

# WiFi 채널 상태 정보를 이용한 호흡 및 심박 패턴 변화 감지법

이 상 윤\*, 전 석 성\*, 박 영 덕\*, 서 영 주<sup>o</sup>

## Detection of Breathing and Heart-Rate Pattern Change Using Off-the-shelf WiFi Devices

Sangyoun Lee\*, Seokseong Jeon\*, Young Deok Park\*, Young-Joo Suh<sup>o</sup>

### 요 약

WiFi의 채널 상태 정보 (Channel State Information, CSI)는 OFDM 부 반송파별 채널 주파수 응답 특성을 나타내며, 송·수신단 사이 신호의 감쇠, 회절, 반사와 같은 변형에 대한 정보를 포함한다. 본 논문에서는 이러한 채널 상태 정보를 이용해 웨어러블 기기와 같은 추가적인 센서의 도움 없이 사람의 호흡과 심박의 패턴 변화를 인지하고 구별하는 기법을 제안한다. 특히, 호흡과 심박으로 인해 발생하는 미세한 움직임을 채널 상태 정보의 진폭에 대한 변화로 표현하고, 이를 DTW (Dynamic Time Warping) 알고리즘을 사용하여 서로 비교함으로써 패턴 변화 여부를 구분해내고자 했다. 또한 실험을 통해 실제 사람의 호흡이 변화하는 시점을 약 92%의 성공률로 파악할 수 있다는 것을 보여 일상생활에서 저비용으로 신체 상태를 관찰할 수 있음을 검증하였다.

**Key Words** : WiFi, OFDM, CSI, DTW Algorithm, Breathing Monitoring, Heart-rate Monitoring

### ABSTRACT

The Channel State Information (CSI) represents the Channel Frequency Response (CFR) for OFDM subcarrier between transmit-receive antenna pairs. The value of CSI include signal strength and phase information caused by multipath effect. Using the CSI, we suggest a new method that distinguishes whether the pattern of breathing and heart-rate of a person is changed. The signal waves of CSI amplitude can represent the periodic up-and-down chest movements caused by breathing and heart-rate, and we can detect prominent changes of the signal pattern using Dynamic Time Warping (DTW) algorithm. We evaluated our solution of distinguishing breathing and heart-rate pattern change in 20 experiments with 10 participants; it achieved 92% accuracy, which is comparable to that of commercial sensors. This low-cost method will be useful for monitoring our health in everyday life.

\* 이 논문은 정부 (미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2015R1A2A1A15055311).

\* 본 연구는 국민안전처 소방안전및119구조·구급기술연구개발사업 ("MPSS-소방안전-2015-78,1741000610")의 연구비 지원으로 수행되었습니다.

• First Author : Pohang University of Science and Technology, e36net@postech.ac.kr, 정희원

o Corresponding Author : Pohang University of Science and Technology, yjsuh@postech.ac.kr, 종신희원

\* Pohang University of Science and Technology, s.jeon@postech.ac.kr, yd.park@postech.ac.kr

논문번호 : KICS2017-05-140, Received May 04, 2017; Revised July 20, 2017; Accepted July 20, 2017

## I. 서론

IoT 기기의 보급과 사용이 증가하고 스마트 홈에 대한 기대가 커지면서 사람의 건강 정보와 연동되는 IT 서비스가 늘어나고 있다<sup>[1]</sup>. 특히, 스마트폰과 웨어러블 기기를 중심으로 운동량뿐 아니라 심박 수, 그리고 호흡을 통한 수면 상태 측정까지 그 영역이 확대되고 있는 상황이다<sup>[2,3]</sup>.

호흡 및 심박 패턴은 사람의 신체 상태를 나타내는 주요한 지표가 될 수 있다. 가령, 사람이 수면 상태에 들게 되면 호흡 및 심박 패턴에 변화가 생기는데, 비-REM 수면 상태에서는 호흡 및 심박의 크기와 횟수가 낮아지고 느려지면서 비교적 안정적인 상태가 유지되는 반면, REM 수면 상태에서는 그 횟수가 다시 증가하고 변동이 심해지게 된다<sup>[4]</sup>. 또한, 감정에 변화가 생기거나 격한 운동을 할 경우에도 마찬가지로 호흡과 심박 패턴에 큰 변화를 보이게 된다. 일반 성인은 휴식하는 상태에서 분당 12~20회의 호흡을 하며<sup>[5]</sup>, 심박 수는 분당 60~100회로 측정이 되는데<sup>[6]</sup>, 사람의 호흡과 심박에 대한 패턴을 관측하면서 사전에 수집해놓은 패턴과 비교해보면 현재 대상자가 어떤 신체 상태에 놓여있는지 파악할 수 있으며, IoT 장치와 스마트홈 기기들을 통해 부가적인 서비스에 이용할 수 있을 것이다.

