

# 원하지 않는 작은 동작에 의한 잡음 환경 내 생체신호 탐지 기법

## Vital Sign Detection in a Noisy Environment by Undesirable Micro-Motion

최인오 · 김민 · 최재호 · 박정기 · 김경태

In-Oh Choi · Min Kim · Jea-Ho Choi · Jeong-Ki Park · Kyung-Tae Kim

### 요 약

최근 사물인터넷(internet of things: IoT) 스마트 홈 시스템과 관련하여 레이더 기반의 다양한 생체신호 탐지 기법들이 개발되고 있다. 생체신호는 폐에 의한 호흡수와 심장에 의한 심장박동수로 정의되며, 이는 일반적으로 흉부 또는 등의 미세한 움직임을 야기한다. 이때, 이 미세한 움직임은 레이더 수신신호의 위상을 변화시키기 때문에, 생체신호는 주로 위상 변화에 대한 스펙트럼 분석을 통해 탐지된다. 하지만, 호흡수와 달리 심장박동수에 의한 위상 변화는 매우 미약하기 때문에 실제 측정환경에서는 다양한 원인들로 인해 심장박동수가 오탐지될 확률이 매우 높다. 따라서 본 논문에서는 먼저 생체신호 오탐지를 야기하는 원인들을 분석한 후, 이를 바탕으로 효과적인 생체신호 탐지 기법을 제안한다. 제안된 기법은 크게 1) 위상 분리, 2) 위상 미분 및 필터링, 3) 생체신호 탐지, 그리고 4) 오탐지를 감소 단계로 구성되며, IR-UWB(Impulse-Radio Ultra-Wideband)를 사용한 실험 결과에서 보다 효율적이고 정확하게 생체신호가 탐지됨을 확인할 수 있었다.

### Abstract

Recently, many studies on vital sign detection using a radar sensor related to Internet of Things(IoT) smart home systems have been conducted. Because vital signs such as respiration and cardiac rates generally cause micro-motions in the chest or back, the phase of the received echo signal from a target fluctuates according to the micro-motion. Therefore, vital signs are usually detected via spectral analysis of the phase. However, the probability of false alarms in cardiac rate detection increases as a result of various problems in the measurement environment, such as very weak phase fluctuations caused by the cardiac rate. Therefore, this study analyzes the difficulties of vital sign detection and proposes an efficient vital sign detection algorithm consisting of four main stages: 1) phase decomposition, 2) phase differentiation and filtering, 3) vital sign detection, and 4) reduction of the probability of false alarm. Experimental results using impulse-radio ultra-wideband radar show that the proposed algorithm is very efficient in terms of computation and accuracy.

Key words: Respiration Rate, Cardiac Rate, Phase Fluctuation, Phase Decomposition, Probability of False Alarm

### I. 서 론

최근 사물인터넷(internet of things: IoT) 스마트 홈 시스

템이 주목받으면서, 비접촉식 생체신호 탐지와 관련된 레이더 기술 개발의 중요성이 증대되고 있다<sup>[1]~[3]</sup>. 이때, 생체신호는 폐에 의한 호흡수와 심장에 의한 심장박동수로

포항공과대학교 전자전기공학과(Department of Electrical Engineering, Pohang University of Science and Technology)

· Manuscript received April 1, 2019 ; Revised April 24, 2019 ; Accepted April 25, 2019. (ID No. 20190401-033)

· Corresponding Author: Kyung-Tae Kim (e-mail: kkt@postech.ac.kr)

정의되며, 이 장기들은 흉부 또는 등 부위 피부에 미세한 움직임을 야기한다. 그리고 이 움직임을 가지는 사람으로부터 수신된 레이더 반사 신호에는 미세한 위상변화가 발생되며, 이를 미세도플러 효과(micro-Doppler effect)라고 정의한다. 일반적으로 이 위상변화에는 폐에 의한 호흡수가 지배적으로 나타나는 반면에, 심장에 의한 심장박동수는 상대적으로 미약하게 나타난다. 따라서 초기 연구<sup>[1]</sup>에서는 이 위상정보에 대한 스펙트럼 분석을 수행한 후, 에너지가 가장 큰 주파수를 호흡수로 탐지하고, 두 번째로 에너지가 큰 주파수를 심장박동수로 탐지하였다. 하지만, 위상 정보 내에서 심장박동수의 에너지는 매우 작기 때문에 실제 측정환경에서 다양한 원인들로 인해 심장박동수가 오탐지 될 확률이 매우 높다<sup>[4]</sup>. 대표적인 원인들은 1) 위상 모호성(ambiguity), 2) 호흡수의 고조파(high order harmonics), 3) 위상 잡음이 있으며, 이러한 문제점들을 극복하기 위하여 다양한 연구들<sup>[5],[6]</sup>이 수행되어 왔다. 먼저 위상 모호성 문제는 생체신호의 미세한 움직임이 파장의 1/4보다 클 때 더 이상 정확한 위상변화를 추정할 수 없는 현상이며, 이는 위상 언래핑(unwrapping) 기법<sup>[2]</sup>을 통해 극복이 가능하였다. 다음으로 호흡수의 고조파 문제는 이 고조파가 심장박동수와 유사한 주파수 대역에 존재하여 심장박동수의 오탐지를 유발하는 현상이며, 이는 심장박동수가 존재하는 특정 주파수 대역만을 통과시키는 필터링 방식<sup>[7],[8]</sup>으로 해결되어 왔다. 하지만, 위상 잡음은 실제 측정환경에서 원하지 않는 동작들(e.g. 상체 숙임, 팔 동작 등)로 인해 빈번하게 발생하며, 이는 현재까지 국내에서 별다른 해결책이 없는 실정이다.

