

무구속 방식의 호흡 측정 시스템 구현

조석향*, 조승호**

Implementation of a Respiration Measurement System Based on a Nonrestraint Approach

Seok-Hyang Cho *, Seung-Ho Cho **

요약

본 논문에서는 일상생활에 편리한 무구속 센서를 활용하여 호흡을 측정하는 시스템을 제안한다. 제안된 시스템은 Piezoelectric 센서를 내장한 센서 패드, 센서 패드로부터 출력된 호흡 신호를 증폭·필터링한 후 디지털로 변환하는 호흡 측정 기기, 센서 데이터 시각화 및 호흡 측정 알고리즘을 구현한 뷰어로 구성된다. 제안된 알고리즘은 센서 데이터의 임계값을 통해 추출된 최고점을 기준으로 한 호흡 주기에 기반하고 있다. 3명의 피실험자에 대하여 이동 평균 개수와 임계값을 변경해 가면서 호흡 측정 실험이 수행되었으며, 실험 결과에 의하면, 제안 시스템은 이동 평균 개수 50~60을 중심으로 임계값 800~1300 범위에서 약 5% 이내의 오류율이라는 양호한 성능을 나타내었다. 향후 본 시스템은 영·유아나 독거노인의 수면 중 질식사를 예방하는데 기여할 수 있을 것으로 기대된다.

▶ Keywords : 호흡, 무구속 방식, 압전센서, 신호처리, u-헬스케어

Abstract

In this paper, we implemented a system to measure respiration rate with nonrestraint sensors comfortable for people to do their everyday life. The proposed system consists of a pad covered with a Piezoelectric sensor, a respiration measuring device able to send the signal data after amplifying and filtering the source signals to the viewer, a viewer providing sensor data visualization and implementing the respiration measuring algorithm. The algorithm is based on a breathing cycle with the local peak points extracted from threshold on sensor data. Respiration measurements on 3 subjects were performed by changing moving averages and thresholds. The proposed system showed less than 5% error rate when

•제1저자 : 조석향 •교신저자 : 조석향

•투고일 : 2014. 10. 8, 심사일 : 2014. 10. 20, 게재확정일 : 2014. 11. 6.

* 평택대학교 교양학부(Division of General Education, Pyeongtaek University)

** 강남대학교 컴퓨터미디어정보공학부(Division of Computer and Media Information Engineering, Kangnam University)

※ 본 연구는 2014년도 강남대학교 교내연구비 지원에 의해 수행되었음.

proper moving averages are $N=50 \sim 60$ and a range of thresholds is $800 \sim 1300$. The system will contribute to preventing suffocation during sleep for infants and the elderly living alone.

▶ Keywords : Respiration, Nonrestraint method, Piezoelectric sensor, Signal processing, u-healthcare

I. 서론

질식(asphyxia)은 외계와 폐의 교통이 두절되어 폐의 호흡 작용이 장애가 되는 것을 말한다. 일상적인 질식의 원인으로서는 코나 입 등 호흡 입구의 폐색 또는 음식물이나 이물에 의한 기도 폐색 등을 들 수 있다. 이러한 질식으로 인한 사망 과정은 통상 4~5분 동안에 급작스럽게 일어나므로, 신속하게 대응하지 못하면 사망하게 되는 매우 위험한 질환이라 할 수 있다[1]. 특히 영아 사망의 주요 원인 중에서 신생아 호흡 곤란과 심장의 선천 기형이 영아 사망의 29.3%를 차지한다[2]. 따라서 질식과 같은 위급 상황을 신속하게 측정할 수 있는 기기가 절실히 요구된다.

그동안 질식이나 무호흡증과 같은 질환을 예방하기 위하여 호흡 신호를 측정하기 위한 다양한 연구가 진행되어 왔다. 신체에 접촉하는 센서를 사용하게 되면 정확한 측정에는 좋으나, 일상생활을 하면서 생체 신호의 변화를 장기적으로 모니터링 하는 데에는 매우 불편한 점이 있다[3]. 본 연구에서는 이러한 접촉 방식 대신에 일상생활을 불편하지 않게 하는 무구속 센서를 활용하여 사용자가 측정되고 있는지를 의식하지 않아도 되는 무자각 또는 무구속(nonrestraint) 방식으로 호흡을 측정하는 시스템을 구현하고자 한다. 제안된 호흡 측정 시스템은 Piezoelectric 센서를 내장한 센서 패드, 원래 호흡 신호를 증폭 및 필터링하여 디지털로 변환하는 호흡 측정 기기, 센서 데이터를 시각화하고, 분석하는 뷰어 프로그램으로 구성된다.

본 논문의 2장에서는 기존의 관련 연구들을 비교 및 분석하고, 3장에서는 본 논문에서 제안한 호흡 측정 시스템의 구성에 대해 설명한다. 4장에서는 감지된 호흡 신호로부터 호흡을 추출하는 알고리즘을 서술하고, 5장에서는 호흡 추출 알고리즘의 적용 사례와 실험 결과를 제시한다. 마지막으로 6장에서 결론을 맺는다.

