

Zigbee Based Wireless Respiration Monitor System

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** - Abdominal circumference changes due to breathing by the respiratory muscle activity such as diaphragm, which would partially represent the lung volume variation. The present study introduced conductive rubber molded in a cord shape incorporated with a patient's pants. The conductive rubber cord operated as a displacement transducer to measure the lung or abdominal volume changes. Signal extraction circuitry was developed to obtain the volume and its derivative(or the flow) signals followed by wireless transmission based on the Zigbee communication protocol in a size of 65mm×105mm easily put in pocket. Breathing frequency was accurately evaluated and breath pattern analysis seemed feasible, since respiratory behaviours such as maximal inspiration and cough were well identified. Remote wireless receiver module also enabled to monitor both volume and flow signals during resting breathing on a PC terminal.

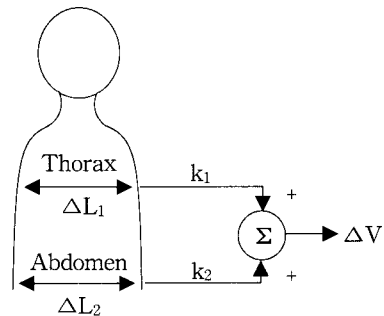
**Key Words** : Conductive Rubber Cord, Abdominal Dimension Measurement, Wireless Respiratory Monitoring

1. 서 론

호흡시 폐의 용적 변화는 흉부와 복부 근육들의 수축과 팽창의 반복으로 이루어진다. 흉부에 위치하는 횡경막은 수축하면서 흉강의 바닥을 하강시키고 늑골들을 상승시켜 흉곽을 팽창시킴으로써 흡식을 일으킨다. 복부의 근육들은 수축하여 횡경막을 위로 이동시켜 호식을 일으킨다[1]. 이와 같이 횡경막과 복부 근육들의 수축과 팽창은 복부의 용적 변화를 발생시키고, 이러한 용적 변화는 폐용적의 변화를 일부 반영할 것이므로 호흡시 복부의 용적 변화를 연속적으로 측정할 수 있다면 이 용적 변화 신호로부터 호흡 상태를 감지할 수 있을 것이다. 복부의 용적 변화는 복부 둘레의 변화를 측정한다면 간접적으로 산출할 수 있다.

인체의 호흡량을 측정하기 위해서 가장 광범위하게 사용되는 기술은 호흡기류센서로써 코를 막은 상태에서 입을 통해 드나드는 공기의 유량, 즉 기류(air flow rate)를 측정한다[2]. 그러나 직경 약 2cm의 호흡관을 입에 물고 정해진 방법으로 최대한의 호흡을 해야 하는 번거로움 때문에 정확한 환기량 측정이 요구되는 폐활량검사에 주로 사용된다. 이러한 호흡기류센서 기술은 입과 기도에 연결되는 센서를 사용하여 호흡기류를 측정하므로[3] 정확한 호흡기류의 측정

이 가능하지만 피검자가 정상적인 활동을 하거나 운동시 혹은 이동시에 폐용적의 변화를 측정하는 것은 불가능하다. 호흡기류센서 기술 적용시 입에 호흡관을 무는 번거로움을 없애고, 호흡 상태를 나타내는 흉강과 복강의 둘레변화를 측정하여 폐용적 변화를 추정하는 기술로써 인덕티브 호흡측정계(inductive plethysmography)를 들 수 있는데 그림 1에 보인 것과 같이 흉부와 복부를 각각 금속 코일로 두른 상태에서 인덕티브의 변화를 측정한다[4]. 금속 코일은 탄성이 있는 직물 밴드 상에 구리선을 상하 지그재그(zigzag)로 감은 구조로써 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  $\Delta V$  = lung volume change

