

복부 움직임에 따른 초음파 근접센서를 이용한 호흡측정에 관한 연구

논문

58-10-37

Abdominal Wall Motion-Based Respiration Rate Measurement using An Ultrasonic Proximity Sensor

민세동* · 김진권* · 신항식* · 윤용현* · 이충근* · 이정환** · 이명호†
(Se Dong Min · Jinkwon Kim · Hang-Sik Shin · Young Hyun Yun · Chungkeun Lee ·
Jeong-Whan Lee · Myoung-ho Lee)

Abstract - In this paper, we proposed a non-contact respiration measurement system with ultrasonic proximity sensor. Ultrasonic proximity sensor approach of respiration measurement which respiration signatures and rates can be derived in real-time for long-term monitoring is presented. 240 kHz ultrasonic sensor has been applied for the proposed measurement system. The time of flight of sound wave between the transmitted signal and received signal have been used for a respiration measurement from abdominal area. Respiration rates measured with the ultrasonic proximity sensor were compared with those measured with standard techniques on 5 human subjects. Accurate measurement of respiration rate is shown from the 50 cm measurement distance. The data from the method comparison study is used to confirm the performance of the proposed measurement system. The current version of respiratory rate detection system using ultrasonic can successfully measure respiration rate. The proposed measurement method could be used for monitoring unconscious persons from a relatively close range, avoiding the need to apply electrodes or other sensors in the correct position and to wire the subject to the monitor. Monitoring respiration using ultrasonic sensor offers a promising possibility of non-contact measurement of respiration rates. Especially, this technology offers a potentially inexpensive implementation that could extend applications to consumer home-healthcare and mobile-healthcare products. Further advances in the sensor design, system design and signal processing can increase the range of the measurement and quality of the rate-finding for broadening the potential application areas of this technology.

Key Words : Non-contact, Respiration Measurement, Ultrasonic Proximity Sensor

1. 서론

고령화 사회의 도래와 삶의 질 향상은 건강관리에 대한 의식을 고취 시키게 되었으며, 이는 만성질환이나 질병을 앓기 전에 건강한 삶을 지속적으로 유지하기 위하여 예방차원에서 건강관리에 큰 관심을 두게 되었다[1]. 인체의 활력 징후(Vital Sign)를 나타내는 4대 생체 신호에는 맥박, 혈압, 호흡 그리고 체온이 있다[2]. 이 4가지의 생체신호를 연속적으로 오랜 시간 동안 측정하여 모니터링 할 수 있다면 인체의 비정상적인 패턴이나 이상을 사전에 감지하여 큰 질병이나 질환으로의 전환을 막을 수 있다. 그중 호흡 모니터링은 인체의 생리적 상태를 파악하는 중요한 지표이다. WHO (World Health Organization) 보고에 따르면 전체 인구의 5% 정도가 수면 무호흡증과 같은 호흡기 질환을 앓고 있으며, 선진국의 경우 나이 70 대 인구의 30%가 호흡기 질환을 가지고 있는 것으로 조사되었다[3,4,5,6]. 호흡은 응급상황

이나 진료 시에 측정되어 진단에 활용되어지고 있다. 예를 들면, 환자의 호흡유무 판단, 비정상적인 호흡률(Respiration Rate, RR)과 호흡 패턴 분석을 통한 심장의 이상 진단, 호흡량의 비정상적인 증가 관찰을 통한 인체 조직의 산소 결핍과 같은 주요 질환의 진단에 있어 호흡의 측정 및 분석은 매우 중요하다[7]. 뿐만 아니라 호흡률의 변화를 관찰하며 교감신경과 부교감 신경의 활동을 예측할 수 있다[8].

폐에서의 호흡은 폐포와 그를 둘러싼 모세혈관사이에서 산소와 이산화탄소의 분압 차에 의한 기체교환에 의해 공기 중으로 이산화탄소를 내보내고 산소를 받아들이는 작용을 말한다. 이때 기체교환은 분압이 높은 곳에서 낮은 곳으로 이동하는 확산에 의해 이루어진다[9]. 이러한 체내에서 체외로의 기체 교환은 횡격막의 움직임에 의해 발생하는 기압차에 의해 발생한다. 횡격막이 하강하면 흉강이 팽창하게 되어 상대적인 기체 압력이 낮아지므로 흡기가 발생하게 되며, 반대로 횡격막이 상승하게 되면 흉강(內)내 압력이 상승하여 호기가 발생한다. 횡격막의 움직임은 복강의 체적과 밀접한 관계가 있다. 따라서 그림 1과 같이 흡기 시에는 복부와 가슴의 반지름과 둘레가 증가하며 호기 시에는 반대로 감소하게 된다[9].

흡기와 호기 시에 발생하는 인체의 가슴과 복부의 변이를 측정하여 호흡을 결정하는 측정법은 다양한 방법으로 연구되어져 왔다 [10-17]. T. Kondo, *et al.* [10]은 레이저를 이