II. 관련 연구

Y. Yamana 등[4]은 침대 위에 누워 있는 사용자의 호흡과 움직임 정보를 획득하기 위해 침대 매트리스 아래에 작은 공간을 만들고, 그 공간에서 초음파를 쏘아 반사되는 신호로 호흡 신호를 검출하였다. 이 연구에서는, 수신 받은 신호를 동일한 크기로 증폭한 다음, 서로 다른 대역통과필터와 서로 다른 크기로 각각 증폭하여 호흡, 신체의 움직임 정보를 검출하였고, 또한 고역통과필터를 사용하여 침대 위에 피험실험자의 존재 유무를 탐지하는 회로를 설계하였다.

Xin Zhu 등[5]은 베개 아래에 튜브 형태의 압력센서를 설치하여 후두부 근방에서 생체 신호를 측정하여 잠자고 있는 피험실험자의 호흡, 움직임 정보를 장기간 수집하는 연구를 수행하였다. 웨이블릿과 통계적 모멘트 기반의 알고리즘을 가지고 압력센서로부터 수집된 신호를 처리하여 이들 정보를 수집하였다. 이들이 제안한 네트워크에 연결된 시스템은 집에서 피험실험자의 수면을 장기간 적은 비용으로 모니터링 할 수 있을 뿐만 아니라 월경 주기와 같은 생체 리듬을 분석할 수 있는 기능을 제공한다.

차지영 등[6]은 PPG(photoplethysmogram) 센서를 장착한 베개를 사용하여 수면 중 호흡을 모니터링 하였다. PPG는 심장의 수축과 이완으로 변화하는 혈액용적(blood volume)과 혈액 내 헤모글로빈에 의해 흡수되는 빛의 양 사이에 선형적 관계를 이용하여 신호를 획득하였다. 이 연구에서는 PPG 센서로부터 얻은 신호의 크기와 위상으로부터 호흡 신호를 분류하려고 시도하였다. 그러나, 센서를 베개에 장착한 경우 설치와 유지보수는 쉽지만, 수면 중 사용자의 머리가 베개에서 벗어나면, 지속적으로 모니터링 할 수 없는 한계가 있다.

T. Reinvuo 등[7]은 고해상도의 가속도계가 부착된 벨트를 가슴에 착용하고, 동시에 EMFit(Electro-Mechanical

Film) 방식의 압력센서(pressure sensor)를 피실험자의 흉골, 심장, 검상돌기, 명치 등에 부착하게 한다. 10명의 피실험자가 앉은 자세와 누운 자세에서 호흡 횟수를 측정하였다. 실험 결과에 따르면 두 방법 모두 호흡 측정 방법으로 적당하고, MEMS의 평균 신뢰도는 90%인데 반해, EMFiT 센서의 신뢰도는 90~100%임을 나타내고 있다. 또한 가슴에 부착한 센서 모듈의 경우에는 부착 위치가 중요함을 밝혀냈다.

J. Alametsä 등(8)은 센서의 출력 신호를 자체 제작한 이동 생체 측정기(Mobile Physiological Measurement Station)에 기록하는 시스템을 제안하였다. 피실험자가 정상적으로 호흡하는 동안 가슴(어깨 아래와 허리 위), 팔(손목과 위쪽 팔), 다리(허벅지와 발목)의 각 아래와 위에 센서를 부착하여 신호를 측정하였다. 신호를 획득한 방법은 EMFiT 센서 시트를 의자의 앉은 부분에 부착해 놓고 그 위에 피실험자가 앉아 센서 신호를 획득하였다. 다른 방법은 ECG(Electrocardiogram)의 전극을 양쪽 가슴에 부착하여 신호를 획득하였다.

호흡 모니터링은 인체의 생리적 상태를 파악하는 중요한 지표로 간주된다. 이러한 호흡은 응급 상황이나 진료 시에 측정되어 진단에 활용되고 있다. 예를 들면, 환자의 호흡유무 판단, 비정상적인 호흡률(Respiration Rate)과 호흡 패턴 분석을 통한 심장의 이상 진단, 호흡량의 비정상적인 증가 관찰을 통한 인체 조직의 산소 결핍과 같이 주요 질환의 진단에 있어 호흡의 측정 및 분석은 매우 중요한 역할을 한다(9).

기존 연구와 제안한 시스템의 기술적 특징과 장·단점을 표 1에 정리하였다. 제안한 호흡 측정 시스템은 호흡 주기를 기

준으로 임계값을 이용하여 최고점을 추출한 후, 호흡 횟수를 계산하는 알고리즘을 고안하였다.

III. 제안 시스템 구성

3.1 전체 시스템 구성

그림 1의 제안 시스템은 센서 패드, 호흡 측정 기기, 분석용 뷰어 등 3가지 요소로 구성되어 있다. 센서 패드는 압전센서(Piezoelectric sensor)를 천으로 된 커버로 둘러싸고, 호흡 측정 기기는 센서 패드로부터 출력된 호흡 신호를 증폭·필터링한 후 디지털로 변환하여 뷰어로 전송한다. 그러면 뷰어는 센서 데이터를 시각화하고, 일정 시간 후 호흡 횟수를 출력한다.