사람의 호흡과 심박은 흔히 의료 행위의 일환으로 특수 목적의 센서를 부착해 측정되곤 했다<sup>[7]</sup>. 그러나 이러한 방식은 제한된 공간에서 이용해야 하고, 신체에 직접 부착해야 한다는 단점이 있었다. 최근에는 건강에 대한 관심이 높아지면서 스마트폰과 웨어러블 장치를 중심으로 장소에 구애받지 않고도 호흡과 심박을 측정할 수 있게 되었는데, 이 역시 측정치에 대한 오류가 크거나 신체에 직접 부착해야 한다는 불편함이 여전히 남아있다. 이런 단점을 극복하기 위해 RF 신호를 이용하는 방식이 출현하게 되었다. 도플러 레이더<sup>[8]</sup> 또는, UWB 레이더를 이용하는 방법<sup>[9]</sup>이 등장했고, FMCW (Frequency Modulated Continuous Wave) 레이더<sup>[10]</sup>나 WiFi의 RSS (Received Signal Strength)를 이용하는 방법<sup>[11]</sup>도 등장했다. 그러나 이들은 RF 방식 자체에 기인한 추가적인 장비 비용에 대한 부담이 있었고, 경우에 따라 측정치에 대한 신뢰도 역시 높지 않았다.

기존 방식들이 가지고 있는 문제들을 해결하기 위해 본 논문에서는 장소에 구애받지 않고, 비용이 크지 않으며, 신체에 센서를 부착할 필요가 없는 호흡 및 심박 측정 방식을 제안하고자 한다.

본 논문에서는 RSS를 사용하는 것보다 채널 상황을 정확하게 반영하는 WiFi의 채널 상태 정보(Channel State Information, CSI)를 이용해 사람의 호흡과 심박의 패턴 변화를 인지하고 구별하는 방법을 제안한다. OFDM 부반송파들을 센서로 활용해 호흡과 심박으로 인해 발생하는 신체의 미세한 움직임을 검출하고 이에 대한 파형의 패턴을 관찰함으로써 WiFi 신호만으로도 신체 변화를 감지할 수 있음을 보인다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 논문의 II장에서는 WiFi 채널 상태 정보에 대한 개요를 설명하고, III장에서는 관련 연구에 대한 동향을, IV장에서는 제안 기법에 대해 설명한다. V장에서는 제안 기법에 대한 성능 평가를 정리하고, VI장에서는 논문의 결론을 맺는다.

## II. 배경 지식

이 장에서는 WiFi의 OFDM 부 반송파와 채널 상태 정보에 대해 설명한다.

### 2.1 802.11 OFDM 부 반송파

802.11 n/ac 와 같은 최신 WiFi 표준에서는 직교 주파수 분할 (Orthogonal Frequency Division Multiplexing, OFDM) 기술을 사용한다. OFDM에서는 채널을 여러 개의 작은 부 반송파로 나누고 각각의 부 반송파에 채널의 자세한 상태 정보가 포함된 데이터를 실어 전송하는 것이 특징이며 (그림 1), 이런 구조 덕분에 다중 경로로 인해 발생하는 주파수 선택적 감쇠 현상에 대해 강점을 갖는다.

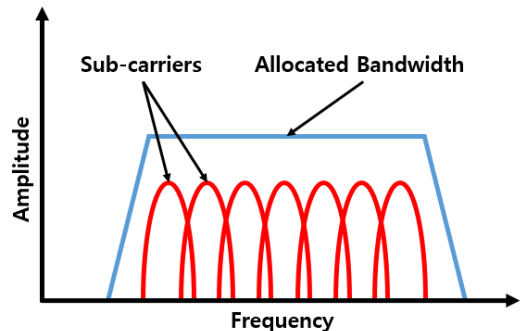


그림 1. IEEE 802.11 OFDM 부 반송파  
Fig. 1. IEEE 802.11 OFDM subcarrier

### 2.2 채널 상태 정보

채널상태정보 (Channel State Information, CSI)는 송수신 안테나 사이에 존재하는 각 부 반송파에 대한

채널 주파수 응답 (Channel Frequency Response, CFR)을 나타낸다. CSI는 OFDM 부 반송파들에 대한 신호의 크기와 위상에 대한 정보를 담고 있으며, 수신된 신호는 주파수 영역에서 다음과 같이 모델링이 될 수 있다.

$$Y = H \cdot X + N, \quad (1)$$

여기에서,  $Y$ 와  $X$ 는 각각 수신 및 송신 벡터를,  $H$ 와  $N$ 은 각각 CSI와 잡음 벡터를 의미한다. 또한, 각 부 반송파의 CSI는 다음과 같이 수학적으로 표현이 가능한데,

$$H = |H|e^{j\sin\theta}, \quad (2)$$

$|H|$ 는 각 부 반송파의 크기를,  $\theta$ 는 위상을 나타낸다. 송수신 안테나 사이에서 사람의 존재와 움직임은 무선 신호의 전파 경로에 영향을 미치게 되며, 이는 모든 부 반송파들의 CSI 값에 반영이 된다.

### 2.3 다중 경로 효과

그림 2와 같이 일반 실내 환경에서 신호는 하나의 주경로 (Line-Of-Sight, LOS)와 벽과 바닥, 천장을 통해 여러 개로 반사되거나 굴절된 경로 (Non-Line-Of-Sight, NLOS)를 통해 전파되면서 새로운 전파 경로를 생성하기도 하고, 기존의 전파 경로를 변경하기도 한다. 사람의 호흡과 심박 박동에 따라 발생하는 미세한 신체의 움직임 역시 새로운 전파 경로를 만들기도 하고, 기존에 존재하는 전파 경로를 바꾸기도 한다. 이렇듯 채널 상에 발생하는 신호의 다중 경로에 대한 흐름은 모두 채널 상태 정보 (Channel State Information, CSI) 에 담기게 되며, 호흡과 심박에 대한 패턴을 파악하는 데 사용될 수 있다.

