

상관관계 기반 신호 분류를 이용한 비정상 호흡 상태 모니터링 시스템

이덕우

계명대학교 공과대학 컴퓨터공학전공

Cross Correlation based Signal Classification for Monitoring System of Abnormal Respiratory Status

Deokwoo Lee

Department of Computer Engineering, Keimyung University

요약 본 논문에서는 사람의 비정상적인 호흡과 정상적인 호흡 신호를 획득한 후, 이 신호들을 분석하고, 특히 비정상 호흡신호를 감지하는 방법과 정상 및 비정상 신호를 분류하는 방법을 제시한다. 본 연구에서 사람의 호흡신호는 BIOPAC 장비를 활용하여 획득하며, 사람의 호흡 상태를 정량적인 수치 정보를 활용하여 판단한다. 궁극적으로 본 논문에서는 일반 환경에서 사람의 호흡상태를 신호로 획득하여 분석하고, 호흡상태를 모니터링 할 수 있는 시스템을 개발하고자 하며, 무호흡 상태를 감지 할 수 있는 방법을 제안한다. 획득되는 호흡신호를 활용하여 정량적인 정보를 바탕으로 호흡신호를 상태에 따라 분류한다. 접촉식 의료장비를 활용하여 호흡신호를 획득하고 호흡상태를 분류하기 전에 잡음 제거 알고리즘을 적용한다. 기존의 사비츠키-골레이 필터와 중간값 필터의 장점을 활용하여 혼합필터를 사용하여 신호를 분석하기에 적절한 상태가 되도록 한다. 서로 다른 호흡 상태, 즉 서로 다른 클래스간 거리는 최대로 하고, 동일한 호흡상태, 즉 같은 클래스 간의 거리는 최소로 하기 위해 신호 획득후 신호의 특징값들 간의 상호상관 계수를 계산한다. 제안하는 알고리즘은 실제 호흡 환경에 적용할 수 있을 정도로 직관적이고, 제안하는 방법을 증명하기 위한 실험 결과들을 함께 제시한다.

Abstract This paper focuses on detecting abnormal patterns of respiration of humans. In this study, a contact-based device was used to acquire both normal and abnormal respiration signals. To this end, this paper reports the development of a monitoring system to investigate the respiratory status of humans in a normal environment. This work aims to classify the respiratory status, i.e., normal and abnormal status, quantitatively. The respiration signal is acquired using a contact-based medical device (BIOBPAC), and noise reduction is carried out before classifying the respiratory status. To reduce noise, a mixed filter that combines the Savitzky-Golay filter and Median filter is applied to the acquired respiration signals. The inter-class distance is maximized, and the intra-class distance is minimized. The proposed algorithm is straightforward and can be applied to a practical environment. In addition, the experimental results are provided to substantiate the proposed approach.

Keywords : Respiration signal, Classification, Cross correlation coefficient, Apnea, Intra class distance, Inter-class distance

이 논문은 2019년도 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 정보통신기획평가원의 지원을 받아 수행된 연구임(2016-0-00564, 사용자의 의도와 맥락을 이해하는 지능형 인터랙션 기술 연구개발).

*Corresponding Author : Deokwoo Lee(Keimyung Univ.)