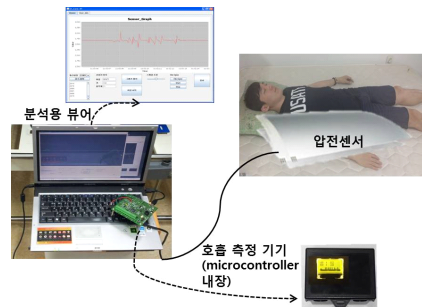


그림 1. 시스템 구성
Fig. 1. System Architecture

침대 매트리스 위에 압전센서가 내장된 센서 패드를 깔고, 사용자가 그 위에 누우면 압전센서에 힘이 가해질 때, 호흡에 의한 힘의 변화량에 따라 미세한 전압 신호가 생성된다. 센서에 의해 생성된 출력 신호를 받은 호흡 측정 기기는 입력된 센서 신호를 증폭 및 필터링 후, 디지털로 변환한다. 이 후 디지털 센서 데이터를 범용 비동기 송수신기(UART, Universal Asynchronous Receiver Transmitter) 통신을 통해 PC 상의 뷰어에게 전송한다.

3.2 사용 센서류

본 연구에서 사용한 센서는 그림 2와 같이 얇고 넓은 필름 형태의 Piezoelectric 압전센서로서 EMFiT사의 L-3060SL 센서(10)를 선택하였다. 이 센서는 600×300mm의 크기와 110g의 무게를 가지며, 패드 안에 내장하여 무구속 센서로 사용하기에 적합하다. 압전센서는 정전용량 방식의

표 1. 기존 연구간 주요 특징 비교
Table 1. Comparison of Main Features among the Related Works

연구진	측정 방식	사용 센서	장·단점
Y. Yamaa 등(4)	부착식	초음파, 압전센서, ECG	- 센서 시스템 설치, 유지·보수가 용이 - 기준 신호와 호흡 신호 간의 위상 차이 발생
Xin Zhu 등(5)	무구속식	압력센서	- 장기간 적은 비용으로 호흡 모니터링 - 센서 위치가 변경되면 모니터링 불가
차지영 등(6)	무구속식	PPG 센서	- PPG 배계 개발 - 호흡 신호와 기준 신호 간 차이가 큼
T. Reinvo o 등(7)	부착식	압력센서	- 고해상도 가속도계 사용으로 신뢰도 향상 - 벨트 착용으로 일상 행동에 제약
J. Alametsä 등(8)	부착식	압력센서, ECG	- 자체 제작한 이동 생체 측정 기록 시스템 사용 - 호흡 측정 시 일상 행동에 제약
제안한 시스템	무구속식	압전센서, 힘센서	- 호흡 주기에 착안한 호흡 알고리즘 - 일상생활에 편리

평행판 구조를 가진 콘덴서를 응용한 것이다. 외부에서 가해지는 압력이나 변위 등에 의해 전극 사이의 거리 또는 전극 넓이가 변하게 되면 정전용량 값이 변화하여 그 힘에 대응되는 전압이 출력된다[11]. 즉 압전센서에 힘을 주어 누르게 되면 힘 크기의 변화량에 대응하는 전압이 출력된다. 또한 센서의 어떤 위치에 힘을 가하더라도 동일한 전압이 출력된다.

호흡 횟수 측정 시, 기준이 되는 호흡 신호를 얻기 위해 사용한 센서는 Interlink Electronics사의 FSR-408 힘(force) 센서[12]이다. 크기가 15×622mm이고, 누르는 힘의 크기에 따라 저항 값을 출력한다.



그림 2. 압전센서(L-3060SL)
Fig. 2. Piezoelectric Sensor

3.3 호흡 측정 기기

침대 위에 간 센서 패드 위에 누운 피실험자의 호흡에 따라 센서에 가해지는 압력의 정도에 의해 출력 신호를 측정하면, 그 크기가 매우 미세하다. 제안된 호흡 측정 기기에서는, 패드 내 압전센서에서 얻어지는 원래 신호를 그림 3과 같이 2 단계의 연산증폭기(Operational Amplifier)를 이용하여 약 4만 배 증폭하였다. 그 후 고역통과필터(High Pass Filter)를 통해 0.72Hz 이하 신호를 차단하고, 저역통과필터(Low Pass Filter)를 통해 0.79Hz 이상의 신호를 차단하는 회로를 설계하였다. 따라서, 대역통과필터의 범위는 0.72Hz~0.79Hz가 된다. 또한 Butterworth필터[13]를 적용하여 통과 대역을 평탄하게 하고, 통과 대역 이외의 신호는 감쇄시켰다. 신호 증폭을 위하여 Texas Instruments사의 LM358[14]이 사용되었다.

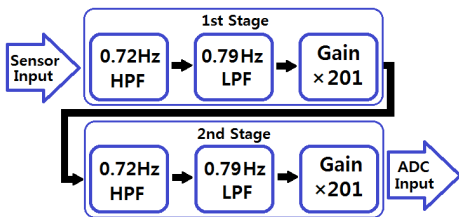


그림 3. 증폭 및 필터 구성도
Fig. 3. Amplitude and Filter Configuration

압전센서의 출력 신호를 증폭하고, 필터링한 결과 값을

ADC(Analog to Digital Converter)의 입력 값으로 사용하여 1 ㎖를 기준으로 샘플링한 후, 데이터 평활화를 거쳐 50 Hz 주기를 갖는 12비트의 디지털 센서 데이터를 생성한다. 12비트 ADC는 2.5V 이상의 입력 전압에 대해 4095 크기의 양수로 변환한다.