* 정 회 원 : 연세대 공대 전기전자공학과 박사과정

** 정 회 원 : 건국대 공대 의학공학부 조교수

† 교신저자, 시니어회원 : 연세대 공대 전기전자공학과 정교수

E-mail : mhiee@yonsei.ac.kr

접수일자 : 2009년 5월 7일

최종완료 : 2009년 7월 27일

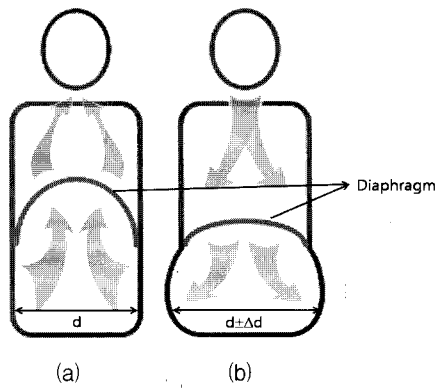


그림 1 호흡에 따른 횡격막과 복부의 움직임,
 (a) 호기 : 횡격막 이완, 흉부와 복부의 면적 감소
 (b) 흡기 : 횡격막 수축, 흉부와 복부의 면적 증가
Fig. 1 Diaphragm and Abdominal Wall Motion by Respiration. (a) Exhale : Diaphragm Relaxing, The Dimension of Chest and Abdomen is Decreasing (b) Inhale : Diaphragm Contracts, The Dimension of Chest and Abdomen is Increasing

용하여 호흡에 따른 가슴의 움직임을 검출하여 호흡을 측정하였고, [11-13, 18]에서는 마이크로파를 이용하여 호흡을 측정하는 방법에 대해 기술하였다. 두 가지 방법 모두, 호흡에 따른 거리변화를 측정하는 원리를 이용하였지만 레이저

나 마이크로파를 이용한 시스템은 그 비용이 비싸고 시스템 구축이 상당히 복잡하다. [14]와 [15]에서도 비접촉 방식으로 근적외선 및 열적외선 이미지를 이용하여 호흡을 측정하는 방법을 기술 하였다. 기존의 10 kHz 초음파 센서를 사용한 호흡측정연구[17]에서는 사용되어진 초음파 센서의 분해능과 성능 미달로 인하여 측정거리가 10 cm로 제한되었다.

본 연구에서는 비접촉방식 초음파를 이용하여 호흡 시에 발생하는 복부의 변위(거리변위)를 측정하는 방법으로 호흡을 판별 하였다, 초음파 거리 측정의 원리는 발사된 초음파 신호가 측정물의 표면에 반사되어 되돌아오는 시간을 측정하여 센서에서 측정 물체까지의 거리를 산출하는 방식을 이용한다. 240 kHz 초음파 근접 센서를 이용하여, 호흡 시에 변화하는 복부의 움직임을 측정하여 호흡을 유추하였으며, 피험자가 옷을 입은 상태와 옷을 입지 않은 두 가지 상태에서 호흡을 측정하여 Nasal Thermocouples로 측정된 레퍼런스 호흡신호와 비교 분석하였다.

2. 본 론

2.1 시스템 구성

본 연구에서는 공칭주파수 240kHz인 초음파센서, UNDK 20U6903(Baumer Electric, Swiss)를 사용하여 호흡을 측정 하였다. 센서모듈의 구성은 그림 2와 같으며 내장된 마이크로프로세서가 초음파를 송신 후 되돌아 올 때까지의 지연시

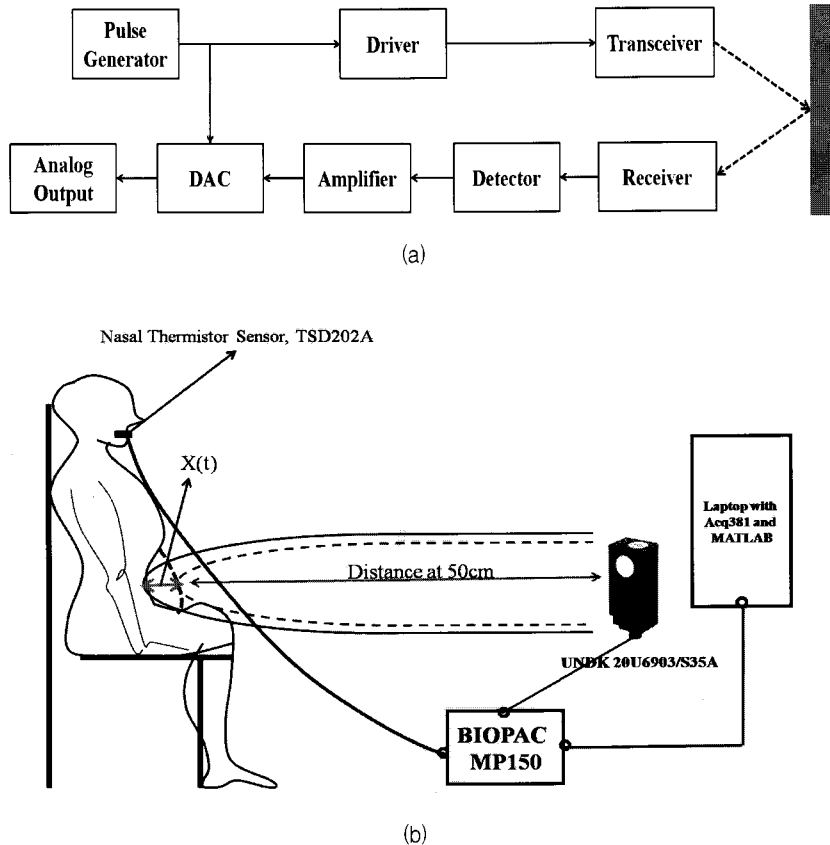


그림 2 초음파 근접센서의 구성도(a) 및 호흡신호 측정시스템(b)
Fig. 2 Ultrasonic Proximity Sensor, (a) and Non-contact Respiration Measurement System. (b)

간을 DAC(Digital Analog Converter)를 이용하여 아날로그 신호(전압)로 변환시켜준다. 출력신호는 거리변화에 따라 0V~10V의 출력 범위를 가지며 최소 분해능(움직임 검출 범위)은 0.3 mm 이다. 그림 2의 (a)는 적용된 초음파 센서의 동작 원리를 보여준다.