email: dwoolee@kmu.ac.kr

Received February 5, 2020

Accepted May 8, 2020

Revised February 17, 2020

Published May 31, 2020

1. 서론

호흡 장애 질병 또는 문제는 폐의 질환 (천식, 폐기종 등), 심장병, 알러지 등의 심각한 건강문제를 발생시킬 수 있다. 이러한 문제들에 대한 진단, 치료 및 예방을 위한 의학적인 연구가 활발히 진행되어 왔다. 신호 분석 및 처리의 연구 분야에서는 호흡 신호를 모니터링 하고 감지하는 연구가 오랜 기간동안 관심을 받아왔고, 호흡신호를 획득하여 처리 및 해석하기 위해, 효과적인 호흡신호 획득에 대한 연구도 많이 수행되어 왔다 [1]. 호흡신호 획득의 주된 방법은 크게 접촉식과 비접촉식으로 나누어 볼 수 있다 (접촉 방식은 invasive 또는 contact-based 방식이라고도 한다. 비접촉 방식은 non-invasive 또는 noncontact-based 방식이라고도 한다) [2,3]. 일반적으로 생체신호 (vital sign 또는 bio signal) 들은 사람의 건강을 나타내는 지표로서 중요한 역할을 한다. 여러 가지 생체신호들 중 체온, 심박수, 혈압, 심전도, 호흡수는 가장 중요한 생체신호의 지표로서 역할을 한다 [4]. 그리고, 일반 병원의 병동에서도 위의 5가지 신호들을 환자의 건강상태를 체크하는 표준 지표로 활용한다. 호흡신호는 심각한 질병에 대한 예측인자 또는 중요한 지표가 될 수 있음에도 불구하고, 다른 4가지 생체신호들과 비교하여 볼 때, 상대적으로 그 활용도는 덜 주목 받았다 [4]. 지난 몇 년 동안 비정상적인 호흡 상태중 하나인 수면중 무호흡에 대한 연구가 활발히 진행되었다. 이것은 수면중 무호흡 질환을 가진 환자의 수가 증가한 것과 밀접한 연관이 있다 [5]. 수면중 무호흡은 심혈관 질환 등의 심각한 건강 문제를 유발할 수 있기 때문에, 접촉 또는 비접촉 방법을 활용하여 수면중 호흡상태를 관찰하고 호흡신호의 특징을 검출하는 연구가 수행되어 왔다 [6]. 접촉방식의 호흡 관찰 및 감지는 사람의 몸에 장비 전체 또는 장비의 일부를 부착하여 수행한다. 그러나 이러한 접촉 방식들은 사람이 호흡신호를 생성하여 장비가 읽을 수 있도록 해야 하기 때문에 호흡 신호가 충분한 강도로 생성되지 않을 경우 신호 획득에 문제가 발생할 수 있다. 게다가, 접촉방식에서 활용하는 장비들은 대부분 고가이며, 의미 있는 호흡신호 획득을 위해 장비 사용에 대한 별도의 안내가 필요한 경우가 많아, 테스트 대상의 사람들에게 불편함을 줄 수 있다는 문제점을 가지고 있다. 그럼에도 불구하고 접촉방식의 호흡신호 획득 시스템은 장비 사용에 대한 준비가 안정적으로 되었을 경우, 획득되는 신호의 품질은 신뢰도가 매우 높고, 획득된 호흡신호의 측정 결과의 높은 정확도를 보장해 준다. 비접촉 방식의

호흡신호 측정은 접촉 방식 측정의 효율적인 대안이 될 수 있다. 비접촉 방식의 호흡측정 장비들은 음성 기반, 온도 기반, 비전 기반, 거리 기반 (예 : UWB 레이더) 방식을 활용하여 호흡신호를 획득하고, 신호해석을 위한 정보를 제공한다 [7,8]. 일반적으로 비접촉 방식의 호흡측정 장비들은 접촉식 장비 대비 저가이고 사용방식이 상대적으로 쉬운 편이다. 획득된 호흡의 정확도는 잡음 등으로 인해 접촉방식 대비 정확도가 조금 낮아질 수 있으나, 잡음제거 등의 선처리를 통해 해결할 수 있다. 본 논문에서는 접촉방식의 호흡측정 장비인 BIOPAC-SS11LA를 사용하여 호흡신호를 획득하고, 획득된 신호들을 정상 및 비정상 신호로 분류하는 방법을 제안한다. 본 논문의 궁극적인 목표는 비정상 신호 (본 연구에서는 무호흡)를 검출하는 것이고, 정상호흡 신호의 특징과 비교한 정량적인 결과를 활용하여 향후 비정상 호흡을 발생하는 사람에 대한 선제적인 조치가 가능할 수 있도록 하는 시스템 개발의 기반을 제공하는 것이다. 호흡신호는 시간에 따라 획득되는 1차원 신호이고, 정상 및 비정상 호흡 신호의 분류는 신호들의 특징값들 사이의 상호상관 계수 값을 통하여 수행한다. 신호의 특징값을 적절히 활용하여, 서로 다른 상태의 호흡 간의 거리는 최대로, 비슷한 상태의 호흡 간의 거리는 최소가 되도록 한다. 분류가 완료된 호흡신호들은 다음 단계에서는 학습데이터로서 역할을 하고, 다음 단계에 입력으로 들어오는 호흡신호들과 비교를 수행하여 호흡신호 획득이 진행될수록 호흡의 분류의 정확도가 더 높아지도록 한다. 전체적인 연구의 흐름은 Fig. 1과 같다.

