

걸어 다니는 사람의 생체신호탐지를 위한 움직임 보상기법 연구

A Study on Motion Compensation for the Vital Sign Detection of Walking Individuals

차상빈 · 박상홍 · 김경태* · 최인오**

Sangbin Cha · Sanghong Park · Kyungtae Kim* · Inoh Choi**

요 약

최근 사물인터넷(internet of things: IoT) 산업의 발전으로 인하여, 레이더 센서를 활용한 실내 재실자의 비접촉식 생체신호탐지 연구가 활발히 진행되어 왔다. 이때, 대부분의 생체신호탐지 연구들은 폐와 심장에 의한 미세한 움직임만 가지는 정지한 사람의 레이더 수신신호로부터 위상변화를 추출한 후, 이 위상변화에 대한 스펙트럼 분석을 통해 수행되어 왔다. 하지만, 사람이 걸어 다닐 경우, 생체신호보다 상대적으로 큰 움직임에 의해 극심한 위상변화가 발생되고, 이는 생체신호탐지 성능을 매우 저하시킨다. 따라서, 본 논문에서는 걸어 다니는 사람에 대한 생체신호탐지를 수행하기 위하여, 걸음 움직임을 보상하기 위한 새로운 기법을 제안한다. 먼저, 걸어 다니는 사람의 레이더 수신신호 모델링을 수행한 후, 이를 사용하여 생체신호탐지에 대한 걸음 움직임의 영향을 면밀히 분석한다. 그리고 앞서 분석된 결과들을 바탕으로 걸음 움직임을 실시간 보상하기 위한 이동평균필터 및 최빈값 기반의 알고리즘을 새로 제안한다. 상용 IR-UWB (impulse-radio ultra-wideband) 레이더를 활용한 실험을 통해, 제안된 기법으로 걸어 다니는 사람에 대한 실시간 생체신호탐지가 성공적으로 수행될 수 있음을 확인하였다.

Abstract

The non-contact vital sign detection of an individual in indoor environments using a radar sensor has been widely researched by recent advances in the IoT industry. Most of these studies have been conducted by analyzing the spectrum of extracted phase variations in the echo signal of a motionless individual that has only micro-motion (that is, vital signs) caused by both the lung and the heart. However, in the case of a walking individual, the performance of the vital sign detection using conventional methods may be rapidly degraded owing to extreme phase fluctuations caused by the relatively large movement of the individual compared to the vital sign motions. To address this problem, we propose a new motion compensation method for the vital sign detection of a walking individual. First, we conduct a modeling of the echo signal for a walking individual using a radar and discuss problems in vital sign detection. Next, a new algorithm for real-time motion compensation is suggested based on a moving averaging filter and mode in statistics. In the experiments using an IR-UWB (Impulse-radio ultra-wideband) radar, we observed that the proposed method performed a successful real-time vital sign detection of a walking individual.

Key words: IR-UWB Radar, Vital Sign Detection, Motion Compensation, Macro-Motion, Micro-Motion

†이 논문은 2021학년도 한국해양대학교 신진교수 정착연구지원사업 연구비의 지원을 받아 수행된 연구임.

부경대학교 전자공학과(Department of Electronic Engineering, Pukyong National University)

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

**한국해양대학교 전자전기정보공학부 전자통신공학전공(Division of Electronics and Electrical Information Engineering, National Korea Maritime & Ocean University)

· Manuscript received August 2, 2021 ; Revised September 24, 2021 ; Accepted October 28, 2021. (ID No. 20210802-063)

· Corresponding Author: Inoh Choi (e-mail: inohchoi@kmou.ac.kr)

I. 서 론

최근 비접촉식 생체신호탐지(vital sign detection)가 의학 및 사물인터넷(internet of things: IoT) 분야에서 크게 주목을 받으면서, 이와 관련된 레이더 기술 개발의 중요성이 점점 증대되고 있다^{[1]~[3]}. 이때, 생체신호는 폐에 의한 호흡수(respiratory rate)와 심장에 의한 심장박동수(cardiac rate)로 정의되며, 이 장기들은 흉부 또는 등 부위 피부에 미세한 움직임(micro-motion)을 야기한다. 그리고 이 움직임을 가지는 사람으로부터 수신된 레이더 수신신호에는 미세한 위상변화가 발생되며, 이를 미세도플러 효과(micro-Doppler effect)라고 정의한다. 이때, 기존 생체신호탐지는 미세한 위상변화에 대한 스펙트럼 분석을 통해 수행될 수 있다^{[4]~[7]}. 하지만, 그림 1과 같이 걸어가는 사람의 경우, 걸음 움직임(macro-motion)에 의해 급격하게 변화하는 위상변화 때문에 기존 생체신호탐지기법^{[4]~[7]}으로는 생체신호를 탐지하기가 매우 어렵다. 따라서, 걸어 다니는 사람에 대한 생체신호를 탐지하기 위해서는 걸음 움직임에 대한 보상이 반드시 필요하다.

