

칼만 필터를 이용한 흉곽 임피던스법 기반의 호흡 신호 계측시스템 개발

남은혜 최창현 김용주 신동렬

Development of Pneumography Impedance Based Respiration Measurement System Using Kalman Filter

E. H. Nam C. H. Choi Y. J. Kim D. R. Shin

Abstract

A respiration measurement system for vital signs was developed. Respiration signals were measured, processed, and analyzed. Four electrodes, attached on the surface of the skin, were used to monitor respiration signals by impedance pneumography. The measured signals were amplified, detrended, filtered, and transferred to an embedded module. The Kalman filter was used to remove motion artifact from the respiration signals. Experiments were conducted at stable condition and walking condition to evaluate the performance of the system. Respiration rates of five males and five females were measured and analyzed at each condition. The referenced respiration signal was determined by temperature of nose surroundings. The results showed that the respiration rates at the walking condition had more motion artifacts than the stable condition. The accuracies of the respiration measurement system with Kalman filter were found as 96% at the stable condition and 95% at the walking condition. The results showed that the Kalman filter was an effective tool to remove the motion artifact from the respiration signal.

Keywords : Respiration rate, Motion artifact, Kalman filter, Impedance

1. 서론

호흡 신호는 생체사인(vital sign)의 하나로서 인체의 기본적인 상태 및 환경변화를 나타내는 지표로 이용되며, 주로 환자의 건강 상태 변화 및 수면 시 10초 이상 폐로 향하는 기류가 형성되지 않는 수면 무호흡증후군을 측정하기 위하여 사용된다(Yoo, 2004). 호흡측정에 관한 연구는 주로 한 살 이하의 영아 급사를 의미하는 영아급사증후군(sudden infant death syndrome, SIDS)이 수면 무호흡증과 관계가 있다고 보고됨에 따라 활발히 진행되어 왔으며(Mayotte et al., 1994), 현재 무선 인터넷, 블루투스 등의 네트워크 기술이 발달됨에 따라

재택진료 및 원격 의료서비스의 필요성이 대두되어 일상생활 중에 호흡 신호 측정이 가능한 시스템이 요구되고 있다.

호흡을 측정하는 대표적인 방법으로는 기도에 센서를 부착하여 공기의 흐름을 측정하는 방법, 폐활량계를 이용하는 방법, 호흡 시 코 주위의 온도 변화를 측정하는 방법, 흉곽 임피던스를 측정하는 방법 등이 있다(Wang, 2004). 기도에 센서를 부착하는 방법은 정확한 호흡의 측정이 가능하나 관혈적인 단점이 있으며, 폐활량계를 이용하는 방법과 코 주위의 온도를 측정하는 방법은 비관혈적인 방법으로 비교적 정확한 호흡의 측정이 가능하나 얼굴 부위에 센서를 장착해야 하는 불편함이 있어 일상생활에서 사용하기 어려운 단점이 있다.

This work was supported by grant No. R01-2004-000-10755-0 from the Basic Research Program of the Korea Science & Engineering Foundation. The article was submitted for publication on 2008-08-27, reviewed on 2008-09-16, and approved for publication by editorial board of KSAM on 2008-09-30. The authors are Eun Hye Nam, Researcher, Korea Food Research Institute, Seongnam, Chang Hyun Choi, Professor, KSAM member, Dept. of Bio-Mechatronic Engineering, Sungkyunkwan University, Suwon, Yong Joo Kim, Senior Research Engineer, KSAM member, LS Mtron Ltd., Anyang, and Dong Ryeol Shin, Professor, Dept. of Information & Communication Engineering, Sungkyunkwan University, Suwon, Korea. Corresponding author: C. H. Choi, Professor, Dept. of Bio-Mechatronic Engineering, Sungkyunkwan University, Suwon, 440-746, Korea; Fax: +82-31-290-7830; E-mail: <chchoi@skku.ac.kr>.

흉곽 임피던스를 이용한 방법은 호흡 시 흉곽내부의 임피던스 변화를 이용하여 간접적으로 호흡을 측정하는 방법으로 심전도 전극을 이용하므로 심전도 신호와 동시에 측정이 가능하여 호흡 신호 측정 방법으로 가장 많이 사용되고 있다 (AAMI, 2007).