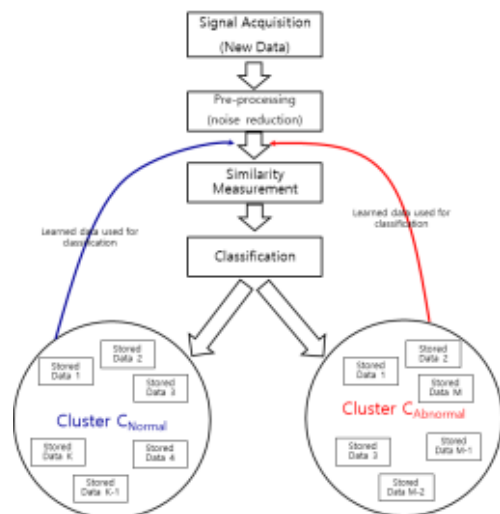


Fig. 1. Overall architecture of a classification based monitoring and detection of respiratory status.

논문의 나머지 부분은 다음과 같이 구성되어 있다. 2장에서는 잡음 제거를 위해 사용되는 두 가지 필터, 사비츠키-골레이(Savitzky-Golay) 필터와 중간값(median) 필터를 소개한다. 3장에서는 정상호흡과 비정상호흡 신호의 분류를 수행할 수 있도록 신호들 간의 유사도 측정에 대한 내용을 소개한다. 4장에서는 본 논문에서 제안한 방법을 시뮬레이션 하고 그 결과를 제시하며 5장에서 본 논문을 마무리 하며 향후 연구 방향을 제시한다.

2. 잡음 제거

호흡 신호는 BIOPAC-SS11LA 장비를 사용하여 획득하고, 이 장비는 잡음이 제거된 호흡신호를 제공한다. 그러나 본 논문에서는 호흡신호에 잡음이 존재한다는 가정을 하고 연구를 수행한다. 그 이유는 일반적인 저가의 장비는 호흡신호에 잡음이 섞여 있을 수 있으므로 잡음 제거 절차가 반드시 수반되어야 하기 때문이다. 일반적인 호흡신호에 대한 케이스를 모두 다룰 수 있는 알고리즘을 제안하기 위해, 본 논문에서는 BIOPAC-SS11LA로부터 획득되는 호흡신호에 임의의 잡음을 추가한 후 잡음 제거 알고리즘을 적용하는 절차를 포함한다. 잡음을 제거(또는 감소) 하기 위해 Savitzky-Golay(SG) 필터와 중간값 필터가 기존의 연구에도 사용이 되었다[9,10]. 본 논문에서는 SG 필터와 중간값 필터 각각의 한계점을 극복하기 위해, 두 개의 필터를 혼합한 혼합필터를 잡음이 포함된 호흡신호에 적용시킴으로서, 잡음을 제거하고, 고주파 성분의 호흡신호 정보는 유지할 수 있도록 한다. 이 장에서는 SG 필터와 중간값 필터에 대해 간략히 소개하고, 혼합필터를 적용한 결과를 제시한다.

2.1 Savitzky-Golay 필터

SG 필터는 신호에 섞인 잡음을 제거하기 위해 제안되었다. SG 필터는 잡음 성분이 고주파 성분이라는 가정에 기반하여 잡음제거를 수행한다. 잡음이 없는 이상적인 신호를 $x(t)$ 라고 정의하고 임의의 잡음신호 $n(t)$ 가 $x(t)$ 에 추가된 것을 $x_n(t)$ 라고 정의하면 식 (1)과 같이 표현될 수 있다.

$$x_n(t) = x(t) + n(t) \quad (1)$$

잡음 신호의 모델은 본 논문에서는 다루지 않으며, 임의의 신호의 형태를 가진다고 가정한다. SG 필터링 절차

는 잡음이 섞인 신호들과 SG 필터 사이의 컨볼루션(convolution) 연산 결과의 평균값 계산으로 표현되며, Eq. (2)와 같이 쓸 수 있다.