그림 3은 큰 움직임 없이 휴식 상태인 사람을 대상

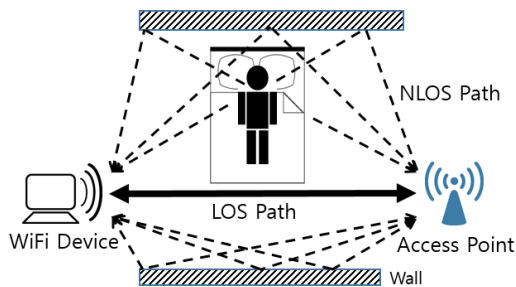


그림 2. 다중 경로 효과  
Fig. 2. Multipath effect

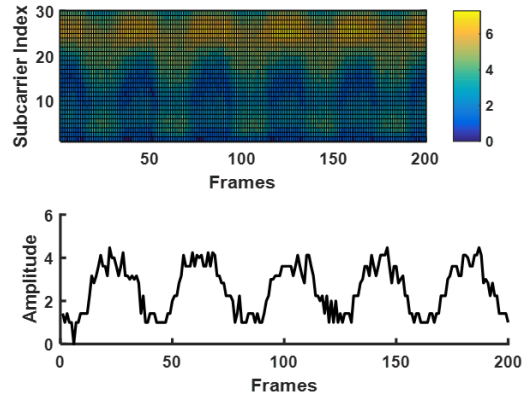


그림 3. 호흡에 따른 CSI 진폭 변화  
Fig. 3. CSI amplitude caused by breathing

으로 CSI를 측정해 30개의 부 반송파에 대한 진폭 크기의 변화(위)와 특정 부 반송파 하나에 대한 진폭 크기의 변화(아래)를 보여주고 있는데, 호흡의 진행 상태와 그에 따른 CSI의 진폭 변화가 유사한 흐름을 보인다는 것을 알 수 있다.

### III. 관련연구

사람의 호흡과 심박을 측정하는 기술은 크게 센서 기반의 방식과 RF 신호 기반의 방식으로 나뉜다. 센서 기반의 방식은 PSG (Polysomnography)<sup>[7]</sup>와 같이 전문적인 기관에서 치료 목적으로 사용하는 고비용의 방법도 있고, 측정 결과는 부정확하지만 스마트폰의 마이크나 Fitbit<sup>[12]</sup>과 같이 웨어러블 장치에 탑재된 가속도 센서를 이용해 간편하게 측정하는 방법도 있다. 그러나 이러한 센서 기반의 방식은 몸에 직접 부착하거나 최대한 가깝게 위치해야 한다는 단점이 있다.

반면, RF 신호 기반의 방식은 도플러 레이더와 같이 극초단파를 방사한 후 후방 산란된 신호로부터 호흡 및 심박 정보를 분석해내는 방법<sup>[8]</sup>, 복수의 MIMO 안테나를 활용한 UWB 레이더를 통해 신호 전파를 모델링하고 이를 통해 신체 상태의 변화를 관측하는 방법<sup>[9]</sup>, 5 GHz~7 GHz 의 고주파 FMCW (Frequency Modulated Continuous Wave) 신호를 송출한 후, 반사된 신호를 분석해 파악하는 방법<sup>[10]</sup>, 다수의 AP를 설치한 후, RSS (Received Signal Strength)를 측정해 숨을 쉬는 사람이 존재하는지의 여부 정도를 파악할 수 있는 방법<sup>[11]</sup> 등이 존재한다. 이런 방식들은 대부분 추가적인 하드웨어 장치가 필요해 비용이 클 수밖에 없고 실생활에 적용해서 사용하는 것 역시 쉽지 않다.

신호의 세기만을 측정하는 RSS 방식은 측정값에 대한 오류가 크다는 단점에 존재한다. 이와 비교해 최근에는 OFDM 부 반송파들에 대한 진폭과 위상 정보를 통해 채널 상황을 보다 정확하게 반영하는 것으로 알려져 있는 CSI를 활용한 연구가 활발히 진행되고 있는데, 실내 측위<sup>[13]</sup>와 동작 감지<sup>[14]</sup> 분야가 주를 이루고 있다. 호흡과 심박 수를 측정하는 데에도 CSI를 활용한 방법<sup>[15]</sup>이 제안되었는데, CSI 정보로부터 호흡과 심박의 파형을 분석해 주기를 파악하는 데에 그쳐 본 논문이 호흡과 심박의 패턴을 각각 비교하고 그 변화 시점을 파악하는 것과는 접근 방식이 다르다고 할 수 있다.

#### IV. 제안 기법

이 장에서는 CSI를 이용해 호흡과 심박 변화를 관측하고 패턴의 변화 유무를 구분하는 기법을 제안한다.