흉곽 임피던스를 이용한 호흡 측정에 관한 연구는 Park (1998)이 흉곽 임피던스와 심박동율을 이용하여 무호흡검출 시스템을 설계하였고, Yoo(2004)가 PDA 기반의 무호흡 감시 장치를 개발하였으나, 주로 영아 및 유아를 대상으로 제작된 하드웨어 기반의 시스템으로 일상생활에 따라 큰 동잡음을 발생하는 성인의 호흡 신호를 감지하기에는 어려운 단점이 있다. 동잡음(motion artifact)은 피험자의 움직임에 따라 흉곽이 움직여 발생하는 잡음으로 호흡 신호 측정 시 신호의 소실 및 증폭을 야기하므로 정확한 호흡 신호의 측정을 위해서는 적절한 동잡음 제거 필터에 관한 연구가 필요한 실정이다(Park, 1998). 동잡음 제거 필터에 관한 연구는 주로 심전도 신호 측정 시 호흡에 의한 잡음 제거를 위해 사용되는 적응 필터(adaptive noise canceller)와 웨이블릿 필터(wavelet filter)에 관한 연구가 진행되고 있으나, 모두 잡음의 종류 및 형태를 알고 있는 경우에만 높은 잡음제거 성능을 보이고 있어 잡음의 예측이 어려운 동잡음을 제거하는데 어려움이 있다(Kim, 2008). 칼만 필터(Kalman filter)는 주로 인공위성의 경로 보정 및 추정 등에 사용되며, 최소자승법(least squares method)을 반복하여 신호의 오차를 최소화하는 방법으로 측정될 신호에 대한 예측 및 보정이 가능한 장점이 있다(Kwon, 1991).

본 연구는 일상생활에서 호흡 신호 측정이 가능한 휴대용 환자감시 장치 개발을 위한 기초 연구로서 호흡 신호 계측 시스템 및 동잡음을 효과적으로 제거하기 위하여 칼만 필터를 이용한 신호처리 알고리즘을 개발하여 성능을 분석하였다.

2. 재료 및 방법

가. 흉곽 임피던스

흉곽은 뼈와 공기 등의 여러 물질로 구성되어 있으며, 이러한 물질은 표 1과 같이 서로 다른 전기 전도도를 나타낸다. 흉곽의 공기 전기 전도도는 5,000 Ω/m로 가장 크게 나타나 호흡 시 폐용적의 변화는 큰 임피던스 변화를 유발하며, 이는 흉곽 내 공기의 부피 변화에 의하여 발생된다(Nyboer, 1950).

흉곽 임피던스는 전극의 종류와 인가해 주는 교류 정전류에 따라 서로 다른 임피던스를 가지게 되는데, 이는 전극의 면적과 교류 정전류의 주파수에 따라 흉곽의 저항성분과 정

Table 1 Conduction of substance in thorax

Substance	Conduction (Ω/m)
Blood	150
Heart	400
Bone	100
Fat	2,500
Air	5,000

전용량이 다르게 나타나기 때문이다. 따라서 인체에 인가하는 정전류에 대한 등가 모델은 그림 1과 같이 전극-피부 영역에 대한 저항(R_p), 정전용량(C_p), 호흡에 따른 흉곽저항(R_s) 변화의 등가모델로 나타낼 수 있다(Navajas et al., 1988). 피부저항(R_p)은 인체의 전극-피부 영역에서의 저항성 성분으로 사용하는 전극의 면적과 교류 정전류원의 주파수에 반비례하는 특징이 있으며, 인체에 가해지는 전기적 자극을 줄임으로써 최소화 시킬 수 있다. 정전용량은 전극의 면적에 비례하므로 면적에 대한 리액턴스 성분은 감소하며, 교류 정전류의 주파수에 반비례하는 특징이 있다. 그러므로 본 연구에서는 피부와의 접촉 면적이 작은 지름 1.5 cm의 은-염화은(Ag-AgCl) 전극(Red dot, 3 M, USA)과 고주파 미세 교류 정전류(20 kHz, 100 μA)를 사용하여 피부의 저항 성분을 최소화하였다. 흉곽 임피던스의 측정은 그림 1과 같이 호흡 시 미세한 임피던스 변화의 감지가 용이한 4전극 방법을 사용하였다(의공학 교육연구회, 1998). 4전극 방법은 2개의 전극을 이용하여 인체에 정전류를 인가한 후, 나머지 2개의 전극을 이용하여 호흡 시 흉곽 임피던스의 변화를 측정하는 방법으로 입력 전극은 가슴 아래 10 cm 지점에 부착하였으며, 출력 전극은 입력 전극과 5 cm 거리를 두어 전극의 위치에 따른 오차를 최소화하였다.