$\Delta L_1$  = inductive change of the thorax coil

$\Delta L_2$  = inductive change of the abdominal coil

$k_{1,2}$  = constants

그림 1 인덕티브 호흡측정계의 동작원리

Fig. 1 Operation principle of inductive plethysmography

† 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 碩士課程

\*\* 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 : 2007年 10月 23日

最終完了 : 2007年 11月 19日

이때 흉강과 복강 코일들의 인덕턴스 변화를 각각 직류전압으로 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 교정과정을 행해야 한다[5]. 또한 두 개의 전용 코일밴드를 사용해서 흉부 및 복부 전체를 감싸도록 착용해야 하기 때문에 번거롭고 코일 밴드는 탄성 직물에 도체 코일을 부착한 형태이므로 의복의 일부로 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 위해 도체 코일 대신 적절한 비저항(resistivity)을 가지는 공업용 전도성 고무(conductive rubber)의 전기적 특성들을 측정하여 길이변화에 따라 충분히 감도가 크고 안정한 전기저항 변화 신호를 얻을 수 있음을 확인한 바 있다[6]. 또한 호흡시 발생하는 복부의 용적 변화를 측정하기 위해 전도성 고무를 띠의 형태로 가공하여 복부에 착용한 후 호흡시 측정되는 복부 용적신호로부터 호흡신호 모니터링의 가능성을 보인 바 있다[7]. 신체 착용을 단순화하기 위해 인덕턴스 호흡측정계와는 달리 흉부에는 착용하지 않고 복부에서만 측정하게 하였는데 복부 용적신호로부터 호흡신호를 검출하는 것이 충분히 가능하였으며 복부에서만 측정하므로 바지와 같은 의복의 일부로 제작할 수 있는 가능성을 확인하였다[7]. 최근 공학 및 센서기술의 발달로 피검자가 인지하지 않는 상태에서 생체신호를 계측하고자 의복과 같이 신체에 착용하는 생체센서가 많이 개발되고 있다[8]. 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[9]. 즉, 일상생활 중이나 이동 중 피검자를 구속하지 않고 피검자가 인지하지 않는 상태에서 생체신호를 계측하여 웹 서버로 무선 전송하여 진단 및 관리에 활용하도록 하고 있다. 따라서 본 연구에서는 피검자가 인지하지 않는 상태에서 호흡상태를 모니터링하기 위해 전도성 고무띠를 환자복 하의에 삽입하여 의복의 벨트 역할을 하도록 의복 착용형으로 제작하였다. 환자복 하의를 피검자가 착용한 후 호흡하며 측정되는 복부둘레 변화 신호를 무선 전송하기 위해 IEEE802.15.4의 표준 규격을 따르는 지그비 칩을 적용한 무선 호흡모니터 시스템을 구현하였다.

## 2. 무선 호흡모니터 장치 제작

### 2.1 하의 제작

전도성 고무를 의복의 일부로 제작하기 위하여 실제 환자복의 허리 부분에 고무줄 형태로 성형한 전도성 고무띠를 삽입하여 하의로 착용할 수 있도록 제작하였다.

### 2.2 신호추출회로

복부 둘레의 변화에 따른 전도성 고무띠의 전기저항을 전압으로 변환한 후, 미분하여 호흡신호를 감지하는 신호추출회로를 그림 2에 보인 것과 같이 제작하였다. 저항 변화에 비례하는 전압신호를 얻기 위해, 브리지 회로를 구성하는 4개의 전기저항 중 하나로 전도성 고무띠를 삽입하였다. 브리지 회로에서 추출하는 전압신호를 차동증폭한 후 약 10Hz의 차단주파수로 저역여파하여 고주파 잡음을 제거하였다.