앞서 언급된 문제점을 해결하기 위하여, 걸어 다니는 사람에 대한 생체신호탐지 기법들이 개발되어 왔다^{[8]~[11]}. 먼저, 참고문헌 [8]은 일정한 속도만 가지는 걸음 움직임을 가정할 때, 일정한 속도에 의한 수신신호의 도플러 주파수 천이(shift)를 보상하여 호흡수를 측정하는 방식을 제안하였다. 하지만, 레이더 수신신호에 대한 주파수 스펙트럼 분석을 수행할 경우, 미세도플러 현상으로 인해

정확한 생체신호 탐지가 어렵다는 단점이 존재한다. 그리고 참고문헌 [9], [10]에서는 비선형적인 걸음 움직임을 보상하기 위한 self-injection-locked 레이더 하드웨어 구조를 개발하였다. 하지만, 이 구조는 사람 앞, 뒤로 2개의 안테나를 설치하여 걸음 움직임을 보상하기 때문에, 실용성이 떨어지는 단점이 존재한다. 참고문헌 [11]에서는 거리 측면도(range-profile)에서 나타나는 움직이는 표적 및 클러터(clutter) 정보에서 교차 상관계수로 걸음 움직임 유무를 판단 후, 생체신호를 탐지한다. 하지만, 걸음 움직임을 보상한 게 아니기 때문에, 복잡한 움직임에는 성능을 보장할 수 없다는 단점이 존재하였다.

본 논문에서는 걸어 다니는 사람의 실시간 생체신호탐지를 위한 걸음 움직임 보상 알고리즘을 제안한다. 이를 위하여, 먼저 걸어 다니는 사람의 레이더 수신신호에 대한 모델링을 수행한다. 이후, 모델링된 레이더 수신신호의 수식을 사용하여 걸음 움직임이 생체신호탐지에 어떠한 영향을 주는지 면밀히 분석한다. 다음으로 앞서 분석된 결과들을 바탕으로 걸음 움직임을 보상하기 위한 이동평균필터(moving average filter) 및 최빈값(mode) 기반의 알고리즘을 제안한다. 여기서 최빈값은 실시간으로 탐지된 생체신호 결과들의 히스토그램을 통해 추출되며, 오탐지율을 줄일 수 있다.

본 연구에서는 제안된 기법의 성능을 검증하기 위하여 상용 IR-UWB(impulse-radio ultra-wideband) 레이더를 사용하였으며, 실험 결과들을 통해 제안된 기법으로 걸어 다니는 사람의 실시간 생체신호탐지가 가능함을 확인할 수 있었다.

II. 레이더 수신신호 모델링 및 걸음 움직임 영향 분석

2-1 레이더 수신신호 모델링

걸어 다니는 사람에 대한 생체신호탐지 구조는 그림 1과 같으며, 일반적으로 레이더 수신신호는 사람의 피부에서 전자파가 산란되어 나타난다^{[4]~[7]}. 이때, 수식의 간편성을 위하여 가슴, 손 및 발 부분에서 전자파가 산란됨을 가정한다(i.e., 3개 점산란원 구조의 사람 표적). 그리고 레이더 위치벡터 및 레이더 시선 방향(radar line-of-sight: RLOS) 벡터는 $\mathbf{r}_{R0} = [0, 0, H_0]^T$ (H_0 : 레이더 높이) 및

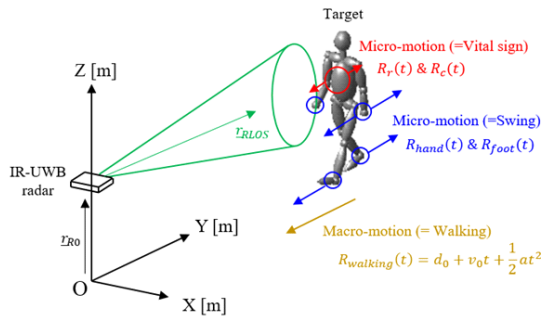


그림 1. 걸어 다니는 사람의 생체신호탐지 구조

Fig. 1. Geometry of vital sign detection for an walking individual.

