

Breathing Measurement and Sleep Apnea Detection Experiment and Analysis using Piezoelectric Sensor

Seokhyang Cho*, Seung-Ho Cho**

Abstract

In this paper, we implemented a respiration measurement system consisting of piezoelectric sensor, respiration signal processing device, and a viewer on a notebook. We tried an experiment for measuring respiration and detecting sleep apnea syndrome when a subject lay on a bed. We applied the respiration measurement algorithm to sensor data obtained from four subjects. In order to get a good graph shape, data manipulation methods such as moving averages and maximum values were applied. The window size for moving average was chosen as $N=70$, and the threshold value for each subject was customized. In this case, the proposed system showed 96.0% accuracy. When the maximum value among 90 data was applied instead of moving average, our system achieved 95.1% accuracy. In an experiment for detecting sleep apnea syndrome, the system showed that sleep apnea occurred correctly and calculated the average interval of sleep apnea. While infants or the elderly as well as patients with sleep apnea syndrome are lying down on a bed, our results are also expected to be able to cope with some accidental emergency situation by observing their respiration and detecting sleep apnea.

▶ Keyword: Respiration Measurement, Apnea detection, Piezoelectric sensor, Signal processing, u-healthcare

I. Introduction

IT 기술의 발전으로 수면 상황을 상시 모니터링 할 수 있는 제품과 앱이 출시되어 있다. 유아들의 호흡을 실시간으로 모니터링 하는 Owlet Monitor 기기는 아기에게 특수 제작된 양말을 신겨 심장박동 및 혈중 산소농도를 지속적으로 모니터링 하여 숨을 쉬지 않을 경우 부모의 스마트폰에 알람을 울려 적절한 후속 조치를 취하게 하는 기기이다[1]. 이 기기는 아기가 수면 중 특수한 양말을 착용해야 하는 불편함이 있다.

슬립 타임(Sleep Time) 앱[2]은 아이폰을 머리맡에 두고 잠들면 아이폰에 내장된 가속도 센서를 이용해 수면 중 경미한 신체 움직임을 측정하고 수면 시간과 수면의 질을 기록하는 기능이 있다. 이 앱은 수면 관련 정보와 건강 앱을 연동하면 운동량과 수면의 질의 상관관계를 분석할 수 있으나, 수면 무호흡증과 관련된 질병 정보를 제공하지는 않는다.

국민건강보험공단에 따르면, 국내 수면무호흡증 환자 수는 2008년 22만 8000명에서 2012년 35만 7000명으로 5년 사이에 약 13만 명이 증가하여 56.6%의 증가율을 나타내고 있다.

무호흡은 입과 코를 통한 호흡이 10초 이상 정지하는 경우를 말하며, 저호흡은 호흡이 완전히 정지하지는 않고 일호흡량의 50% 이하로 감소하고 산소포화도가 4% 이상 저하되는 경우를 말한다. 수면무호흡증후군은 무호흡이 수면시간당 5회 이상이거나, 7시간 이상의 수면 중 30회 이상인 경우를 의미한다[3].

이러한 수면무호흡증은 고혈압, 심장 질환, 뇌경색과 같은 심·뇌혈관 질환의 주요 원인으로 수면무호흡증을 치료하면 심·뇌혈관 질환의 발생이 낮아진다. 수면무호흡증인 환자의 50%가 고혈압이 있고, 역으로 고혈압 환자의 30%가 수면무호흡증이 있다고 보고되고 있다. 수면무호흡증이 있으면 야간 부정맥

• First Author: Seokhyang Cho, Corresponding Author: Seung-Ho Cho
*Seokhyang Cho (cshlch@ptu.ac.kr), Dept. of Information and Communication, Pyeongtaek University
**Seung-Ho Cho (shcho@kangnam.ac.kr), School of Software Application, Kangnam University
• Received: 2017. 10. 23, Revised: 2017. 11. 01, Accepted: 2017. 11. 13.
• This work was supported by Pyeongtaek Univ. Research Grant.

의 위험도가 2~4배 정도 증가하고, 뇌경색 등 뇌혈관 질환의 위험도를 4~5배 증가시킨다[3]. 따라서 수면에 방해가 되지 않는 무구속 방식으로 수면 중 호흡을 모니터링 하여 무호흡 발생 시 가족에게 무호흡 관련 생체 정보와 알람 기능을 제공할 수 있다면 수면무호흡증 치료에 도움이 되리라 기대된다.