본 논문에서는 앞서 언급된 문제점들을 이론적 측면 및 실제 측정데이터로 분석한 후, 이를 바탕으로 잡음환경에서도 수행 가능한 생체신호 탐지 기법을 제안하고자 한다. 이때 제안된 기법은 크게 1) 위상 분리, 2) 위상 미분 및 필터링, 3) 생체신호 탐지, 그리고 4) 오탐지율 감소 단계로 구성된다. 먼저 위상 분리 단계에서는 LMD(local mean decomposition)<sup>[9]</sup>를 사용하여, 호흡수가 존재하는 위상 성분과 심장박동수가 존재하는 위상 성분을 각각 분리한다. 다음으로 위상 미분 및 필터링 단계에서는 원하지 않는 동작들로 인해 생기는 저주파 및 고주파 위상 잡음을 제거한다. 세 번째 생체신호 탐지 단계에서는 분리

된 두 위상들의 스펙트럼 분석을 수행한 후, 가장 큰 에너지를 가지는 주파수를 호흡수 및 심장박동수로 각각 탐지한다. 마지막 오탐지율 감소 단계에서는 실시간 탐지된 생체신호의 속도 변화 정보로 오탐지 결과들을 제거하여 생체신호의 오탐지율을 낮춘다. IR-UWB(Impulse-Radio Ultra-Wideband) 레이더를 사용한 실제 실험 결과, 제안된 기법을 통해 잡음 환경 내에서 보다 효율적이고 정확하게 생체 신호가 탐지됨을 확인할 수 있었다.

## II. 이론 및 문제점 분석

### 2-1 레이더 반사 신호 모델링

생체신호 탐지를 위한 구조는 그림 1과 같으며, 수식의 간편성을 위하여 표적은 점산란원 구조, 그리고 레이더 위치벡터 및 레이더 시선 방향(radar line-of-sight: RLOS) 벡터는  $\mathbf{r}_{R0} = [0,0,0]^T$  및  $\mathbf{r}_{RLOS} = [1,0,0]^T$ 로 가정된다. 이때 폐에 의해 나타나는 피부의 미세한 움직임이  $\mathbf{r}_r(t) = [d_r \cos(2\pi f_r(t)t + \phi_{r,0}), 0, 0]^T$  일 경우, RL OS에 투영된 거리변화  $R_r(t)$ 은 다음과 같이 정의된다.

$$R_r(t) = D\{\mathbf{r}_{R0}, \mathbf{r}_r(t)\} = d_r \cos(2\pi f_r(t)t + \phi_{r,0}), \quad (1)$$

여기서  $D\{\}$ 는 유클리디안 거리(Euclidean distance) 식,  $d_r$ 는 거리변화폭,  $\phi_{r,0}$ 은 초기위상이며,

$$f_r(t) = f_{r,0} + \Delta f_r \cos(2\pi f_{r,0}t), \quad (2)$$

는 실시간 변화하는 호흡수이며,  $f_{r,0}$ 는 기본주파수(fundamental frequency), 그리고  $\Delta f_r \cos(2\pi f_{r,0}t)$ 는 미세한 호흡수의 변화이다. 이때 이 변화는 푸리에 변환(Fourier transform) 과정에서 비선형적인 입, 출력 관계를 만들며, 식 (1)

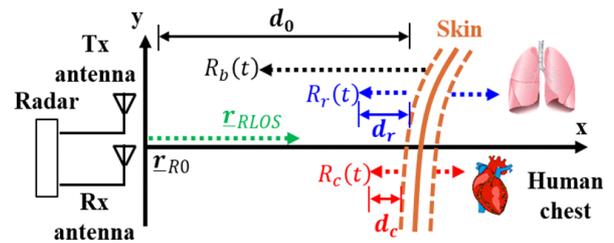


그림 1. 생체신호 탐지를 위한 구조

Fig. 1. Geometry for vital sign detection.

의 주파수 스펙트럼에 호흡수의 고조파를 생성한다.

다음으로 심장에 의한 피부의 미세한 거리변화  $R_c(t)$ 와 실시간 심장박동수  $f_c(t)$ 는 앞선 식들과 동일한 방식으로 다음과 같이 정의된다.

$$R_c(t) = d_c \cos(2\pi f_c(t)t + \phi_{c0}), \quad (3)$$

$$f_c(t) = f_{c0} + \Delta f_c \cos(2\pi f_{c0}t), \quad (4)$$

여기서  $d_c$ 는 거리변화폭,  $\phi_{c0}$ 은 초기위상,  $f_{c0}$ 는 기본주파수, 그리고  $\Delta f_c \cos(2\pi f_{c0}t)$ 는 미세한 심장박동수의 변화이다.