##### 4.1 시스템 구성

그림 4는 제안 기법에 대한 전체 흐름을 나타내고 있다. 호흡과 심박의 패턴에 대한 변화를 파악하기 위한 과정은 크게 네 부분으로 구성되는데, 첫 번째 부분에서는 그림 2와 같이 WiFi 송·수신단 사이 LOS 및 NLOS 경로를 포함한 CSI 데이터를 수집한다. 이후 데이터에 포함된 노이즈를 제거하고, 사람의 호흡과 심박에 대한 파형만을 추출하는 과정을 거친다. 다음으로 신체의 미세한 움직임을 잘 반영하는 부 반송파를 선정한 후, 그에 해당하는 정규화된 파형에서 패

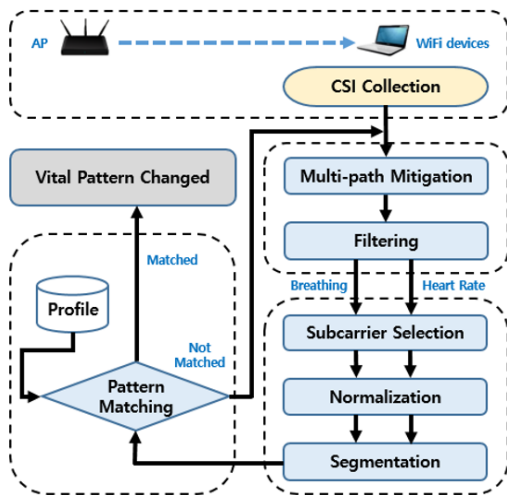


그림 4. 시스템 구성  
Fig. 4. System overview

턴 변경 유무 비교를 위한 비교 구간을 정하게 된다. 마지막으로, 이미 알고 있는 호흡 패턴의 파형과 비교해 현재의 호흡 및 심박 상태를 파악할 수 있게 된다.

##### 4.2 다중경로감쇄 (Multipath Mitigation)

다중 경로를 통해 전달되는 신호는 각 경로의 특성에 따라 지연된 신호 성분을 갖게 된다. 일반적으로 NLOS 상황에서의 반사되거나 굴절된 신호 성분은 LOS 상황에서 직접 전달되는 신호 성분보다 지연될 가능성이 더 높다. 특히 관측하고자 하는 대상자나, 대상자 주변에 다른 누군가가 크게 움직인다면 그런 움직임에 의해서도 송신 안테나에서 전달된 신호가 반사되거나 굴절되어 지연된 신호 성분을 형성하게 되고, 이는 곧 CSI에 그 내용이 포함되어 수신 안테나에 포착된다. 호흡과 심박 변화에 따른 미세한 움직임을 정확히 파악하기 위해서는 이렇게 지연된 신호 성분을 제거할 필요가 있다. 우선, 수집된 CSI 데이터를 역 고속 푸리에 변환 (Inverse Fast Fourier Transformation, IFFT)을 통해 시간 영역의 전력 지연 프로파일 (Power Delay Profile)로 변환한 후, 지연된 신호 성분을 제거한다. 전력 지연 프로파일은 다중 경로 채널을 통해 수신한 신호의 세기에 대한 분포를 시간 순서로 표시하는데, 그림 5는 휴식 상태에서 정상 호흡을 하는 상황의 CSI 패킷을 60-point 역 고속 푸리에 변환을 하여 전력 지연 프로파일로 나타낸 것이다. 일반 실내 환경에서 신호의 최대 지연 시간은 500 ns<sup>[16]</sup>로 알려져 있으며, 그림 5의 우측 점선 영역이 지연된 신호 성분에 해당되어 제거되어야 할 부분이다. 이후, 전력 지연 프로파일을 고속 푸리에 변환 (Fast Fourier Transformation, FFT)을 사용해 주파수 영역의 신호로 변환하는 과정이 필요하다.

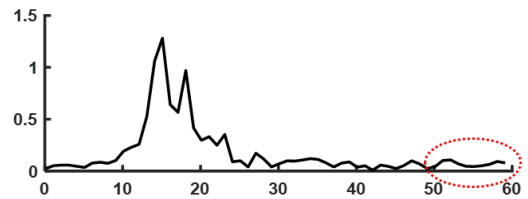


그림 5. 지연된 신호가 포함된 전력 지연 프로파일  
Fig. 5. Power delay profile with delayed signal

##### 4.3 호흡 및 심박 데이터 추출 (Filtering)

지연된 신호 성분이 제거된 CSI 데이터에는 사람의 호흡이나 심박과 관련이 없는 신체 움직임에 대한 정보와, WiFi 장치 내부 상태 변화에서 기인한 고주

과 잡음이 포함되어 있어 데이터를 그대로 사용하기에는 무리가 있다. 호흡 및 심박 패턴을 비교하기 위해서는 불필요한 데이터와 잡음이 모든 부 반송파들에 대해 제거될 필요가 있으며, 대역 통과 필터(Band-pass filter)를 통해 호흡과 심박에 관련된 데이터만을 추출해야 한다. 일반적으로 호흡은 0.2 Hz ~ 0.33 Hz 사이<sup>[5]</sup>, 심박은 1 Hz ~ 1.33 Hz의 낮은 주기를 갖기 때문에 본 논문에서는 통과 대역이 평평하고 천이 대역이 완만한 특성을 갖는 버터워스 필터(Butterworth filter)를 사용했다. 그림 6은 대역 통과 필터링을 적용하기 전·후의 호흡 파형을 보여주고 있으며, 샘플링 주파수 (Sampling Frequency) 10 samples/s 인 초당 12~20회의 호흡에 대해 차단 주파수 (Cut-off Frequency)  $\omega_c = \frac{2\pi \times f_c}{F_s} = \frac{2\pi \times 0.33}{10} \approx$

0.21 rad/s를 적용해 호흡으로 발생하는 주기적인 움직임만 추출한 결과이다.