본 논문에서는 압전센서를 감싼 패드, 센서 출력을 증폭/필터링하는 호흡신호 수집기, 데이터를 시각화해 주는 뷰어 등으로 구성되는 호흡 측정 시스템을 사용하여 무구속 방식의 호흡 측정 및 무호흡 검출 실험을 수행하고, 이를 분석하였다. 본 연구를 통하여 수면무호흡증 환자의 수면을 모니터링 하여 위급한 상황에 대처할 수 있을 것으로 기대된다.

본 논문의 2장에서는 기존의 관련 연구들을 살펴보고, 3장에서는 본 논문에 의해 구현된 호흡 측정 시스템의 구성, 압전센서 신호를 증폭하고 필터링 하는 회로에 대하여 설명한다. 4장에서는 감지된 호흡 신호로부터 호흡을 추출하는 호흡 측정 알고리즘을 서술하고, 5장에서는 호흡 검출 실험과 무호흡 구간 검출 실험 결과를 분석한다. 마지막으로 6장에서 결론을 맺는다.

II. Related Works

민명기 등[4]은 압전센서로부터 수집된 원 신호를 증폭한 후, 저역통과필터를 통과시켜 호흡 신호 추출을 시도하였다. 이 때 추출한 호흡 신호에는 ripple과 multi peak 현상이 발생하였는데, 두 가지 임계값을 적용하여 호흡 횟수를 계산하였다. 그러나 호흡 신호가 상단 임계값에 이르지 못하거나 하단 임계값까지 내려가지 않는 경우 호흡 횟수에서 누락되는 문제가 있다.

이러한 문제는 호흡 신호의 특징 추출을 통해 적응적으로 임계값을 조정하는 방법으로 측정 호흡 횟수의 정확도를 개선할 수 있을 것으로 기대된다.

민세동 등[5]은 가슴 아래에 전기용량성 섬유 압력센서를 부착하고 앉은 자세에서 흡기와 호기에 따른 가슴둘레의 팽창 효과를 통해 호흡 측정을 시도하였다. 이 때 참조 신호는 피실험자의 코밑에 Nasal Thermocouple 센서를 부착하여 획득하였고, 이를 통해 호흡 횟수를 측정하여 비교하였다.

전기용량성 섬유 압력센서를 이용한 호흡 측정 시스템은 장시간 호흡 모니터링 장치로 활용할 수 있으나, 앉은 자세에서 호흡 측정 실험을 하였고, 벨트 형식의 기기이므로 수면 중일 때의 호흡 측정 장치로는 다소 부적절하다. 또한 이 호흡 측정 시스템은 전도성 섬유의 특성 및 전도성 섬유 사이에 들어가는 비전도성 섬유의 유전율을 고려하지 않은 문제가 있다.

장유립 등[6]은 흉부에 압력 센서를 부착하여 앉은 자세에서 호흡 시 흉부의 팽창과 축소로 나타나는 압력값을 측정하여 호흡 횟수를 계산하였고, 호흡 신호의 진폭으로 호흡의 깊이(얕음, 보통, 깊음)를 추정하는 알고리즘을 설계하였다. 이 알고리즘을 적용한 호흡 측정 실험에서 피실험자는 자신이 숨을 쉬는

횟수를 스스로 세기 때문에 실제 호흡 횟수 계산이 부정확 할 수 있고, 잡음의 영향을 받는 압력 센서의 특징으로 인해 피실험자의 자세를 한정해야 하는 단점이 있다.

T. Reinvo 등[7]은 고해상도의 가속도계가 부착된 벨트를 피실험자의 가슴에 착용하고, 압력 센서는 흉골, 심장, 검상돌기, 명치 등에 부착하여 앉은 자세와 누운 자세에서 호흡 횟수를 측정하였다. 이 측정 방식은 센서가 내장된 벨트를 착용해야 하므로 일상 행동에 제약이 따른다.

수면 중 호흡 신호를 검출한 방법으로는 매트리스 아래의 작은 공간에서 초음파를 쏘아 반사되는 신호를 사용한 경우 [8], 베개 아래에 튜브 형태의 압력 센서로부터 피실험자의 후두부 근방의 생체 신호를 수집한 경우[9], PPG (photoplethysmogram) 센서를 장착한 베개를 사용하여 심장의 수축과 이완으로 변화하는 혈액 용적과 헤모글로빈에 의해 흡수되는 빛의 양 사이의 관계를 이용한 경우[10] 등이 있다.

[8]과 [10]의 경우는 센서를 부착하여 호흡을 측정하는 방식으로 일상 행동에 제약이 있고, 기준 신호와 호흡 신호 간의 위상 차이 문제가 발생하는 단점이 있다. 또한 [9]의 경우 무구속 측정 방식으로 일상 행동에 편리하지만, 센서 위치가 변경되면 생체 정보를 모니터링 할 수 없는 문제점이 있다.