다음으로 원하지 않는 사람의 동작을 간단하게 모델링하기 위하여 이를  $x$ 축의 비선형함수  $d_x(t)$ 로 가정하며, 이때 원하지 않는 동작에 의한 거리변화  $R_b(t)$ 는 다음과 같이 정의된다.

$$R_b(t) = d_0 - d_x(t), \quad (5)$$

여기서  $d_0$ 는 레이더와 표적 간의 초기거리 간격이다.

최종적으로 점산란원 구조의 표적에 연속파(continuous wave: CW) 신호가 송신된다고 가정할 경우, 식 (1), (3), 그리고 (5)를 사용하여 레이더 반사 신호  $s(t)$ 을 다음과 같이 정의할 수 있다.

$$\begin{aligned} s(t) &= I(t) + Q(t) + n(t) \\ &= \sigma(t) \exp[j\theta(t)] + n(t) \\ &= \sigma(t) \exp\{j4\pi/\lambda_0\} \{R_r(t) + R_c(t) \\ &\quad + R_b(t)\} + n(t), \end{aligned} \quad (6)$$

여기서  $\lambda_0$ 는 파장,  $\sigma(t)$ 는 표적의 RCS(radar cross section),  $\theta(t)$ 는 위상 변화,  $n(t) = |n(t)| \angle n_\theta(t)$ 는 잡음 신호,  $I(t)$  및  $Q(t)$ 는 in-phase 및 quadrature 신호이다.

## 2-2 문제점 분석

앞서 모델링된 레이더 반사 신호에서 생체신호를 탐지하기 위해서는 식 (6)으로부터 위상  $\theta(t)$ 을 추출해야 한다. 이때 위상을 추출하기 위해 사용되는 대표적인 방법은 arctangent demodulation<sup>[2]</sup>이며, 다음과 같이 정의된다.

$$\begin{aligned} \theta(t) &= \tan^{-1}\{Q(t)/I(t)\} + n_\theta(t), \quad t = t_1, \dots, T_N \\ &= \{4\pi/\lambda_0\} \{R_r(t) + R_c(t) + R_b(t)\} + n_\theta(t) \\ &= \theta_r(t) + \theta_c(t) + \theta_b(t) + n_\theta(t), \end{aligned} \quad (7)$$

여기서  $\theta_r(t)$ ,  $\theta_c(t)$  및  $\theta_b(t)$ 는 각각 호흡, 심장박동 및 원하지 않는 동작에 의한 위상 변화,  $n_\theta(t)$ 는 위상 잡음,  $T_N$ 는 총 관측시간이다. 이때 생체신호 탐지는 식 (7)의 스펙트럼 분석을 통해 호흡의 기본주파수  $f_{r0}$ 와 심장박동의 기본주파수  $f_{c0}$ 을 추정하는 것이다. 하지만 이를 수행하는 과정에서 크게 3가지 문제점들이 존재한다.

먼저 식 (7)의 위상  $\theta(t)$ 는 위상 모호성을 피하기 위하여  $|\theta(t)| \leq \pi$ 의 조건을 항상 만족해야 한다<sup>[3]</sup>. 일반적으로 호흡에 의한 거리변화폭  $d_r$ (e.g.  $0.005 \text{ m} \leq d_r \leq 0.01 \text{ m}$ )이 심장박동에 의한 거리변화폭  $d_c$ (e.g.  $0.00005 \text{ m} \leq d_c \leq 0.0005 \text{ m}$ )보다 크기 때문에 위상 모호성을 피하기 위한 최소 조건은 호흡에 의한 최대 거리변화폭과 파장에 의해 결정되며, 다음과 같이 정의된다.

$$\begin{aligned} \max\{\theta_r(t)\} &= \{4\pi/\lambda_0\} \max\{R_r(t)\} \leq \pi \\ &= 4d_r/\lambda_0 \leq 1. \end{aligned} \quad (8)$$

따라서 생체신호 탐지를 위한 파장은  $\lambda_0 \geq 4d_r$ 을 만족해야 한다. 이때 호흡 거리변화폭의 최댓값은 대략  $d_r = 0.01 \text{ m}$ 이기 때문에 사용 가능한 파장의 길이는  $\lambda_0 \geq 0.04 \text{ m}$  (i.e. 중심주파수  $f_0 \leq 25 \text{ GHz}$ )이다.

다음으로 식 (7)에 스펙트럼 분석을 수행할 경우, 앞서 언급된 호흡수의 고조파 성분들(e.g.  $2f_{r0}$ ,  $3f_{r0}$ ,  $4f_{r0}$ )이 심장박동수  $f_{c0}$ 와 유사한 주파수 대역에 존재하여 심장박동수 오탐지를 유발하는 문제점이 있다<sup>[7],[8]</sup>. 게다가, 원하지 않는 동작 및 잡음에 의한 요소들(i.e.  $\theta_b(t)$ ,  $n_\theta(t)$ )로 인해 생체신호에 대한 SNR(Signal-to-Noise Ratio)이 현저하게 떨어지는 문제가 있다.

