Check for updates

Transactions of KSAE, Vol. 28, No. 12, pp.835-841 (December, 2020)

Copyright © 2020 KSAE / 181-01
pISSN 1225-6382 / eISSN 2234-0149
DOI http://dx.doi.org/10.7467/KSAE.2020.28.12.835

고주파 대역 통과 필터를 활용한 혼합신호에서의 비정상 호흡 감지

김 주 오·이 덕 우*

계명대학교 컴퓨터공학과

Detection of Abnormal Respiration Status from Mixed Signals Using High Pass Filter

Ju O Kim · Deokwoo Lee*

Department of Computer Engineering, Keimyung University, Daegu 42601, Korea
(Received 13 February 2020 / Revised 22 June 2020 / Accepted 4 August 2020)

Abstract : This paper presents an innovative way to detect abnormal respiration from multiple respiration signals. Respiration status is one of the most used indicators for detecting the status of human health. In this study, ultra wide band(UWB) radar is used to measure and estimate respiration signals. UWB radar is used as a tool for measuring the repiratory status of people in both indoor and outdoor environments. By measuring the distance between the radar device and the human breast in inhalation and exhalation, the respiratory status of a person can be estimated in a quantitative and qualitative way. In this paper, mixed respiration signals are simultaneously acquired by the UWB radar. The proposed approach will then attempt to detect abnormal respiration (e.g., apnea) if the abnormality is included in the mixed respiration. Upon completion of the signal acquisition, high-pass filter is simply applied to the acquired signal. The response signal is analyzed and the existence of apnea is determined by adjusting the cut-off frequency of the high-pass filter. In order to substantiate the proposed approach, we have provided simulation results with real respiration signals.

Key words : Respiration status(호흡상태), Ultra wide band radar(광대역 레이더), High pass filter(고주파 대역 통과 필터), Blind source separation(블라인드 신호 분리), Apnea(무호흡)

1. 서 론

최근 사람의 생체신호를 실시간으로 검사하여 이상유무를 판단하는 기술이 활발이 연구되고 있고, 이에 따른 상용화 기기들에 대한 개발이 활발하게 이루어지고 있다.[1] 인간의 건강에 관한 관심이 높아짐에 따라 건강 상태를 확인 할 수 있는 간단하고 빠른 지표를 찾기 위한 새로운 기술들을 개발하기 위하여 다양한 연구들이 진행되고 있다.[2] 본 논문에서는 사람의 생체신호를 측정하여 사람의 건강상태 및 건강의 위험도를 측정하는 연구중 하나인 호흡 신호 측정 및 분석을 수행하고, 획득한 신호를 통해 인간의 무호흡 상태를 감지한다. 생체신호 측정은 접촉식과 비접촉식으로 나뉜다.[3] 생체신호의 측정을 위하여 접촉식 측정 방법을 사용하여 건강 이상 유무를 판단하는 기술은 정확도가 매우 높고, 비접촉식에 비해 여전히 많이 활용되는 방법이다. 생체 인식 기술은 사람의 몸에서 발생하는 전기적인 신호를 인식하는 기술로 ECG (Electrocardiogram, 심전도 측정 센서), EEG(Electroencephalography, 뇌전도 측정) BIA(Bioelectrical Impedance Analysis, 체지방), PPG(Photoplethysmogram, 광 혈류 측정계) 등을 이용하여 사람의 생체신호를 측정할 수 있다.[4,5] 설치된 센서를 활용하여 얻은 데이터는 사람의 생체정보를 판단하고, 판단한 정보를 바탕으로 사람의 치료 방법에 대한 방향을 제시할 수 있다. 하지만, 병실 또는 정적인 환경이 아닌, 이동 중인 환경에서는 생체정보를 이용한 측정 및 결과 분석의 방법들은 여전히 많은 기술적 발전이 필요하며 이와 관련된 연구가 진행되고 있다.[6] RF 송수신 기술을 통한 UWB 레이더를 사용하여 생체정보를 획득하고, 이를 분석하여 인식하고 판단하는

*Corresponding author, E-mail: dwoolee@kmu.ac.kr
*This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium provided the original work is properly cited.