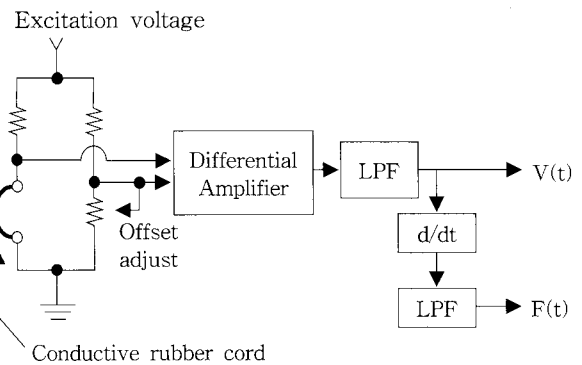


그림 2 신호 추출회로의 블록도

Fig. 2 Block diagram of the signal extraction circuit

그림 2의 신호추출회로에서 출력전압  $V(t)$ 는 전도성 고무띠의 전기저항 변화에 비례하므로 복부 둘레의 길이변화, 즉 폐용적의 변화를 반영한다.  $V(t)$ 와 함께 호흡기류에 해당하는 신호를 얻기 위해  $V(t)$ 를 미분하는 회로를 설계, 제작하였다. 2개의 OP-amp 소자를 사용하여 저주파 영역에서는 미분 동작이 수행되고 고주파 영역에서는 저역여파하여 미분잡음이 제거되도록 그림 3과 같이 전달함수를 설계하였다[10]. 미분 영역이 0-10Hz이므로 차단주파수가 10Hz인 저역여파회로를 추가하여 불필요한 잡음을 최대한 제거함으로써 호흡기류신호  $F(t)=dV(t)/dt$ 를 얻었다.

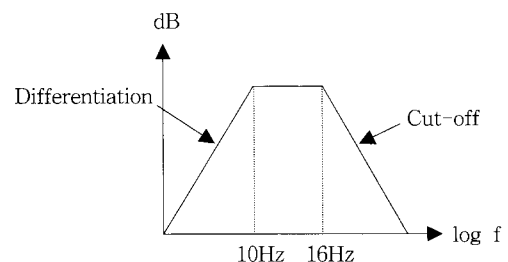


그림 3 저주파 미분회로의 전달함수

Fig. 3 Amplitude response of the low frequency differentiation circuit

### 2.3 무선 모듈 제작

신호추출회로가 제공하는  $V(t)$ 와  $F(t)$ 를 무선 송·수신하기 위해 IEEE802.15.4의 통신규격을 따르는 지그비 통신 방식을 채택하였고 RS-232C 비동기 통신을 하는 무선 송·수신 모듈을 제작하였다. 송신 모듈은 진보된 RISC 구조를 사용하며 고성능이면서 저소비 저전력형의 8비트 마이크로 컨트롤러인 Atmel사의 ATmega128L[11]과 신호 데이터의 무선 전송을 위한 지그비(CC2420, CHIPCON, U.S.A.)칩으로 구성하였다(그림 4 참조).

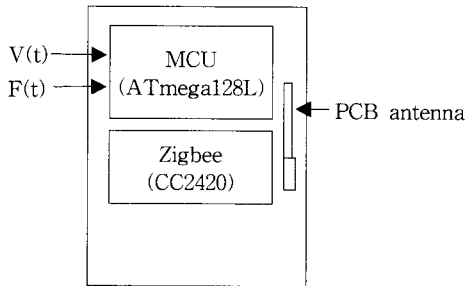


그림 4 송신 모듈의 구성도  
Fig. 4 Configuration of the transmission module

수신 모듈은 그림 5와 같이 송신모듈과 동일한 마이크로 컨트롤러와 무선 통신 칩을 사용하되 시리얼 통신 칩 (MAX3224, MAXIM, U.S.A.)을 추가하여 제작하였다.

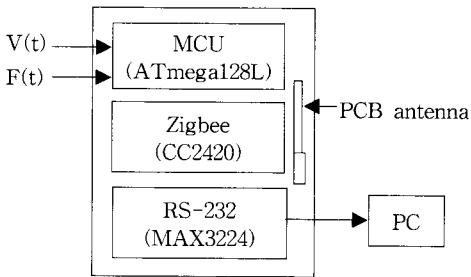


그림 5 수신 모듈의 구성도  
Fig. 5 Configuration of the receiver module

신호 데이터의 무선 전송을 위한 CC2420의 전송속도는 250kbps이고 적용거리는 PCB에 내장된 안테나를 사용하는 경우 40m 정도이다[12]. 무선 송·수신 모듈을 각각 제작한 후, 송신모듈과 신호추출회로를 한 개의 모듈로 구성하였다. 신호추출회로는 4개의 신호 데이터를 각각 해상도 10bits, 샘플링 주파수 100Hz로 추출하도록 하였고, 추출된 신호 데이터는 지그비 칩을 통해 10바이트의 패킷 형태로 송·수신하였다. 지그비를 통하여 무선으로 전송되는 패킷의 형태를 그림 6에 나타내었다. 전송 데이터는 2바이트의 이진수이며, 1 패킷 당 4개의 신호 데이터를 전송하는데 패킷 간의 구분을 위해 0x5E, 0x7E의 헤더를 같이 전송하였다.