앞서 언급된 3가지 문제점들에 대한 직관적인 고찰을 위하여 본 연구에서는 그림 2의 7.29 GHz IR-UWB 레이

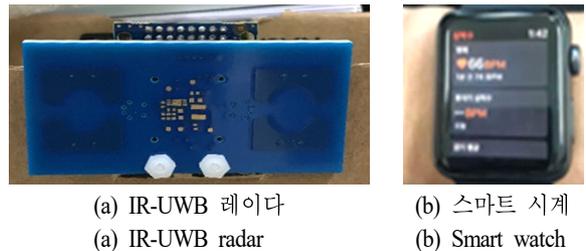


그림 2. IR-UWB 레이더 및 스마트 시계  
Fig. 2. IR-UWB radar and smart watch.

다를 사용한 측정데이터를 분석한다. 이때 식 (6)과 같은 레이더 반사 신호 구성을 위하여, IR-UWB 레이더에서 수신된 데이터에서 표적이 존재하는 거리요소의 펄스별 신호를 추출하여 사용하였으며, 사용된 레이더 변수는 표 1과 같다.

먼저 IR-UWB 레이더는 파장이 0.0412 m이기 때문에 그림 3(a)와 같이 가만히 있는 표적의 경우, 생체신호에

표 1. 실험 변수들  
Table 1. Experiment parameters.

|   |           |
|---|-----------|
| Carrier frequency $f_0$                 | 7.29 GHz  |
| Wave length $\lambda_0$                 | 0.0412 m  |
| Observation time $T_N$                  | 41.6667 s |
| The number of samples $N$               | 1,000     |
| Sampling frequency                      | 24 Hz     |
| Distance between radar and target $d_0$ | 0.2 m     |

의한 위상 모호성은 발생하지 않는다(그림 3(b) 참조). 하지만, 그림 3(c)의 스펙트럼과 같이 호흡수(respiration rate)에 의한 고조파들이 발생하는 것을 알 수 있었다. 반면에 그림 3(d)와 같이 순간적으로 앞으로 움직이는 표적의 경우, 원하지 않는 동작으로 인해 위상이 왜곡된 것을 그림 3(e)에서 확인할 수 있었다. 게다가, 그림 3(f)의 스펙트럼에서는 위상 왜곡으로 인해 SNR이 매우 저하되어, 심장박동수(cardiac rate)의 추정이 매우 어려워짐을 확인할 수 있었다. 따라서 이러한 문제점을 극복하기 위해서는 잡음 환경에 강인한 생체신호 탐지 기법이 반드시 필요하다.

### III. 제안된 기법

제안된 기법은 크게 1) 위상 분리, 2) 위상 미분 및 필터링, 3) 생체신호 탐지, 그리고 4) 오탐지율 감소 단계로 나뉜다.

먼저 위상 분리 단계에서는 LMD<sup>[9]</sup>를 사용하여 식 (7)

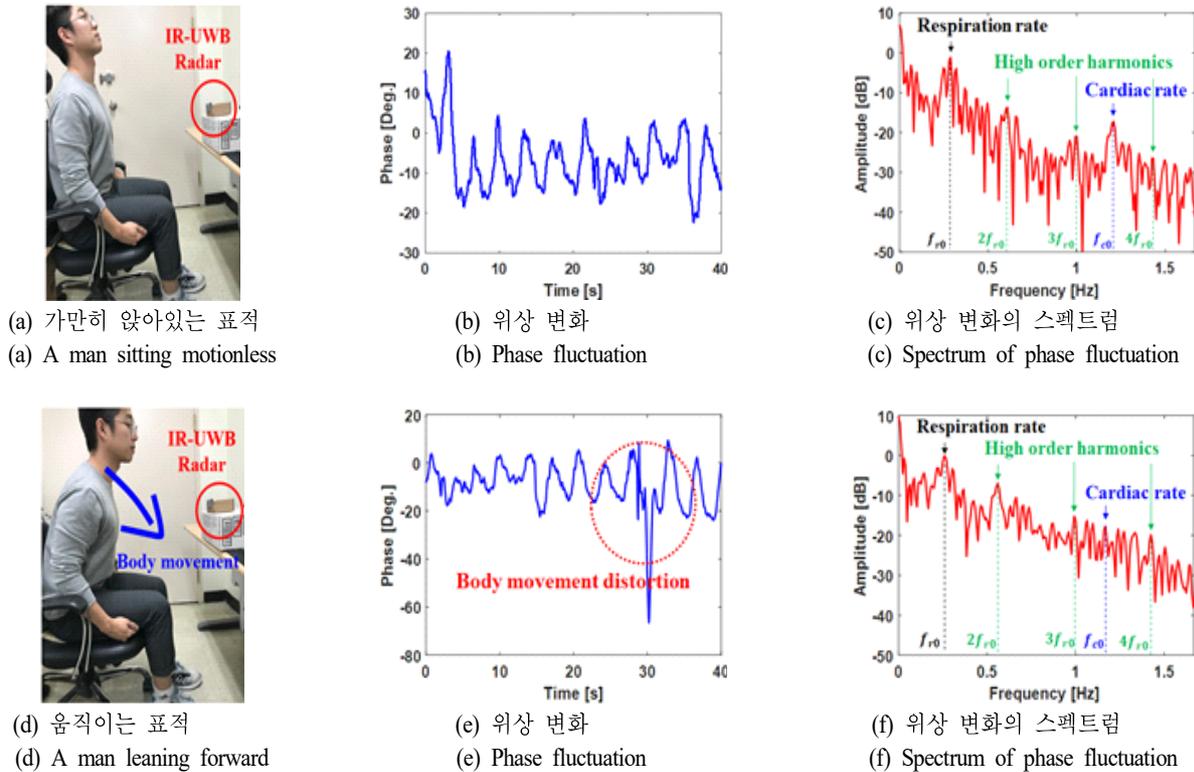


그림 3. IR-UWB 레이더 측정 결과  
Fig. 3. Measurements using IR-UWB radar.

