와 신호추출회로는 한 개의 모듈로 상의 주머니에 간편하게 휴대할 수 있으므로 정상시의 호흡 모니터링이 가능할 것으로 판단된다.

4.3. CO₂ 흡입 실험

그림 9에 특정 피검자가 0% 및 4.6% CO₂를 흡입할 때 측정한 [CO₂], F, E_V 신호를 보였다. 0%CO₂를 흡입하는 경우 [CO₂]_{ET}≈5.3% 이었고 4.6%CO₂를 흡입하는 경우에는 [CO₂]_{ET}≈6.5% 이었다. [CO₂]_i가 0%에서 4.6%로 증가할 때 [CO₂]_{ET}는 5.3%에서 6.5%로 증가하여 그 증가분은 약 1.2%이었다. 즉, 외부자극의 크기가 4.6%이었지만 호흡중추의 CO₂ 동작점은 불과 1.2% 상승하는데 그쳤으며, 이는 호흡중추가 반응하여 호흡량이 함께 증가한 상태에서 정상상태에 도달하였기 때문이다. 그림 9 중앙의 F 신호에서 [CO₂]_i가 증가함에 따라 그 크기가 증가함을 볼 때 호흡량이 증가하

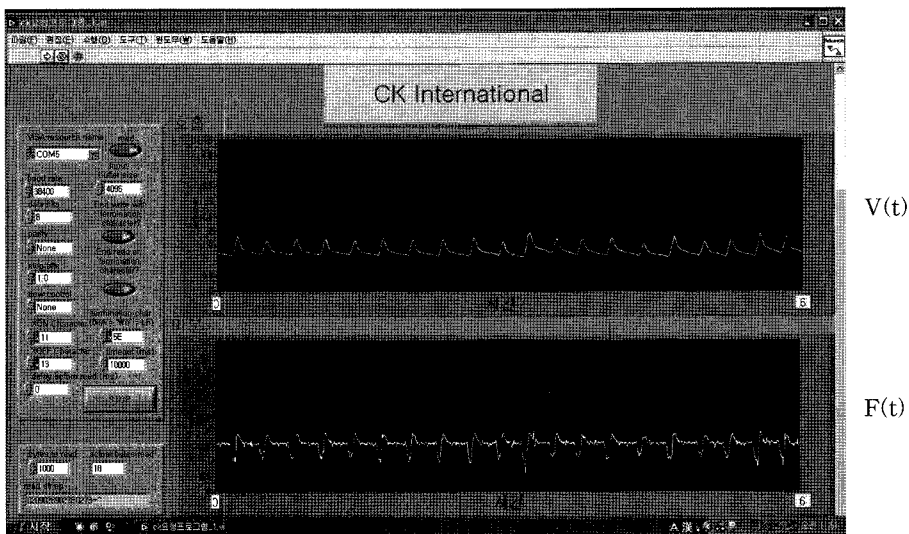


그림 8. 복부(상) 및 이의 미분(하) 신호가 모니터링되는 PC 화면
Fig. 8. Monitoring screen of abdominal circumference(upper) and its derivative(lower) signals.