$\mathbf{r}_{RLOS} = [0, 1, 0]^T$ 으로 가정된다.

먼저, 걸어 다니는 사람의 가슴은 폐와 심장에 의한 미세한 움직임을 가진다. 이때 폐에 의해 나타나는 미세한 움직임이 $\mathbf{r}_r(t) = [0, d_r \cos(2\pi f_{r0}t + \phi_{r0}), 0]^T$ 일 경우, RLOS에 투영된 거리변화 $R_r(t)$ 는 다음과 같이 정의된다^{[6],[7]}.

$$R_r(t) = \mathbf{r}_{RLOS}^T \cdot \mathbf{r}_r(t) = d_r \cos(2\pi f_{r0}t + \phi_{r0}), \quad (1)$$

여기서 \cdot 는 내적 연산자, d_r 는 거리변화폭, ϕ_{r0} 은 초기 위상, 그리고 f_{r0} 는 호흡수이다.

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

$$R_c(t) = \mathbf{r}_{RLOS}^T \cdot \mathbf{r}_c(t) = d_c \cos(2\pi f_{c0}t + \phi_{c0}), \quad (2)$$

여기서 d_c 는 거리변화폭, ϕ_{c0} 은 초기위상, 그리고 f_{c0} 는 심장박동수이다.

다음으로 손 및 발은 걸을 때 미세한 흔들거림을 가지며, RLOS에 투영된 이들의 거리변화 $R_{hand}(t)$ 및 $R_{foot}(t)$ 는 그림 2와 같이 비선형 속도 변화 함수에 의하여 정의됨을 가정한다^[12].

마지막으로 걸음 움직임에 의한 RLOS에 투영된 거리변화 $R_{walking}(t)$ 는 다음과 같이 근사적으로 정의된다.

$$R_{walking}(t) = d_0 + v_0 t + \frac{1}{2} a_0 t^2, \quad (3)$$

여기서 d_0 는 레이더와 사람 간의 초기거리 간격, v_0 및 a_0 는 사람 걸음 움직임을 속도 및 가속도이다.

최종적으로 점산란원 구조의 걸어 다니는 사람 표적에 레이더 신호가 송수신된다고 가정할 경우, 단일 수신펄스는 아날로그-디지털 컨버터에 의해 샘플링되어 다음과

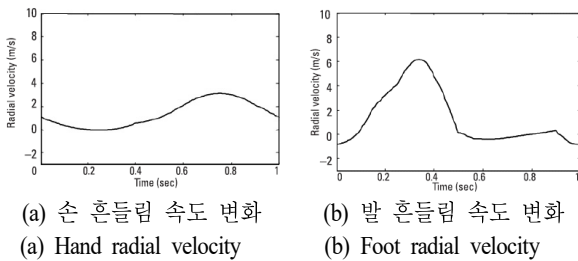


그림 2. 걸어 다니는 사람의 손 및 발 속도 변화^[12]

Fig. 2. Corresponding radial velocities of hand and foot for an walking individual^[12].

같이 정의될 수 있다.

$$s(t_{fast}) = I(t_{fast}) + jQ(t_{fast}), \quad (4)$$

여기서 t_{fast} 는 한 펄스 내에서 샘플링된 시간 축, $I(t_{fast})$ 및 $Q(t_{fast})$ 는 I 및 Q 채널 신호이다. 그리고 2차원 레이더 수신신호 $s(t_{fast}, t_{slow})$ 를 획득하기 위하여, 여러 펄스들을 관측시간 T_F 동안 펄스반복주파수(pulse repetition frequency: PRF) f_{PRF} 로 수신한다(i.e., $0 \leq t_{slow} \leq T_F$, $\Delta T = 1/f_{PRF}$). 이후 정합필터링(matched-filtering)을 적용하여, I 및 Q 채널 신호로 구성된 2차원 레이더 수신신호 $s(R, t_{slow})$ 를 다음과 같이 획득한다.

$$\begin{aligned} s(R, t_{slow}) &= MF\{s(t_{fast}, t_{slow})\} \\ &= I(R, t_{slow}) + jQ(R, t_{slow}), \end{aligned} \quad (5)$$

여기서 $MF\{\}$ 는 정합필터링 연산자, t_{slow} 는 펄스 반복 시간 간격에 의해 샘플링된 시간 축, 그리고 R 은 거리 축(i.e., $0 \leq R \leq R_{max}$, $\Delta R = c/(2BW)$, R_{max} : 최대 거리, BW : 대역폭, c : 빛의 속도)이다. 그리고 식 (5)은 앞서 정의된 거리변화 식들(i.e., $R_r(t_{slow})$, $R_c(t_{slow})$, $R_{hand}(t_{slow})$ 및 $R_{foot}(t_{slow})$)을 사용하여 다음과 같이 레이더 수신신호 $s(R, t_{slow})$ 를 재정의할 수 있다.