연구가 다수 진행되고 있다.[7] 본 논문에서는 최근 비접촉식 방식으로 적용되고 있는 24 GHz 레이더 센서를 이용하여 무선으로 근거리의 목표물에 대한 호흡을 측정하고 이 호흡신호를 분석하여 비정상호흡(무호흡) 상태를 검출한다. 호흡 이상으로 얻을 수 있는 질병은 Hypoventilation(호흡저하), Acute respiratory distress syndrome(급성 호흡곤란 증후군), Chronic obstructive pulmonary disease(만성 폐쇄성 폐 질환), Chronic bronchitis(만성 기관지염), Motor neuron disease(운동신경원병) 등이고, 적절하지 않은 기체 교환으로 인한 호흡부전은 호흡곤란 빠른 호흡, 혼동, 졸음, 비정상적인 혈액 가스 등을 유발할 수 있다.[8,9] 특히 수면무호흡증은 고혈압, 심혈관질환, 뇌졸중, 비정상 포도당 대사 등을 유발할 수 있는 위험요인으로 여겨져 왔다.[10] 따라서 호흡 상태를 모니터링 하면서 비정상 호흡 상태를 검출할 수 있는 효과적인 방법이 필요하다. 접촉 방식을 활용하는 일반적인 호흡검사는 대상자의 코와 입을 가리기 위해 마우스피스를 놓거나 콧구멍에 장착된 압력 변환기 등을 사용하여 측정하는데 이는 피험자에게 불편하고 복잡하다.[11] 또 다른 방법으로는 호흡 센서 벨트를 사용하는 것이다. 압전센서를 활용하여 호흡에 의한 흉부의 볼륨 변화를 측정하는 것인데 측정 중에 호흡 센서 벨트를 잘 부착해야 해야 안정적인 신호를 얻을 수 있다. 벨트가 제대로 부착되지 않으면 걷거나 잠자는 자세의 변화에 따라 측정이 불안정해질 수 있으며 해석에서의 모호함이 발생할 수 있다. 측정 장치들을 활용하여 얻은 신호를 분류하고 분리하기 위해서는 신호 데이터를 적절한 영역(Domain)으로 변환하는 과정이 필요하다. 신호의 특징을 분석하기 위하여 분류하는 방법에는 푸리에 변환(Fourier transform), 웨이블릿 변환(Wavelet transform), 라플라스변환(Laplace transform), Z-변환(Z-transform) 등이 있다. 푸리에 변환은 time-domain에서의 신호의 표현을 Frequency-domain으로 변환하여 특징을 분석할 수 있는 변환이다. 신호의 주파수 특징을 확인하여 고역통과 필터(Highpass filter, HPF), 저역통과 필터(Lowpass filter, LPF), 대역통과 필터(Bandpass filter, BPF) 등을 이용하여 주파수 상에서의 특정 성분을 제거 또는 획득 할 수 있으며 이 결과를 푸리에 역변환 하는 과정을 거쳐서 시간 영역의 신호로 복원할 수 있다. 웨이블릿 변환은 시간 영역에서의 특정 구간 내의 주파수 분포를 표현하는 것이다. 이를 통해서 특정 시간구간에서의 주파수 분포를 확인할 수 있으므로 시간대별로 필터를 적용하거나 전체 분포를 확인하는데 용이하다. z-변환은 이산시스템 표현 및 해석을 단순화 시켜줄 수 있으며 이산 신호를 복소 평면상에 z-domain으로 변환하여 해석할 수 있게 해준다. 영점(Zero)과 극점(Pole)을 이용하여 시스템의 안정성을 판단할 수 있다. 신호의 분리를 위해 사용되는 대표적인 방법중 하나는 블라인드 신호 분리(Blind source separation, BSS)이다.[12] 혼합된 신호를 입력으로 하고 혼합에 기여한 성분 신호들을 복원 및 분리하는 기술을 의미한다. 이에 대표적인 방법으로는 고유성분분석(Principal component analysis, PCA)와 독립성분 분석(Independent component analysis, ICA)가 있다. PCA는 분포된 데이터들의 주성분을 찾을 때 데이터를 가장 잘 설명할 수 있는 축을 찾는 기법이다. ICA는 주성분을 사용한다는 점에서 PCA와 비슷하나 가장 독립적인 축을 찾는다는 점에서 다른 점이 있고, 독립성이 최대가 되는 벡터를 찾는다. 본 연구에서는 두 개의 신호가 선형 혼합된다는 가정을 하고, 신호의 분리보다는, 혼합신호 안에 비정상 호흡이 포함되었는지의 여부를 검출하는 방법을 제안한다. 본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 UWB 레이더 센서를 활용하여 호흡 신호를 획득하는 내용을 소개하고, 3장에서는 실제 호흡 데이터를 혼합하고 그 중 무호흡 존재 여부를 검출하는 방법을 설명한다. 3장에서 제안한 방법을 4장에서 실험결과를 통해 뒷받침 하고 5장에서 본 논문을 끝맺는다.