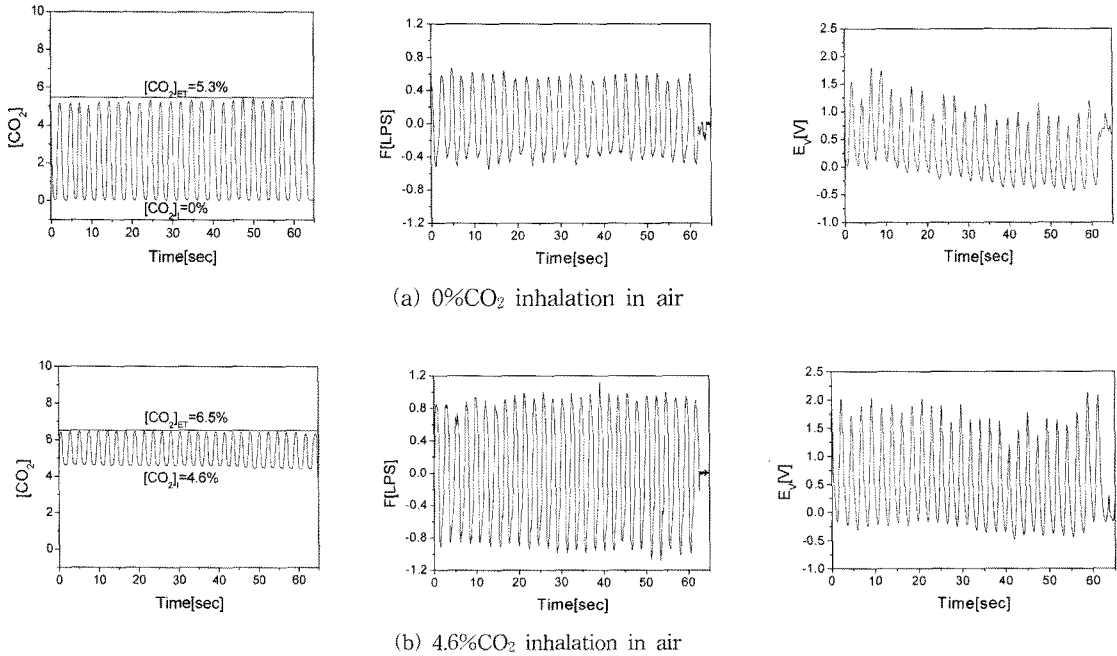


그림 9. 0%(a) 및 4.6%(b) CO₂를 흡입할 때 정상상태에서 측정된 CO₂ 농도(좌측), 호흡기류(중앙), 복부둘레(우측) 신호들의 예
 Fig. 9. Examples of CO₂ concentration(left), respiratory air flow rate(center), and abdominal circumference(right) signals in a typical subject breathing with 0%(a) and 4.6%(b) CO₂ mixed air, respectively.

였음을 알 수 있다. 이에 따라 E_v의 진폭도 상당히 증가하였음을 볼 수 있다(그림 9 우측 그래프 참조). 그림 9의 피검자는 F 및 E_v 신호들의 진폭 증가와 함께 호흡빈도가 약 12% 증가하였으나 타 피검자들에서는

오히려 약간 감소하는 경우도 있었다. 따라서 호흡량의 증가는 대부분 V_T의 증가에 기인하였음을 확인할 수 있었다. 또한 실험 후 피검자별로 설문한 결과 자신의 호흡량이 증가하였음을 인지하지 못하였다고 모두 답하였으며, 따라서 피검자의 무자각 상태에서 호흡량 증가가 이루어졌음을 확인하였다.

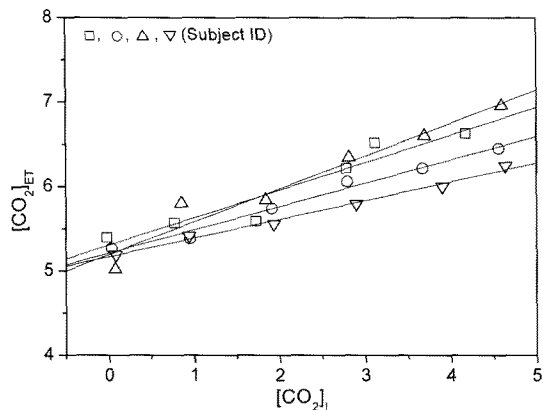


그림 10. 호기말 CO₂ 농도([CO₂]_{ET})와 흡식 CO₂ 농도 ([CO₂]_I) 간의 관계
 Fig. 10. Relationship between end tidal CO₂ concentration([CO₂]_{ET}) and inhaled CO₂ concentration ([CO₂]_I).