$$\begin{aligned} s(R, t_{slow}) &= s_{chest}(R, t_{slow}) + s_{hand}(R, t_{slow}) \\ &\quad + s_{foot}(R, t_{slow}) + n(R, t_{slow}), \end{aligned} \quad (6)$$

여기서

$$\begin{aligned} s_{chest}(R, t_{slow}) &= A_{chest} \times \text{sinc}\left(\frac{2BW}{c}R\right) \times \\ &\quad \exp\left(j\frac{4\pi}{\lambda}\{R_r(t_{slow}) + R_c(t_{slow})\}\right. \\ &\quad \left.+ R_{walking}(t_{slow})\right\}), \end{aligned} \quad (7)$$

$$\begin{aligned} s_{hand}(R, t_{slow}) &= A_{hand} \times \text{sinc}\left(\frac{2BW}{c}R\right) \times \\ &\quad \exp\left(j\frac{4\pi}{\lambda}\{R_{hand}(t_{slow}) + R_{walking}(t_{slow})\}\right), \end{aligned} \quad (8)$$

$$\begin{aligned} s_{foot}(R, t_{slow}) &= A_{foot} \times \text{sinc}\left(\frac{2BW}{c}R\right) \times \\ &\quad \exp\left(j\frac{4\pi}{\lambda}\{R_{foot}(t_{slow}) + R_{walking}(t_{slow})\}\right), \end{aligned} \quad (9)$$

이고, A_{chest} , A_{hand} 및 A_{foot} 는 크기변조성분, $n(R, t_{slow})$ 는 백색 가우시안 잡음신호, 그리고 λ 는 파장이다.

2.2 걸음 움직임 영향 분석

앞서 모델링된 걸어 다니는 사람의 IR-UWB 레이더 수신신호 $s(R, t_{slow})$ 로부터 생체신호탐지를 수행하기 위해, 먼저 시간축 방향 투영으로 1차원 레이더 수신신호 $s(t_{slow})$ 를 아래와 같이 획득한다(그림 3).

$$\begin{aligned} s(t_{slow}) &= \sum_R s(R, t_{slow}) \\ &= I(t_{slow}) + jQ(t_{slow}) \\ &= s_{chest}(t_{slow}) + s_{hand}(t_{slow}) + s_{foot}(t_{slow}) \\ &\quad + n(t_{slow}), \end{aligned} \quad (10)$$

여기서

$$s_{chest}(t_{slow}) = B_{chest} \times \exp\left(j\frac{4\pi}{\lambda}\{R_r(t_{slow}) + R_c(t_{slow}) + R_{walking}(t_{slow})\}\right), \quad (11)$$

$$s_{hand}(t_{slow}) = B_{hand} \times \exp\left(j\frac{4\pi}{\lambda}\{R_{hand}(t_{slow}) + R_{walking}(t_{slow})\}\right), \quad (12)$$

$$s_{foot}(t_{slow}) = B_{foot} \times \exp\left(j\frac{4\pi}{\lambda}\{R_{foot}(t_{slow}) + R_{walking}(t_{slow})\}\right), \quad (13)$$

여기서 B_{chest} , B_{hand} 및 B_{foot} 는 크기변조성분, $n(t_{slow})$

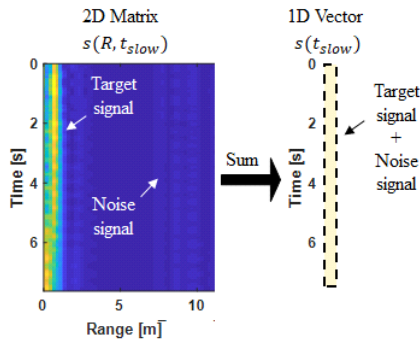


그림 3. 1차원 레이더 수신신호 획득 절차
Fig. 3. Procedure to obtain the 1D radar echo signal.

는 백색 가우시안 잡음신호, $I(t_{slow})$ 및 $Q(t_{slow})$ 는 I 및 Q 채널 신호이다.