그림 2의 (b)에서 보이는 것처럼 초음파 근접센서의 출력은 MP150 (Biopac, U.S.A)과 Laptop 컴퓨터를 사용하여 획득 되었고(샘플링 주파수 100 Hz), 데이터는 AcqKnowledge 3.8.1(Biopac, U.S.A) 소프트웨어를 사용하여 실시간으로 모니터링, 저장 되었다. 저장된 신호를 처리하고 호흡신호를 검출하기 위해서 Matlab 7.3 (The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA)이 사용되었다.

획득한 신호의 컨디셔닝을 위해서는 그림 3와 같은 포락선예측법(Envelope Estimation Method)과 이동평균 필터링을 사용하였다. 포락선예측법은 피험자의 움직임 및 초음파의 산란에 의한 신호의 왜곡을 보정하여주며 이동평균 필터링은 저주파수 대역의 신호를 강화함으로써 호흡신호의 검출을 용이하게 한다. 호흡 신호에서의 Peak 검출을 하기위해서 흡기에서 호기로 전환되는 순간을 찾았으며 미분에 의한 Zero-Crossing 기법[19] 사용하였다. 초음파 근접센서로 검출된 호흡은 Nasal Thermocouples(TP - TSD202A, Biopac, U.S.A)로 측정된 호흡신호와 비교-분석 하였다.

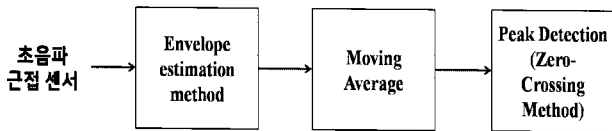


그림 3 획득된 신호의 신호처리과정
Fig. 3 Signal Processing Block Diagram

2.2 실험

초음파 근접센서를 이용한 호흡측정 실험은 5명의 신체 건강한 성인 남성을 대상으로 진행되었으며, 평균나이는 29.4세 연령범위는 24세에서 35세였다. 피험자로부터 센서의 거리는 50 cm로 설정하였으며 피험자가 상의를 입고 있을 때와 상의를 입지 않은 상태에서 호흡을 각각 3분간 측정 하였다. 표 1은 측정된 피험자의 신체정보를 보여준다.

피험자의 키(Ht), 몸무게(Wt), 복부둘레(Abdominal Circumference, AC), 흉기시의 복부둘레(Abdominal

표 1 측정된 피험자 데이터

Table 1 The Measurement of Human Subjects

Subject Number	Age	Gender	Ht [cm]	Wt [kg]	BMI [kg/m ²]	AC [cm]	AI [cm]	AE [cm]	RR [BPM]
1	35	M	173	66.5	22.22	82	83	78	8.0
2	29	M	178	74	23.36	84	88	81	17.7
3	26	M	178	62.5	19.73	78	79	77	8.3
4	24	M	167	65.5	23.49	80	82	79	6.7
5	33	M	177	75	23.94	82	90	80	7.7
Average	29.4		174.6	68.7	22.55	81.2	84.4	79	9.68

Circumference in Inhale, AI), 호기시의 복부둘레 (Abdominal Circumference in Exhale, AE)를 측정하였으며 신체질량지수(Body Mass Index, BMI)를 공식에 따라 계산 하였다. 모든 피험자의 1분간의 평균 호흡수(Breath per Minute, BPM))는 9.68 BPM이었으면 최소 6.7 BPM에서 최고17.7 BPM이었다.

초음파 근접센서는 그림 4에 보이는 것처럼 실험을 위해 제작된 레일에 부착되어 피험자의 복부를 향해 조사 되도록 하였으며, Nasal thermocouples는 피험자의 코밑에 부착하여 호흡을 측정하였다.

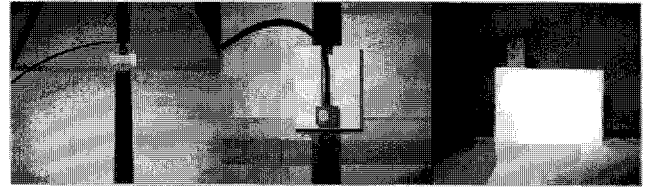


그림 4 초음파 근접센서의 장착 모습과 제작된 레일
Fig. 4 Installations of Ultrasonic Proximity Sensor and Its Rail for Adjustment of Distance

실험 전 과정동안 피험자에게 호흡에 의해서 발생되어지는 움직임 이외에 말을 하거나 다른 움직임을 할 수 없도록 주의 시켰다. 실험이 진행되는 과정에서 피험자가 숨을 쉬거나 실험을 하는데 어려움을 호소하면 실험을 바로 중단하고 휴식을 취할 수 있도록 조치하였다. 호흡 측정을 하는 3분 동안 앉은 자세에서 자유로운 호흡을 하도록 유도하였으며 각 단계의 실험이 끝나면 최소 2분간의 휴식시간을 가졌다.

2.3 결과 및 고찰

피험자3으로부터 초음파 근접센서와 레퍼런스 센서로부터 얻어진 호흡신호가 그림 5과 그림 6에 각각 나타나져있으며, 상의를 입지 않은 상태에서 Nasal Thermocouples과 초음파 근접센서에서 측정된 원 신호를 신호처리 과정을 통해 Peak를 검출하였다. 검출된 Peak 신호는 그림 5의 (d)와 같으며 상의를 입은 상태에서 검출된 신호의 Peak는 그림 6(d)와 같다.