본 논문에서 제안한 호흡 측정 시스템은 무구속 센서를 활용한 방식으로 수면 중 몸부림 등 행동에 제약이 없고, 참조 신호를 힘센서에 연결된 버튼을 이용하여 호흡 횟수 측정의 정확도를 보장하고자 하였다.

III. Respiration Measurement System

1. Overview of the system

그림 1의 호흡 측정 시스템은 압전센서를 천으로 감싼 패드, 호흡 신호 수집기, 호흡 분석용 노트북 등 3가지 요소로 구성된다. 패드는 압전센서, 커넥터, 케이블로 구성되고, 호흡 신호 수집기는 미세한 압전센서의 신호를 받아 들어 증폭/필터링 하는 회로, ADC(Analog-Digital Conversion)와 원신호의 1차 평활화를 담당하는 마이크로컨트롤러, 통신 모듈 등으로 구성된다.

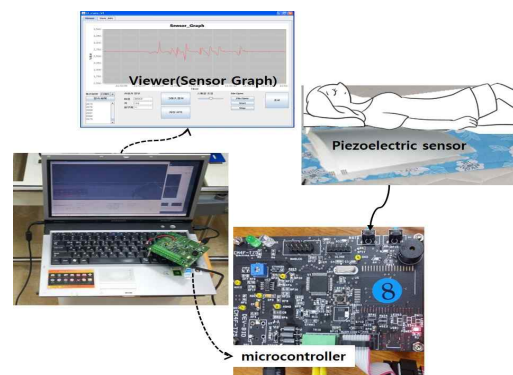


Fig. 1. Overall System Architecture

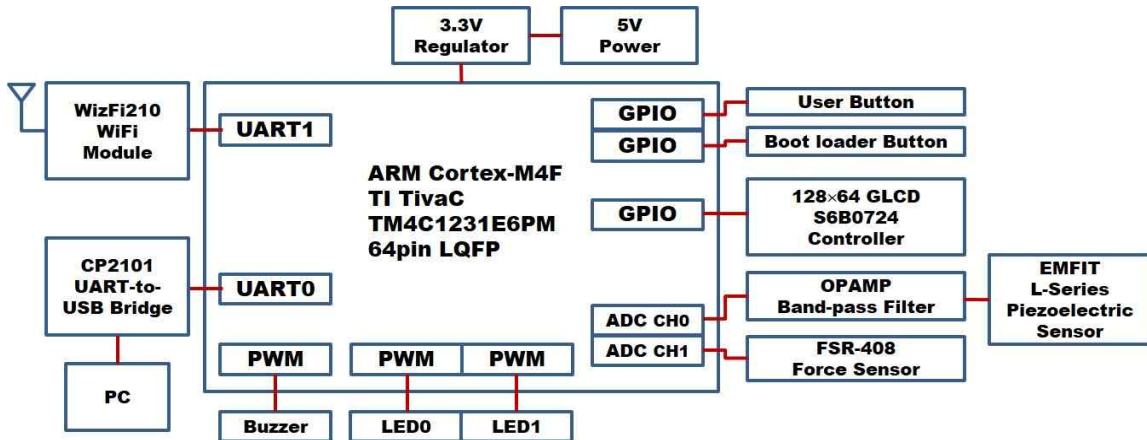


Fig. 2. Block Diagram for Respiration Signal Processing Device

호흡 신호 수집기는 성능이 우수하고 소비 전력이 적은 ARM Cortex-M4F 코어[11]를 내장한 마이크로컨트롤러(MCU, Microcontroller Unit)를 사용하여 다양한 입·출력 제어 뿐만 아니라 고속 통신과 신호 처리가 가능하다. MCU의 아날로그-디지털 변환기(ADC)에서 미세한 호흡 신호를 추출할 수 있도록 증폭 및 필터 회로를 구성하였고, 샘플링 된 센서 데이터를 노트북으로 전송한다.

MCU는 센서 데이터를 그래픽 LCD에 출력하거나 USB를 사용하여 노트북의 호흡 분석용 뷰어로 전송한다. 또한 내부 플래시 메모리에 웹서버를 구현하여 WiFi 모듈을 통해 다른 외부 기기에서 마이크로컨트롤러에 의해 처리된 호흡 신호 관련 정보를 접근할 수 있다.

압전센서를 통해 획득된 호흡 신호는 호흡 신호 수집기인 마이크로컨트롤러에서 증폭 및 필터링을 거친 후, 디지털 신호로 변환된다. 이 신호를 100Hz로 추출하여 직렬 전송으로 노트북에 전송하면 Matlab 프로그램으로 작성된 알고리즘에 의해 뷰어에서 호흡 신호 그래프로 나타낼 수 있고, 실제 호흡 횟수와 측정 호흡 횟수를 계산할 수 있다.