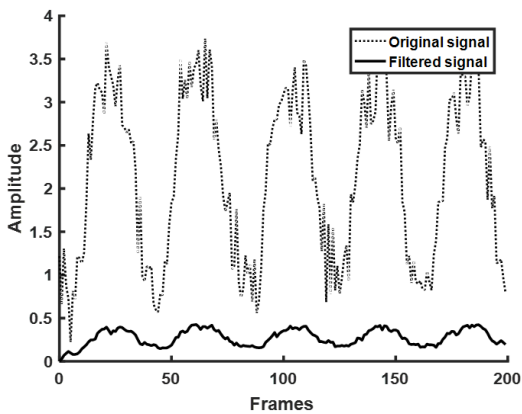


그림 6. 버터워스 필터를 통해 추출된 호흡 파형  
Fig. 6. Breathing waveform extracted by the Butterworth filter

#### 4.4 부반송파 선택(Subcarrier Selection)

주파수 다이버시티는 주파수별로 감쇠의 정도가 다른 특성을 의미하는데, 이러한 특성으로 인해 각각의 부 반송파들은 호흡과 심박으로 인해 발생하는 움직임에 대해 서로 다른 감도를 갖는다. 그러나 모든 부 반송파들에 대해 처리하기에는 계산에 따르는 비용이 크다. 또한 이웃하는 부 반송파들은 유사한 CSI 값을 가지는 경향이 있어 호흡과 심박의 변화에 따라 CSI 진폭 변화를 잘 나타내주는 부 반송파만을 골라 사용하는 것이 효율적이다. 그림 7은 30개 부 반송파들에 대해 호흡에 따른 진폭의 변화와 분산 값을 보이고 있는데, 사람의 미세한 움직임에 민감하게 반응하는 부

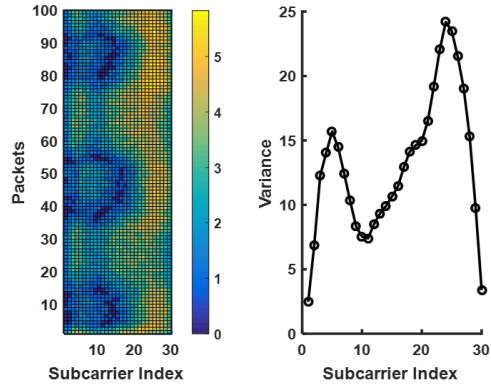


그림 7. 부 반송파에 대한 CSI 진폭 형태와 분산 값  
Fig. 7. Example of CSI amplitude pattern at 30 subcarriers and corresponding variance

반송파일수록 높은 분산 값을 갖는다는 것을 알 수 있다.

#### 4.5 비교 구간 선정 (Segmentation)

휴식 상태에서의 정상 호흡 및 심박과 현재의 호흡 및 심박의 패턴을 비교하기 전에 두 신호 파형의 비교 시작점을 일치시키는 것이 중요하다. 가령, 정상 호흡에 대한 신호 파형이 들숨부터 시작이고, 현재 호흡의 신호 파형이 날숨부터 시작이라면 유사한 패턴이라 하더라도 비교 결과는 그렇지 못할 것이기 때문이다. 전체 호흡에 대한 데이터가 일정 시간 간격의 윈도우로 나뉘는 상태에서 두 신호 파형의 시작점을 일치시키기 위해 임계점 기반의 피크 검출 기법을 사용했다. 모든 신호 성분에 대해 0과 1사이의 크기를 갖도록 정규화된 (그림 8) 신호에서 임의의 값 이상을 갖는 정점 중 제일 첫 번째로 발견된 파형의 정점을 해당 윈

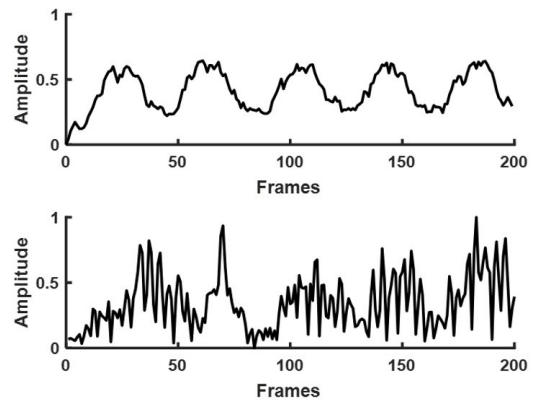


그림 8. 정규화된 호흡(위) 및 심박 파형(아래)  
Fig. 8. Normalized waveforms of breathing (top) and heart-rate (bottom)

### V. 성능평가

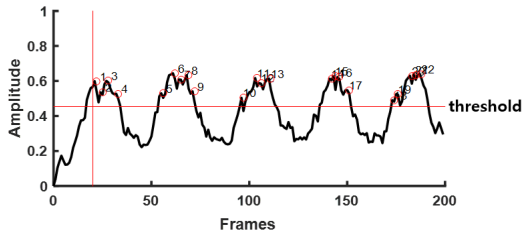


그림 9. 임계값 이상의 정점들  
Fig. 9. Peaks above threshold

도우의 비교 시작점으로 삼았다 (그림 9).