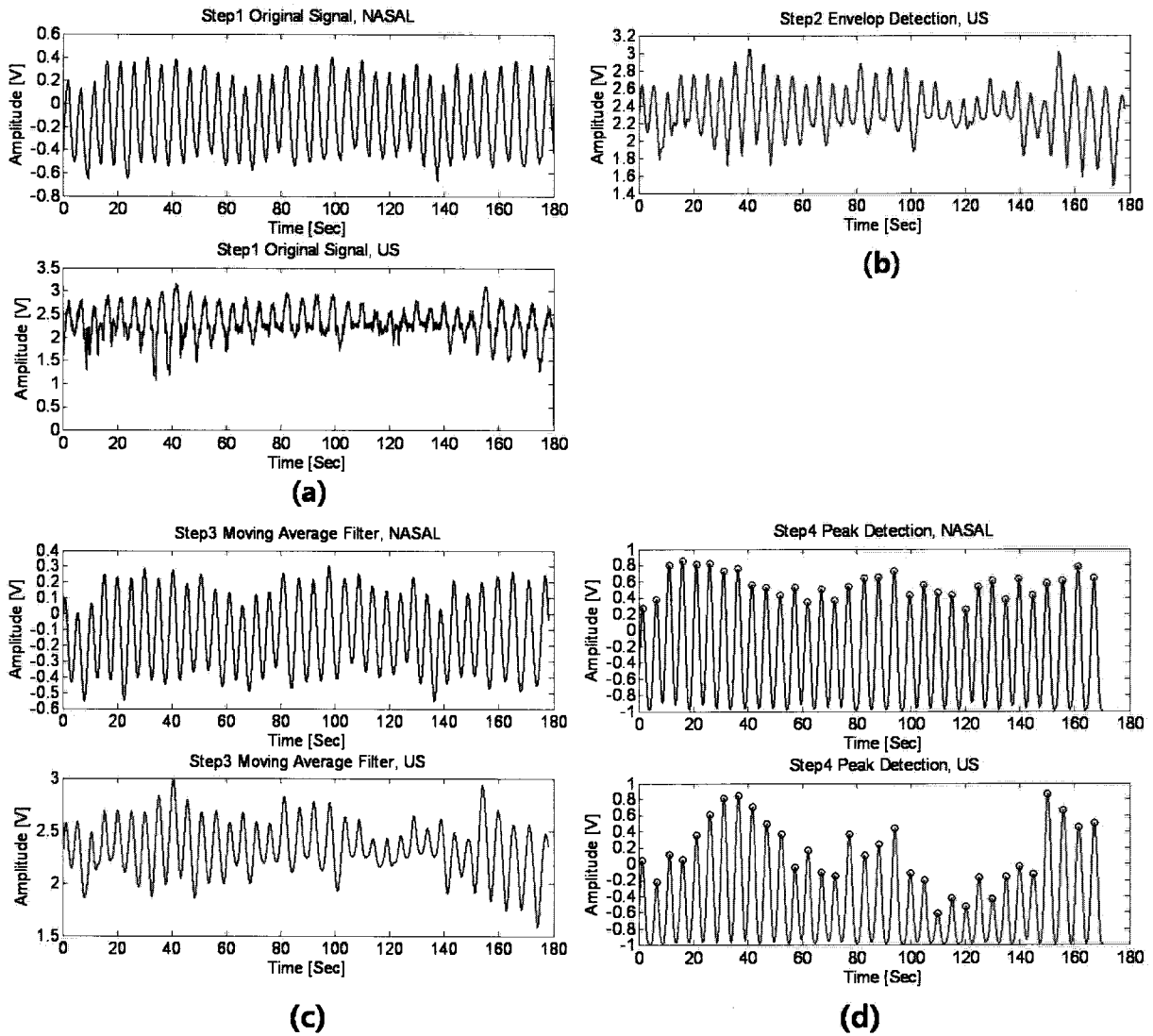


그림 5 피험자3의 호흡신호 및 신호 처리된 데이터 (상의를 입지 않은 상태),

(a) 원신호, (b) Envelope Detection 된 초음파 근접센서 신호, (c) Moving Average 필터링, (d) Peak Detection된 신호

Fig. 5 The Peak Detected Respiration Signal by Signal Processing from Subject 3 on Skin

(a) Original Signal, (b) Signal from Envelope Estimation Method, (c) Signal from Moving Average, (d) Peak Detected Signal

초음파 근접센서를 이용한 호흡측정 시스템에서 측정된 호흡의 유의성을 판단하기 위하여 피험자3의 3분 동안의 Nasal thermocouples로부터 얻어진 호흡신호의 BPM과 초음파 신호로부터 얻어진 BPM을 비교하여 나타냈으며(그림 7-(a), (b)) 전체 피험자의 BPM을 Bland-Altman

Plot[21-23]을 이용하여 비교분석하였다(그림 7-(c), (d)).