2. Respiration signal processing device

그림 2는 호흡 신호 수집기의 블록도를 보여준다. 그림에서 보는 바와 같이 힘 센서(force sensor)[12]는 채널1에 연결되어 있고, EMFIT사 압전센서[13]의 출력은 연산 증폭기와 대역 통과 필터를 통과하여 MCU의 채널0로 입력된다.

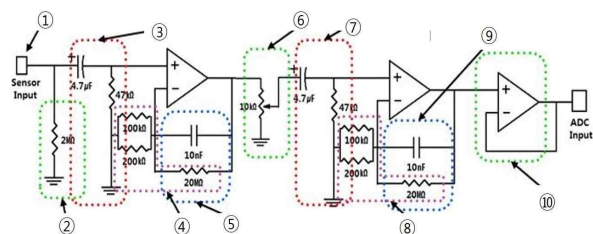


Fig. 3. Circuit Diagram Signal from Piezoelectric Sensor for Amplifying and Filtering

ADC 채널0에 연결되어 있는 압전센서로부터 감지된 신호를 증폭하고 필터링 하는 회로를 그림 3에 제시하였다. 이 회로는 RC 회로를 조합하여 2단계의 저역 통과 필터(LPF, Low Pass Filter, ③과 ⑦)와 고역 통과 필터(HPF, High Pass Filter, ⑤와 ⑨)를 설계한 것이다. 회로의 삼각형 도형이 OP-AMP이며 TI사의 LM358 칩을 사용하였다. 이 회로에서는 0.72~0.79Hz 대역의 신호를 감쇠 없이 통과시키고, 나머지 대역의 신호는 감쇠가 일어난다.

2단계에 걸친 고역 통과 필터와 저역 통과 필터의 중심 주파수 계산은 각각 식1, 식2와 같다.

$$f_{c1} = 1/(2\pi RC) = 1/(2\pi \times 470k\Omega \times 4.7\mu F) = 0.72Hz \dots \text{식 1}$$

$$f_{c2} = 1/(2\pi RC) = 1/(2\pi \times 20M\Omega \times 10nF) = 0.79Hz \dots \text{식 2}$$

최대 증폭비(전압 이득)는 단계 당 300배이며(④와 ⑧), 2단계를 거치면, 최대 9만 배 증폭이 가능하다. 최대 9만 배를 증폭하는 경우 매우 미약한 신호가 입력되더라도 출력단에서 신호가 포화될 수 있어서 이 증폭 비율을 조정하는 용도로 10kΩ의 가변 저항이 사용된다(⑥). 전압 이득은 식 3과 같이 계산된다.

$$G = 20M\Omega/R = 20M\Omega/66.7k\Omega \approx 300 \dots \text{식 3}$$

여기서 저항 R이 병렬로 연결되었으므로

$$1/R = 1/(100k) + 1/(200k), R \approx 66.7k \dots \text{식 4}$$

결과적으로 첫 번째 단계에서 최대 300배 증폭된 신호가 가변저항에 의해 조절된 후, 두 번째 단계에서 다시 300배 증폭되어 최종 출력단에서 MCU의 ADC에게 전달된다. 호흡 측정 실험은 피실험자의 나이, 체형, 성별에 따라 호흡 신호의 주기와 신호 크기가 달라지므로, 가변저항을 통해 신호가 최적으로 증폭되도록 조정한다.

호흡 신호 수집기는 1ms마다 압전센서를 샘플링하여 10개의 샘플링된 센서 데이터에 대해 평균을 취한 후, 100 Hz 단위로 센서 데이터를 패킷을 만들어 직렬 통신을 통해 노트북의 뷰어로 전송한다. 뷰어는 전송된 데이터들을 그래프 형태로 시각화하여 보여주며 파일에 저장한다.

IV. Breath Counting Algorithm

1. Piezoelectric sensor data processing

본 연구에서는 압전센서로부터 수신한 원래의 신호는 고주파 잡음이 포함되어 있어 이를 제거하기 위하여 이동 평균 필터(moving average filter)를 사용하여 데이터를 평활화(smoothing) 하였다. 즉 N 개의 데이터 값의 평균을 구하는 이동 평균을 사용하여 센서 데이터를 가공하였고, N 의 값을 50, 60, 70, 80, 90 등으로 변경하는 실험을 통해 가장 적당한 N 의 값을 적용하였다. 또한 이동 평균 대신 N 개의 데이터 중 최대값 MAX 를 적용한 다음, 가공된 호흡 데이터들을 비교하여 보았다. 마지막으로 호흡 상승과 하강 시 임계값(threshold) TH 를 200~900 사이의 범위에서 피실험자에 가장 적절한 값을 적용한 후, 제안한 알고리즘에 의거하여 호흡 횟수를 계산하고, 측정된 호흡 횟수를 출력하였다.