의 위상을 호흡수와 심장박동수에 해당하는 위상 성분들로 분리한다. 이때 생체신호 탐지에 사용되었던 기존 분리 기법들은 대표적으로 empirical mode decomposition (EMD)<sup>[10]</sup>과 variational mode decomposition(VMD)<sup>[11]</sup>이 있다. 하지만, EMD는 여러 모드들 중 생체신호가 있는 모드를 선택해야하는 단점이 있었고, VMD는 위상 분리를 위해 반복적으로 알고리즘이 수행되어야 하는 문제점이 있었다. 반면에, LMD는 반복 연산을 수행하지 않아도 위상 분리가 충분히 가능하며, 호흡과 심장박동에 해당하는 두 가지 위상 성분(i.e.  $\theta_1(t)$ ,  $\theta_2(t)$ )만을 다음과 같이 효율적으로 분리할 수 있다.

$$\begin{aligned} \theta(t) &= \sum_{k=1}^2 a_k(t) s_k(t) + u(t) \\ &= \theta_1(t) + \theta_2(t) + u(t), \end{aligned} \quad (9)$$

여기서  $a_k(t)$ 는  $k$ 번째 분리된 포락선(envelope),  $s_k(t)$ 는  $k$ 번째 분리된 주파수 변조 성분(purely frequency modulated term),  $u(t)$ 는 잔여 성분(residue)이다. 이때  $a_k(t)$ 는 위상 변화의 극값에 대한 local magnitude,  $s_k(t)$ 는 위상 변화의 극값에 대한 local mean으로 정의된다(참고문헌 [4] 참조).

다음으로 위상 미분 및 필터링 단계에서는 앞서 분리된 두 가지 위상 성분들에 잔존하는 저주파 및 고주파 위상 잡음을 제거한다. 이때 미분은 저주파 위상 잡음을 제거하는 고역통과필터 역할을 수행하며, 필터링은 호흡수( $0 \text{ Hz} \leq f_{r0} < 0.83 \text{ Hz}$ )가 존재하는  $d\{\theta_1(t)\}/dt$ 의 대역통과필터링과 심장박동수( $0.83 \text{ Hz} \leq f_{c0} \leq 1.83 \text{ Hz}$ )가 존재하는  $d\{\theta_2(t)\}/dt$ 의 대역통과필터링으로 구성된다.

세 번째 단계에서는 두 위상 성분들에 FFT(Fast Fourier transform) 기반의 스펙트럼 분석을 각각 수행하여, 최대 에너지를 가지는 주파수를 각각 호흡수 및 심장박동수로 탐지한다. 하지만, 심장박동수는 매우 미약한 에너지를 가지기 때문에 위상 잡음에 매우 취약하며, 이는 심장박동수의 매우 높은 오탐지 확률을 야기한다.

앞서 언급된 생체신호의 오탐지 확률을 감소시키기 위하여 마지막 단계에서는 실시간 탐지된  $i$ 번째 위상 변화 프레임에서의 호흡수 및 심장박동수의 속도변화를 다음과 같이 추정한다.

$$\hat{v}_r(i) = \{\hat{f}_{r0}(i) - f_{r0}(i-1)\}/dt, \quad (10)$$

$$\hat{v}_c(i) = \{\hat{f}_{c0}(i) - f_{c0}(i-1)\}/dt, \quad (11)$$

여기서  $\hat{f}_{r0}(i)$  및  $\hat{f}_{c0}(i)$ 는 각각 탐지된  $i$ 번째 호흡수 및 심장박동수의 기본주파수들이다. 이때 식 (10) 및 식 (11)의 속도변화는 msec 단위로 실시간 업데이트되기 때문에, 일반적으로 실제 호흡수와 심장박동수의 속도 변화가 극심하게 발생하는 경우는 거의 존재하지 않는다. 따라서 본 연구에서는 적절한 속도 임계값을 정의한 후,  $\hat{v}_r(i)$  및  $\hat{v}_c(i)$ 가 속도 임계값을 넘는 경우  $\hat{f}_{r0}(i)$  및  $\hat{f}_{c0}(i)$ 를 오탐지된 결과들로 판단하며, 이전에 탐지된  $N_s$ 개의 결과들의 평균값으로 다음과 같이 대체한다.

$$f_{r0}(i) = \begin{cases} \hat{f}_{r0}(i), & \text{if } \hat{v}_r(i) < v_{rth} \\ \frac{1}{N_s} \sum_{j=i-N_s}^{i-1} f_{r0}(j), & \text{otherwise} \end{cases} \quad (12)$$