임피던스 측정장치(100 kHz, Hioki, Japan)를 이용하여 흉곽의 임피던스를 측정된 결과, 무호흡 시 피부에 대한 임피던스는 약 20.4 Ω으로 나타났으나, 호흡 시 흉곽 임피던스는 약 468 Ω으로 매우 크게 나타나 흉곽 임피던스의 등가 모델에서

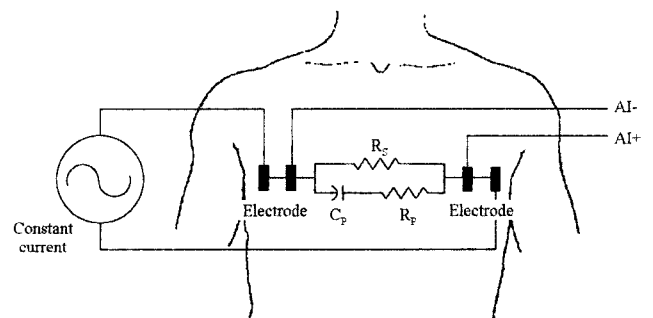


Fig. 1 Four electrodes method for respiration measurement.

는 흉곽저항(R_s) 만을 고려할 수 있으며, 식 1과 같이 호흡에 따른 임피던스 변화를 전압 변화로 측정할 수 있다.

$$\Delta V = I \cos(2\pi ft) \times \Delta R_s \quad (1)$$

- $I \cos(2\pi ft)$: 교류 정전류
- f : 주파수
- ΔR_s : 임피던스 변화
- ΔV : 전압 변화

나. 호흡 계측시스템

호흡 계측시스템은 그림 2와 같이 인체에 교류 정전류를 공급하는 아날로그 출력부, 호흡에 따른 임피던스 변화를 측정하는 아날로그 입력부, 측정된 호흡 신호를 보정하여 호흡 신호를 계수하는 제어부로 구성하였다. 아날로그 입·출력부는 ±10 V 범위에서 최대 1.25 MS/s의 아날로그 신호 입력과 2.8 MS/s의 아날로그 출력이 가능한 I/O 인터페이스(PXI-6225, National Instrument, USA)를 이용하였으며, 아날로그 출력부에 별도의 전압-전류 변환회로를 두어 아날로그 출력 모듈에서 나오는 교류 정전압의 신호를 교류 정전류로 변환하였다. 제어 장치는 자체적으로 PCI Bus를 내장하고 있어 고속의 신호처리가 가능한 임베디드 모듈(PXI-8185, National Instrument, USA)을 사용하였으며, TCP/IP와 USB 포트가 있어 측정된 신호의 외부 전송이 가능한 장점이 있다. 호흡 신호의 측정 및 보정은 다양한 신호처리 함수를 제공하여 신호계측이 용이한 Labview (version 8.2, National Instrument, USA) 프로그램을 사용하였다.

호흡에 따른 흉곽 임피던스의 변화를 측정하기 위해 인체를 통과하여 나온 전압 신호를 반송파를 고려하여 200 kHz의

샘플링 속도로 수집된 호흡 신호는 인체에 인가된 교류 정전류를 통해 진폭 변조되어 나타나므로(의공학교육연구회, 1998), 호흡 신호의 주파수 대역만을 통과 시키는 대역통과 필터를 사용하여 호흡 신호를 복조(demodulation)하였다. 인체에 인가되는 교류 정전류와 호흡 신호에 의해 진폭 변조된 신호는 식 (2)와 같이 나타낼 수 있으며, 식 (3)과 같이 정리하여 고속 푸리에 변환(fast fourier transform, FFT)을 수행하면 식 (4)와 같은 주파수 범위를 갖게 된다. 그러므로 대역통과 필터의 주파수 대역은 성인의 호흡 신호를 약 2 Hz 미만으로 가정하여 20 kHz ± 2 Hz로 선정하였다.

$$x(t) = A \cos(2\pi f_1 t) \times B \cos(2\pi f_2 t) \quad (2)$$

$$x(t) = \frac{AB}{2} [\cos\{2\pi(f_1 + f_2)t\} + \cos\{2\pi(f_1 - f_2)t\}] \quad (3)$$

$$x(t) = \frac{AB}{4} [e^{2\pi(f_1 + f_2)t} + e^{2\pi(f_1 - f_2)t} + e^{-2\pi(f_1 + f_2)t} + e^{-2\pi(f_1 - f_2)t}] \quad (4)$$

- $A \cos(2\pi f_1 t)$: 교류 정전류 신호
- $B \cos(2\pi f_2 t)$: 호흡 신호
- A, B : 증폭, f_1, f_2 : 주파수, t : 시간

호흡 신호의 기저선 잡음은 호흡 시 흉곽의 움직임에 따라 발생되므로 그림 3-(a)와 같이 기저선 잡음이 포함된 호흡 신호의 평균값을 이용하여 추세선을 결정한 후, 추세선과의 차이를 구하는 방법으로 기저선 잡음을 제거하였다. 이때 기준 신호는 성인의 호흡 주기를 고려하여 5초 간격으로 계산하였다(Kim et al., 2001). 호흡 신호의 계수는 그림 3-(b)와 같이 기저선 잡음이 제거된 호흡 신호의 양과 음의 값을 각각 0과 1로 하여 그림 3-(c)와 같이 흡기와 호기로 구분하였으며, 흡기