2. UWB 레이더 활용 호흡신호 획득

레이더 센서 기술은 전자기파를 송신하여 목표 물체로부터 반사되어 도착하는 신호를 수신하여 목표 물체에 대한 정보를 얻는 기술이다. Ultra-wideband(UWB)를 활용하면 3.1~10.6 GHz 대역에서 100 Mbps 이상의 속도로 넓은 대역에서 저 전력으로 초고속 통신을 할 수 있는 근거리 무선통신이 가능하고, 신호의 스펙트럼이 잡음과 유사한 형태를 형성하기 때문에 보안성 부분이 향상된다. 우리는 일반적으로 이러한 유형의 UWB 신호를 임펄스 무선 UWB(IR-UWB) 레이더로 지칭한다.[13-15] 이것은 높은 침투성과 높은 범위의 해상도 때문에, 지상 침투 레이더, 이동 표적의 탐지 사회 및 군사 응용 프로그램에서 인기를 얻고 있다.[16] 이러한 특성으로 인해 근적외선 UWB(IR-UWB) 레이더는 더욱 다양한 정보를 전달하면서 절대 거리를 측정할 수 있기 때문에 비접촉식 생체신호 검출에 적합하다.[17,18] IR-UWB 레이더 외에도, 연속파(Continuous wave, CW) 레이더는 흉벽 이동으로 인한 위상 정보를 감지하는 데 사용되는 기본 유형의 레이더입니다. CW 레이더는 Single tone, stepped frequency CW (SFCW) 및 Frequency-modulated CW(FMCW)의 세 가지 기본 하위 범주에 속한다.[19] Single tone CW 레이더는 high-level 칩의 통합을 고려한 간단한 시스템 아키텍처

를 가지고 있다.[20] 전송된 신호와 수신된 신호의 위상차는 대상의 움직임에 정비례한다. 다른 한편으로, FMCW 레이더는 범위 정보를 얻을 수 있다.[21] 또한, SFCW 레이더는 Single tone CW 레이더와 FMCW 레이더의 장점을 결합하여 심장 호흡 탐지에 성공적으로 사용되었다.[22] Single tone 및 FMCW 레이더의 장점을 결합한 하이브리드 레이더 시스템이 보고되었다.[23] 광대역 특성으로 인해 매우 높은 범위의 해상도로 IR-UWB 레이더는 실리콘에서 효율적으로 구현되었으며[24] 성인과 영아의 호흡 속도와 무호흡을 정확하게 감지할 수 있는 가능성이 있다.[25] 무엇보다도 각 유형의 레이더 시스템은 특정 응용분야에 따라 비접촉식 생명 징후 탐지를 구현할 수 있다. 본 논문에서는 호흡 신호를 획득하기 위해서 UWB 레이더를 활용하였으며 흉곽의 움직임을 통해서 호흡 신호를 획득하였다. WB 레이더를 활용할 때 센서와 물체 사이의 거리를 나타내는 식은 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$R = \frac{c \times t}{2} \tag{1}$$

R은 물체와 센서 사이의 거리를 나타내고, c는 마이크로파의 전파속도, t는 측정된 시간을 나타낸다. UWB 레이더를 사용하여 호흡 신호를 측정하여 레이더와 흉부 사이의 거리를 시간에 따라 나타낸 그래프는 Fig. 1, Fig. 2, Fig. 3, Fig. 4와 같이 나타날 수 있다. 그래프들 상에서 가로축은 시간(초)을 나타내고 세로축은 레이더와 흉부사이의 거리를 들숨 및 날숨에 따라 표현하고 있다. Fig.1은 정상 호흡의 상태를 나타낸다. 직관적으로 호흡이 정상적이고 안정될 경우 들숨과 날숨때의 흉부 움직임은 비교적 규칙적이므로 그래프는 비슷한 진폭을 갖는다. Fig. 2 ~ Fig. 4는 무호흡이 발생할 경우 나타날 수 있는 그래프를 보여준다. 무호흡이 발생할 경우 그래프의 형태가 약간씩 다르게 나타나지만, 무호흡이 발생할 경우 진폭의 변화가 급격히 줄어들면서 고주파 성분을 발생시킨다.