$$x_d(t_j) = \frac{1}{2M+1} \cdot \sum_{i=-M}^M (C_i \cdot x_n(t_{j+i})) \quad (2)$$

$2M+1$ 은 필터의 윈도우 크기이고 C_i 는 필터 계수이다. SG 필터는 고주파 성분인 잡음을 제거하는 역할을 수행하므로 스무딩(smoothing) 필터의 한 종류로 보아도 무방하다[9]. $a \cdot b$ 는 a 와 b 의 내적을 정의한다. Eq. (2)에서의 $\frac{1}{2M+1}$ 와 C_i 는 1차원 스칼라이므로 일반적인 곱셈으로 계산해도 무방하다. SG 필터의 기본적인 아이디어는 최소 자승법(least-square method)를 활용하여 신호를 다항식으로 근사화 하여 스무딩 하는 것이다. SG 필터의 단점은 실제 정보가 내재된 고주파 성분도 필터링 함으로서, 신호의 정보 손실을 일으킬 수 있다는 점이다. Fig. 2에서는 SG 필터를 적용한 신호의 잡음제거 후의 결과를 보여주고 있다.

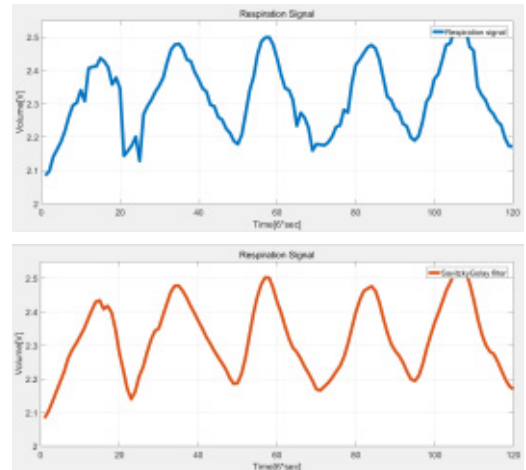


Fig. 2. The signal is filtered through Savitzky-Golay filter, and the result shows information loss in the region of strong edge.

이 절에서 설명한 SG 필터의 한계점으로 인해 본 논문에서는 중간값 필터와 결합한 혼합필터를 사용하고, 2절에서는 중간값 필터에 대해 간략히 소개한 후 신호에 적용한 결과를 제시한다.

2.2 Median 필터

중간값(Median) 필터는 비선형 필터이다. 또한 강한 에지 정보를 보존하는 능력을 가졌기 때문에 영상처리에 많이 사용되고 있다[11]. Fig. 3에서 나타나듯이, 중간값 필터는 이동 윈도우에서 중간 값을 추출하여 잡음을 제거함과 동시에, 고주파 성분의 신호 정보는 보존한다.

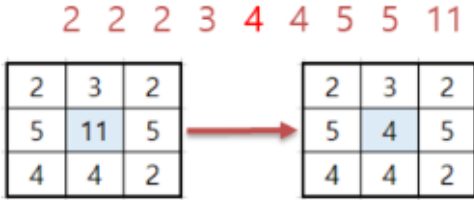


Fig. 3. Median filter replaces the noise component by median value of neighboring values.

영상처리에서의 잡음 제거 분야에서는 2차원의 윈도우를 사용하지만 본 연구에서 다루는 호흡신호는 1차원 시간 영역에서 정의되므로 중간값 필터의 형태 역시 열 벡터(row-vector) 형태를 가지고 있다. 벡터의 크기 (또는 길이)는 적용 영역에 따라 다르게 결정할 수 있다. 본 논문에서는 중간값 필터의 길이를 3으로 고정한다. 중간값 필터의 기본 알고리즘은 매우 간단하지만, 신호의 고주파 영역의 정보를 보존한다는 점에서 SG 필터 대비 장점을 보이고 있다. Fig. 4에서는 중간값 필터를 적용한 신호의 잡음제거 결과를 나타내고 있다. 중간값 필터는 고주파 신호정보를 보존한다는 장점이 있지만, 이러한 장점은 신호의 상태에 따라 그 성능이 변한다는 한계점이 있다. 특히, 신호의 경계부에서는 중간값 필터 적용 결과에서 정보 손실이 발생하는 경우가 많다.