#### 4.6 패턴 비교 (Pattern Matching)

정렬이 된 두 신호 파형에 대해 패턴의 유사성을 알아보기 위해 동적 타임 워핑 (Dynamic Time Warping, DTW) 알고리즘<sup>[17]</sup>을 사용했다. DTW는 시간에 따라 변하는 서로 다른 길이의 연속되는 두 개 벡터 열 사이의 유사도를 구하는데 이용되는 동적 프로그래밍 기반의 알고리즘으로서, 첫 번째 파형에서의 각 점들에 대해 두 번째 파형의 하나 또는 그 이상의 점들과 짝을 지으며 두 패턴 간의 누적 거리를 최소화하는 대응 경로 (Warping Path)를 찾아 그 유사성을 확인하는 방식이다. DTW의 수행 결과는 두 파형간 각 대비되는 점들 사이 최소 거리의 총합이기 때문에 거리 수치가 낮거나 대응 경로의 기울기가 일직선에 가깝다면 두 파형은 유사하다고 판단할 수 있다. 하지만, 비교하는 두 파형의 길이가 같은 상황에서 기울기가 1보다 작을 경우 기준 호흡이나 심박보다 느림을, 1보다 클 경우 기준 호흡이나 심박보다 빠름을 나타낸다고 할 수 있다. 그림 10은 유사한 호흡의 패턴을 보이는 두 파형에 대한 비교 결과를 대응 경로로 나타낸 것이다. 유사하다고 판단된 결과에서는 대응 경로가 일직선에 가깝지만, 그렇지 않다고 판단된 결과에서는 대응 경로가 뒤틀려 거리 수치가 더 커지게 된다. 이는 대응 경로의 기울기나 대응 누적 거리의 변화가 커지는 시점이 호흡 및 심박의 패턴이 변하는 순간으로 판단할 수 있는 근거가 된다.

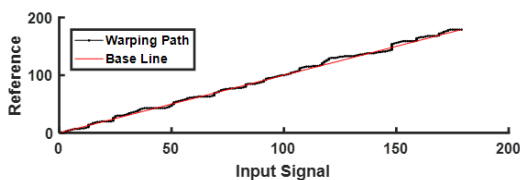


그림 10. 유사한 파형에 대한 DTW 수행 결과  
Fig. 10. DTW result of similar waveforms

본 논문에서는 사람의 호흡과 심박의 변화를 WiFi CSI 진폭 변화에 대한 패턴비교를 통해 감지하는 기법을 제안했는데, 이 기법이 호흡 및 심박의 미묘한 변화를 제대로 검출할 수 있는지에 대한 평가를 진행했다. 피 실험자 10명에 대해 두 차례에 걸쳐 각각 2 분 동안 정상 호흡과 다른 패턴의 호흡을 섞어 숨을 쉬게 하였으며, MinnowBoard에 Intel 5300 NIC를 탑재한 송·수신부를 가로 6 m, 세로 6 m의 비어있는 실험 공간에서 실험 대상자의 좌·우 1 m 거리, 높이 1 m의 위치에 배치하고, WiFi Beacon 인터벌과 동일하게 매 100 ms 마다 5 GHz 대역에서 패킷을 전송하게 했다 (그림 11). 이후, Intel CSI Toolkit<sup>[18]</sup>을 통해 수신 측에 누적된 CSI 데이터를 일정 구간으로 나눠 이동하며 앞 절에서 제안한 기법을 사용해 패턴의 변화를 살펴보았다.

그림 12는 연속되는 호흡 상황에서 호흡 패턴이 달라진 구간을 비교한 것인데, 그림 12(a)와 그림 12(b)

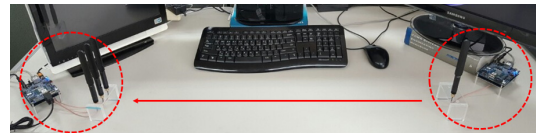
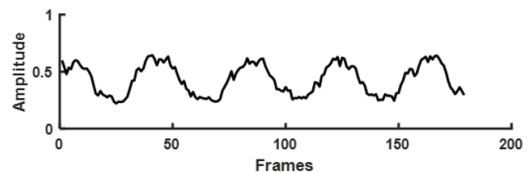
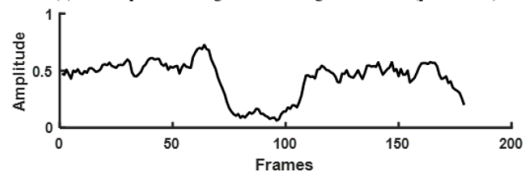


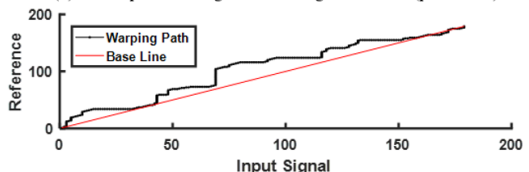
그림 11. 실험환경  
Fig. 11. Experiment environment



(a) CSI amplitude change for breathing rate=0.2 Hz (period=2 s)



(b) CSI amplitude change for breathing rate=0.5 Hz (period=5 s)



(c) Result of DTW on the two waveforms

그림 12. 서로 다른 호흡 패턴에 대한 DTW 수행 결과  
Fig. 12. DTW result of different waveform patterns

는 각각 정규화된 CSI 진폭의 변화율, 그림 12(c)는 두 파형에 대한 DTW 수행 결과를 나타내고 있다. 특히 대응 경로의 경사도가 1에서 많이 벗어나 있어 대응 누적 거리가 커졌음을 알 수 있고, 이는 곧 두 파형이 유사하지 않다는 것을 의미한다. 대응 경로의 경사도가 임의의 값을 크게 벗어나거나, 또는 대응 누적 거리가 일정 값 이상 커지는 구간을 호흡 및 심박의 패턴이 변한 시점으로 삼아 전체 실험 수행 구간을 파악해보았다. 그림 13은 전체 윈도우별 DTW의 대응 누적 거리에 대한 변화를 나타낸 것이며, 의도한대로 6구간에서 호흡 패턴이 변경되고 9구간에서 이전의 호흡 패턴으로 돌아오는 결과를 보여준다. 심박의 변화 역시 동일한 흐름을 보이는 것을 알 수 있다.