마이크로 컨트롤러는 ARM사 제품인 Cortex-M 시리즈의 TM4C1231E6PM[15]을 사용하였고, 컴파일러로는 Keil MDK ARM Compiler 4.72[16]를 사용하였다. 또한 Keil MDK ARM 컴파일러와 연동하는 실시간 운영체제는 RL-ARM 4.0을 사용하여 펌웨어 부분을 구현하였다. 실시간 운영체제는 통상 임베디드 기기에 사용되는 단일 프로세스 형태가 아니고, 프로그램 기능이 잘 모듈화 되어 있고, 유지보수가 편리하며, 프로그램의 안정성이 높은 장점이 있다.

3.4 분석용 뷰어(Viewer)

분석용 뷰어의 입력은 압전센서의 12비트 ADC 양자화 데이터로, USB 케이블을 통해 직렬 통신으로 PC 상의 뷰어에게 전송된다. 그림 4는 침대 위 센서 패드에 누운 피실험자의 호흡 신호 데이터를 시각화하여 그래프로 나타낸 것이다. 이 그래프는 파일 형태로 센서 데이터를 저장할 수 있고, 저장된 센서 데이터를 재생할 수 있으며, 뷰어 화면의 그래프를 캡처하여 JPEG 형식의 이미지 파일로 저장할 수 있다. 그림 4의 화면 하단부 설정 창에서 직렬 포트를 지정하고, 호흡 측정 기기와 PC를 연결하면, 압전센서 데이터가 실시간으로 뷰어에 표시된다. 여기서 x축은 시, 분, 초의 시간을 나타내며, y축은 ADC 양자화 값을 나타낸다.

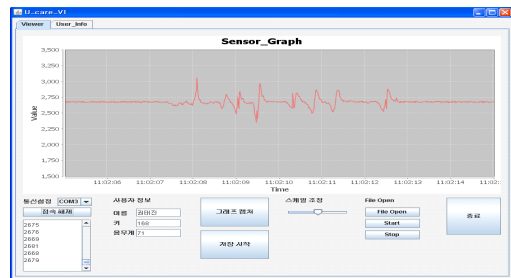


그림 4. 분석용 뷰어 화면
Fig. 4. Viewer for Data Analysis

분석용 뷰어는 Eclipse 4.2 Kepler, JDK 7u15 환경에서 Java 언어로 개발되었다.

IV. 호흡 추출 알고리즘

4.1 실험 방법 및 실험 정보

호흡 추출 알고리즘을 고안하기 위한 실험은 침대 위에 센서 패드를 깔고, 패드 위에 피실험자가 누운 후 편안한 상태에서 호흡 신호를 수집하였다. 피실험자가 호흡을 시작할 때마다 호흡 측정 기기에 연결된 힘 센서를 손으로 툭툭 쳐서 호흡의 참조(reference) 신호를 생성하였다.

실험에 참여한 피실험자들은 표 2와 같이 20대 남성 1명, 50대 남성과 여성 각 1명씩이고, 실험은 침대가 설치된 실험실에서 실시하였다. 실험은 이틀에 걸쳐 총 4시간동안 시행되었으며, 호흡 센서 데이터는 각각 5분 동안 수집되었다. 그림 5는 20대 남성을 대상으로 실험하는 장면을 보여준다.

표 2. 피실험자 정보
Table 2. Information of Subjects

구분	연령대	성별	기타
A	50	남	
B	50	여	
C	20	남	

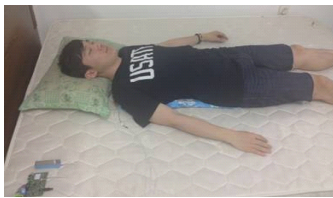


그림 5. 피실험자 B의 실험 장면
Fig. 5. Experimental Scene of the Subject C

4.2 전처리

아무 처리도 하지 않은 원래 센서 신호는 고주파의 잡음(noise)이 많고, 피실험자가 없는 유희 기간에도 신호들이 생성된다. 고주파 잡음을 제거하기 위한 효과적인 방법 중의 하나가 데이터를 평활화(smoothing)하는 이동 평균 필터(moving average filter)이다. 이동 평균이란 시간의 흐름에 따라 가장 오래된 변수를 빼고 새로운 변수를 추가하여 평균을 구하는 것으로, 일반적으로 시간 축에서 단기적인 변이를 부드럽게 하고 장기적인 동향 또는 주기를 강조하기 위하여 사용된다[17].

본 연구에서는 시간 t 동안에 기간 N 개 값의 평균을 구하

는 단순 이동 평균을 사용하였다. 기간 N 을 어떻게 적용하느냐에 따라 원래 신호의 평활화 정도가 달라진다. N 을 짧게 적용하면 원래 신호의 손상은 적지만, 잡음 제거 역시 적어진다. N 을 길게 적용하면 잡음이 잘 제거되지만, 의미 있는 신호까지 손상될 위험이 있다. 따라서 데이터 손상을 최소화하면서 가능한 많은 잡음을 제거함으로써 호흡의 원래 신호를 누락하지 않는 적합한 N 값을 찾는 것이 중요하다.