본 연구에서는 복부 둘레의 길이변화를 나타내는 전도성 고무띠의 전기저항 변화 신호( $V(t)$ )와 호흡기류 신호에 해당되는  $V(t)$ 의 미분신호( $F(t)$ )만을 추출하므로 두 개의 신호 채널만을 사용하였다.

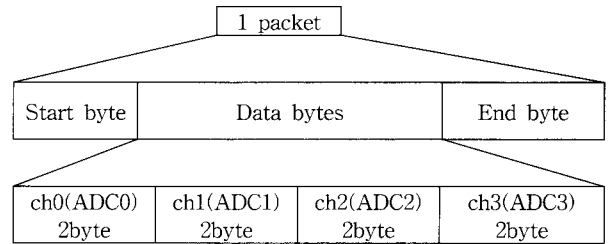


그림 6 무선 전송되는 패킷의 형태  
Fig. 6 Data packet structure of wireless transmission

### 3. 호흡 모니터링 실험

앞서 제작한 전도성 고무띠가 호흡감지와 벨트 기능을 겸용하는 환자 하의를 정상 피검자가 착용하고 호흡 모니터링 실험을 수행하였다. 피검자는 의자에 앉아 수분간 편안한 상태로 정상 호흡하였으며, 이때 수신 모듈은 피검자의 상의 주머니에 넣었다. 피검자의 호흡에 따른  $V(t)$ 와  $F(t)$ 를 추출한 후 동시에 무선 송신하여 수신측 PC에 축적하였다. 호흡 상태의 변화를 확인하기 위해 정상 호흡 중에 인위적으로 최대 흡식 1회와 몇 차례 기침하는 것을 삽입하였다. 그림 7에 실험장치의 구성도를 제시하였다.

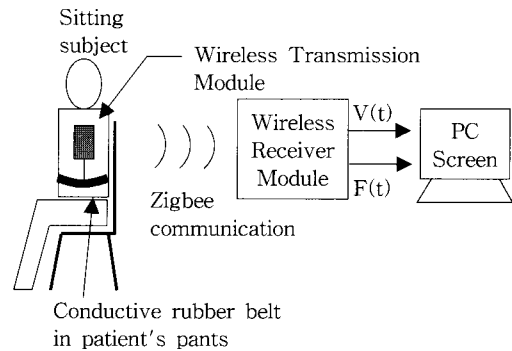


그림 7 무선 호흡모니터 시스템 구성도  
Fig. 7 Configuration of the implemented wireless respiration monitoring system

### 4. 결 과

#### 4.1 하의 제작

전도성 고무띠를 벨트 겸용으로 삽입하고 피복 전선으로 연결하여 제작한 병원 입원환자용 하의의 실물사진을 그림 8에 보였다.

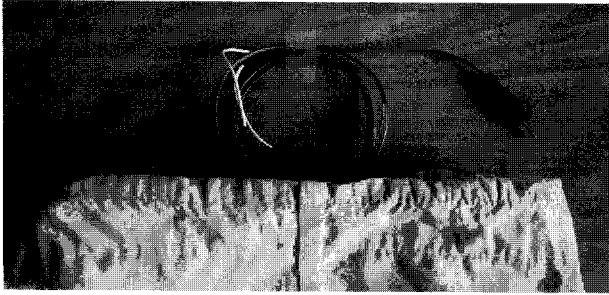
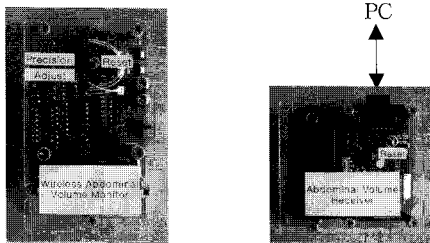