그림 14는 10명의 피 실험자에 대해 2분간의 호흡 중 두 차례 패턴을 달리하면서 해당 패턴이 의도한 바와 일치하는지를 확인해 그래프로 나타낸 것이다. 호흡의 경우 패턴이 변경되는 4, 8 구간을 제외하고 나머지 구간에서는 각 패턴에 대해 높은 확률로 인식한

다는 것을 알 수 있다. 다만, 심박의 경우 호흡보다 데이터의 변동성이 더 크기 때문에 실험 시작과 끝 구간에서 측정 오차를 발생시켜 1, 11구간에서 상대적으로 낮은 인식률을 보이는 것으로 파악된다.

최종적으로 20회의 실험과, 전체 220개 구간에서의 패턴을 비교한 결과는 표 1과 같다. 정상 호흡을 정상 호흡으로 인식하고, 다른 패턴의 호흡을 다른 패턴의 호흡으로 인식한 횟수가 각각 116회, 87회를 보여, 약 92%의 정확도로 변경된 호흡 패턴을 구분하는 결과를 나타내고 있다. 심박의 경우 약 87%의 정확도를 보이는데, 이는 심박이 호흡의 경우보다 움직임이 미세하고 빠른 주기를 갖고 있어 상대적으로 낮은 성능을 보인다고 판단된다.

표 1. 실험 결과에 대한 혼동 행렬  
Table 1. Confusion matrix of the experiment

Actual	Predicted			
	Breathing		Heart Rate	
	Positive	Negative	Positive	Negative
Positive	116	10	106	21
Negative	7	87	8	85

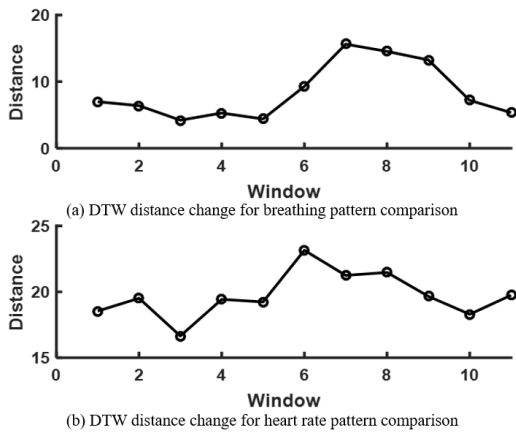


그림 13. 호흡 및 심박 패턴 변화에 따른 DTW 결과 양상  
Fig. 13. DTW results according to breathing and heart-rate pattern changes

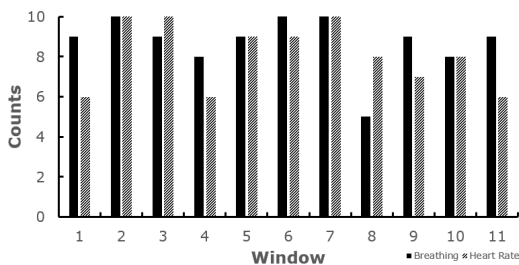


그림 14. 호흡 및 심박 패턴 인식에 대한 10회 실험 결과  
Fig. 14. Results of 10 experiments on breathing and heart-rate pattern recognition

## VI. 결 론

본 논문에서는 Wi-Fi 기술을 이용해 호흡과 심박의 패턴 변화를 감지할 수 있는 기법을 제안하였다. 이는 OFDM의 부 반송파별 채널 상태 정보를 수집한 후, 잡음을 제거하고, 호흡과 심박에 해당하는 데이터만을 추출해 신호별 진폭 변화의 파형을 서로 비교함으로써 그 여부를 알 수 있도록 했는데, 두 신호의 비교는 DTW 알고리즘으로 그 유사성을 파악했다. 실험을 통해 본 논문에서 제안한 기법이 높은 성능을 가진다는 것을 확인하였다. 후속 연구에서는 실제 이동 단말에 적용하여 2인 이상의 대상자를 구분하고, 사람의 위치 변화 또는 활동 상태까지 고려해 일상생활에서도 신뢰성 있는 결과가 나올 수 있도록 발전시켜 나아갈 것이다.

## References

[1] Y. Park, H. Cho, and J. Son, "Transmitting/receiving of standard health data using bluetooth HDP on the android platform," J.