그림 5에 나타난 상의를 입지 않은 상태에서의 초음파 근접센서로부터 측정된 원 신호는 모든 구간에서 리플들을 많이 가지고 있는데 이는 호흡에 의해서 움직이는 복부 근육의 주 움직임 외에 근(筋)진동(muscle vibration) 현상에 의한 아

표 2 두 방법의 상관도 및 평균차

Table 2 Correlation Coefficients and Mean of Differences

	Method	Respiration Rate (BPM)	Correlation	Mean of Difference (BPM)
On skin	Reference	5.01 ± 0.47	0.9675	-0.0033 ± 0.344
	Proposed	5.01 ± 0.47		
On cloth	Reference	5.16 ± 0.33	0.9691	-0.0049 ± 0.283
	Proposed	5.17 ± 0.3		

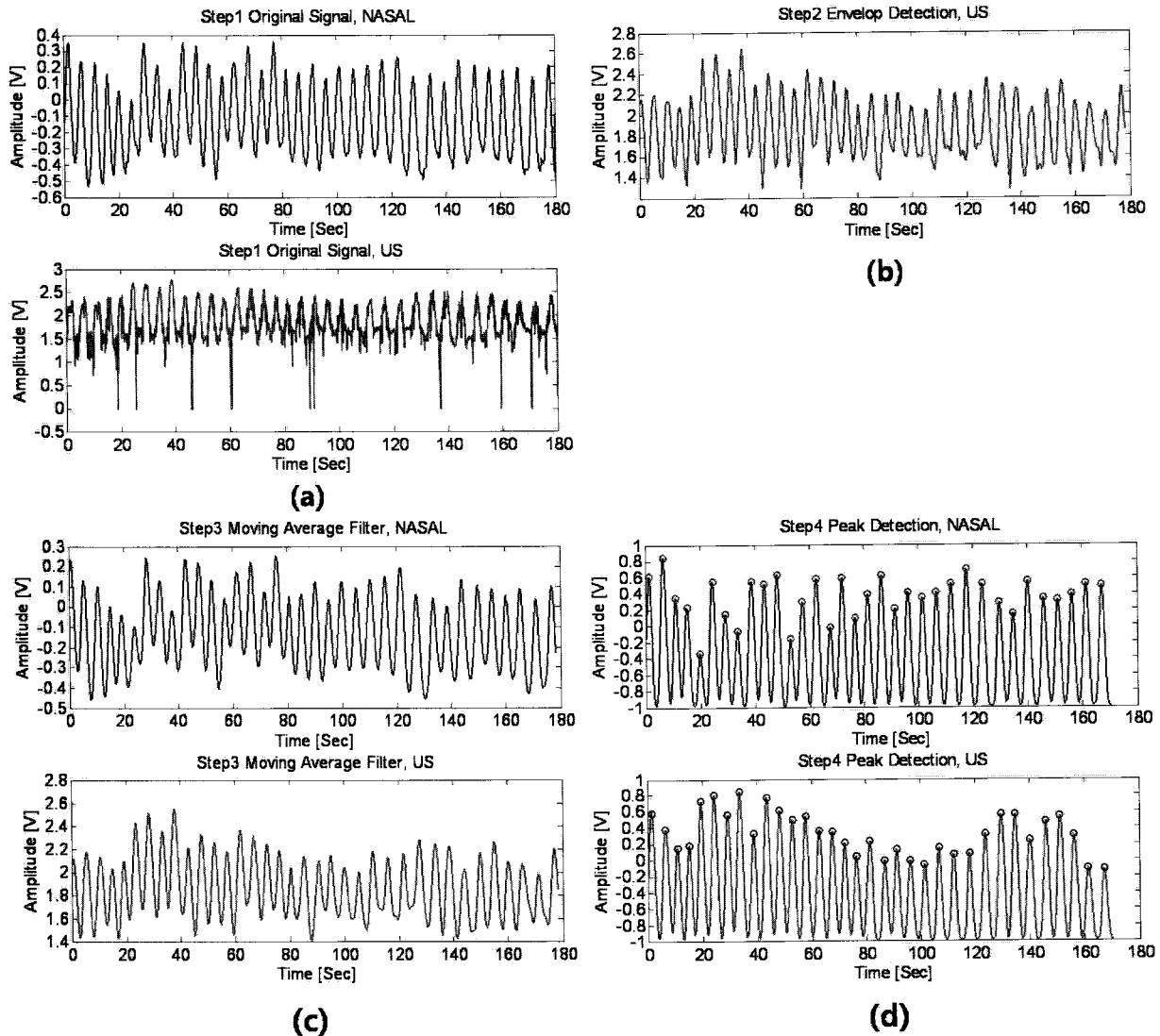


그림 6 피험자3의 호흡신호 및 신호 처리된 데이터 (상의를 입은 상태),

(a) 원신호, (b) Envelope Estimation 된 초음파 근접센서 신호, (c) Moving Average 필터링, (d) Peak Detection된 신호

Fig. 6 The Peak Detected Respiration Signal by Signal Processing from Subject 3 with Cloth on

(a) Original Signal, (b) Signal from Envelope Estimation Method, (c) Signal from Moving Average, (d) Peak Detected Signal

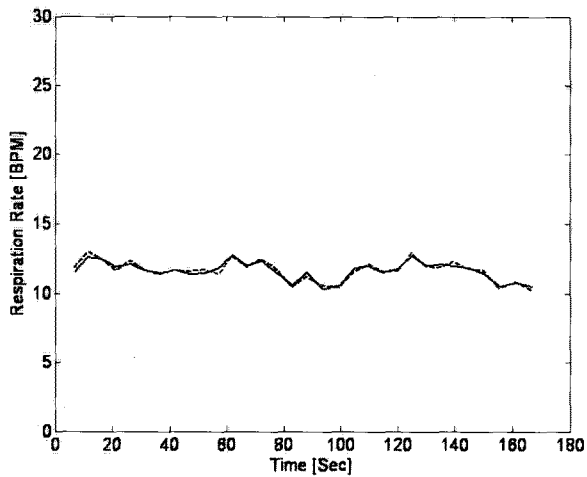
주 작은 떨림 들도 내포하고 있기 때문에 판단된다. 다시 말하면, 이는 실험에 사용된 초음파 센서의 최소분해능이 0.3 mm 인 것을 고려할 때 미세한 근육의 떨림들 또한 검출할 수 있음을 보여준다. 비록 원신호가 많은 리플과 난반사로 인한 신호의 왜곡을 가지고 있지만 본 논문에서 제안한 신호처리 기법을 적용한 결과 Nasal thermocouples로 측정된 호흡신호와 유사한 흡기, 호기의 경향을 검출할 수 있었다.