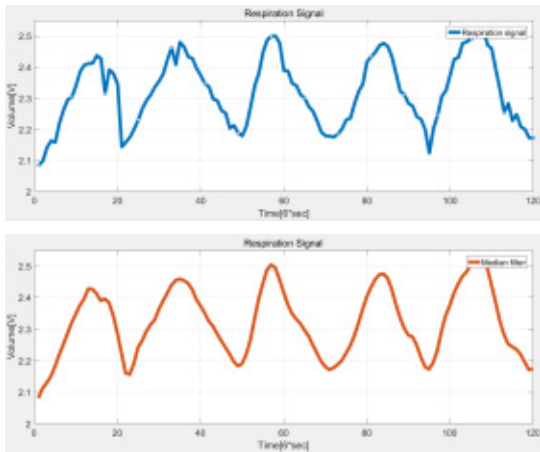


Fig. 4. Median filter provides superior result in that edge(or high-frequency) information is preserved.

2.3 혼합 (SG + Median) 필터

2.1과 2.2에서 보여준 모든 결과들을 고려하였을 때, 본 논문에서 다루는 호흡신호의 잡음 제거는 SG 필터와 중간값 필터의 장점을 모두 활용하는 것이 각각의 필터를 활용하는 것보다 더 효율적일 수 있다. 그리하여, 이 절에서는 SG 필터($h_{sg}(t)$)와 중간값 필터($h_m(t)$)를 혼합한 혼합 필터($h_c(t)$)를 제안한다. SG 필터는 스무딩 성능이 뛰어나고 중간값 필터는 고주파 성분 정보의 보존 성능이 뛰어나다. 이 두 개의 필터의 장점을 충분히 활용하여 이 절에서는 혼합필터($h_c(t)$)를 다음과 같이 표현한다.

$$x_d(t) = h_c(t) * x_n(t) \quad (3)$$

$h_c(t) * x_n(t)$ 는 $h_c(t)$ 와 $x_n(t)$ 간의 컨볼루션(convolution) 연산을 나타내는 것이고 $h_c(t)$ 는 $h_c(t) = h_m(t) * h_{sg}(t)$ 이다. $h_c(t)$ 는 혼합필터 (또는 합성필터)이며 $h_c(t)$ 를 활용한 잡음제거 절차는 Eq. (4)와 같이 표현될 수 있다.

$$x_d(t_j) = \frac{1}{2M+1} \sum_{i=-M}^M C_i [h_m(t_{j+i}) * x_n(t_{j+i})]. \quad (4)$$

$h_c(t)$ 를 활용한 호흡 신호 및 무호흡 신호의 잡음제거 결과는 Fig. 5와 Fig. 6에 제시하였다. 잡음제거 후 호흡 상태의 정량적인 분류 결과는 4장에 제시한다.