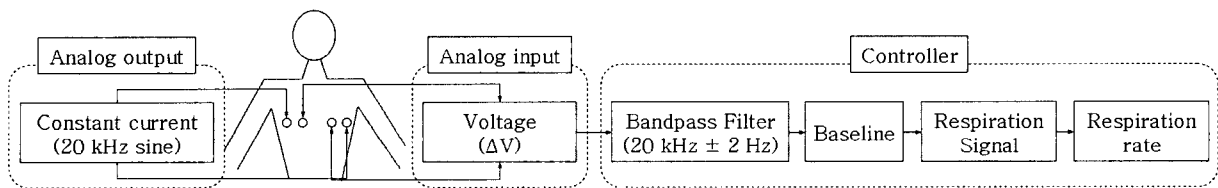


Fig. 2 Block diagram of respiration measurement system.

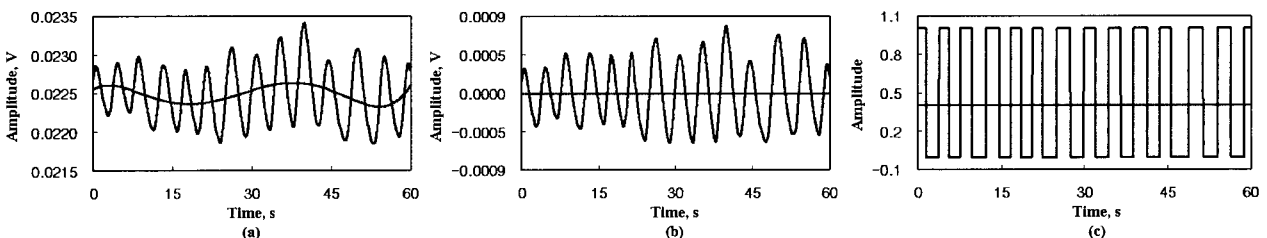


Fig. 3 Signal processing for measurement of respiration signal. (a. Trend signal, b. Baseline correction, c. Calculation of respiration rate)

와 호기의 교차점을 계수하는 방법으로 호흡수를 계산하였다.

다. 칼만 필터 알고리즘

칼만 필터 알고리즘은 이전 신호를 이용하여 다음 신호를 추정 및 보정하는 알고리즘으로 그림 4와 같이 칼만 이득 계산(Kalman gain computation), 신호 추정, 오차 계산과 신호 보정의 단계로 이루어져 있으며, 이 과정은 오차가 일정 수준 미만으로 떨어질 때까지 반복하게 된다.

칼만 이득의 계산은 신호 보정을 위한 가중치를 계산하는 단계로 초기에는 신호와 잡음의 추정값에 대한 입력을 필요로 한다(Fig. 4①). 신호 추정 단계는 보정된 신호를 측정된 센서 신호와 칼만 이득을 이용하여 신호를 추정하는 단계로 칼만 필터링의 최종 결과를 계산하게 된다(Fig. 4②). 오차 계산 단계는 측정된 신호와 추정된 신호와의 오차를 계산하여 이전에 계산된 오차를 개선하는 단계로 다음 신호를 위한 칼만 이득의 계산에 영향을 미치게 된다(Fig. 4③). 신호 보정 단계는 현재 추정된 신호를 이용하여 다음에 측정될 신호를 보정하는 단계로 오차 계산 단계와 마찬가지로 칼만 이득의 계산에 영향을 미치게 된다(Fig. 4④). 본 연구에서는 초기 호흡 신호(\hat{X}_k^-)와 동잡음에 의한 오차의 공분산(P_k^-)을 입력으로 칼만 이득(K_k)을 계산한 후에 측정된 호흡 신호(Z_k)와 보정된 호흡 신호(\hat{X}_k^-)로 호흡 신호(\hat{X}_k)를 추정하였으며, 다시 호흡 신호(\hat{X}_{k+1}^-)와 동잡음에 의한 오차의 공분산(P_{k+1}^-)을 보정하여 칼만 이득(K_{k+1})을 계산하는 방법을 반복하여 동잡음을 제거하였다.

라. 기준 호흡 신호의 측정

호흡 계측 시스템의 성능평가를 위해서는 정확한 기준 호흡 신호의 측정이 필요하다. 본 연구에서는 여러 가지 기준 호흡 신호의 측정 방법 중 비교적 구현이 간단하며, 정확한 호흡 신호의 측정이 가능한 코 주위 온도를 측정하는 방법으로 기준 호흡 신호를 측정하였다(Wang, 2004). 코 주위 온도를 측정하는 방법은 코 안에 온도 센서를 부착하고 들숨과 날숨에 따른 온도 차이를 이용하여 호흡 신호를 측정하는 방법으로 사용하는 온도 측정 센서는 호흡에 따른 미세한 온도 변화의 감지 및 응답이 빠른 센서를 선정해야 한다. 또한 코 안에 직접 부착해야 하므로 소형이면서 인체의 움직임에 유연하게 대처 할 수 있는 센서의 선정이 필요하다.