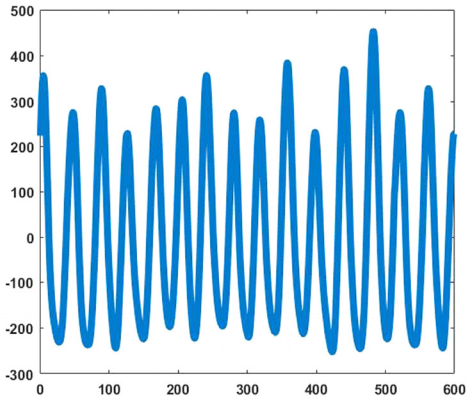

Fig. 1 An example of a normal respiration signal

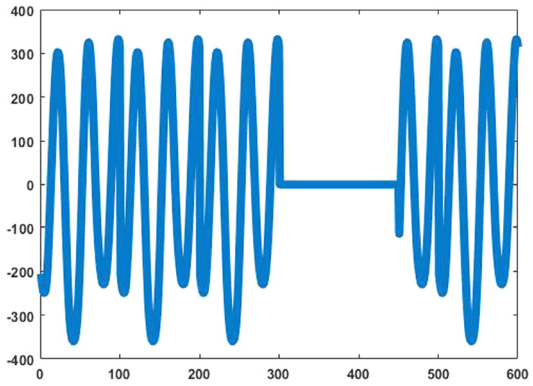

Fig. 2 An example of an abnormal respiration signal (example 1)

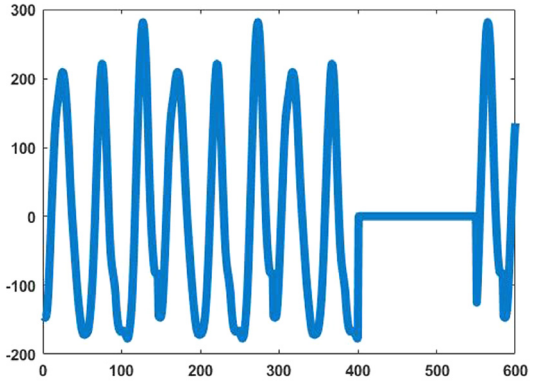

Fig. 3 An example of an abnormal respiration signal (example 2)

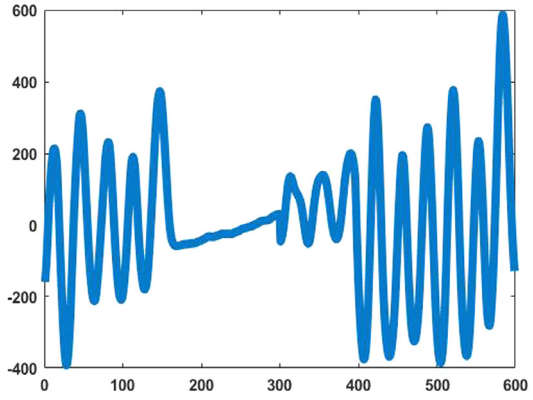

Fig. 4 An example of an abnormal respiration signal (example 3)

3. 혼합신호에서의 무호흡 검출

Fig. 5에서는 본 논문에서 제안하는 혼합신호에서의 무호흡 검출의 전체 흐름도를 보여주고 있다. UWB레이더에서는 두 사람의 신호를 동시에 획득한다. 두 신호의 조합은 총 3가지이다(정상+정상, 정상+비정상, 비정상+정상). 비정상 신호가 포함된 혼합신호를 검출하는 것이 본 연구의 목표이다. 획득한 두 개의 신호는 단순합으로 혼합된다. 혼합된 신호에서 무호흡(비정상 호흡) 성분의

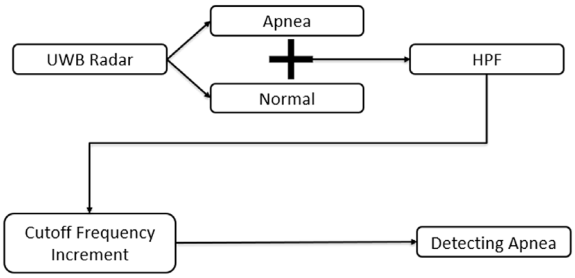

Fig. 5 Overflow diagram of the proposed approach

존재여부를 판단하기 위해 고역통과 필터의 컷오프 주파수를 변경시켜 가면서 그 응답을 분석한다. 신호의 혼합에서 가능한 총 3가지 경우는 다음과 같은 식으로 표현할 수 있다.

$$\overline{m}_1(t) = (s_a^1(t) + s_a^2(t)) \tag{2}$$

$$\overline{m}_2(t) = (s_a(t) + s_n(t)) \tag{3}$$

$$\overline{m}_3(t) = (s_n^1(t) + s_n^2(t)) \tag{4}$$

$\overline{m}_1(t)$는 무호흡 신호 두 가지를 혼합한 것하고, 식 (3)에서 $\overline{m}_2(t)$는 무호흡 신호와 정상호흡 신호 를 혼합한 것이다. $\overline{m}_3(t)$ 는 정상호흡 두 개를 혼합한 것이다. 본 논문에서는 비정상 호흡을 무호흡으로 제한하여 사용하고, 신호의 혼합은 단순합으로 구성하여 사용한다. 혼합 신호에 고역 필터가 적용되는 과정은 식 (6)과 식 (7)에 나타나 있다.