2. Breath counting algorithm

다음은 호흡 횟수를 계산하기 위한 알고리즘을 개략적으로 설명한다. 이 때 입력은 압전센서의 데이터이고, 출력은 측정된 호흡 횟수이다. 이동 평균 필터 적용 시 데이터의 개수와 호흡 상승이나 하강 시의 임계값을 피실험자에게 적당한 값으로 설정한다.

[단계1] 입력 받은 데이터의 지역 최고값(LP, local peak)을 구한다.

[단계2] 평균 성인의 호흡 횟수를 통계에 근거하여 분당 16회, 즉 회당 3.75초를 표준 호흡 간격 SIBAR(Standard IBAR)이라 하고, 현재 로컬 피크를 CLP(Current LP), 이전의 원래 로컬 피크를 OLP(Original LP), 로컬 피크 간 현재 간격을 IBLP(Interval Between Local Peaks)라고 하자.

$IBLP < a \times SIBAR$ 이 성립하면 CLP는 무시하거나 삭제하고, OLP는 유지한다. 여기서 상수 $a = 1/3$ 을 적용하는데, 실험에서 얻은 상수이다. 이제 로컬 피크 간 현재 간격 CIBLP(Current IBLP)를 누적한다.

[단계3] 정상적인 호흡 구간 내 신호 발생 시 호흡 횟수 C 를 1만큼 증가시킨다.

[단계4] 동일 호흡 구간 내에 다수의 호흡 신호가 발생한 경우, 인접한 호흡 신호들을 삭제하고, 호흡 횟수를 1만큼 증가시키고, 삭제한 호흡 횟수 C_d 를 1만큼 증가시킨다.

[단계5] 호흡 구간 내에서 호흡 신호가 발생하지 않은 경우, 탐지되지 않은 호흡 구간을 계산하고, 추정된 호흡 횟수 C_i 를 1만큼 증가시킨다.

[단계6] 측정된 호흡 횟수 $C(= C + C_i - C_d)$ 를 출력한다.

그림 4는 단계별로 설명한 호흡 측정 알고리즘을 순서도로 나타낸 것이고, 표 1은 호흡 측정 알고리즘에서 사용한 변수들을 나타낸다.

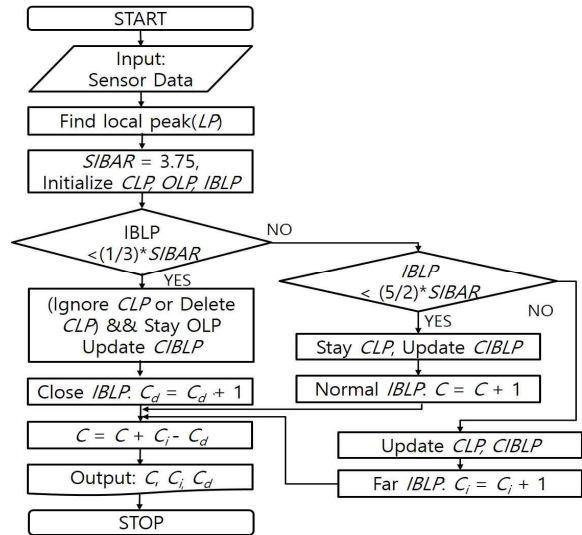


Fig. 4. Flowchart for a Breath Counting Algorithm

Table 1. Variables in a Respiration Extraction Algorithm

Variable	Details
N	Number of data
TH	Threshold of breath signal level
MAX	Maximum value of N data
LP	Local peak value
CLP	Current local peak value
OLP	Original local peak value
$IBLP$	Interval between local peaks
$IBAR$	Interval between adjacent respiration
$SIBAR$	Standard Interval between adjacent respiration
C	Number of breath counting
C_d	Number of deleted local maximum
C_i	Number of added breath counting

V. Breathing Measurement Experiment and Analysis

1. Experimental methods

호흡 측정 실험은 침대 위에 압전센서 패드를 깔고, 패드 위에 피실험자가 누운 후 편안한 상태에서 호흡하는 환경에서 호흡 신호를 수집하였다. 이 때 실험자는 피실험자가 호흡을 할 때마다 힘(force)센서에 연결된 버튼을 눌러 호흡 참조 신호를 생성하였다. 그리고 무호흡 측정 실험은 호흡 중간 중간에 3~5회에 걸쳐 실험자의 무호흡 시작을 지시하면 피실험자가 호흡을 중지하는 방식으로 실험을 수행하였다.