본 연구에서 사용한 온도 센서는 그림 5와 같이 온도 변화에 따라 저항이 감소하는 NTC(negative temperature coefficient) 서미스터(103 JT, SEMITEC, Japan)를 사용하였다. 서미스터는 응답 속도가 빠르고 상온에서 10 kΩ의 저항을 지니고 있어 미세한 호흡 변화에도 저항 변화가 크게 나타나 정확한 호흡 신호의 측정이 가능하며, 길이 10 mm, 두께 0.5 mm의 얇은 필름 형태로 코 속에 부착하기 쉬운 장점이 있다. 기

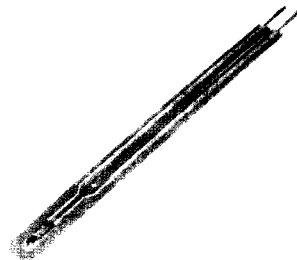
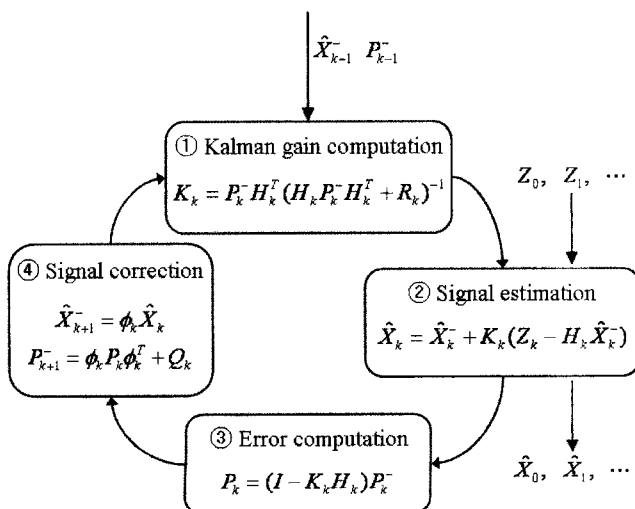


Fig. 5 NTC thermistor for reference respiration signal.



- \hat{X}_k : 시간 t_k 에서의 추정된 신호 벡터
- K_k : 칼만 이득
- P_k : 추정된 잡음에 대한 오차의 공분산 벡터
- H_k : Z_k 와 \hat{X}_k 사이의 변환 벡터
- R_k : 측정된 신호에 대한 공분산 벡터
- Z_k : 시간이 t_k 에서 측정된 신호 벡터
- Q_k : 실제 잡음에 대한 오차의 공분산 벡터
- ϕ_k : \hat{X}_k 와 \hat{X}_{k+1} 사이의 변환 벡터
- "-" : 벡터의 이전 상태

Fig. 4 Flowchart of Kalman filtering for respiration signal.

준 호흡 신호 측정을 위한 계측시스템은 0.15 mA의 정전류 출력이 가능한 아날로그 입력장치(SCXI-1121, National Instrument, USA)를 사용하였으며, 10 Hz의 속도로 측정된 호흡 신호를 마이크로컴퓨터에 전송하도록 설계하였다.

마. 실험 방법

호흡 계측 시스템과 칼만 필터 알고리즘의 성능평가를 위하여 성인 남녀 각각 5명을 대상으로 안정 상태와 도보 상태에서 필터를 사용하지 않는 기존의 방법과 칼만 필터를 사용한 방법으로 호흡 신호를 각각 측정하였다. 안정 상태는 동잡음이 없는 상태에서 호흡 신호를 측정하기 위해 바른 자세로 의자에 앉아 있는 상태로 설정하였으며, 도보 상태는 피험자의 움직임에 따라 동잡음이 발생하는 상태로 성인의 평균 보행 속도인 4 km/h로 런닝머신(running machine)에서 걷는 상태로 설정하였다. 실험은 동일한 피험자에 대해 안정된 상태로 호흡 신호를 측정한 후에 도보 상태의 호흡 신호를 측정하는 방법으로 각각 5분간 수행하였으며, 기준 호흡 신호를 동시에 측정하여 칼만 필터를 사용한 경우와 사용하지 않은 경우 각각 호흡 신호의 기준 호흡 신호에 대한 정확도와 호흡수를 계산하여 비교·분석하였다. 또한 남녀간의 호흡수 차이는 통계분석 프로그램인 SAS(version 9.1 SAS Institute, USA)

를 이용하여 유의수준 1%에서 t-검정을 수행하여 비교·분석하였다.