N 값을 20, 30, 40, 50, 60, 70으로 변경하며 원래 신호에 이동 평균 필터링을 적용한 결과, 피실험자 B는 N 값이 50 또는 60일 때 그림 6에서 보이는 바와 같이 100% 인식률을 보였다. 다른 피실험자에 대해서도 동일한 방법으로 적절한 N 의 범위를 찾기 위해 이 값을 변화시켜가면서 오류율을 평가하는 실험을 수행하였다.

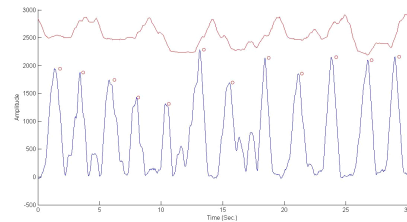


그림 6. 피실험자 B에 적용된 이동 평균
Fig. 6. Moving Average Applied to the Subject B

4.3 호흡 추출 알고리즘

전처리 후 호흡을 추출하기 위한 알고리즘은 그림 7에서 제시된 바와 같이 수행된다. 먼저 호흡 신호의 상승과 하강 시 임계값(threshold)을 설정하고, 호흡의 지속 시간인 호흡 기간(respiratory duration)과 하나의 호흡과 그 다음 호흡 사이의 호흡간 간격(respiratory interval)을 추출하고, 최종적으로 호흡 측정 횟수를 구한다. 이 알고리즘이 수행되기 전에 일정 기간 동안 호흡 측정에 의해 얻은 센서 데이터의 최고점(peak)의 값 M_1, M_2, M_3, \dots 을 찾으며, 호흡 기간과 호흡 간 간격의 평균값을 미리 구한다.

1단계) 읽어 들인 M_i 가 마지막 값인지 비교한다.

2단계) 먼저 읽어 들인 센서 데이터의 최고점(peak)의 값 M_1, M_2, M_3, \dots 에 대해 평균 \bar{M} 를 계산하고, 호흡 신호의 상승이나 하강 시 임계값 TH 를 적절하게 설정한다. 호흡 기간을 $D_{r,1}, D_{r,2}, D_{r,3}, \dots$ 라 할 때, $D_{r,i} = M_{2i} - M_{2i-1}$, $i = 1, 2, \dots$ 로 구하고, 그 평균 \bar{D}_r 을 계산한다. 또 호흡 간 간격을 $D_{i,1}, D_{i,2}, D_{i,3}, \dots$ 라 할 때, $D_{i,i} = M_{2i+1} - M_{2i}$, $i = 1, 2, \dots$ 로 구하고, 그 평균 \bar{D}_i 를 계산한다. 그리고, 이

들의 평균값 $\bar{D} = \frac{\bar{D}_r + \bar{D}_i}{2}$ 를 계산한다. 마지막으로, 측정 호흡 횟수 C , 호흡 기간 발생 횟수 C_r , 호흡 간격 발생 횟수 C_i 를 각각 0으로 초기화한다.

3단계) $D_{r,i}$ 를 입력받는다.

4단계) $D_{r,i} > \bar{D}_r - 20$ 을 비교한다.

5단계) 호흡 기간 $D_{r,i}$ 가 호흡 기간의 평균 \bar{D}_r 에 상수 값 (여기서는 20)을 뺀 값보다 크면, 호흡 신호로 판단하여 호흡 기간 발생 횟수를 1회 증가시키고, 값이 작으면 중복된 입력 신호로 판단하여 호흡 발생 횟수를 1회 증가시키지 않는다.

6단계) $D_{r,i} > \bar{D}_r + 20$ 을 비교한다.

7단계) 호흡 기간 $D_{r,i}$ 가 호흡 기간의 평균 \bar{D}_r 에 상수 값 (여기서는 20)을 더한 값보다 크면, 호흡 신호가 존재함에도

불구하고, 호흡 기간 발생 횟수에 포함되지 못한 구간으로 판단한다. 호흡 기간 발생 횟수는 $D_{r,i}$ 를 \bar{D} 로 나눈 다음 정수 값을 취한 횟수만큼 증가시킨다.

8단계) $D_{r,i}$ 의 마지막 값을 읽었는지 확인한다.

9단계) 현재 처리한 $D_{r,i}$ 가 마지막 값이라면 $D_{i,i}$ 에 대해서도 동일한 삭제/추가 과정(단계 3~7)을 수행한다. 마지막 값이 아니라면 다시 3단계로 돌아가 반복한다.

10단계) $D_{i,i}$ 의 마지막 값을 읽었는지 확인한다. 마지막 값이 아니라면 다시 9단계로 돌아가 반복한다.

11단계) $D_{r,i}$ 와 $D_{i,i}$ 를 모두 처리하였으면, 최종 단계에서 호흡 기간 발생 횟수와 호흡 간격 발생 횟수의 평균값 $\frac{C_r + C_i}{2}$ 에 대해 정수 값을 취하여 호흡 측정 횟수 C 를 얻는다.