$$H(f) = \begin{cases} 1, & f_c > 0 \\ 0, & f_c \le 0 \end{cases} \tag{5}$$

$$y_1(t) = m_1(t) * h_1(t) \tag{6}$$

$$y_2(t) = m_2(t) * h_2(t) \tag{7}$$

$$y_3(t) = m_3(t) * h_3(t) \tag{8}$$

$H(f)$ 는 고역통과 필터를 푸리에 변환한 결과이고, f_c는 컷오프 주파수이다. $\overline{m}_1(t)$, $\overline{m}_2(t)$, $\overline{m}_3(t)$ 에 적용하는 고역통과 필터는 각각 $h_1(t), h_2(t), h_3(t)$이고, 필터 적용은 컨볼루션 연산($*$)을 사용한다.

신호를 혼합한 후 HPF를 적용할 때 정에서 f_c를 1에서 시작하여 증가시키면서 응답신호를 관찰한다. $h_1(t)$, $h_2(t)$, $h_3(t)$의 f_c를 증가시키면서 나타나는 시간영역에서의 응답 신호의 크기변화로 무호흡 신호의 포함 여부를 확인할 수 있다. 단, 각 $h_1(t), h_2(t), h_3(t)$의 컷오프 주파수는 서로 다를 수 있다.

4. 실험결과 및 분석

비접촉 방식 장비인 Novelda X4(레이더 모듈)를 사용하여 호흡 신호를 측정하였다. 레이더 센서를 이용하여 흉곽의 움직임을 측정하여 호흡 신호를 정량적인 수치로 획득한다. 신호 측정을 위하여 정상 호흡과 비정상 호흡 각각 50회씩 1회에 60초씩 총 7명의 사람으로부터 호흡 신호를 측정하였다. 비정상 호흡은 임의의 순간에 호흡을 인위적으로 멈추어 일정 시간동안 지속하는 방식으로 데이터를 획득하였고, 1초에 10개 샘플링을 통해 회당 600개의 데이터 샘플을 측정하여 실험을 실행하였다. Fig. 6 ~ Fig. 12에서 가로축은 호흡 획득 시간을 나타내고, 세로축은 신호의 진폭, 즉 들숨과 날숨으로 인해 발생하는 레이더와 흉부 사이의 거리 변화를 나타낸다.

Fig. 6은 두 개의 비정상 호흡신호와 비정상 호흡신호를 혼합한 신호를 나타낸 그래프이다. Fig. 7과 Fig. 8은 정상호흡신호와 비정상호흡신호의 혼합신호를 나타낸 그래프이다. HPF의 컷오프 주파수 f_c를 1에서 300까지 늘려가면서 결과의 변화를 관찰하였다. Fig. 9과 Fig. 10에서는 각각 Fig. 6의 신호에 컷오프 주파수를 30에서 300

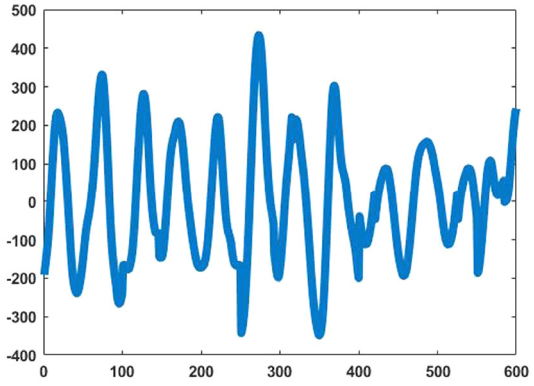

Fig. 6 Mixed respiration signal composed of combination of an abnormal and an abnormal respirations

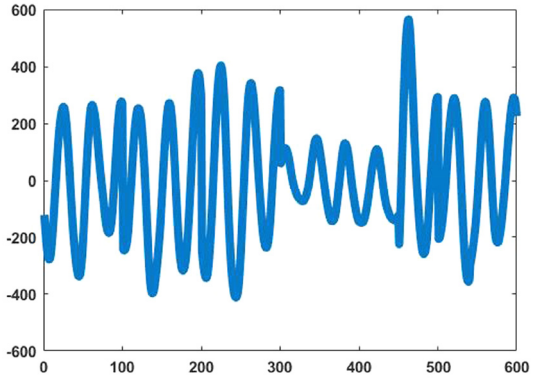

Fig. 7 Mixed respiration signal composed of an abnormal and a normal respirations