3. 결과 및 고찰

가. 안정 상태의 호흡 신호 측정

안정 상태에서 호흡 계측 시스템과 칼만 필터 알고리즘의 성능평가를 위해 그림 6과 같이 호흡 신호를 측정하였다. 기준 호흡 신호는 그림 6-(a)와 같이 기저선 잡음이 제거되어 정확한 호흡 신호의 측정이 가능함을 알 수 있으며, 칼만 필터를 사용하지 않은 기존의 경우와 사용한 경우의 호흡 신호는 그림 6-(b), 6-(c)와 같이 호흡 시 흉곽에 움직임에 따른 약간의 기저선 잡음을 포함하고 있으나, 기준 호흡 신호와 마찬가지로 안정된 호흡 신호의 측정이 가능함을 알 수 있다.

호흡 계측시스템을 이용하여 칼만 필터를 사용하지 않은 경우와 사용한 경우의 호흡수를 5분 동안 측정하여 표 2와 같이 기준 호흡 신호와 비교하였다. 남성의 호흡수는 기준 호흡 신호가 평균 69회로 측정되었으며, 칼만 필터를 사용하지 않은 경우가 평균 65회, 칼만 필터를 사용한 경우가 평균 67회로 측정되어 각각 94%, 95%의 높은 정확도를 보여주고 있다. 여성의 경우에는 기준 호흡 신호가 평균 66회로 측정되었으

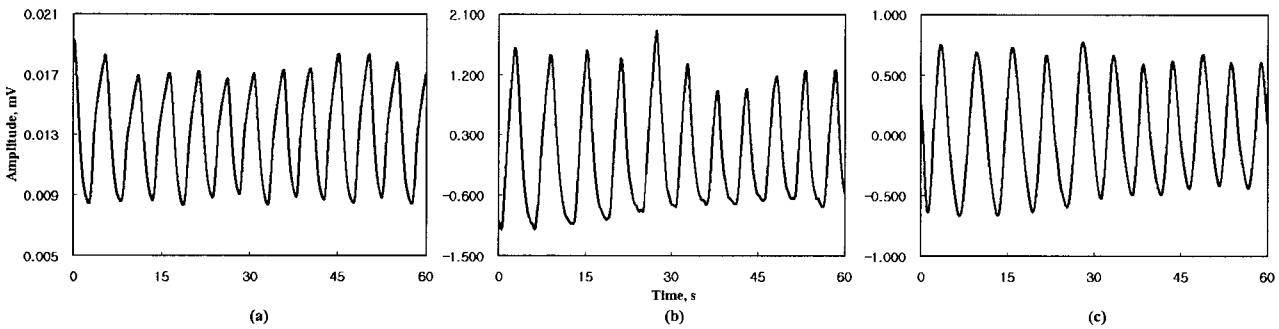


Fig. 6 Respiration signals at stable condition (a. Reference signal, b. Without filtering c. With Kalman filtering).

Table 2 Results of respiration rates at stable condition (measuring time : 5 min)

Subject	Female			Male		
	Reference	Measurement		Reference	Measurement	
		Without filtering	Kalman filtering		Without filtering	Kalman filtering
1	63	60	61	68	64	66
2	57	55	56	61	58	58
3	71	68	69	75	70	73
4	60	58	58	64	62	63
5	79	74	76	76	73	74
Mean	66	63	64	69	65	67
Std.	8.94	7.81	8.34	6.61	6.07	6.76
Accuracy (%)		95	97		94	95

며, 칼만 필터를 사용하지 않은 경우가 평균 63회, 칼만 필터를 사용한 경우가 평균 64회로 측정되어 정확도가 각각 95%, 97%로 필터를 사용하지 않은 기존의 방법과 본 연구에서 개발된 칼만 필터를 사용한 방법이 유사한 성능을 나타내고 있음을 확인하였다. 안정된 상태에서 측정된 성인 남녀의 호흡수는 t-검정을 수행한 결과, 기준 호흡 신호($P = 0.59$), 칼만 필터를 사용하지 않은 경우($P = 0.60$), 칼만 필터를 사용한 경우($P = 0.58$) 모두 유의수준 1%에서 성별에 따른 호흡수의 차이가 없는 것으로 나타났다.