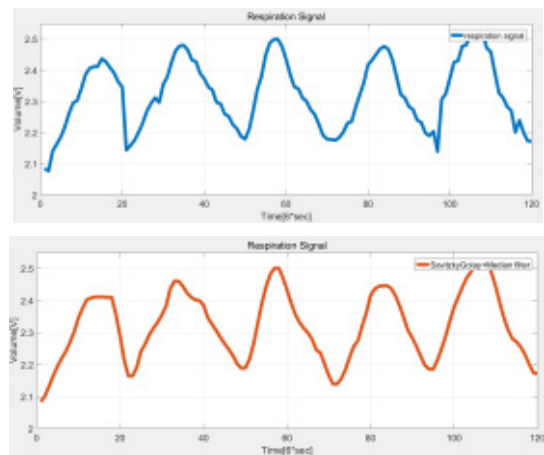


Fig. 5. Denoised respiration signal with a proposed combined filter

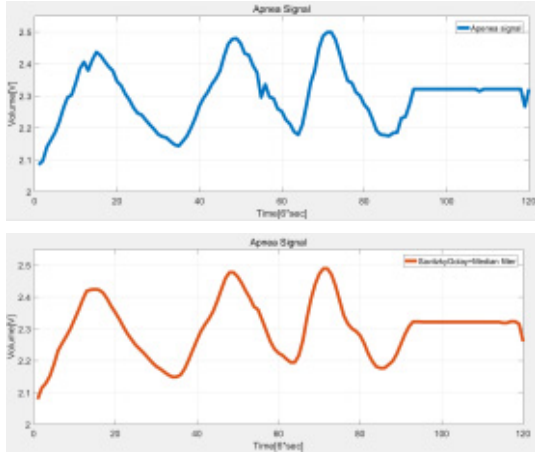


Fig. 6. Denoised apnea signal with a proposed combined filter

3. 호흡신호 유사도

실질적으로 사람의 호흡상태를 성공적으로 관찰하려면, 호흡 상태에 대한 분류가 수행되어야 한다. 즉, 정상 호흡 상태와 비정상 호흡 상태(무호흡)의 특징을 활용하여 성공적으로 분류가 수행되어야, 호흡 상태에 대한 관찰 및 그에 대한 선제적인 조치도 가능하다. 신호 분류에 대한 알고리즘이 매우 많지만, 본 연구에서는 간단한 알고리즘인 상호상관 계수를 측정하여 호흡신호를 분류한다. 상호상관계수 기반 신호분류는 알고리즘이 간단하고, 직관적으로 그 결과를 파악할 수 있다는 장점이 있어 호흡신호 분류에도 적합하다. 신호들을 상태에 따라 분류하기 전에, 용어 및 표시의 혼란을 방지하기 위해 각 상태별 신호에 대한 표시를 다음과 같이 정의한다.

- $r(t)$: 잠음이 섞인 정상호흡 신호
- $f(r(t))$: $r(t)$ 에 잡음제거 필터가 적용된 신호
- $a(t)$: 잠음이 섞인 비정상(무호흡) 신호
- $f(a(t))$: $a(t)$ 에 잡음제거 필터가 적용된 신호

신호 분류의 문제는 유사 신호들 간의 거리는 최소화하고, 서로 다른 상태의 신호들 간의 거리는 최대화 하는 문제로 해석될 수 있다. 즉, $\min[\text{dist}[r(t), f(r(t))], \min[\text{dist}[a(t), f(a(t))]]$ 등과 $\max[\text{dist}[r(t), f(a(t))], \max[\text{dist}[f(r(t)), a(t)]]$ 등을 실현함으로써 성공적인 신호 분류를 할 수 있다. 유사도는 상호상관 계수를 계산하여 정량적으로 표현할 수 있다[12].

$$\rho_{xy} = \frac{1}{\sigma_x \sigma_y} \gamma_{xy} \quad (5)$$

$\rho_{xy}, \sigma_x, \sigma_y$ 는 각각 상호상관 계수 ($0 \leq \rho_{xy} \leq 1$), 신호 $x(t)$ 와 $y(t)$ 의 표준편차를 각각 나타낸다. γ_{xy} 는 $x(t)$ 와 $y(t)$ 사이의 상호 공분산(cross-covariance)을 나타낸다.

$$\gamma_{xy} = \gamma_{xy}(\tau) = E[(x_t - \mu_x)(y_{t+\tau} - \mu_y)]. \quad (6)$$

$E[\cdot]$ 는 기댓값(expected value)를 나타내고 μ_x, μ_y 는 각각 $x(t)$ 와 $y(t)$ 의 평균값을 나타낸다. 혼합 필터를 활용하여 잡음을 제거하고, 획득된 호흡신호 간의 상태를 비교하여 분류한 결과를 4장에서 제시한다.