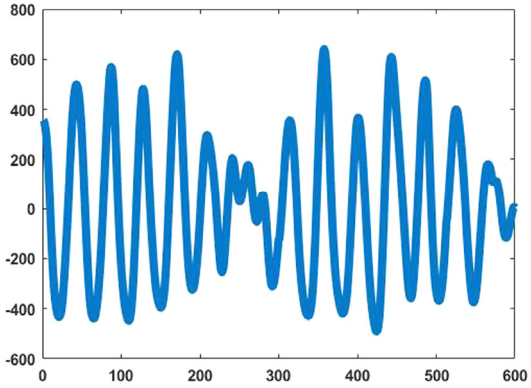

Fig. 8 Mixed Respiration signal composed of abnormal and normal respiration

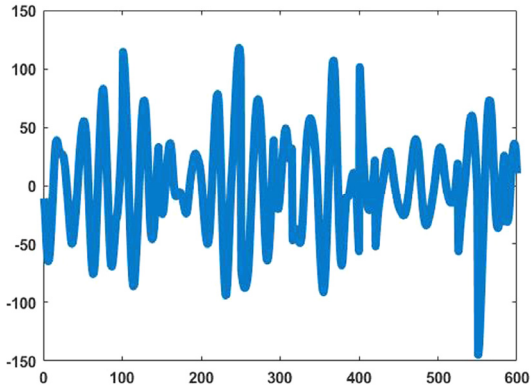

Fig. 9 Filtered signal applied to the signal in Fig. 6 with with cutoff frequency of HPF set to 30

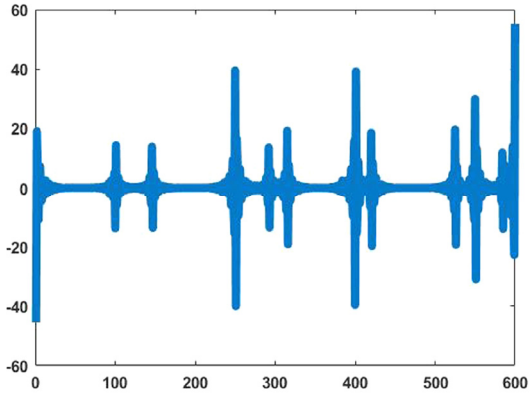

Fig. 10 Filtered signal applied to the signal in Fig. 6 with cutoff frequency of HPF set to 300

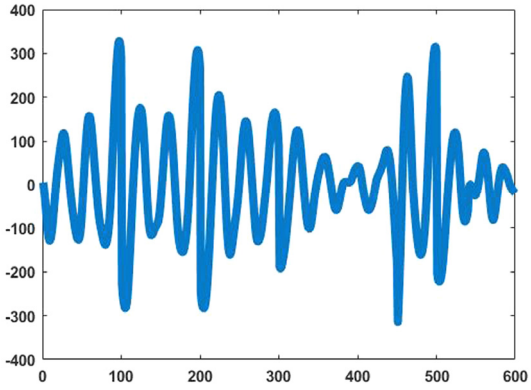

Fig. 11 Filtered signal applied to the signal in Fig. 7 with cutoff frequency of HPF set to 1

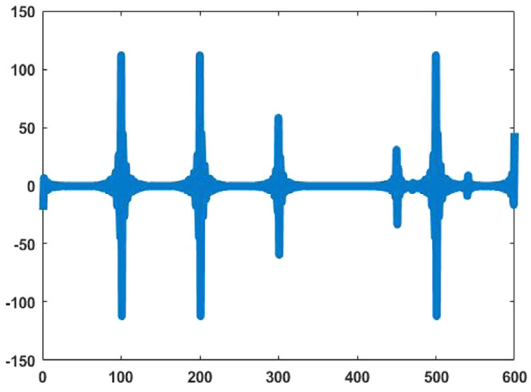

Fig. 12 Filtered signal applied to the signal in Fig. 7 with cutoff frequency of HPF set to 300

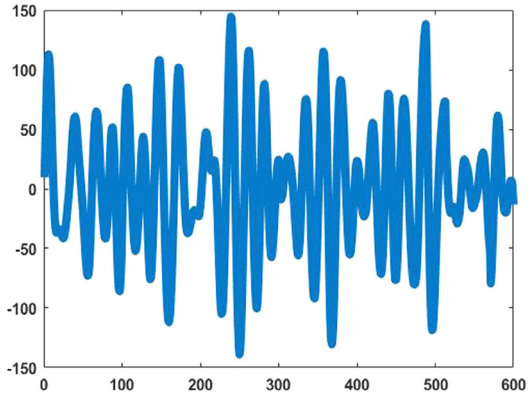

Fig. 13 Filtered signal applied to the signal in Fig. 8 with cutoff frequency of HPF set to 30

까지 변화시키면서 고역통과 필터를 적용한 결과를 보여주고 있다.