그림 7의 순서도는 호흡 추출 알고리즘을 나타내고, 호흡 횟수를 추출하기 위한 알고리즘에 사용된 변수는 표3과 같다.

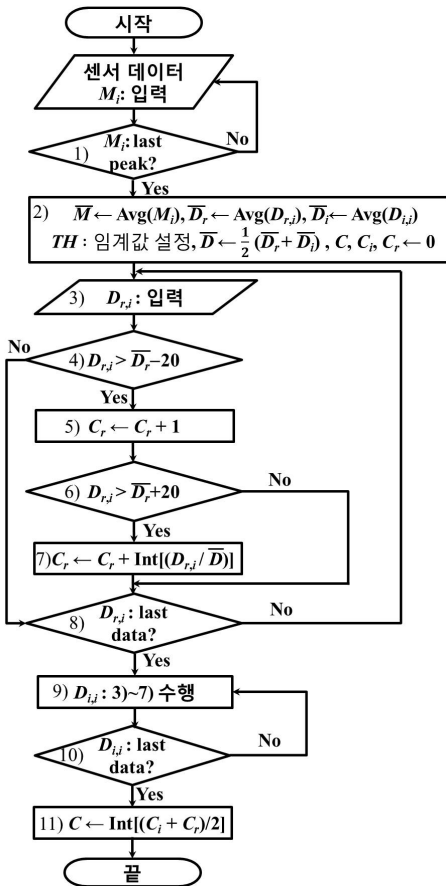


그림 7. 호흡 추출 알고리즘의 순서도

Fig. 7. Flowchart for a Respiration Extraction Algorithm

표 3. 호흡 추출 알고리즘의 변수

Table 3. Variables in a Respiration Extraction Algorithm

변수	의미
M_t	시간 t 에서 호흡 신호 값
TH	호흡 상승이나 하강 시 임계값
$D_{r,i}$	호흡 기간
$D_{i,i}$	호흡 간격
C	호흡 측정 횟수
C_r	호흡 기간 발생 횟수
C_i	호흡 간격 발생 횟수

V. 호흡 측정 실험 및 분석

5.1 호흡 추출 알고리즘의 적용 사례

그림 8은 표 2의 피실험자 A가 실험을 시작한 이후 31초부터 30초 동안 피실험자 A에 의한 호흡 신호를 보여준다. 이동 평균 계산 시 $N=10$ 이고 임계값이 1100인 경우, 이 그림에서 센서 데이터 최고점들의 평균은 1717, 호흡 간격의 평균은 133(약 2.7초), 호흡 기간의 평균은 166(약 3.3초)인 사례를 보여준다. 이 그래프에서 최종적으로 호흡 측정 횟수 C 는 5회로 계산된다. 왜냐하면, 맨 마지막의 최고점이 바로 이전에 발생한 최고 점과의 시간 간격이 짧게 나타났으므로 중복된 호흡 신호로 간주 되어 횟수 계산 시 삭제되었기 때문이다.

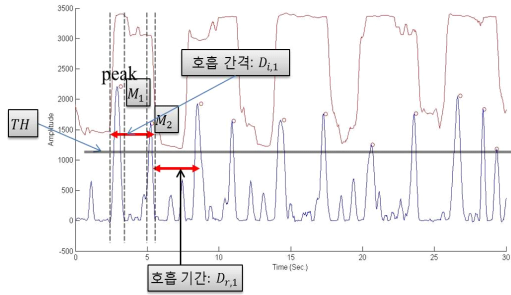


그림 8. 피실험자 A의 호흡 신호 그래프
Fig. 8. Graph of Respiratory Signals by the Subject A

5.2 호흡 추출 실험 결과

임계값(TH)과 이동 평균(M.A.) 개수를 변경해 가면서 실험을 수행하였으며, 표 4~6에 실험 결과를 나타내었다. 피 실험자 A, B, C에 대해 측정된 호흡 횟수를 참조 호흡 신호와 비교하여 오류율을 계산하였다. 여기서 참조 신호는 실제 호흡이 발생할 때마다 피실험자가 손으로 힘센서를 툭툭 쳐서 얻어진 신호로 실제 호흡 횟수를 나타낸다. 또한, 오류율은 식 (1)과 같이 참조 호흡 횟수와 측정된 호흡 횟수와의 차이를 절대값으로 취한 후 참조 호흡 횟수로 나누어 백분율로 나타내었다.

$$\text{오류율} = \frac{|\text{참조 호흡 횟수} - \text{측정 호흡 횟수}|}{\text{참조 호흡 횟수}} \times 100 \dots (1)$$

표 4에서 피실험자 A의 참조 호흡 횟수는 2분간 20회이고, 호흡 간격은 131(약 2.6초), 호흡 기간은 166(약 3.3초)이다. 이 때, 이동 평균 값이 50이면서 임계값이 900~1000일 때 오류율이 5% 이내로 양호한 성능을 나타내었다.