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^[7]. 그림 10에 [CO₂]_{ET}-[CO₂]_I 관계를 도시하였다. [CO₂]_I가 약 5% 증가함에 따라 [CO₂]_{ET}가 최대 약 2%까지 선형적으로 유의하게 증가하였고 (R≈0.98, P<0.002), 4명의 피검자 모두 상당히 유사한 결과를 나타내었다. 이는 5% 이하인 소량의 CO₂를 흡입하면 정상적인 생리상태가 유지됨을 반영한다. [CO₂]_{ET}-[CO₂]_I 간의 기울기가 피검자에 따라 약간씩 다른 것을 볼 수 있는데, 이는 호흡중추의 반응감도 (CO₂ sensitivity)가 개인마다 약간씩 다르기 때문일 것이다.

그림 11에 V_T-[CO₂]_{ET} 관계를 도시하였다. [CO₂]_{ET}

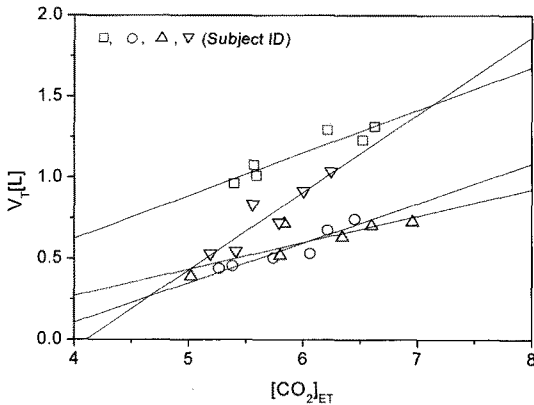


그림 11. 일회용적(V_T)과 호기말 CO_2 농도($[CO_2]_{ET}$) 간의 관계
 Fig. 11. Relationship between tidal volume(V_T) and end tidal CO_2 concentration($[CO_2]_{ET}$).

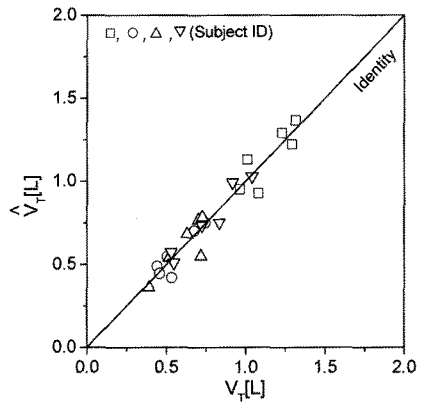


그림 13. 개인별 교정에 의한 일회용적(V_T) 추정(\hat{V}_T) 결과
 Fig. 13. Estimation(\hat{V}_T) of tidal volume(V_T) by customized calibration procedure.

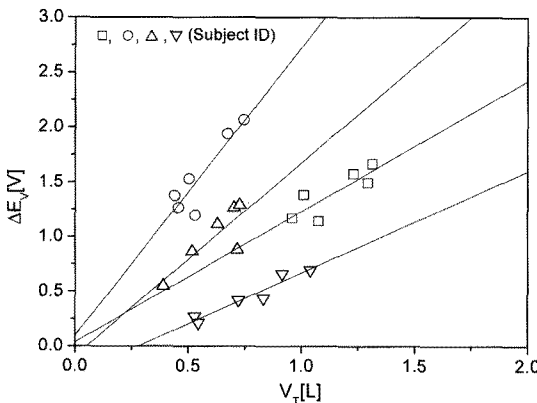


그림 12. 복부둘레 변화량(ΔE_V)과 일회용적(V_T) 간의 관계
 Fig. 12. Relationship between abdominal dimension change(ΔE_V) and tidal volume(V_T).