그림 6의 (a)에서 표현한 상의를 입은 상태에서의 초음파 근접 센서의 신호는 상의를 입지 않은 상태에서 측정된 신호(그림 5의 (a)) 보다 노이즈를 더 많이 포함 하고 있음을 발견할 수 있다. 이는 초음파가 반사되어지는 표면의 형상에 기복이 많은 경우에 난반사가 발생하였기 때문으로[20], 송신된 초음파는 곡면부위에 충돌한 후 Receiver가 아닌 다른 곳으로 반사되어 나갈 수 있기 때문에 신호의 왜곡이 일

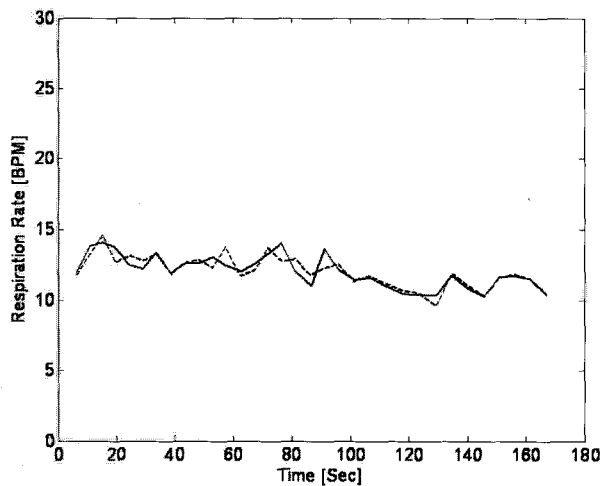
어 날 수도 있다.

초음파는 섬유유 의 종류나 재질에 따라서 잘 흡수 되어지는 경우가[20] 있고 또한 호흡시의 옷감의 떨림 또한 노이즈로 간주 될 수 있다. 상의를 입은 상태에서 측정된 신호(그림 6의 (a))가 아래쪽으로 버스트(burst) 된 신호를 그 예로 들 수 있다.

그림 7의 (a)와 (b)는 피험자 3으로부터 측정된 BPM이다. 실선이 초음파 근접센서를 이용하여 측정된 BPM이고 점선이 Nasal thermocouples를 이용하여 측정된 BPM이다. 그림 7에서 알 수 있듯이 옷을 입고 있을 때 레퍼런스 신호로 측정되어 계산된 RR과 초음파 근접센서로 측정되어 계산 되어진 RR비교 데이터는 옷을 입지 않고 있을 때의 비교 데이터에 비해 차이를 보였으며 이는 앞에서 설명한 초음파의 특성으로 도출된 결과로 보인다.



(a)



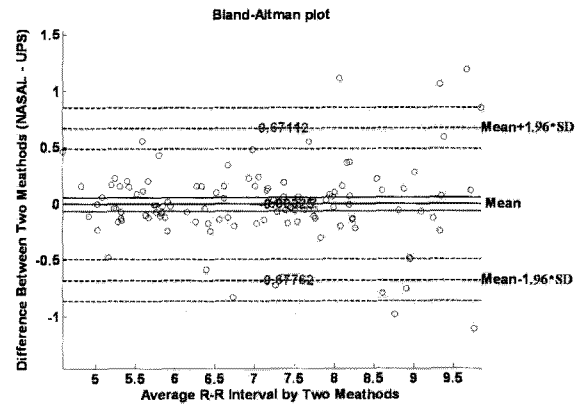
(b)

그림 7 피험자3의 호흡률(Respiration Rate) 비교, (a) 상의를 입지 않은 상태에서의 RR비교 데이터, (b) 상의를 입은 상태에서의 RR비교 데이터

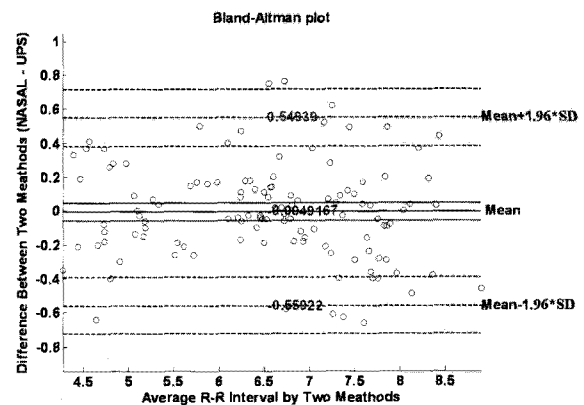
Fig. 7 The comparison of Respiration Rate of subject 3, (a) RR Comparison with cloth on, (b) RR Comparison without cloth on

초음파 근접센서로 측정된 전체 피험자의 RR의 평균은 옷을 입은 상태에서 5.17 BPM, 표준편차는 0.3 BPM이었고 옷을 입지 않은 상태에서는 5.01 BPM, 표준편차는 0.47 BPM이었다. 레퍼런스 신호인 Nasal thermocouples 측정된 RR의 평균은 옷을 입은 상태에서 5.16 BPM에 표준편차가 0.33 BPM이었으며 옷을 입지 않은 상태에서는 5.01 BPM과 표준편차 0.47 BPM이었다. (표 2)

또한 Bland-Altman Plot[22-24]에서 보면 상의를 입지 않은 상태에서의 두 방법의 오차 허용한계는 상한이 0.671 BPM, 하한이 -0.678 BPM 이었으며, 상의를 입은 상태에서의 오차 허용한계는 상한이 0.549 BPM, 하한이 -0.550 BPM이었다.