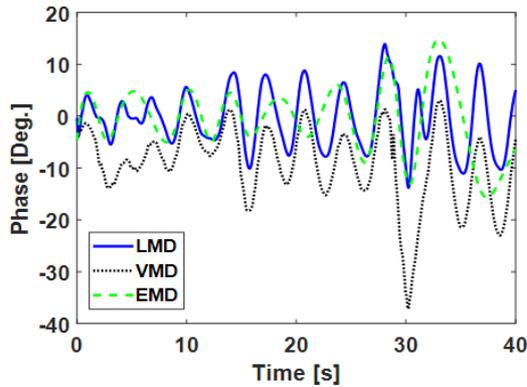
$$f_{c0}(i) = \begin{cases} \hat{f}_{c0}(i), & \text{if } \hat{v}_c(i) < v_{cth} \\ \frac{1}{N_s} \sum_{j=i-N_s}^{i-1} f_{c0}(j), & \text{otherwise} \end{cases} \quad (13)$$

여기서  $v_{rth}$  및  $v_{cth}$ 는 각각 호흡수와 심장박동수에 대한 속도 임계값들이다.

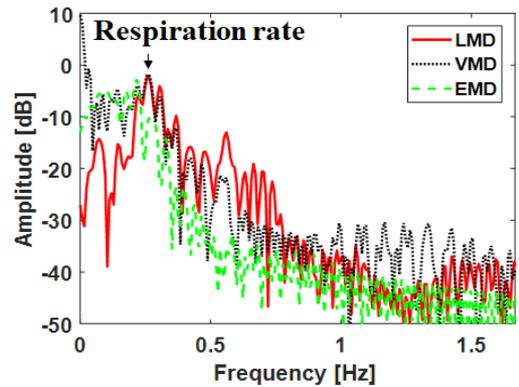
#### IV. 실험

제안된 생체신호 탐지기법의 성능을 검증하기 위하여, 그림 3(d)의 원하지 않는 동작을 가지는 표적에 대한 IR-UWB 레이다 측정데이터와 그림 2(b)의 심장박동수 검출용 스마트 시계를 사용하였다.

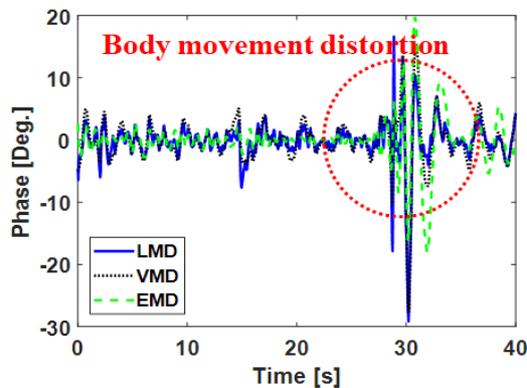
먼저, 레이다 반사 신호에서 추출된 위상 변화를 호흡과 심장박동에 대한 성분들로 분리하기 위하여 제안된 LMD 외에 기존 기법들인 EMD와 VMD 성능을 비교 및 분석하였다. 그림 3(e)의 위상변화에서 제안된 LMD를 사용할 경우, 호흡수에 대한 위상 성분을 그림 4(a)와 같이 왜곡 없이 가장 안정적으로 분리할 수 있음을 확인할 수 있었다. 반면에 EMD의 경우, 미세하게 호흡수의 주기가 다르게 추출되었으며, VMD의 경우 LMD와 유사한 성능을 보였지만, 반복 연산을 수행해야 하는 단점이 있었다.



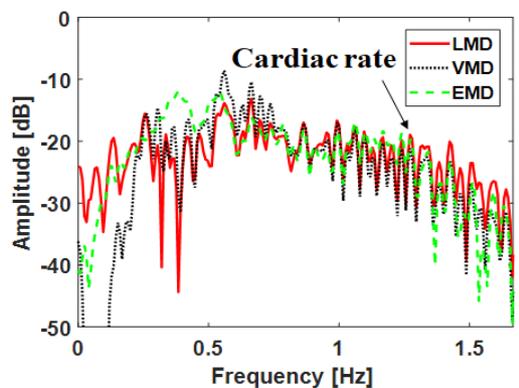
(a) 호흡수에 대한  $\theta_1(t)$   
(a)  $\theta_1(t)$  for respiration rate



(a)  $\theta_1(t)$ 에 대한 스펙트럼  
(a) Spectrum of  $\theta_1(t)$



(b) 심장박동수에 대한  $\theta_2(t)$   
(b)  $\theta_2(t)$  for cardiac rate



(b)  $\theta_2(t)$ 에 대한 스펙트럼  
(b) Spectrum of  $\theta_2(t)$

그림 4. 위상 분리 예시

Fig. 4. Example of phase decomposition.

다음으로 분리된 위상 성분들에 대하여 미분 연산을 적용한 후, 스펙트럼 분석을 그림 5와 같이 수행하였다. 이때, LMD와 VMD로 분리된 호흡 위상 성분에 대한 스펙트럼들에서 동일한 호흡수가 추출됨을 그림 5(a)에서 확인할 수 있었다. 반면에, 심장박동 위상 성분에 대한 스펙트럼들에서는 원하지 않는 동작들로 인해 SNR이 매우 낮아져, 정확한 심장박동수 탐지가 어려움을 확인할 수 있었다(그림 5(b) 참조).