또 다른 비정상호흡이 포함된 혼합신호(정상 + 비정상)에 컷오프 주파수를 30에서 300으로 변화시켜 가면서 응답 결과를 보여주는 그래프를 Fig. 11과 Fig. 12에 제시하였다.

Fig. 13과 Fig. 14도 같은 절차를 적용하여 얻은 결과를 보여준다. 컷오프 주파수를 30 설정할 경우의 응답을 확인하면 그 결과들의 차이가 명확히 나타나지 않지만 (Fig. 9, Fig. 11, Fig. 13) 컷오프 주파수를 증가시키면서 300으로 설정하였을 때는 혼합 신호상에서 비정상호흡이 있을 때와 비정상호흡이 혼합신호에 존재하지 않을

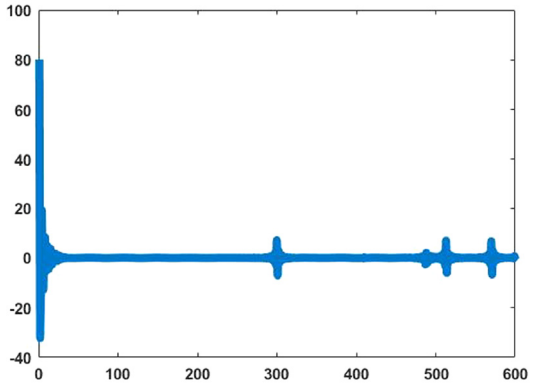

Fig. 14 Filtered signal applied to the signal in Fig. 8 with cutoff frequency of HPF set to 300

때의 차이를 확연히 확인할 수 있다(Fig. 10, Fig. 12, Fig. 14). 실험 결과들로부터 호흡이 두명으로부터 동시에 들어올 경우, 무호흡 증상을 보이는 사람이 있을 경우 고역통과 필터를 활용하여 검출할 수 있음을 확인할 수 있다.

5. 결 론

본 논문에서는 사람의 생체 신호 중 호흡신호를 활용하여 무호흡 여부를 검출하는 방법을 제안하였다. 두 사람의 호흡을 UWB 레이더로 획득하고, 혼합된 호흡신호에 컷오프 주파수를 변화시키면서 고역통과필터를 적용하여 비정상호흡의 포함 여부를 판단하였다. 컷오프 주파수의 변화에 따른 응답으로부터 혼합신호에 무호흡이 포함되어 있는지 여부를 판단할 수 있는 가능성을 보여준 연구였으며, 향후에는 신호의 혼합 방식의 다양화, 2명 이상의 사람으로부터 획득된 혼합신호 환경에서 적용 가능한 알고리즘을 개발할 계획이다. 실험에 참가한 사람의 연령대 및 성별이 다양하지 않은 점은 본 연구에서의 한계점이며, 향후 실험의 대상을 다양화 하여 무호흡 검출 알고리즘이 더 일반적인 환경에서 적용될 수 있도록 하는 알고리즘을 개발할 계획이다.

후 기

이 논문은 2020년도 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 정보통신기획평가원의 지원을 받아 수행된 연구임(2016-0-00564, 사용자의 의도와 맥락을 이해하는 지능형 인터랙션 기술 연구개발).