표 4. 피실험자 A의 호흡 측정 횟수
Table 4. The Number of Respiration Measured on the Subject A

참조 호흡 횟수 = 20, $D_i = 131$, $D_r = 166$					
M.A. TH	20	30	40	50	60
900	16	18	18	20	24
950	17	19	16	21	3
1000	17	18	18	19	0
1100	19	18	20	3	0

그런데, 그림 9와 같이 이동 평균 값이 50이고, 임계값이 1100인 경우의 그래프를 자세히 살펴보면, 2개의 최고점을 찾은 후, 이 두 값 사이의 구간에서만 호흡 횟수의 추가 알고

리즘이 실행된 것으로 분석된다. 따라서 총 호흡 횟수는 4개가 추가되어 총 6개가 되었으므로, 측정 호흡 횟수는 1/2인 3회가 된다. 이 예에서는 호흡 횟수의 추가 알고리즘이 잘 적용된 것을 볼 수 있으나, 1초~120초(2분) 사이의 최고점 중 처음과 마지막 값을 제대로 찾지 못할 경우 정확한 호흡 횟수를 계산하기 어려움을 알 수 있다. 또한 이동 평균 값이 60으로 큰 경우에는 평활화가 많이 수행된 결과로, 임계값이 1000 또는 1100일 때 최고점을 찾지 못하는 결과를 초래한 것으로 분석된다.

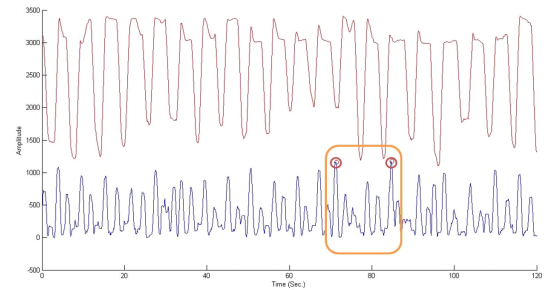


그림 9. M.A. = 50, TH = 1100일 때, 피실험자 A의 호흡 신호 그래프
Fig. 9. Graph of Respiratory Signals by the Subject A where M.A. = 50, TH = 1100

표 5에서 피실험자 B의 참조 호흡 횟수는 2분간 24회이고, 호흡 간격은 95(1.9초), 호흡 기간은 130(2.6초)이다. 이 때, 이동 평균 값이 50이면서 임계값이 1000~1100이거나, 이동 평균 개수가 60이면서 임계값이 800~1000이거나, 이동 평균 값이 70이면서 임계값이 1100인 경우 참조 호흡 횟수와 일치하는 오류율 0%인 양호한 결과를 얻었다. 즉 피 실험자 B의 경우, 이동 평균 값이 작으면 잡음이 많이 포함되기 때문에 이동 평균 값을 크게 할수록 호흡 측정 횟수가 참조 호흡 횟수에 근사하는 결과를 얻을 수 있었다. 즉, 임계값이 상대적으로 작은 경우에는 이동 평균 개수를 크게 하면, 양호한 호흡 측정 횟수를 얻을 수 있음을 알게 되었다.

표 5. 피실험자 B의 호흡 측정 횟수
Table 5. The Number of Respiration Measured on the Subject B

참조 호흡 횟수 = 24, $D_i = 95$, $D_r = 130$					
M.A. TH	30	40	50	60	70
800	21	21	22	24	23
900	22	22	23	24	22
1000	21	21	24	24	23
1100	22	22	24	21	24

표 6에서 피실험자 C의 참조 호흡 횟수는 2분간 16회이고, 호흡 간격은 108(약 2.2초), 호흡 기간은 245(4.9초)이다. 이 때, 이동 평균 값이 50이면서 임계값이 900 또는 1300이거나 이동 평균 값이 60이면서 임계값이 1000일 때 오류율 0%인 호흡 측정 결과를 얻었다.

표 6. 피실험자 C의 호흡 측정 횟수
Table 6. The Number of Respiration Measured on the Subject C

참조 호흡 수 = 16, $D_i = 108$, $D_r = 245$					
M.A. TH	30	40	50	60	70
900	12	13	16	15	15
1000	11	14	14	16	15
1100	13	14	15	15	13
1300	15	15	16	14	15

이동 평균 개수가 50~60 범위일 때, 호흡 측정 횟수가 참조 호흡 횟수에 근사하는 것을 관찰할 수 있었다. 이 경우는 호흡간 간격과 호흡 기간의 차이가 상당히 커서, 잡음만 제거 하더라도 낮은 오류율을 얻을 수 있었다. 피실험자 C의 경우 이동 평균 값이 작을 때는 잡음이 매우 심하여 정확한 최고점을 찾기 어려웠고, 일정하지 않은 호흡 간격과 호흡 기간 때문에 호흡 횟수 삭제 알고리즘이 빈번하게 작동한 것으로 분석된다.

피실험자 A, B, C에 대한 호흡 측정 실험에서 A는 이동 평균 개수가 50인 경우 양호한 실험 결과를 얻었고, B와 C는 이동 평균 개수가 50~60인 경우 양호한 실험 결과를 얻었다. 이러한 실험에 따라, 이동 평균 개수가 실험 결과에 주요하게 영향을 끼치고 있음을 알게 되었다. 임계값의 경우에는 피실험자마다 서로 다른 범위에서 실험 결과가 영향을 받았다. 따라서 이동 평균 개수는 50~60 범위에서 사용하고, 임계값은 해당 피실험자에 적합하게 적용하여 호흡 측정 횟수를 산출하는 것이 중요함을 시사해 주고 있다.