마지막으로 실시간 생체신호 탐지 성능을 분석하기 위하여 그림 6과 같이 전체 관측시간 124초 동안, 41.6667초 구간의 프레임을 약 0.4초마다 천이시키면서, 호흡수와 심장박동수를 실시간으로 탐지하였다. 이때 프레임

그림 5. 스펙트럼 분석 예시

Fig. 5. Example of spectrum analysis.

2와 달리, 프레임 1 및 프레임 3에서 원하지 않는 동작에 의해 위상 잠음이 발생한 것을 확인할 수 있었다. 그 결과, 프레임 1과 프레임 3의 위상 변화에 LMD를 적용하여 분리된 심장박동수의 위상 성분에 위상 미분 및 필터링까지 적용한 스펙트럼에서 정확한 심장박동수 탐지가 여전히 어려움을 확인할 수 있었다(그림 6 참조). 마찬가지로 그림 7과 같이 실시간 탐지된 호흡수와 심장박동수 결과들을 확인할 경우, 파란색의 심장박동수 탐지 결과가 빨간색의 실제 심장박동수와 비교하여 오탐지가 자주 나타남을 확인할 수 있었다. 하지만, 제안된 오탐지율 감소 기법까지 적용할 경우, 보다 안정적으로 실제 심장박동수를 따라가는 것을 확인할 수 있었다. 반면에, 호

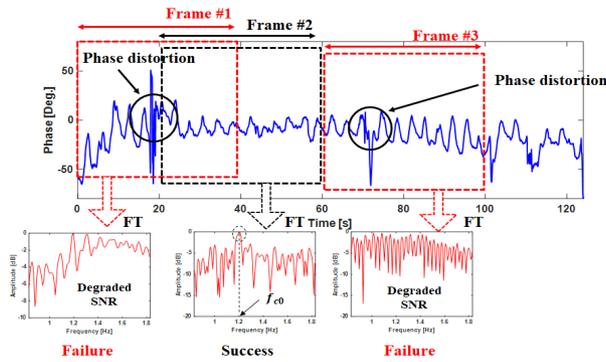


그림 6. 실시간 생체신호 탐지를 위한 구조  
Fig. 6. Framework for real-time vital sign detection.

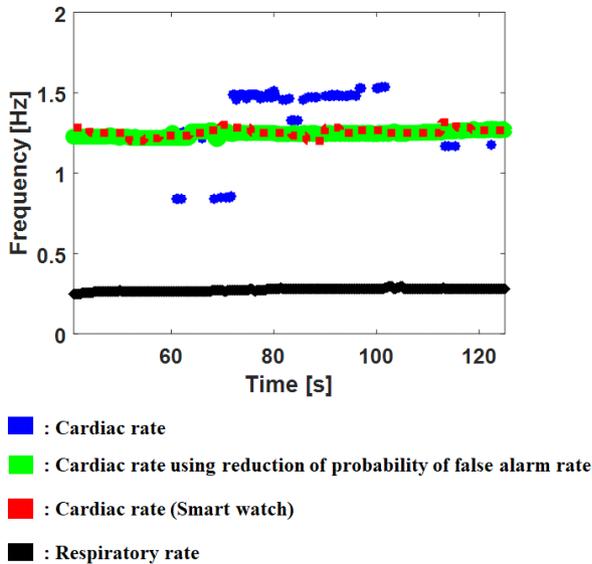


그림 7. IR-UWB 레이더 측정 결과  
Fig. 7. Measurements using IR-UWB radar.

흡수의 경우, 심장박동수보다 위상 변화 내 에너지가 상대적으로 크기 때문에 오탐지율 감소 기법을 적용하지 않아도 안정적으로 탐지가 가능함을 확인할 수 있었다.

### V. 결 론

본 논문에서는 실제 측정환경에서 생체신호가 오탐지되는 문제를 해결하기 위하여, 잡음 환경에서도 강인한 성능을 가지는 생체신호 탐지 알고리즘을 제안하였다. 제안된 기법은 크게 1) LMD 기반의 위상 분리, 2) 잡음 제

거를 위한 위상 미분 및 필터링, 3) 생체신호 탐지, 그리고 4) 오탐지율 감소 단계로 구성되며, 7.29 GHz IR-UWB 레이더를 사용하여 생체신호 오탐지율을 야기하는 다양한 원인들을 분석하고, 제안된 생체신호 탐지 기법의 실시간 탐지 성능을 검증하였다. 하지만 제안된 기법은 원하지 않는 동작이 걸음걸이와 같이 큰 동작으로 나타날 경우, 적용이 어렵기 때문에, 이를 위해 향후 표적의 생체신호 탐지를 위한 병진운동 보상 기법을 개발할 예정이다. 또한, 심장박동수가 호흡수와 매우 유사한 주파수 대역에 존재할 경우 제안된 기법으로는 정확한 심장박동수 탐지가 불가능하기 때문에, 이를 정확하게 탐지하기 위한 방안도 향후 개발할 예정이다.