가 약 1.5~2.0% 증가함에 따라 V_T 도 약 1.5~2배까지 증가하여 호흡중추가 자극됨에 따라 호흡량이 비례하여 증가했음을 확인할 수 있었으나 개인별 편차가 상당히 존재하였다. 이는 피검자 별로 대사를 및 필요한 호흡량의 정도와 호흡기구의 동작 효율 등이 다르기 때문일 것으로 생각된다. 그러나 특정 개인에 있어서는 유의한 선형적인 증가를 보였으며($R \approx 0.90$, $P < 0.02$), 이는 흡입한 CO_2 가 적절하게 호흡을 자극하였음을 나타낸다.

그림 12에 ΔE_V - V_T 관계를 도시하였다. V_T 가 증가함에 따라 E_V 가 선형적으로 증가함을 볼 수 있으나 개인별 편차가 크게 나타났다. 피검자 별로 선형회귀분석한

결과 상관계수가 평균적으로 약 0.88의 유의한 ($P < 0.001$) 상관관계를 보였으므로 ΔE_V 로부터 V_T 를 비교적 정확하게 추정할 수 있음을 입증하였다.

4.4. V_T 정확도 평가

V_T 의 개인별 편차가 크게 존재하였으므로 앞서 기술한 대로 피검자별로 ΔE_V - V_T 간에 산출한 회귀직선에 ΔE_V 값을 대입하여 V_T 를 추정하는(\hat{V}_T) 개인별 교정과정을 수행하였다. 관계를 그림 13에 도시한 결과 피검자에 무관하게 모두 identity line 부근에 측정점들이 분포하였다. \hat{V}_T - V_T 추정의 상대오차는 평균적으로 약 8%이었으므로 실용적인 관점에서 정확한 측정이 이루어졌다고 할 수 있다. V_T 측정의 오차 한계는 미국의 경우 $\pm 3\%$ ^[13], 한국의 경우 $\pm 5\%$ 로^[14] 규정하고 있으나 이는 호흡기 질환의 정확한 진단을 위해 병원에서 시행하는 임상 폐활량검사에 적용되는 값이다. 본 연구에서와 같이 신체에 착용하고 전반적인 호흡량의 추이를 관찰하고자 하는 경우 상대오차 8%는 실용적인 측면에서 충분히 정확하며 무리가 없다고 사료된다. 따라서 개인별 교정을 수행하여 편차를 제거한다면 E_V 로부터 상당히 정확하게 V_T 를 측정할 수 있음을 알 수 있다.

본 연구에서는 인덕티브 호흡측정계와는 달리 복부에서만 신호를 추출하였다. 만일 흉부에서도 함께 측정한다면 보다 정확한 V_T 추정값을 얻을 수 있을 것임은 자명하다. 그러나 의복 착용형 센서의 목적이 일상 생활에 가능한 한 제약을 주지 않는 상태에서 무작각적으로 생체신호를 감지하는 것이므로 흉부에서의 추가적인 측정엔 바람직하지 않다 할 것이다. 그림 13에서 황축은 표준적인 기류센서인 pneumotachometer(3700A,

Hans-Rudolph, U.S.A.)를 사용하여 측정된 호흡기류 신호를 호흡주기별로 적분하여 얻은 정확한 V_T 값을 나타내고, 종축은 전도성 고무띠로부터 추출한 복부 둘레 변화신호에 개인별 교정곡정을 적용하여 얻은 V_T 의 추정결과이다. 따라서 그림 13은 정확한 V_T 값과 복부 신호로부터 추정된 V_T 값 간의 비교결과를 나타내며, 모두 identity line 근처에 분포할 뿐만 아니라 앞서 언급한 대로 평균 상대오차가 불과 약 8% 정도이었다. 비록 복부신호만을 측정하였으나 개인별 교정곡정을 통해 실용적인 오차 범위 이내로 비교적 정확한 V_T 추정이 가능하였으므로 본 연구결과가 유용하다고 생각된다.