VI. 결 론

본 연구에서는 사용자에게 센서를 직접 부착시키는 접촉방식을 피하고, 일상적인 활동에 아무런 불편함이 없도록 무구속 센서를 활용하여 호흡 신호를 검출하여 횟수를 세는 시스템을 구현하였다. 구현한 시스템은 얇고 넓은 필름 형태의 압전센서를 내장한 센서 패드, 미약한 호흡 신호를 증폭하고 필터링하는 기능을 가진 호흡 측정 기기, 센서 데이터를 실시간

으로 그래프 형태로 나타내고, 이 데이터를 파일로 저장하여 재생활 수 있으면서 호흡 추출 알고리즘을 동작시키는 뷰어로 구성되었다.

3명의 피실험자에 대하여 호흡 신호에서 고주파 성분을 제거하는 이동 평균 개수와 호흡을 추출하기 위한 기준이 되는 임계값을 변경해 가면서 호흡을 인식하는 실험을 수행한 결과, 이동 평균 개수 50~60을 중심으로 임계값은 800~1300 범위에서 약 5% 이내의 오류율이라는 양호한 성능을 나타내었다. 이 실험 결과, 이동 평균 개수가 실험 결과에 주요하게 영향을 끼치고 있음을 시사한다. 임계값의 경우에는 피실험자마다 서로 다른 범위에서 실험 결과에 영향을 끼쳤다. 따라서 이동 평균 개수는 50~60 범위에서 사용하고, 임계값은 해당 피실험자에 적합하게 적용하여 호흡 측정 횟수를 산출하는 것이 중요하다.

본 시스템은 독거노인이나 영·유아가 수면 중 질식사를 예방하는데 크게 기여할 것으로 예상된다. 향후에는 다양한 피실험자군을 선정하여 수면 중인 환경에 좀 더 가까운 상태에서 호흡 신호를 추출하는 실험이 수행될 필요가 있다. 그리고, 호흡만이 아니라 심장 기능을 상시적으로 모니터링하기 위해서는, 맥박과 호흡 신호를 함께 추출하여 호흡과 맥박을 함께 모니터링 할 수 있는 시스템과 알고리즘에 대한 연구가 진행되어야 할 것이다.

참고문헌

- [1] <http://www.doopedia.co.kr>, asphyxia, 2014.
- [2] <http://kostat.go.kr>, "Cause of Death Statistics 2012", pp. 19, 25 Sep. 2013.
- [3] Youngjoon Chee and Kwangsuk Park, "The Current Status and Future Prospects of Unconstrained Measurement Technology for Biosignals", The Magazine of the IEEK, Vol. 32, No. 12, pp. 56-68, Dec. 2005.
- [4] 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.
- [5] 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.

[6] 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.

[7] T. Reinvuo, 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] J. Alametsä, A. Värrri, M. Koivuluoma, and L. Barna, “The Potential of EMFi Sensors in Heart Activity Monitoring”, The 2nd OpenECG Workshop “Integration of the ECG into the EHR & Interoperability of ECG Device Systems”, Apr. 2004.

[9] 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.

[10] EMFIT, <http://www.emfit.com/>

[11] Hyun Hoo Kim, Byung Hoon Kim, Jae Young Lee, et al., “*Sensor Technology and Semiconductor Display Engineering*”, Naeha Publisher, pp. 36-38, 2009.

[12] Interlink Electronics, <http://www.interlinkelectronics.com/FSR408.php>

[13] S. Butterworth, “On the Theory of Filter Amplifiers”, In *Experimental Wireless & the Wireless Engineer*, Vol. 7, pp. 536-541, Oct. 1930.

[14] Texas Instruments, <http://www.ti.com/product/lm358>

[15] Texas Instruments,

http://www.ti.com/lscs/ti/microcontrollers_16-bit_32-bit/c2000_performance/control_automation/tm4c12x/products.page

[16] ARM Inc and ARM Germany GmbH, <http://www.keil.com/arm/mdk.asp>

[17] Ya-lun Chou, “*Statistical Analysis*”, Holt International, section 17.9, 1975.

저 자 소개



조 석 향

1986: 이화여자대학교 수학과 이학사.
 2001: 서울과학기술대학교
 전자계산학과 공학석사.
 2006: 성균관대학교
 전기전자및컴퓨터공학과 공학박사
 2006~2007: 이화여자대학교
 박사후연구원
 2010~현재: 평택대학교
 교양학부 대우교수
 관심분야: 암호 프로토콜, 정보 보안,
 임베디드 시스템
 Email : shcho@security.re.kr



조 승 호

1985: 서울대학교
 전자계산기공학과 공학사.
 1989: 서울대학교
 전산과학과 이학석사.
 1993: 서울대학교
 전산과학과 이학박사
 1985~1987: 삼성전자
 컴퓨터부문 연구원
 1993~현재: 강남대학교
 컴퓨터미디어정보공학부 교수
 관심분야: 유비쿼터스 컴퓨팅,
 센서 네트워크, 동작인식,
 임베디드 시스템
 Email : shcho@kangnam.ac.kr