### References

- [1] F. Adib, H. Mao, Z. Kabelac, D. Katabi, and R. C. Miller, "Smart homes that monitor breathing and heart rate," in *CHI '15 Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems*, Apr. 2015, pp. 837-846.
- [2] J. H. Lee, K. B. Kim, and S. O. Park, "Doppler radar system for long range detection of respiration and heart rate," *Journal of Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science*, vol. 25, no. 4, pp. 418-425, Apr. 2014.
- [3] I. C. Ko, H. C. Park, "Apnea detection and respiration rate estimation using IR-UWB radar signals," *Journal of Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science*, vol. 28, no. 10, pp. 802-809, Oct. 2017.
- [4] M. H. Seo, B. S. Lee, "Detection of heartbeat and respiration using a modified signal model in the CW bio-radar," *Journal of Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science*, vol. 19, no. 11, pp. 1204-1212, Nov. 2008.
- [5] Q. Lv, D. Ye, S. Qiao, Y. Salamin, J. Huangfu, C. Li, and L. Ran, "High dynamic-range motion imaging based on linearized Doppler radar sensor," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 62, no. 9, pp. 1837-1846, Sep. 2014.

[6] E. Schires, P. Georgiou, and T. S. Lande, "Vital sign monitoring through the back using an UWB impulse radar with body coupled antennas," *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 12, no. 2, pp. 292-302, Apr. 2018.

[7] S. S. Myoung, Y. J. An, J. H. Moon, B. J. Jang, and J. G. Yook, "Novel 10 GHz bio-radar system based on frequency multiplier and phase-locked loop," *Journal of Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science*, vol. 21, no. 2, pp. 208-217, Feb. 2010.

[8] K. Y. Ku, Y. Hong, H. J. Lee, G. H. Yum, J. G. Yook, and K. W. Kim, "Vital sign sensor based on second harmonic frequency drift of oscillator," *Journal of Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science*,

vol. 27, no. 3, pp. 299-306, Mar. 2016.

[9] B. Yuan, Z. Chen, and S. Xu, "Micro-Doppler analysis and separation based on complex local mean decomposition for aircraft with fast-rotating parts in ISAR imaging," *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, vol. 52, no. 2, pp. 1285-1298, Feb. 2014.

[10] J. Feng, S. Pan, "Extraction algorithm of vital signals based on empirical mode decomposition," *Journal of South China University of Technology*, vol. 38, no. 10, pp. 1-6, 2010.

[11] C. Ding, J. Yan, L. Zhang, H. Zhao, H. Hong, and X. Zhu, "Noncontact multiple target vital sign detection based on VMD algorithm," in *2017 IEEE Radar Conference(RadarConf)*, Seattle, WA, May 2017, pp. 727-730.

최 인 오 [포항공과대학교/박사과정]

<https://orcid.org/0000-0002-0410-1066>



2012년 8월: 부경대학교 전자정보통신공학과 (공학사)  
 2014년 8월: 부경대학교 전자공학과 (공학석사)  
 2015년 9월~현재: 포항공과대학교 전자전기공학과 박사과정  
 [주 관심분야] 미세도플러 분석, 레이더 표적인식, 레이더 신호처리, 패턴인식, 스펙트럼 추정

최 재 호 [포항공과대학교/박사과정]

<https://orcid.org/0000-0001-9484-4869>



2017년 2월: 고려대학교 컴퓨터·통신공학부 (공학사)  
 2019년 2월: 포항공과대학교 전자전기공학과 (공학석사)  
 2019년 2월~현재: 포항공과대학교 전자전기공학과 박사과정  
 [주 관심분야] 레이더 신호처리, 휴먼 탐지, 미세도플러 분석

김 민 [포항공과대학교/박사과정]

<https://orcid.org/0000-0001-7520-3513>



2015년 2월: 부경대학교 전자공학과 (공학사)  
 2017년 2월: 부경대학교 전자공학과 (공학석사)  
 2018년 9월~현재: 포항공과대학교 전자전기공학과 박사과정  
 [주 관심분야] 레이더 표적인식, 레이더 신호처리, 풍력발전단지 EMI/EMC 분석

박 정 기 [포항공과대학교/석사과정]

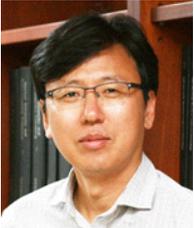
<https://orcid.org/0000-0001-5409-562>



2018년 2월: 포항공과대학교 전자전기공학과 (공학사)  
 2018년 3월~현재: 포항공과대학교 전자전기공학과 석사과정  
 [주 관심분야] 레이더 신호처리, 생체신호 탐지, Passive Radar

김 경 태 [포항공과대학교/정교수]

<https://orcid.org/0000-0003-1200-5282>



1994년 2월: 포항공과대학교 전자전기공학과 (공학사)

1996년 2월: 포항공과대학교 전자전기공학과 (공학석사)

1999년 2월: 포항공과대학교 전자전기공학과 (공학박사)

2002년 3월~2011년 2월: 영남대학교 전

자공학과 교수

2011년 3월~현재: 포항공과대학교 전자전기공학과 교수

2012년 9월~2017년 12월: 레이더/IR 표적식별 특화연구실실장

2018년 1월~현재: 국방R/D 전략 및 기술협력 센터장

2018년 1월~현재: 무인감시정찰기술연구센터장

[주 관심분야] 레이더 신호 처리 및 영상, 레이더 표적인식 및 패턴인식, 전자기수치해석 및 RCS 측정