다음으로 식 (10)에 arctangent demodulation[2]을 적용하여, 다음과 같이 1차원 레이더 수신신호 $s(t_{slow})$ 의 위상 변화 $\theta(t_{slow})$ 를 추출한다.

$$\theta(t_{slow}) = \tan^{-1}\{Q(t_{slow})/I(t_{slow})\}. \quad (14)$$

이때 생체신호탐지는 식 (14)의 스펙트럼 분석을 통해 식 (1)의 호흡수 f_{r0} 와 식 (2)의 심장박동수 f_{c0} 를 추정하는 것이다. 하지만, 기존 기법들^{[4]~[10]}의 경우와 달리, 걸어 다니는 사람의 생체신호탐지를 수행하기 위해서는 1) 걸어 다니는 움직임 $R_{walking}(t_{slow})$ 의 영향과 2) 손과 발의 수신신호들 (i.e., $s_{hand}(t_{slow})$ 및 $s_{foot}(t_{slow})$)의 영향을 반드시 고려해야 한다.

먼저, 신호 대 잡음비(signal-to-noise ratio, SNR) 10 dB에서 걸어 다니는 움직임의 영향을 분석하기 위하여, 식 (3)의 d_0 , v_0 및 a_0 를 표 1과 같이 입력하면서, 식 (11)에 대한 위상변화 및 위상의 스펙트럼을 분석하였다. 그림 4(a), 그림 4(c), 그림 4(e)는 식 (11)에 대한 위상변화이며, 그림 4(b), 그림 4(d), 그림 4(f)는 위상변화에 대한 스펙트럼이다. 이때, 속도, 가속도 영향 없이 레이더와 표적 간의 거리 차이 $d_0 = 2m$ 만 있을 경우, 위상 천이 $\theta_0 = (4\pi/\lambda)(d_0) = 100^\circ$ 가 발생하였으며, 스펙트럼에서는 DC(direct current) 주파수 성분이 추가적으로 발생하였다(그림 4(a), (b) 참조). 다음으로 속도 $v_0 = -5 \times 10^{-4}$ 및 가속도 $a_0 = -1 \times 10^{-5}$ 의 영향이 각각 있을 경우, 그림 4(c) 및 (e)와 같이 위상 선형변조 $\theta(t) = (4\pi/\lambda)(v_0 t)$ 및 위상 비선형변조 $\theta(t) = (4\pi/\lambda)(0.5a_0 t^2)$ 가 발생함을 알

표 1. 시뮬레이션 변수들
Table 1. Simulation parameters.

λ [m]	0.0405	d_r [m]	0.0012
T_F [sec]	60	ϕ_{r0} [deg.]	0
f_{PRF} [kHz]	20	f_{r0} [Hz]	0.3167
d_0 [m]	2	d_c [m]	0.00005
v_0 [m/s]	-5×10^{-4}	ϕ_{c0} [deg.]	0
a_0 [m/s ²]	-1×10^{-5}	f_{c0} [Hz]	1.1833

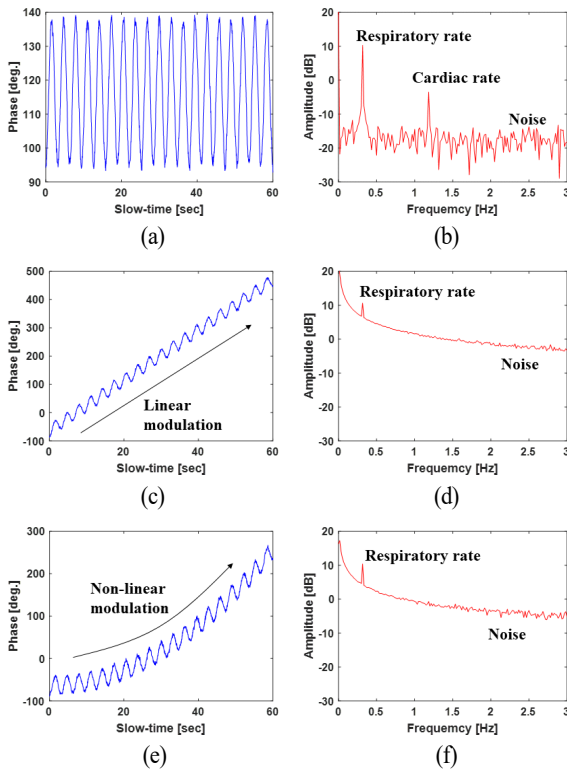


그림 4. 걸어 다니는 움직임 영향 분석 시뮬레이션 결과: 위상변화(i.e., (a), (c) 및 (e)), 스펙트럼(i.e., (b), (d) 및 (f)). 1) $v_0=a_0=0$ (i.e., (a), (b)), 2) $v_0=-5 \times 10^{-4}$, $a_0=0$ (i.e., (c), (d)), 3) $v_0=0$, $a_0=-1 \times 10^{-5}$ (i.e., (e), (f))

Fig. 4. Simulation results to analyze the effect of walking motion: phase(i.e., (a), (c), (e)), spectrum(i.e., (b), (d), (f)). 1) $v_0=a_0=0$ (i.e., (a), (b)), 2) $v_0=-5 \times 10^{-4}$, $a_0=0$ (i.e., (c), (d)), 3) $v_0=0$, $a_0=-1 \times 10^{-5}$ (i.e., (e), (f)).