그림 8 환자복 하의에 벨트로 내장된 전도성 고무띠  
 Fig. 8 Conductive rubber cord incorporated with inthe patient's pants

4.2. 신호추출회로 및 무선 모듈

전도성 고무띠로부터 추출되는 V(t) 및 F(t) 신호를 무선 송·수신하는 모듈의 실물사진을 그림 9(a)와 (b)에 각각 제시하였다. 송신 모듈의 전면 크기는 65mm×105mm로써 환자복 상의 주머니에 간편하게 휴대할 수 있을 정도의 크기이다. 그림 9(b)의 수신 모듈은 PC의 RS232 직렬통신포트에 연결하였다.



(a) 송신부 (b) 수신부

그림 9 무선 송·수신 모듈 제작품의 실물사진

Fig. 9 Proto-type wireless modules

(a) Transmission module (b) Receiver module

4.3. 무선 호흡 모니터링

그림 10에 무선 호흡 모니터를 착용한 피검자가 임의의 호흡 과정을 행하며 측정된 V(t) 신호를 보였다. 호흡주기에 따라 V(t)가 상승·하강하는 것을 확인할 수 있으며, 최대 흡식(maximal inspiration) 및 기침(cough) 등의 행위에 의한 인위적 호흡상태의 변화를 쉽게 인지할 수 있음을 볼 수 있다. 최대 흡식 후 피검자는 곧바로 평상호흡(resting breathing)으로 복귀하였으나 V(t) 신호는 약 50초 지난 후에야 복귀하였다. 기침 후에도 유사한 지연 현상을 관찰할 수 있다.

안정된 평상 호흡 중 PC 화면 상에 동시에 모니터한 V(t) 및 F(t) 신호를 그림 11에 보였다. 호흡 중 용적의 변화와 이를 미분한 기류신호가 잘 모니터링되는 것을 확인할 수 있다.

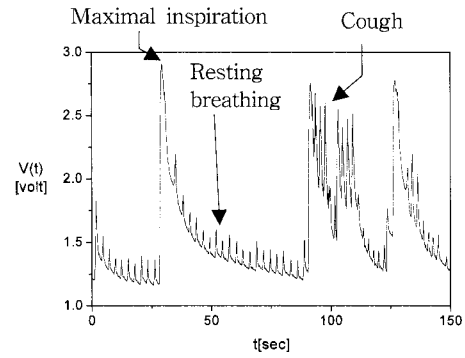


그림 10 호흡 중 측정된 용적(V) 신호

Fig. 10 Volume(V) signal obtained in a normal subject breathing with different patterns

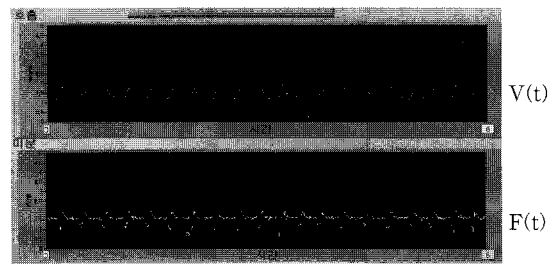


그림 11 용적(V) 및 기류(F) 신호가 모니터되는 PC 화면

Fig. 11 PC screen monitoring both the volume(V) and flow rate(F) signals

5. 고찰 및 결론

본 연구에서는 폐용적의 변화를 일부 반영하는 복부의 둘레 변화 신호로부터 무선 호흡 모니터링이 가능한 장치를 개발하였다. 호흡시 복부 둘레 변화 신호를 측정하기 위해 전기적 특성을 알고 있는 전도성 고무 띠 형태로 성형하여 환자복 하의에 내장하였다. 대부분의 환자복 하의는 환자복과 동일한 재질의 천으로 제작한 끈을 하의의 허리부분에 삽입하여 벨트 역할을 하므로 이를 제거하고 대신 전도성 고무띠를 삽입하여 벨트의 역할을 겸하도록 하였다. 복부 둘레 변화 신호는 복부 용적 변화를 반영하고 복부 용적 변화는 폐용적의 변화를 나타내므로 복부 둘레 변화 신호의 시간 변화율은 호흡신호를 나타낸다. 따라서 복부 둘레 변화 신호와 이의 미분신호를 동시에 추출하는 회로를 제작하였다.