나. 도보 상태의 호흡 신호 측정

도보 상태에서의 호흡 계측시스템과 칼만 필터 알고리즘의 성능을 평가하기 위해 호흡 신호를 측정한 결과는 그림 7과 같다. 기준 호흡 신호는 그림 7-(a)와 같이 호흡수의 증가 등으로 안정 상태보다 약간의 잡음이 포함되어 있으나, 대체적으로 안정된 호흡 신호의 측정이 가능함을 알 수 있다. 칼만 필터를 사용하지 않은 기존의 경우는 그림 7-(b)와 같이 동잡음에 의한 호흡 신호의 손실 및 큰 진폭 차이를 보여 호흡 신호의 측정이 어려웠으나, 칼만 필터를 사용한 경우는 그림 7-(c)와 같이 기준 신호에 가까운 안정된 호흡 신호를 보여주고 있어, 인체의 움직임이 있는 도보 시에는 칼만 필터를 이

용하여 정확한 호흡 신호 측정이 가능함을 알 수 있다.

호흡 계측시스템으로 5분 동안 측정된 호흡수를 칼만 필터의 사용 유무에 따라 기준 호흡 신호와 비교한 결과는 표 3과 같이 나타났다. 남성의 평균 호흡수는 기준 호흡 신호가 98회, 칼만 필터를 사용하지 않은 경우는 61회, 칼만 필터를 사용한 경우는 93회로 측정되었으며, 정확도는 각각 62%와 95%로 칼만 필터를 사용하는 경우에 매우 높은 정확도를 보이고 있음을 알 수 있다. 여성의 평균 호흡수는 기준 호흡 신호가 99회, 칼만 필터를 사용하지 않은 경우는 73회, 칼만 필터를 사용한 경우는 96회로 측정되었으며, 정확도는 각각 73%와 96%로 남성의 경우와 마찬가지로 칼만 필터를 사용하는 경우에 더 높은 정확도를 보이고 있어 필터를 사용하지 않는 기존의 방법보다 칼만 필터를 사용한 경우의 성능이 더 안정된 것을 확인하였다.

도보 시의 호흡 신호 측정은 많은 동잡음을 유발하고 있어 칼만 필터를 사용하지 않는 경우 호흡 신호 측정은 어려웠으나, 칼만 필터를 이용하면 정확한 호흡 신호의 측정이 가능함을 알 수 있다. 또한 도보 상태에서 측정된 성인 남녀의 호흡수는 유의수준 1%에서 t-검정을 수행한 결과, 칼만 필터를 사용하지 않은 경우($P = 0.005$)에는 성별에 따른 차이가 있는 것으로 나타났으며, 기준 호흡 신호($P = 0.68$)와 칼만 필터를

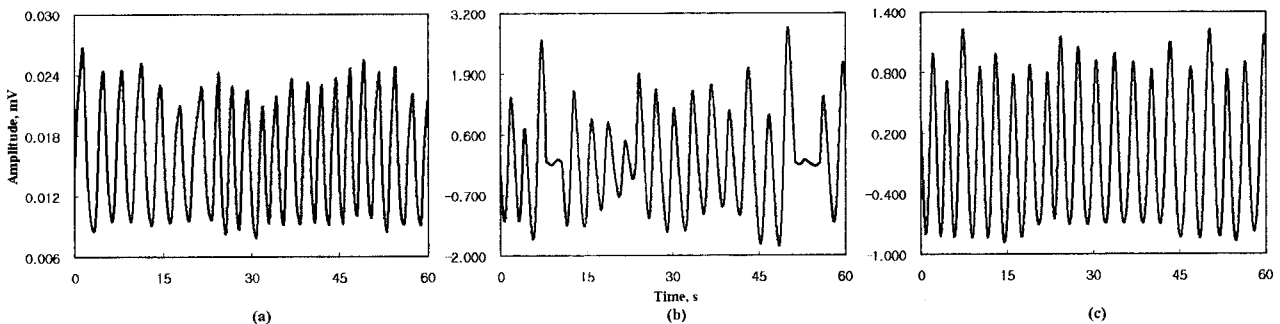


Fig. 7 Respiration signals at walking condition (a. Reference signal, b. Without filtering, c. With Kalman filtering).

Table 3 Results of respiration rates at walking condition (measuring time: 5 min)

Subject	Female			Male		
	Reference	Measurement		Reference	Measurement	
		Without filtering	Kalman filtering		Without filtering	Kalman filtering
1	105	80	101	106	67	100
2	98	71	96	100	62	95
3	93	67	89	96	69	90
4	92	68	89	92	57	87
5	109	78	106	94	59	91
Mean	99	73	96	98	61	93
Std.	7.44	5.89	7.46	5.55	3.90	5.03
Accuracy (%)		73	96		62	95

사용한 경우($P = 0.40$)에는 성별에 따른 호흡수의 차이가 없는 것으로 나타났다.

4. 요약 및 결론

본 연구는 일상생활에서 호흡 신호 측정이 가능한 휴대용 환자 모니터링 장치 개발을 위한 기초 연구로서 호흡 신호 측정시스템을 개발하고 칼만 필터를 이용한 동잡음 제거의 가능성을 제시하였으며, 그 주요결과를 요약하면 다음과 같다.