(a)



(b)

그림 8 전체 피험자의 Bland-Altman Plot 분석, (a) 상의를 입지 않은 상태, (b) 상의를 입은 상태

Fig. 8 Bland-Altman Plot analysis of all subjects, (a) Cloth on, (b) Cloth off

초음파 근접센서로 호흡의 변위를 측정하여 호흡을 검출하는 방법은 기존의 호흡 측정방법으로 측정된 호흡과 크게 상이하지 않았다. 상의를 입고 있을 때와 그렇지 않았을 때 모두 좋은 성능을 보였다.

또한 Bland-Altman Plot에서 보면 상의를 입지 않은 상태에서의 두 방법의 오차 허용한계는 상한이 0.671 BPM, 하한이 -0.678 BPM 이었으며, 상의를 입은 상태에서의 오차 허용한계는 상한이 0.549 BPM, 하한이 -0.550 BPM 이었다.

초음파 근접센서로 호흡의 변위를 측정하여 호흡을 검출하는 방법은 기존의 호흡 측정방법으로 측정된 호흡과 크게 상이하지 않았다. 상의를 입고 있을 때와 그렇지 않았을 때 모두 좋은 성능을 보였다.

3. 결 론

본 연구에서는 호흡측정을 위해 240 kHz 초음파 근접센서를 이용하여 비접촉 방식으로 호흡을 측정하였다. 제안된 비접촉 호흡신호 측정 시스템은 실험 결과에서 알 수 있듯,

저비용 호흡 감시 또는 모니터링 장치로 활용이 가능하며, 기존의 호흡 측정센서들과 달리 전극 부착 및 착용으로 인한 불편함을 덜 수 있는 효율적인 호흡측정 장치로 사용 가능함을 보여주었다. 하지만, 전극의 부착 및 측정기기와의 선으로 연결되지 않은 불편함은 제거 되었지만 피험자가 큰 동작을 취하거나 센서 측정 범위 밖으로 이동했을 경우에는 측정이 되지 않기 때문에 그에 따른 측정방법의 개선이 필요하다. 기존의 다른 생체신호측정 센서의 경우에 피험자들의 큰 동작에서 기인하는 동잡음 (Motion artifact)은 측정의 주요한 잡음으로 작용하며[18, 21] 본 연구에서 사용한 측정 방법에서도 동잡음은 신호의 측정결과에 큰 영향을 끼쳤다. 그럼에도 불구하고 제안된 호흡측정시스템은 비접촉으로 생체 파라미터를 측정하는 방식이므로, 신체에 부착하는 전극에 피부 트러블이 심한 어린이나 성인, 그리고 화상환자와 같이 환부에 전극을 붙일 수 없는 경우 등 접촉 자극을 피해야 하는 경우에 대해서는 효과적인 호흡 감시 또는 모니터링 장치로 활용이 가능하리라 생각된다.