5. 결 론

본 연구에서는 폐용적의 변화를 일부 반영하는 복부 둘레변화신호로부터 무선 호흡 모니터링이 가능한 장치를 개발하였다. 길이에 따라 전기저항이 변화하는 전도성 고무 띠 형태를 성형하여 환자복 하의에 삽입함으로써 의복착용형 호흡센서를 제작하였고, 복부 둘레변화신호와 기류신호를 지그비 통신 방식으로 PC로 무선 송신하여 호흡 모니터링이 가능한 시스템을 구현하였다. 무선 호흡모니터 시스템을 사용하여 인위적인 호흡을 수행한 결과 호흡빈도를 정확히 측정할 수 있었으며 최대 흡식이나 기침 등의 특수한 호흡상태를 쉽게 인지할 수 있었으므로 적절한 신호처리를 수행한다면 호흡패턴을 구분할 수 있을 것으로 판단된다.

의복착용형 무선 호흡모니터 시스템의 호흡 모니터링이 가능함을 확인하였으므로 복부 둘레변화신호로부터 호흡작용의 평가시 필요한 매개변수인 일회용적을 정량적으로 추정하였다. 피검자가 인지하지 못하는 정상생리 상태에서 소량(0~5%)의 CO₂가 혼합된 기체로 호흡하도록 하여 호흡량을 증가시켰다. CO₂의 혼합농도를 변화시키며 정상상태에서 측정된 복부신호와 일회용적 간에 개인별 교정곡을 적용함으로써 상대오차 8% 이내로 비교적 정확하게 일회용적의 변화를 추정할 수 있었다.

따라서 본 연구에서는 의복착용형 무선 호흡모니터 시스템의 활용가능성을 확인하였으며 복부신호만으로도 일회용적을 정확히 산출할 수 있음을 검증하였다. 향후에는 호흡패턴의 자동 분류나 일상생활 중의 호흡 모니터링과 같은 다양한 응용연구가 수행되어야 할 것이다.

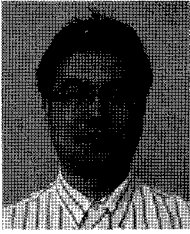
감사의 글

본 논문은 한국과학재단에서 지원하는 생체계측신기

술 연구센터(ERC) 연구과제와 보건복지부의 보건의료 기술진흥사업의 지원에 의하여 수행되었음.

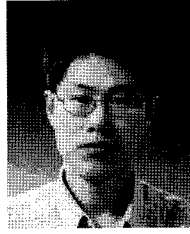
참고 문헌

- [1] 강영숙, 김권섭, 김남득, 김정애, 류종훈, 배문경, 심상수, 우선희, 이경림, 이명구, 이선미, 정재훈, 호흡기계, In: 생리학, 라이프사이언스, 서울, pp. 415-457, 2005.
- [2] 김덕원, 연동수, 김수찬, “인덕턴스 호흡감시 시스템의 개발”, 의공학회지, 제16권, 제3호, pp. 353-358, 1995.
- [3] R. H. Warren and S. H. Anderson, “Calibration of computer-assisted(Respicomp) respiratory inductive plethysmography in newborns”, *AM. REV. RESPIR. DIS.*, vol. 131, pp. 564-567, 1985.
- [4] Ambulatory Monitoring Inc., *Respirace systems*, Instruction manual, 2004.
- [5] 김경아, 김성식, 조동욱, 이승직, 이태수, 차은중, “호흡감지를 위한 복부 부착형 전도성 고무소자의 계속 특성”, 센서학회지, 제16권, 제1호, pp. 24-37, 2007.
- [6] P. Bonato, “Wearable sensors/systems and their impact on biomedical engineering”, *IEEE Engineering in medicine and biology magazine*, vol. 22, no. 3, pp. 18-20, 2003.
- [7] E. Jovanov, A. Milenkovic, C. Otto, and P. C de Groen, “A wireless body area network of intelligent motion sensors for computer assisted physical rehabilitation”, *J. of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 2, p. 6, 2005.
- [8] 강문상, 전자회로, 피어슨에듀케이션코리아, 서울, 2005.
- [9] J. V. Wait, *Introduction to operational amplifier theory and applications*, McGraw Hill, Columbus, pp. 47-54, 1975.
- [10] Available at: <http://www.atmel.com>. Accessed 2007.
- [11] Available at: <http://www.chipcon.com>. Accessed 2007.
- [12] F. S. Grodins, and S. M. Yamashiro, *Control of Pulmonary Ventilation*, In: Respiratory function of the lung and its control, Macmillan Publishing Co., Inc., New York, pp. 108-141, 1978.
- [13] American Thoracic Society, “Standardization of spirometry”, *Am. J. Respir. Cirt. Care Med.*, vol. 152, pp. 1107-1136, 1995.
- [14] 한국표준협회, 임상용 전자식 스파이로미터(KS P 1222), In: 한국산업규격, 공업진흥청, 1989.