4. 실험 결과

호흡신호의 획득은 BIOPAC-SS11LA 장비를 활용하였다. 이 장비는 접촉식 호흡측정 장비이고 사람의 호흡 능력 관련한 다양한 생체신호를 제공한다. 이 장비를 활용하여 정상호흡과 부분 무호흡 신호를 측정한다. 신호의 측정은 각 사람별로 정상 및 비정상 상태별로 50회씩(1회에 20초) 수행되고 총 8명의 사람(20대 중반 정상 성인남성)으로부터 호흡신호를 획득하였다. 호흡신호 샘플링 시 1초에 6번 샘플링이 되어 vector이 길이가 120이 나왔다. 신호의 크기 및 파형은 Fig. 5와 Fig. 6에 제시되어 있다. 정상 호흡에서는 정현파 신호와 비슷한 파형을 보여주고 있으나, 무호흡이 발생할 경우, 신호는 상수처럼 변화가 없는 상태가 된다. 이러한 차이점은 육안으로도 식별이 가능하다. 그러나, 본 연구는 특정 장비에 의존하지 않는 일반적인 호흡신호에 대한 상태를 관찰하고 분류하는 것이 목적이므로, 신호의 값들을 활용하여 호흡상태를 분류한다. Table 1에 제시된 결과는 50회씩 측정한 모든 호흡 데이터의 정상호흡과 비정상 호흡 간의 상호상관계수 값이다. 비슷한 상태의 호흡 신호 간의 상호상관 계수가 다른 상태의 호흡 신호간의 상호상관 계수보다 높은 것을 보여주고 있지만, 약 0.8 이상의 값으로서 여전히 높은 값을 나타내고 있으므로, 분류를 위한 판단에서 오류를 범할 가능성이 있다. 본 논문에서 제시한 혼합필터를 활용하고, 획득한 호흡신호를 저장하여 학습한 후 새로운 입력 호흡신호가 획득되었을 때 상호상관 계수를 계산한 결과 서로 다른 호흡 간의 상호상관 계수가 더 낮아졌음을 확인 할 수 있다. 서로 다른 신호간

의 상관계수와 서로 비슷한 신호간의 상관 계수 값은 호흡 상태에 대한 학습이 추가될 경우 더 뚜렷한 차이를 보일 수 있을 것이다.

Table 1. Previous results of signal classification[12]

	$r(t)$	$f(r(t))$	$a(t)$	$f(a(t))$
$r(t)$	1.0000	0.9770	0.7601	0.7823
$f(r(t))$	0.9770	1.0000	0.8046	0.8025
$a(t)$	0.7601	0.8046	1.0000	0.9581
$f(a(t))$	0.7823	0.8025	0.9581	1.0000

Table 2. Result of signal classification using proposed approach

	$r(t)$	$f(r(t))$	$a(t)$	$f(a(t))$
$r(t)$	1.0000	0.9832	0.7815	0.7888
$f(r(t))$	0.9832	1.0000	0.7995	0.7870
$a(t)$	0.7815	0.7995	1.0000	0.9629
$f(a(t))$	0.7888	0.7870	0.9629	1.0000

5. 결론

본 논문에서는 SG 필터와 중간값 필터를 혼합한 혼합 필터를 활용하여 획득한 호흡신호의 잡음을 제거하였고, 호흡신호의 값들을 저장하여 학습데이터로 사용함으로써, 정상호흡과 비정상호흡 신호간의 상관계수를 계산하여, 호흡 상태 분류를 수행하였다. 실험결과를 통해 호흡 상태의 분류가 적절히 이루어 지는 것을 확인할 수 있었고 이 연구 결과는 향후 호흡 상태에 대한 감지를 통한 선제적 조치를 가능하게 하는 시스템을 구축하는 것에 사용될 것이다. 기존 연구 대비 서로 다른 상태의 호흡 신호간의 상호상관 계수가 더 작아짐으로서 호흡 상태의 분류 성능이 더 좋아짐을 확인하였다. 향후에는 호흡신호의 획득을 더 짧은 시간에 수행하고, 호흡 신호의 특징값을 최소로 활용하여 학습에 기반한 호흡상태 분류 연구로 발전시키고자 한다. 그리하여 더 효율적인 호흡상태 감지 시스템 알고리즘을 개발할 계획이다.