수 있었다. 특히, 미세한 속도 및 가속도 영향에 의해 스펙트럼 내 저주파 성분들이 발생하여, 생체신호 탐지가 매우 어려워짐을 확인할 수 있었다(그림 4(d), 그림 4(f)).

다음으로 손에서 발생하는 추가적인 산란 신호의 영향을 분석하기 위하여, 걸음 움직임이 없는 식 (11)에 식 (12)만 추가되었을 경우, 위상변화 및 스펙트럼을 그림 5와 같이 분석하였다. 이때, 손의 흔들림과 같은 주기적인 움직임에 의해, 위상변화 및 스펙트럼에서 불필요한 저주파 신호들이 추가됨을 확인할 수 있었다. 따라서, 이러한 영향들을 실시간 보상하지 못할 경우, 걸어 다니는 사람

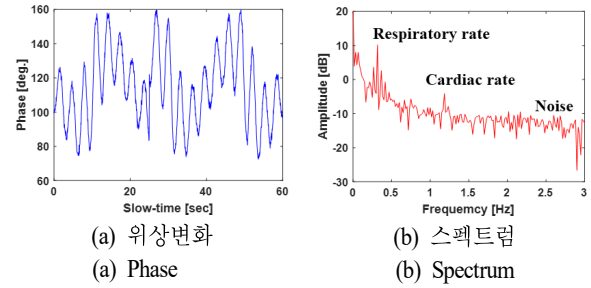


그림 5. 손의 영향 분석 시뮬레이션 결과
Fig. 5. Simulation results to analyze the effect of hands.

의 생체신호탐지가 매우 어려움을 확인할 수 있었다.

III. 제안된 기법

본 절에서는 걸어 다니는 사람의 실시간 생체신호탐지를 수행하기 위하여, 1) 위상 unwrapping, 2) 이동 평균 필터 기반의 걸음 움직임 보상, 3) 위상변화의 스펙트럼 분석 및 최빈값 기반의 생체신호탐지로 구성된 알고리즘을 제안한다.

먼저, 과장 길이보다 상대적으로 큰 걸음 움직임에 의해 식 (14) 내에 극심한 위상 천이 현상이 발생하기 때문에, 아래와 같은 위상 unwrapping 과정이 사전에 반드시 필요하다.

$$y[k] = \text{unwrap}\{\theta(t_{\text{slow}})\}, \quad k = 1, 2, \dots, N_T \quad (15)$$

여기서 N_T 는 샘플 개수이며,

$$\text{unwrap}\{\theta\} = \begin{cases} \theta, & \text{if } |\theta| < \pi \\ \theta - 2\pi(n+1), & \text{if } \theta \geq (2n+1)\pi \\ \theta + 2\pi(n+1), & \text{if } \theta \leq -(2n+1)\pi \end{cases}$$

는 unwrapping 함수, $n=0, 1, 2, \dots$ 이며, 이 과정은 연속되는 위상 θ 가 π 보다 클 경우, $\pm 2\pi$ 의 배수를 더해 위상을 변위하는 것이다^[13].

다음으로 걸음 움직임에 의한 저주파 위상변화성분들을 제거하기 위하여, 다음과 같은 $2q+1$ 의 윈도우 길이를 가지는 이동평균필터를 사용한다.

$$m[k] = \sum_{j=-q}^q w_j y[k] + j, \quad (16)$$

여기서 w_j 는 j 번째 가중치이고, $m[k]$ 는 걸음 움직임에

의해 발생하는 저주파 위상변화성분들이다. 최종적으로 걸음 움직임을 보상한 위상변화는 식 (15) 및 (16)을 사용하여 다음과 같이 정의된다.

$$\hat{y}[k] = y[k] - m[k]. \quad (17)$$

다음으로 걸음 움직임이 보상된 식 (17)의 위상변화에서 생체신호를 탐지하기 위하여 푸리에 변환을 다음과 같이 수행한다.