표 2는 피실험자들에 대한 정보이고, 그림 5는 피실험자 A를 대상으로 실험하는 장면을 나타낸다.

Table 2. Information of Subjects

Subject	Age	Sex	Height (cm)	Weight (kg)
A	50	Male	168	65
B	50	Female	155	50
C	30	Male	166	60
D	20	Male	175	55



Fig. 5. Experimental Scene of the Subject A

2. Experiment of breath counting

피실험자 4명에 대한 호흡 측정 실험에서 실제 호흡 횟수와 측정된 호흡 횟수, 호흡 측정 과정에서 임시적으로 생성된 호흡 추가 횟수 C_i 와 삭제 횟수 C_d , 임계값 TH 등을 표 3과 표 4에 제시하였다. 이 때 호흡 측정 시간은 300초 동안 측정되었다. 이동 평균필터를 적용하는 데이터의 범위가 $N=70$ 개일 때, 가장 양호한 가공된 호흡 신호를 얻을 수 있었다. 이렇게 얻어진 호흡 신호에 대해 호흡 측정 알고리즘에 의해 측정된 결과를 표 3에 제시하였다. 이동 평균 필터 대신 센서 데이터 90개 중에서 최대값($MAX=90$)을 적용했을 때 호흡 신호를 분석한 결과를 표 4에 제시하였다.

Table 3. The Number of Respiration Measured on the Subjects using Moving Averages

Subject	# of actual breath	# of measured breath	C_i	C_d	TH	Accuracy (%)
A	34	32	0	34	200	94.1
B	47	46	0	49	350	97.9
C	35	37	0	28	700	94.3
D	47	48	0	39	750	97.9

Table 4. The Number of Respiration Measured on the Subjects using the Maximum Value

Subject	# of actual breath	# of measured breath	C_i	C_d	TH	Accuracy (%)
A	34	32	0	23	700	94.1
B	47	48	0	47	600	97.9
C	35	39	0	23	700	88.6
D	47	47	0	20	750	100

3. Experiment of sleep apnea detection

무호흡을 검출하기 위한 실험은 피실험자가 총 480초 동안 호

흡하는 도중에 의도적으로 호흡을 중지하는 방식으로 무호흡에 대한 실험을 수행하였다. 현 실험 단계에서는 실험실에서 무호흡 증을 가진 피실험자를 흉내내는 방식으로 실험을 수행하였다.

다음 그림 6, 7, 8은 피실험자 C의 무호흡 구간이 포함된 원래 호흡 신호를 보여준다. 여기서 측정된 호흡 신호의 최고점(피크)은 동그라미로 표시되어 있고, 또다른 그래프는 참조 신호로 사용한 힘센서에서 발생한 신호로 진폭인 임계값을 기준으로 실제 호흡 횟수를 나타낸다.

그림 6은 호흡 측정 기기로부터 수신된 원래의 호흡 신호로, 무호흡 구간의 진폭이 $TH=200$ 이하이고, 70초, 150초, 200초, 300초, 400초 근방에서 10초 이상의 무호흡 구간이 5회 발생하였음을 관찰할 수 있다.

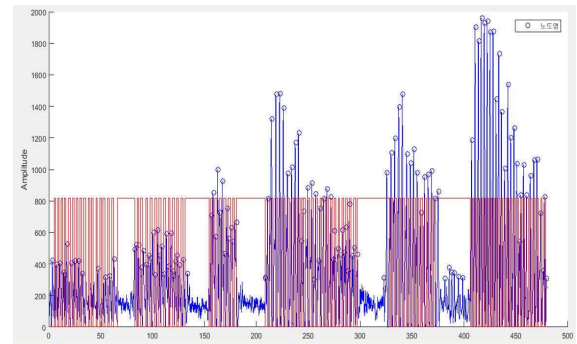


Fig. 6. Graph of Respiratory Signals by the Subject C

그림 7은 센서 데이터 70개씩 이동 평균 필터($N=70$)를 적용한 50초~150초 구간의 호흡 신호를 보여준다. 무호흡 구간의 진폭이 임계값($TH=700$)보다 매우 작은 값을 나타내며, 인접 신호 간 변화가 상대적으로 매우 작은 모양을 나타내고 있다.