피검자가 전도성 고무가 삽입된 환자복 하의를 착용한 후 일상적 생활을 한다면 피검자는 자신의 호흡신호가 계속되고 있다는 사실을 인지하지 못하는 상태가 된다. 이때 복부 둘레 변화 신호와 이의 미분신호를 추출하여 무선으로 송신할 수 있다면 피검자를 구속하지 않는 상태에서 호흡신호를 모니터링할 수 있게 된다. 따라서 본 연구에서는 무구속·무인지 상태에서 호흡상태를 모니터링하기 위해 호흡 감지 센서를 의복의 일부로 삽입하고 호흡신호의 무선 송·수신을

위해 지그비 통신을 이용하였다. 송·수신 회로는 동일한 PCB를 사용하도록 설계하여 사용 목적에 따라 제작하였다. 송신 모듈은 송신 회로에 신호 추출 회로를 추가하여 한 개의 모듈로 구성하였으며, 환자복 상의 주머니에 넣을 수 있는 크기(65mm×105mm)로 제작하여 피검자의 활동성 및 신호의 무선 송신이 가능하도록 하였다. 수신 회로는 송신 회로와 동일하지만 직렬 통신 칩을 추가하여 PC와 RS232 통신을 하도록 제작하였다.

인위적 호흡시 복부 용적 변화를 측정하기 위해 전도성 고무가 삽입된 하의를 착용하고 송신 모듈을 상의 주머니에 넣은 후 의자에 앉은 상태에서 최대흡식, 정상호흡, 기침 등을 인위적으로 행하였다(그림 10). 호흡주기에 따른 용적신호의 상승·하강 현상이 확실하게 나타나므로 정확한 호흡빈도(respiratory frequency)의 모니터링이 가능하다. 그림 11에서와 같이  $V(t)$ 의 미분신호  $F(t)$ 를 사용하면 단순한 역치(threshold) 기법으로도 호흡빈도를 정확하게 산출할 수 있음을 쉽게 알 수 있다. 그림 10에서 최대 흡식이나 기침하는 경우 용적신호의 변화 양상도 크게 변화하여 특수한 호흡상태를 쉽게 인지할 수 있으므로 적절한 신호처리를 수행한다면 호흡 패턴의 분석도 가능하리라 예상된다. 그러나 한 번의 최대 흡식 후 피검자는 곧바로 정상 호흡하였는데 용적 신호의 기저선은 50초 이상 늦게 복귀되었다. 이와 같은 지연현상은 전도성 고무띠의 내부 구조와 재질에 기인한다고 생각된다. 전도성 고무띠는 고무의 실리콘 고무액에 전도성(conductive) 불순물을 소량 섞어 냉각하는 방식으로 제작된다. 길이 인장시 고무 및 전도성 분자들 간의 상대적 위치 관계가 변화하여 전기저항의 변화를 나타낼 것이고, 이 완료되면 대부분의 공간을 차지하는 고무 분자들은 탄성에 의해 원래 상태로 복귀하겠지만 소수의 전도성 분자들의 상대적 위치 관계가 복원되는 데는 시간이 소요되는 것으로 추측된다. 길이가 큰 폭으로 인장되어 증가한 전기저항이 이전 값으로 완전히 복원될 때까지 약 50초 정도의 상당한 시간이 소요되므로, 안정 상태의 정상적인 호흡시 개략적인 호흡량의 추이를 모니터링하는 목적에 적합하다고 생각된다.

안정된 정상 호흡을 하면서 복부 둘레 신호와 이의 미분신호를 PC로 무선 송신하면서 모니터링하는 경우 그림 11에서와 같이 복부의 용적신호와 이를 미분한 기류신호가 잘 모니터링되는 것을 확인할 수 있다. 무선 송신 회로와 신호추출회로는 상의 주머니에 간편하게 휴대할 수 있으므로 정상시의 호흡 모니터링이 가능할 것이다. 향후 호흡 모니터링의 가용 범위와 임상적 응용 기법을 연구하는 것이 과제일 것이다.