References

1) Y. H. HAN, “A Study on Monitoring of Bio-Signal for u-Health System,” Korean Society of Computer Information, Vol.16, No.3, pp.9-15 2011.
2) J. H. Pack and T. K. Whangbo, “IT Convergence Healthcare Technology,” The Journal of The Korean Institute of Communication Sciences, Vol.28, No.5, pp.21-27, 2011.
3) Y. G. Lee, J. G. Cho and T. S. Kim, “A Study on the Detecting of Noncontact Biosignal using UWB Radar,” Journal of Korea Safety Management & Science, Vol.21, No.4, pp.1-6, 2019.
4) D. H. Park, J. G. Seo and S. M. Lee “Development of Respiration Monitoring using Radar Module,” KSAE Fall Conference Proceedings, pp.525-528, 2018.
5) S. H. Jeong, J. H. Han, K. G. Ahn, J. R. Hwang, Y. D. Kim, H. K. Jung, Y. S. Kang and J. H. Yang, “A Study on Driver's Physiological Signal for Evaluating Handling Performance in a Simulated Environment,” Transactions of KSAE, Vol.27, No.5, pp.353-359, 2019.
6) M. G. Lee, Y. K. Park, D. K. Lee and K. K. Jung, “Design of Synchronous Measurement System for Inner/Outer Temperature of Medical Patch,” Autumn Annual Conference of IEIE, pp.854-856, 2019.
7) Y. M. Shin and J. S. Park, “A Study on the Non-contact Continuous Monitoring of Breathing and Heart Rate Using UWB Radar Technology,” Proceedings of the Fall Conference of Information and Telecommunications, Vol.23, No.2, pp.34-37, 2019.
8) C. C. Burt and J. E. Arrowsmith, “Respiratory Failure,” Surgery (Oxford), Vol.27, No.11, pp.475-479, 2009.
9) A. Tulaimat, A. Patel, M. Wisniewski and R. Gueret, “The Validity and Reliability of the Clinical Assessment of Increased Work of Breathing in Acutely Ill Patients,” Journal of Critical Care, Vol.34, pp.111-115, 2016.
10) N. M. Punjabi, “The Epidemiology of Adult Obstructive Sleep Apnea,” Proceedings of the American Thoracic Society, Vol.5, No.2, pp.136-143, 2008.
11) J. A. Luis, L. M. Roa Romero, J. A. Gómez-Galán, D. N. Hernández, M. Á. Estudillo-Valderrama, G. Barbarov-Rostán and C. Rubia-Marcos, “Design and Implementation of a Smart Sensor for Respiratory Rate Monitoring,” Sensors, Vol.14, No.2, pp.3019-3032, 2014.
12) S. H. Lee, M. H. Seo, S. U. Park, S. M. Kim, K. H. Lee and J. H. Lee, “Geometrical Parametric Study on Two-Way Beam String Structures,” Journal of Korean Association for Spatial Structures, Vol.19, No.3, pp.69-76, 2019.
13) E. Cianca and B. Gupta, “FM-UWB for Commu-

nications and Radar in Medical Applications," Wireless Personal Communications, Vol.51, pp.0929-6212, 2009.
14) A. G. Yarovoy, L. P. Ligthart, J. Matuzas and B. Levitas, "UWB Radar for Human Being Detection," IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine, Vol.21, No.3, pp.10-14, 2006.
15) M. G. M. Hussain, "Ultra-Wideband Impulse Radar: An Overview of the Principles," IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine, Vol.13, No.9, pp.9-14, 1998.
16) R. J. Fontana, "Recent System Applications of Short-pulse Ultra-wideband(UWB) Technology," IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol.52, No.9, pp.2087-2104, 2004.
17) Y. Y. Xu, S. Dai, S. Y. Wu, J. Chen and G. Y. Fang, "Vital Sign Detection Method Based on Multiple Higher Order Cumulant for Ultrawideband Radar," IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing, Vol.50, No.4, pp.1254-1265, 2012.
18) J. M. Yan, H. Zhao, Y. S. Li, L. Sun, H. Hong and X. H. Zhu, "Through-the-wall Human Respiration Detection Using Impulse Ultra-wide-band Radar," 2016 IEEE Topical Conference on Biomedical Wireless Technologies, Networks, and Sensing Systems (BioWireleSS), pp.94-96, 2016.
19) C. Z. Gu and C. Z. Li, "From Tumor Targeting to Speech Monitoring: Accurate Respiratory Monitoring Using Medical Continuous-Wave Radar Sensors," IEEE Microwave Magazine, Vol.15, No.4, pp.66-76, 2014.
20) C. Z. Li, J. H. Lin, O. Boric-Lubecke, V. M. Lubecke, A. H. Madsen and B. K. Pack, "Development of Non-contact Physiological Motion Sensor on CMOS Chip and Its Potential Applications," 2007 7th International Conference on ASIC, pp.1022-1027, 2007.
21) Z. L. Li and K. Wu, "24-GHz Frequency-modulation Continuous-wave Radar Front-end System-on-substrate," IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol.56, No.2, pp.278-285, 2008.
22) L. Liu and S. Liu, "Remote Detection of Human Vital Sign with Stepped-Frequency Continuous Wave Radar," IEEE Journal of Selected Topics in Applied Earth Observations and Remote Sensing Vol.7, No.3, pp.775-782, 2014.
23) G. Wang, C. Z. Gu, T. Inoue and C. Li, "Hybrid FMCW-interferometry Radar System in the 5.8 GHz ISM Band for Indoor Precise Position and Motion Detection," 2013 IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest (MTT), pp.1-4, 2013.
24) D. Zito, D. Pepe, M. Mincica and F. Zito, "A 90nm CMOS SoC UWB Pulse Radar for Respiratory Rate Monitoring," 2011 IEEE International Solid-State Circuits Conference, pp.40-41, 2011.
25) D. Zito, D. Pepe, M. Mincica, F. Zito, A. Tognetti, A. Lanata and D. De-Rossi, "SoC CMOS UWB Pulse Radar Sensor for Contactless Respiratory Rate Monitoring," IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, Vol.5, No.6, pp.503-510, 2011.