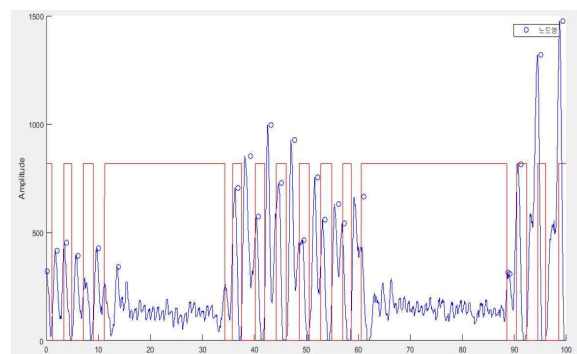


Fig. 7. Graph of Respiratory Signals by the Subject C where $N=70$

그림 8은 센서 데이터 90개 중 최대값($MAX=90$)을 적용하여 가공된 호흡 신호로, 가공하지 않은 원래 신호에서 잡음 성분이 제거되어 보다 선명하게 무호흡 구간을 진폭이 $TH=500$ 이하에서 관찰할 수 있다.

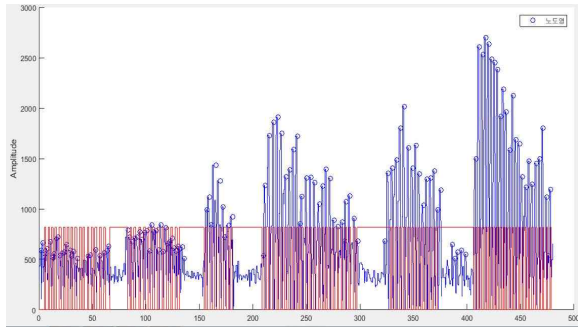


Fig. 8. Graph of Respiratory Signals by the Subject C where MAX=90

표 5에 무호흡 구간 탐지 실험을 종합적으로 정리하였다. 모든 피실험자에 대하여 실제 무호흡 횟수와 비교하여 검출 횟수가 정확하게 일치함을 알 수 있다.

Table 5. Result of Apnea Detection

Subject	# of actual apnea	#of measured apnea	Average of apnea interval (sec)
A	5	5	11.2
B	5	5	18.7
C	3	3	21.9
D	4	4	16.2

기존 연구 중에서 수면 중일 때 호흡을 측정할 실험은 민명기 등[4]의 연구로, 이중 임계값을 적용하여 호흡 횟수를 산출하였으나, 구체적인 알고리즘을 제시하지 못하였다. 이에 비해 본 연구에서는 개선된 호흡 횟수 측정 알고리즘을 제시하였을 뿐만 아니라, 실험을 통하여 무호흡 구간 검출을 제시함으로써 기존의 다른 연구보다 진전된 측면이 있다.

VI. Conclusion

본 논문에서는 사용자의 신체에 센서를 부착하지 않는 무구속 방식의 호흡 측정 시스템을 제안하였다. 제안한 시스템은 압전센서를 패드에 내장한 센서 패드, 센서 패드로부터 출력된 미세한 호흡 신호를 증폭하고 필터링 한 후, 디지털로 변환하는 호흡 신호 처리기, 디지털로 변환된 센서 신호를 100Hz로 전송 받은 노트북에서 전송된 데이터를 그래프로 표현하고, 파일에 저장하는 뷰어 등으로 구성되어 있다.

호흡 측정 실험에서는 N 개의 데이터의 단순 이동 평균을 사용하여 센서 데이터를 가공하였고, $N=50, 60, 70, 80, 90$ 등으로, 임계값은 $TH=200 \sim 900$ 으로 변경하여 각 피실험자에 적당한 이동 평균과 임계값을 적용하여 실제 호흡 횟수를 측정하였다. 또한 이동 평균 대신 역시 N 개의 데이터 중 최대값을 적용하여 호흡 신호의 가공을 수행하였다. 이동 평균을 적용했을 때의 호흡에 대한 평균 인식률은 96.0%이고, 최대값을 적용

했을 때의 평균 인식률은 95.1%의 양호한 성능을 나타내었다. 또한 무호흡 검출 실험에서도 오류 없이 무호흡 횟수를 탐지하였고, 무호흡 구간의 평균 시간을 계산할 수 있었다.

향후 연구에서는 무호흡 구간을 탐지하는 한 방법으로써 IBAR의 3~4배 이상의 윈도우 크기로 신호 데이터들의 분산을 통해 무호흡 구간을 탐지하고, 그 구간의 길이(지속 시간)를 찾는 방법을 도출하고자 한다. 또한 무호흡 구간에서의 진폭이 작은 신호들은 맥박 신호로 추측되므로 이 맥박 신호들을 검출할 수 있는 시스템과 알고리즘에 대한 연구가 진행되어야 할 것이다.