참 고 문 헌

- [1] Guyton & Hall, "Pulmonary Ventilation" In: Textbook of Medical Physiology, W. B. Saunders Company, pp. 432-443, 2000.
- [2] 김경아, 김현식, 이태수, 차은중. 호흡기류를 동압력으로 변환하는 기능성 일회용 호흡관의 개발. 한국센서학회지, 제11권 3호, pp.125-131, 2002. 5.
- [3] 차은중. "호흡기 시스템의 측정", In: 의용계측공학, 의공학 교육연구회 역편, 여문각, pp.509-598, 1993.
- [4] 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.
- [5] Ambulatory Monitoring Inc., "Respirace systems", Instruction manual, 2004.
- [6] 김경아, 이태수, 차은중, "호흡 모니터링을 위한 전도성 고무의 특성 분석", 한국특허학회지, 제 6권 4호, pp. 119-126, 2004.
- [7] 김경아, 김성식, 조동욱, 이승직, 이태수, 차은중, "호흡 감지를 위한 복부 부착형 전도성 고무소자의 계측특성", 센서학회지, 제 16권 제 1호, pp. 24-37, 2007. 1
- [8] 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.
- [9] 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 2:6, 2005
- [10] J. V. Wait, "Introduction to Operational Amplifier Theory and Applications, McGraw-Hill Kogakusha, Ltd., pp. 47-54, 1975.
- [11] Available at: <http://www.atmel.com>. Accessed 2007.
- [12] Available at: <http://www.chipcon.com>. Accessed 2007.

감사의 글

이 논문은 2007년도 보건복지부 보건의료기술진흥사업 지원과 2007년 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임(지방연구중심대학육성사업/충북BIT연구중심대학육성사업단).

저 자 소 개



**이 인 광 (李仁光)**

1979년 6월 20일생. 2005년 충북대학교 물리학과 졸업. 2006년~현재 동대학 의용생체공학과 석사과정.

E-mail : kwang4005@nate.com



**김 경 아 (金敬娥)**

1968년 8월 30일생. 1991년 충북대학교 물리학과 졸업. 1993년 동대학 물리학과 석사. 2001년 동대학 의용생체공학과 박사. 2005년~현재 충북대학교 의과대학 의학과 조교수.

Tel : 043-261-2852

Fax : 043-273-0848

E-mail : kimka@chungbuk.ac.kr



**김 성 식 (金盛植)**

1967년 10월 22일생. 1991년 아주대학교 전자공학과 졸업. 2007년 충북대학교 의용생체공학과 석사. 2007~현재 동대학 의용생체공학과 박사과정.

E-mail : polezero@lycos.co.kr



**이 태 수 (李泰洙)**

1958년 12월 10일생. 1981년 서울대학교 전자공학과 졸업. 1988년 동대학 전자공학과 석사. 1990년 동대학 제어계측공학과 박사. 1991년~현재 충북대학교 의과대학 의학과 교수.

Tel : 043-269-6332

Fax : 043-269-6776

E-mail : tslee@chungbuk.ac.kr



**장 종 찬 (張鐘贊)**

1972년 5월 13일생. 1996년 경희대학교 전자공학과 졸업. 1998년 고려대 전자공학과 석사. 2006년~현재 충북대학교 의용생체공학과 박사과정.

E-mail : jclang@iita.re.kr



**차 은 종 (車殷宗)**

1957년 11월 7일생. 1990년 서울대학교 전자공학과 졸업. 1987년 미국 남가주대학교 의공학과 박사. 1988년~현재 충북대학교 의과대학 의학과 교수.

Tel : 043-261-2856

Fax : 043-273-0848

E-mail : ejcha@chungbuk.ac.kr



**김 군 진 (金君珍)**

1967년 12월 10일생. 1990년 한양대학교 전자공학과 졸업. 1992년 한양대학교 전자공학과 석사. 2003년~현재 충북대학교 의용생체공학과 박사과정.

E-mail : gjkim6454@hanmail.net