References

- [1] F. Q. AL-Khalidi, R. Saatchi, D. Burke, H. Elphick and S. Tan, "Respiration rate monitoring methods: A review", *Pediatric Pulmonology*, Vol. 46, No. 6, pp. 523-529, 2011
DOI: <https://doi.org/10.1002/ppul.21416>
- [2] K. Watanabe, T. Watanabe, H. Watanabe, H. Ando, T. Ishikawa and K. Kobayashi, "Noninvasive measurement of heartbeat, respiration, snoring and body movements of a subject in bed via a pneumatic method", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 52, No. 12, pp. 2100-2107, 2005
DOI: <https://doi.org/10.1109/TBME.2005.857637>
- [3] A. D. Droitcour, T. B. Seto, B-K. Park, S. Yamada, A. Vergara, C. Hourani, T. Shing, A. Yuen, V. Lubecke and O. Boric-Lubecke, "Non-contact respiratory rate measurement validation for hospitalized patients", *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 4812-4815, Minneapolis, MN, USA, 2009
DOI: <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5332635>
- [4] M. A. Cretikos, R. Bellomo, K. Hillman, J. Chen, S. Finfer and A. Flabouris, "Respiratory rate: the neglected vital sign", *Medical Journal of Australia*, Vol. 188, No. 11, pp. 657-659, 2008
DOI: <https://doi.org/10.5694/j.1326-5377.2008.tb02163.x>
- [5] S-Y. Park, S-H. Park, S-T. Choe and W-D Cho, "A Study of the Detect of Apnea Using Sleep Sound that Other Noise Filtering", *Annual Conference of IEIE*, pp. 670-673, Jeju, July 2013.
- [6] D-H. Park, C-H. Shin, S-C. Hong, J. Yu, S-H. Ryu, E-J. Kim, H-B. Shin and B-H. Shin, "Correlation between the Severity of Obstructive Sleep Apnea and Heart Rate Variability Indices", *Journal of Korean Medical Science*, Vol. 23, No. 2, pp. 226-231, 2008
DOI: <https://doi.org/10.3346/jkms.2008.23.2.226>
- [7] G. Ossberger, T. Buchegger, E. Schimback, A. Stelzer and R. Weigel, "Non-invasive respiratory movement detection and monitoring of hidden humans using ultra wideband pulse radar", *International Workshop on Ultra Wideband Systems Joint with Conference on Ultra Wideband Systems and Technologies. Joint UWBS & IWUWBS 2004*, pp. 395-399, Kyoto, 2004.
DOI: <https://doi.org/10.1109/UWBS.2004.1321003>
- [8] K. S. Tan, R. Saatchi, H. Elphick and D. Burke, "Real-time vision based respiration monitoring system", *7th International Symposium on Communication Systems, Networks & Digital Signal Processing (CSNDSP 2010)*, pp. 770-774, Newcastle upon Tyne 2010.
DOI: <https://doi.org/10.1109/CSNDSP16145.2010.5580316>
- [9] J. Chen, P. Jönsson, M. Tamura, Z. Gu, B. Matsushita and L. Eklundh, "A simple method for reconstructing a high-quality NDVI time-series data set based on the Savitzky-Golay filter", *Remote Sensing Environment*, Vol. 91, No. 3-4, pp. 332-344, 2004.
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.rse.2004.03.014>
- [10] H-B. Kim, S-M. Han and C. Yim, "Selective Extension Median Filter for Impulse Noise Removal", *Annual*

Conference of IEIE, pp. 587-590, Busan, June 2017.

- [11] C-G. Park and B. Choi, "Median based bilateral filter for noise removal of IR image", *Annual Conference of IEIE*, pp. 542-545, Wonju, Nov. 2015.
- [12] S. Kim, C. Hwang, J. Kim, C. Park and D. Lee, "Application to Detection and Classification of Respiratory Status based on a Signal Correlation", *Fall Conference of the Korean Institute of Electronics and Information Engineers (IEIE)*, Incheon, 2018

이 덕 우(Deokwoo Lee)

[정회원]



- 2007년 2월 : 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 (공학사)
- 2008년 12월 : North Carolina State University, (전자공학 석사)
- 2012년 12월 : North Carolina State University, (전자공학 박사)
- 2013년 1월 ~ 2013년 4월 : Washington University in St.Louis, 박사후연구원
- 2013년 9월 ~ 2016년 8월 : 삼성전자 무선사업부, 책임연구원
- 2016년 9월 ~ 2018년 2월 : 영산대학교 조교수
- 2018년 3월 ~ 현재 : 계명대학교 공과대학 컴퓨터공학전공 조교수

〈관심분야〉

영상 및 신호처리, 컴퓨터비전