- (1) 자료수집장치를 이용하여 정전류원의 발생, 호흡 신호의 측정 및 신호처리가 가능한 호흡 계측시스템을 개발하였으며, 대역통과 필터를 이용하여 호흡 신호를 측정하였다. 측정된 호흡 신호는 인체의 물리적 차이와 피험자의 미세한 움직임에 의한 기저선을 제거한 후, 임계값을 계산하여 호흡수를 측정하여 기준 호흡 신호와 비교하였다.
- (2) 안정 상태에서 호흡 계측시스템과 칼만 필터 알고리즘의 성능평가를 위하여 호흡 신호를 측정하여 기준 호흡 신호와 비교한 결과, 흉곽에 움직임에 따른 약간의 기저선 잡음을 포함하고 있으나, 안정된 호흡 신호의 측정이 가능함을 확인하였다. 5분 동안 측정된 남녀의 호흡수는 각각 평균 69회, 66회로 유의수준 1%에서 t-검정한 결과 성별에 따른 호흡수의 차이가 없었으며, 칼만 필터의 사용 유무와 관계없이 94% 이상의 우수한 정확도를 보이고 있어 안정 상태에서 남녀 모두의 호흡 신호 측정이 가능함을 보여주고 있었다.
- (3) 도보 상태에서의 호흡 계측시스템과 칼만 필터 알고리즘의 성능을 평가하기 위해 호흡 신호를 측정된 결과, 기준 호흡 신호는 호흡수의 증가 등으로 안정 상태보다 잡음이 포함되어 있으나, 대체적으로 안정된 호흡 신호의 측정이 가능함을 확인하였다. 칼만 필터를 사용하지 않은 경우는 동잡음에 의한 호흡 신호의 손실과 진폭에 차이를 보여 정확한 호흡 신호의 측정이 어려웠으나, 칼만 필터를 사용한 경우는 기준 신호에 가까운 안정된 호흡 신호를 보여주고 있어 칼만 필터를 이용하여 도보시의 호흡 신호 측정이 가능함을 확인하였다. 5분간 측정된 남녀의 평균 호흡수는 평균 98회, 99회로 유의수준 1%에서 t-검정한 결과 성별에 따른 호흡수의 차이

가 없었으며, 칼만 필터의 사용 유무에 따라 정확도가 75% 이하에서 95% 이상으로 향상되어 기존의 방법보다 칼만 필터를 이용한 경우에 동잡음 제거가 가능하여 성능이 더 안정적이었다.

참고 문헌

1. Association for the Advancement of Medical Instrumentation, AAMI. 2007. homepage: <http://www.aami.org/>.
2. Kim, J. K., C. Shin, S. G. Lee and C. K. Lee. 2001. Studies on predisposing risk factors of OSAS (Obstructive Sleep Apnea Syndrome) in adult male subjects. *Journal of Health Science & Medical Technology* 27(2):65-69. (In Korean)
3. Kim, Y. J. 2008. Development of Failure Monitoring System for Cutting and Conveying Devices of Combine. Sungkunkwan University Doctor thesis. (In Korean)
4. Kwon, M. H. 1991. The Study of a Digital Protection Algorithm for the Power Transformer Using Kalman Filter. Sungkunkwan University Master thesis. (In Korean)
5. Mayotte, M. J., J. G. Webster and W. J. Tompkins. 1994. A comparison of electrodes for potential use in pediatric/infant apnea monitoring. *Physiological Measurement* 15(4):459-467.
6. Navajas, D., R. Farré, M. Rotger and R. Peslin. 1988. A new estimator to minimize the error due to breathing in the measurement of respiratory impedance. *IEEE Trans Biomedical Engineering* 35(12):1001-1005.
7. Nyboer, J., M. Kreider and L. Hannapel. 1950. Electrical impedance plethysmography: A physical and physiological approach to peripheral vascular study. *Journal of American Heart Association* 2(6):811-821.
8. Park, S. B. 1998. Design of Apnea Monitoring System Using Transthoracic Impedance and Heart Rate Variability. Yeonsei University Master thesis. (In Korean)
9. Sahakian, A. V., W. J. Tompkins and J. G. Webster. 1985. Electrode motion artifacts in electrical impedance pneumography. *IEEE Transaction Biomedical Engineering* 32(6):448-451.
10. Wang, C. H. 2004. An Implementation of Sleep Apnea Monitoring System with Interest and Diagnostic Algorithm. Yeonsei University Master thesis. (In Korean)
11. Yoo, M. J. 2004. Development of PDA Based Apnea Monitoring System Using Transthoracic Electrical Impedance Technique. Hanyang University Master thesis. (In Korean)
12. 의공학교육연구회. 1998. 의용계측공학. 여문각. 서울.