향후, 초음파 센서를 이용하여 인체의 호흡 현상을 유비쿼터스 환경에서 정확하고 재현성 있게 측정하기 위해서는 초음파 센서의 공칭주파수 그에 따른 측정 거리, 초음파의 빔(Beam)각도 등을 고려하여 좀 더 먼 거리에서 호흡에 의해서 발생되어지는 인체표면의 변위를 더욱 세밀하고 정확하게 측정할 수 있는 방법에 대한 연구가 필요한 것으로 판단되며, 초음파가 반사되어지는 매질(섭유의 재질이나 특성)에 따라서 어떻게 영향을 미치는 지에 대한 추가 연구가 필요한 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- [1] Misook Sohn, Dongwon Hahn, Jeonwoo Lee, "The Strategy Development of u-Health Service" PICMET 2006 Proceedings, 9-13 July, 2006.
- [2] Joanna Briggs Institute, "Vital Sign", Volume 3, Issue 3, 1999
- [3] S. H. Nam, T. G. Yim, C. Y. Ryu, S. C. Shin, J. H. Kang, S. Kim, "The Preliminary Study of Unobtrusive respiratory monitoring for e-health", Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference Shanghai, China, Sep. 2005
- [4] Péter Varady, Tamás Micsik, Sándor Benedek, Zoltán Benyó, "A Novel Method for the Detection of Apnea and Hypopnea Events in respiration Signals", IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, vol. 49, pp. 936-942, Sep. 2002.
- [5] Michael Coyle, "Ambulatory Cardiopulmonary data capture", 2nd Annual Intl. IEEE-EMBS Conf. Microtechnologies in Medicine & Biology, Madison, Wisconsin USA, pp. 297-300, May. 2002.
- [6] World Health Organization, "WHO strategy for prevention and control of chronic respiratory diseases", WHO/MNC/CRA, Jan. 2002.
- [7] H. Saito, M. Nishimura, E. Shibuya, H. Makita, I. Tsujino, K. Miyamoto, and Y. Kawakami, "Tissue hypoxia in sleep apnea syndrome assessed by uric acid and adenosine," Chest, vol. 122, no. 5, pp. 1686-1694, 2002.
- [8] P. Fathizadeh, W. C. Shoemaker, C. C. J. Wo, and J. Colombo, "Autonomic activity in trauma patients based on variability of heart rate and respiratory rate," Critical Care Medicine, vol.32, no.6, pp.1420-1421, 2004.
- [9] John B. West, MD, Ph.D, "Respiratory Physiology" Williams & Wilkins, 1985
- [10] T. Kondo, T. Uhlig, P. Pemberton, P.D. Sly, "Laser monitoring of chest wall displacement," Eur Respir J vol. 10, pp 1865 - 1869, 1997
- [11] Yanming Xiao, ChangzhiLi, and Jenshan Lin, "A Portable Noncontact Heartbeat and Respiration Monitoring System Using 5-GHz Radar," IEEE SENSORS JOURNAL, VOL. 7, NO. 7, JUL. 2007.
- [12] Uenoyama M, Matsui T, Yamada K, Suzuki S, Takase B, Suzuki S, Ishihara M, Kawakami M "Non-contact respiratory monitoring system using a ceiling-attached microwave antenna," Med Bio Eng Comput, vol. 44, pp.835 - 840, 2006.
- [13] Amy Diane Droitcour, "Non-contact measurement of heart and respiration rates with a single-cip microwave Doppler Radar," a Dissertation, Stanford University, June, 2006.
- [14] Hirooki AOKI and Kohji KOSHIJI, "Non-contact Respiration Monitoring Method for Screening Sleep Respiratory Disturbance Using Slit Light Pattern Projection," IFMBE Proceedings, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, Vol. 2, Track 06, 2006.
- [15] Fei J, Pavlidis I, "Analysis of breathing air flow patterns in thermal imaging," Proceedings of the 28th IEEE EMBS annual international conference, pp. 946-952, 2006.
- [16] Phil Corbishley and Esther Rodríguez-Villegas, "Breathing Detection: Towards a Miniaturized, Wearable, Battery-Operated Monitoring System," IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 55, NO. 1, JAN. 2008.
- [17] Se Dong Min, Dae Joong Yoon, Sung Won Yoon, Yong Hyeon Yun, MyoungHo Lee, "A study on a non-contacting respiration signal monitoring system using Doppler ultrasound" Med Bio Eng Comput. Vol. 45, No. 11, 2007.
- [18] 신재연, 조성필, 장병준, 박호동, 이윤수, 이경중, "도플러 레이더를 이용한 비접촉 방식의 심박 및 호흡 검출에 관한 연구" 전자공학회논문지-SC, vol. 1, pp. 1~9, 2009.
- [19] Valentin T. Jordanov, Member, IEEE, Dave L. Hall, Mat. Kastner, "Digital Peak Detector with Noise

Threshold" IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, 2002 .

- [20] D. Pagodinas "Ultrasonic signal processing methods for detection of defects in composite materials," ULTRAGARSAS, No. 4 (45). 2002.
- [21] 김상현, 유동완, 배창석, "웨어러블 헬스 시스템을 위한 가속도 신호를 이용한 PPG 신호의 동잡음 최소화 에 관한 연구" 한국정보기술학회 하계종합학술발표논문집, pp. 387~392, 2007.
- [22] J. M. Bland and D. G. Altman, "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement," Lancet, vol. 1, no. 8476, pp. 307-310, 1986.
- [23] J. M. Bland and D. G. Altman, "Comparing methods of measurement: why plotting difference against standard method is misleading," Lancet, vol. 346, no. 8982, 1085-1087, 1995.
- [24] J. M. Bland and D. G. Altman, "Measuring agreement in method comparison studies," Statistical Methods in Medical Research, vol. 8, pp. 135-160, 1999.

저 자 소 개



민 세 동 (閔世東)

고려대학교 응용전자공학과 졸업(2001)
연세대학교 생체공학협동과정 석사(2004).
연세대학교 대학원 전기전자공학과 박사과정.
관심분야 : Biomedical signal processing, Ubiquitous healthcare service & technology



김 진 권 (金鎭權)

연세대학교 전기전자공학부 졸업(2005).
연세대학교 전기전자공학과 대학원 석·박사 통합과정
관심분야 : Biomedical signal processing, Artificial intelligence, e-Health system



신 향 식 (申伉植)

연세대학교 기계전자공학부 졸업(2003).
동 대학원 석사(2005), 동 대학원 박사과정.
관심분야 : Biomedical Modelling and signal processing, e-Health system



윤 용 현 (尹容玼)

서울산업대학교 전자공학과 졸업(1998).
연세대학교 대학원 의공학 석사(2002), 동 대학원 전기전자공학 박사과정.
관심분야 : Medical instrumentation, Medical ultrasound, Biomedical signal processing



이 충 근 (李忠根)

연세대학교 의용전자공학과 졸업(2002).
연세대학교 대학원 전기전자공학 석사(2004), 동 대학원 박사과정.
관심분야 : Biomedical signal processing, Neural interface, e-Health System



이 정 환 (李定桓)

연세대학교 전기공학과 졸업(1992). 동 대학원 석사(1994). 동 대학원 박사(2000). 2004년~현재 건국대학교 의공학 학부 조교수.
관심분야 : Biomedical instrumentation & signal processing, Ubiquitous healthcare service & technology



이 명 호 (李明鎬)

연세대학교 전기공학과 졸업(1972). 동 대학원 석사(1975), 동 대학원 박사(1978). University of Wisconsin -Madison, 객원교수(1984-1985). 연세대학교 전기전자공학과 정교수(1980년~현재).
관심분야 : Medical Electronics & Information, e-Health System, Biomedical Signal Processing.