- KICS*, vol. 38, no. 5, pp. 464-470, May 2013.
- [2] D. Choi and S. Kang, "Software architecture of a wearable device to measure user's vital signal depending on the behavior recognition," *J. KICS*, vol. 41, no. 3, pp. 347-358, Mar. 2016.
- [3] Y. Oh, J. Lee, and S. Kang, "Protocol design for opportunistic direct M2M communication in wearable computing environment," *J. KICS*, vol. 39, no. 2, pp. 151-163, Feb. 2014.
- [4] W. Kim, "Control of ventilation during sleep," *Sleep Medicine and Psychophysiology*, vol. 6, no. 1, pp. 19-25, 1999.
- [5] K. E. Barrett, S. M. Barman, S. Boitano, and H. Brooks, *Ganong's Review of Medical Physiology*, 24th Ed., McGraw-Hill Education - Europe, 2015.
- [6] American Heart Association, *Target Heart Rates*(2016), Retrieved Oct 12, 2016, from [http://www.heart.org/HEARTORG/HealthyLiving/PhysicalActivity/Target-Heart-Rates\\_UCM\\_434341\\_Article.jsp#.WPgZB9Lyick](http://www.heart.org/HEARTORG/HealthyLiving/PhysicalActivity/Target-Heart-Rates_UCM_434341_Article.jsp#.WPgZB9Lyick).
- [7] C. A. Kushida, M. R. Littner, T. Morgenthaler, C. A. Alessi, D. Bailey, J. Coleman Jr, L. Friedman, M. Hirshkowitz, S. Kapen, M. Kramer, et al., "Practice parameters for the indications for polysomnography and related procedures: an update for 2005," *SLEEP*, vol. 28, no. 4, pp. 499-521, 2005.
- [8] Y. Chen, D. Misra, H. Wang, H.-R. Chuang, and E. Postow, "An x-band microwave life-detection system," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 33, no. 7, pp. 697-701, 1986.
- [9] J. Salmi and A. F. Molisch, "Propagation parameter estimation, modeling and measurements for ultrawideband mino radar," *IEEE Trans. Ant. and Propag.*, vol. 59, no. 11, pp. 4257-4267, 2011.
- [10] F. Adib, H. Mao, Z. Kabelac, D. Katabi, and R. C. Miller, "Smart homes that monitor breathing and heart rate," *CHI. ACM*, pp. 837-846, Seoul, Korea, Apr. 2015.
- [11] N. Patwari, L. Brewer, Q. Tate, O. Kaltiokallio, and M. Bocca, "Breathfinding: A wireless network that monitors and locates breathig in a home," *IEEE J. Sel. Topics in Sign. Process.*, vol. 8, no. 1, pp. 30-42, 2014.
- [12] Fitbit, Retrieved Oct 12, 2016, from <http://www.fitbit.com/>.
- [13] C. Han, K. Wu, Y. Wang, and L. M. Ni, "Wifall: Device-free fall detection by wireless networks," in *Proc. IEEE INFOCOM*, pp. 271-279, 2014.
- [14] W. Wang, A. X. Liu, and M. Shahzad, "Gait recognition using wifi signals," *UbiComp'16. ACM*, pp. 363-373, Heidelberg, Germany, Sept. 2016.
- [15] J. Liu, Y. Wang, Y. Chen, J. Yang, X. Chen, and J. Cheng, "Tracking vital signs during sleep leveraging off-the-shelf wifi," *MobiHoc. ACM*, pp. 267-276, Hangzhou, China, Jun. 2015.
- [16] Y. Jin, W.-S. Soh, and W.-C. Wong, "Indoor localization with channel impulse response based fingerprint and nonparametric regression," *IEEE Trans. Wirel. Commun.*, vol. 9, pp. 1120-1127, 2010.
- [17] M. Müller, *Dynamic time warping. Information retrieval for music and motion*, Springer Verlag, 2007.
- [18] D. Halperin, W. Hu, A. Sheth, and D. Wetherall, "Tool release: Gathering 802.11n traces with channel state information," *ACM SIGCOMM Comput. Commun. Rev.*, vol. 41, no. 1, p. 53, 2011.

이 상 윤 (Sangyoum Lee)



2003년 : 한동대학교 전산전자공학부 졸업 (학사)  
 2016년~현재 : 포항공과대학교 컴퓨터공학과 석사과정  
 2003년~현재 : 삼성전자 무선사업부 연구원

<관심분야> 근거리 이동통신 기술



**전 석 성 (Seokseong Jeon)**



2010년 : 포항공과대학교 전자  
전기공학부 졸업 (학사)  
2010년~현재 : 포항공과대학교  
정보통신융합공학부 박사통  
합과정  
<관심분야> 무선통신, 실내측  
위

**서 영 주 (Young-Joo Suh)**



1985년 : 한양대학교 전자공학  
과 (학사)  
1987년 : 한양대학교 전자공학  
과 (석사)  
1996년 : 미국 조지아 공대 컴  
퓨터공학 (박사)  
1988년~1990년 : LG전자연구원  
1990년~1998년 : 미국 University of Michigan 연구원  
1998년~현재 : 포항공과대학교 컴퓨터공학과 교수  
<관심분야> 무선랜 프로토콜, 이동 IP, 이동 다중캐  
스트, ad-hoc/sensor 네트워크, 차세대 이동 네트  
워크

**박 영 덕 (Young Deok Park)**



2012년 : 성균관대학교 정보통  
신공학부 졸업 (학사)  
2014년: 포항공과대학교 컴퓨터  
공학과 (석사)  
2014년~현재 : 포항공과대학교  
컴퓨터공학과 박사과정

<관심분야> IEEE 802.11, Video streaming over  
wireless networks, PHY/MAC protocol design