$$f[j] = \sum_{k=1}^{N_T} \hat{y}[k] e^{-j \frac{2\pi}{N_T} jk}, j = 1, 2, \dots, N_T. \quad (18)$$

이후, 식 (18)의 주파수 스펙트럼에서 호흡수가 존재하는 대역(e.g., $0 < f[j] < 0.5$ Hz)의 첨두치를 호흡수로, 심장박동수가 존재하는 대역(e.g., $1.0 < f[j] < 0.20$ Hz)의 첨두치를 심장박동수로 각각 탐지한다. 하지만, 식 (16)의 이동평균 필터를 통해 걸음 움직임이 완벽하게 보상되지 못할 경우, 잔존 오차 성분들이 존재할 수 있으며, 이는 SNR이 급격히 낮아진 환경으로 고려될 수 있다. 이러한 경우, 생체신호 탐지확률을 높이기 위하여 탐지된 생체신호 결과들의 통계적인 특성을 활용할 수 있다. 즉, 일반적으로 호흡수와 심장박동수는 msec 단위에서 급격하게 변화하지 않기 때문에, 통계적 분석을 통해 민감하게 변화하는 탐지 결과들을 오탐지된 것으로 판단할 수 있다. 이를 위하여 만약 N_d 번 동안 실시간 탐지된 호흡수와 심장박동수가 각각 $f_{r0}[1], f_{r0}[2], \dots, f_{r0}[N_d]$ 및 $f_{c0}[1], f_{c0}[2], \dots, f_{c0}[N_d]$ 이라 가정할 경우, 다음과 같이 $N_d - 1$ 의 자유도(degree-of-freedom)를 바탕으로 추정되는 최빈값(mode)이 최종적인 호흡수 \hat{f}_{r0} 와 심장박동수 \hat{f}_{c0} 가 된다.

$$\hat{f}_{r0} = \arg \max_{f_{r0}} \text{hist}\{f_{r0}[1], f_{r0}[2], \dots, f_{r0}[N_d]\}, \quad (19)$$

$$\hat{f}_{c0} = \arg \max_{f_{c0}} \text{hist}\{f_{c0}[1], f_{c0}[2], \dots, f_{c0}[N_d]\}. \quad (20)$$

여기서 $\text{hist}\{\}$ 는 최빈값을 추정하기 위한 히스토그램(histogram) 연산자이다.

IV. 실험 결과

본 절에서는 제안된 알고리즘에 대한 실험 결과를 도

시한다. 이때, 실험은 그림 6과 같이 걸어 다니는 사람 표적이 있는 환경에서 상용 IR-UWB 레이다를 활용하였으며, 관련 레이다 변수들은 표 2와 같다. 그리고 실시간 성능 검증을 위하여 Intel i7기반의 Window 10 운영체제에서 MATLAB R2017a버전을 활용하였다.

먼저, 레이다를 향해 걸어오는 사람 표적에 대한 실제 IR-UWB 레이다 수신신호 $s(R, t_{slow})$ 는 그림 7(a)와 같이 나타났다. 이때 표적 정보가 나타나는 거리 영역 범위(i.e., $0.2m \leq R \leq 1m$)에서 시간축 방향으로 투영하여 1차원 레이다 수신신호 $s(t_{slow})$ 를 획득한다(그림 7(a)). 이 과정에서 거리 영역 범위 내 주변 클러스터 및 정지 표적의 수신 신호들이 중첩되어 나타날 수 있다. 하지만, 이들은 위상 성분 내에 DC 값만 증가시키기 때문에 제안된 기법으로 충분히 보상 가능하다. 다음으로 1차원 레이다 수신신호에 대한 위상성분을 추출할 경우, 그림 7(b)와 같이 걸음 움직임에 의해 위상변조가 일어남을 확인할 수 있다. 그리고, 그림 7(b)의 위상성분에 대한 스펙트럼 분석 결과, 걸음 움직임 영향으로 인해 호흡수와 심장박동수 탐지가 매우 어려움을 확인할 수 있었다(그림 7(c)).