본 논문의 실험으로 얻은 결과는 유아, 독거노인, 무호흡증 환자의 수면 중 무호흡증이 탐지될 때, 신속하게 보호자에게 알려 위급한 상황에 대처할 수 있고, 수면 중 무호흡 상태를 지속적으로 모니터링 하여 무호흡증으로 인한 사망을 예방할 수 있을 것으로 기대된다.

Acknowledgement

이 논문이 나오기까지 도움이 되는 많은 조언을 해준 ㈜두베 시스템 오현교 연구원과 실험 수행에 참여한 강남대학교 컴퓨터미디어정보공학부 김원명 군에게 감사드립니다.

REFERENCES

- [1] Owelt Monitor, <https://www.owletcare.com/>
- [2] Sleep Time, <http://www.azumio.com/s/sleeptime/index.html/>
- [3] Korea Centers for Disease Control and Prevention, <http://cdc.go.kr/CDC/intro.html/>, sleep apnea, 2016.
- [4] Min Myeong Ki, Choe Sun Taag and Cho We-Duke, "A Study on the Respiration Calculation using Double Threshold from Piezoelectric Sensor Signal during Sleep", pp. 3-4, Korea Information and Communications Society Conference, Jun. 2014.
- [5] Se-Dong Min, Young-Hyun Yun, Chung-Keun Lee, Hang-Sik Shin, Ha-Kyung Cho, Seon-Cheol Hwang, and Myoung-Ho Lee, "Respiration Measurement System using Textile Capacitive Pressure Sensor", The Journal of Korea Information and Communications Society, Vol. 59P, No. 1, pp. 58-63, Mar. 2010.
- [6] Jang Yu Rim, Nam Yun Chan, Song Moon and Shin Tae Min, "An Algorithm for Respiration Rate and Depth Estimation using Force Sensing Resistor", Proceedings of Korean Institute of Communications and Information Sciences, pp.688-689, Jan. 2017.
- [7] T. Reinvo, M. Hannula, H. Sorvoja, E. Alasaarela, and

- R. Myllylä, "Measurement of Respiratory Rate with high-Resolution Accelerometer and EMFit Pressure Sensor", SAS'06, IEEE Sensors Applications Symposium, pp. 192-195, Feb. 2006.
- [8] Y. Yamana, S. Tsukamoto, K. Mukai, H. Maki, H. Ogawa, and Y. Yonezawa, "A Sensor for Monitoring Pulse Rate, Respiration Rhythm, and Body Movement in Bed", The 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBC (Engineering in Medicine International Biology Society), pp. 5323-5326, Sep. 2011.
- [9] Xin Zhu, Wenxi Chen, Tetsu Nemoto, Kei-ichiro Kitamura, and Daming Wei, "Analysis of Pulse Rate, Respiration Rhythm, and Body Movement during Sleep Detected by Pressure Sensor", The 2nd International Symposium on Aware Computing (ISAC), pp. 213-219, Nov. 2010.
- [10] Ji-Young Cha, Hyun-Seok Choi, Jae-Yeon Shin, and Kyoung-Joung Lee, "Unconstrained Respiration and Heart Rate Monitoring System Based on a PPG Pillow during Sleep", The 30th Annual International IEEE EMBS Conference, pp. 3224-3226, Aug. 2008.
- [11] Texas Instruments, http://www.ti.com/lscs/ti/microcontrollers_16-bit_32-bit/c2000_performance/control_automation/tm4c12x/products.page
- [12] Interlink Electronics, <http://www.interlinkelectronics.com/FSR408.php>
- [13] EMFIT, <http://www.emfit.com/>

Authors



Seokhyang Cho received the B.S. degree in Mathematics from Ewha Womans University, Korea, in 1986 and the Ph.D. degree in Electrical and Computer Engineering from Sungkyunkwan University, Korea, in 2006. Dr. Cho joined

the faculty of the Dept. of Information and Communication at Pyeongtack University, Pyeongtack, Korea, in 2016. She is currently an Assistant Professor in the Dept. of Information and Communication, Pyeongtaek University. She is interested in cryptographic protocols, information security, and healthcare monitoring.



Seung Ho Cho received the B.S., M.S. and Ph.D. degrees in Computer Engineering and M.S. and Ph.D. degrees in Computer Science from Seoul National University, Korea in 1985, 1989 and 1993, respectively. Dr. Cho joined the faculty of the School

of Software Application at Kangnam University, Yongin, Korea, in 1993. He is currently a Professor in the School of Software Application, Kangnam University. He is interested in ubiquitous computing, context-aware computing, and healthcare monitoring.