이 인 광

- 2006년 충북대학교 자연과학대학 물리학과(이학석사)
- 2006년 충북대학교 학과간 협동과정 의용생체공학과 석사 재학
- 2006년 씨케이인터내셔널 근무
- 주관심분야 : 호흡기계, 물리센서



김 성 식

- 1993년 아주대학교(공학석사)
- 1993년~2000년 주)태광이엔씨 근무
- 2001년~2002년 주)바이오넷 근무
- 2007년 충북대학교 학과간 협동과정 의용생체공학과 석사
- 2007년 충북대학교 학과간 협동과정 의용생체공학과 박사과정
- 주관심분야 : 심폐의료기, 계측시스템



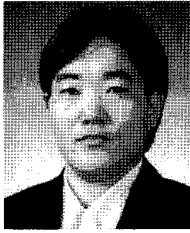
장 종 찬

- 1996년 경희대학교 전자공학과(공학사)
- 1998년 고려대 전자공학과(공학석사)
- 2006년 충북대학교 학과간 협동과정 의용생체공학과 박사과정.
- 주관심분야 : 심폐의료기, 계측시스템, 이동통신



김 군 진

- 1990년 한양대학교 전자공학과(공학사)
- 1992년 한양대학교 전자공학과(공학석사)
- 1991년 대우전자(주) 정보통신연구소 선임연구원
- 1999년 LG전자(주) DM연구소 선임연구원
- 2001년 청주기능대학 전임강사
- 2003년 충북대학교 학과간 협동과정 의용생체공학과 박사과정
- 2006년 제천기능대학 조교수
- 주관심분야 : 생체계측, 정밀제어



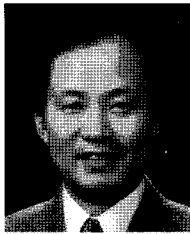
김 경 아

- 1991년 충북대학교 자연과학대학 물리학과(이학사)
- 1993년 충북대학교 자연과학대학 물리학과(이학석사)
- 2001년 충북대학교 학과간 협동과정 의용생체공학과(공학박사)
- 2005년 충북대학교 의과대학 의공학교실 조교수
- 주관심분야 : 생체계측, 물리센서, 심폐의료기



이 태 수

- 1981년 서울대학교 전자공학과(공학사)
- 1983년 서울대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 1990년 서울대학교 대학원 제어계측공학과(공학박사)
- 1991년 충북대학교 의과대학 의공학교실 교수
- 주관심분야 : 의학영상 시스템, 의학영상 처리 및 분석, 3차원 의학영상 및 가상 현실, PDA 의료정보 응용



차 은 종

- 1980년 서울대학교 공과대학 전자공학과(공학사)
- 1987년 미국 남가주대학 의공학(공학박사), Research Associate
- 1988년 충북대학교 의과대학 의공학교실 교수
- 2001년 씨케이인터내셔널 대표 결직
- 주관심분야 : 생체계측, 물리센서, 심폐의료기, 정밀계측