반면에, 걸음 움직임 보상을 위해 제안된 이동 평균 필

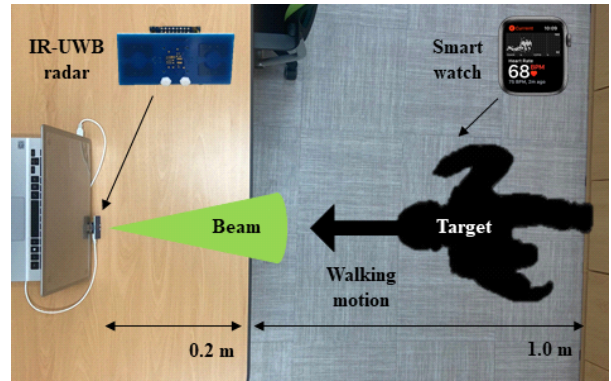
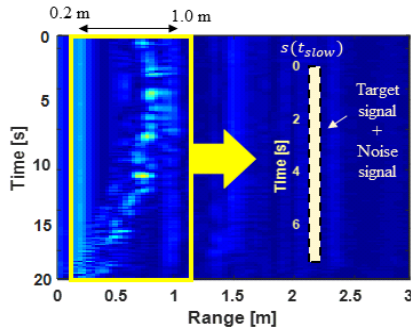


그림 6. IR-UWB 레이다를 사용한 생체신호측정 실험 환경
Fig. 6. Experimental environment for vital sign detection using IR-UWB radar.

표 2. 실험 변수들

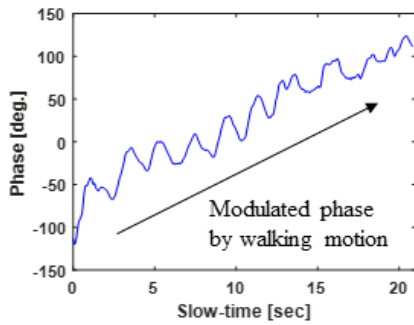
Table 2. Experimental parameters.

λ [m]	0.0412	BW [Hz]	1.5 GHz
T_F [sec]	21	f_{PRF} [kHz]	24



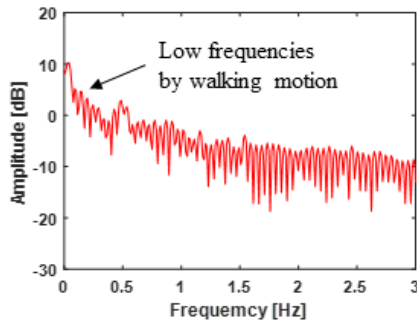
(a) 2차원 IR-UWB 레이더 수신신호 $s(R, t_{slow})$

(a) 2D IR-UWB radar signal $s(R, t_{slow})$



(b) 위상 변화

(b) Phase



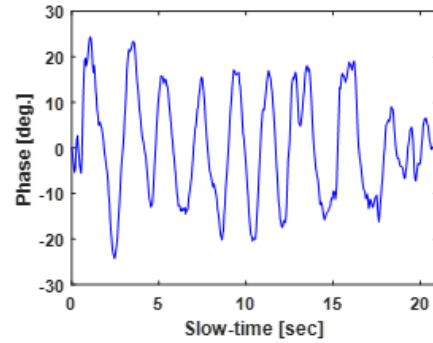
(c)스펙트럼

(c) Spectrum

그림 7. 측정된 레이더 수신신호

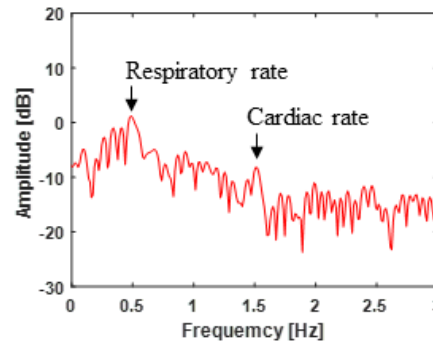
Fig. 7. Measured signal.

터를 사용할 경우, 그림 8(a)와 같이 걸음 움직임에 의한 위상 변조 현상이 줄어든 것을 확인할 수 있었다. 그리고, 그림 8(b)의 주파수 스펙트럼 상에서 호흡수와 심장박동수가 보다 안정적으로 나타남을 확인할 수 있었다. 하지



(a) 위상 변화

(a) Phase



(b)스펙트럼

(b) Spectrum

그림 8. 걸음 움직임이 보상된 결과

Fig. 8. Experimental results of motion compensation.

만, 걸음 움직임 보상 이후 잔존하는 위상 오차 및 잡음 성분들로 인해, 상대적으로 호흡수보다 SNR에 민감한 심장박동수의 탐지 성능이 저하되는 문제점이 있었다. 이러한 문제점을 극복하기 위하여, $N_d=50$ 번의 생체신호탐지 결과들에 대한 히스토그램을 그림 9와 같이 분석하였다. 그 결과, 호흡수의 경우에는 안정적으로 탐지가 됨을 확인할 수 있었으며, 심장박동수의 경우에는 탐지결과 편차가 상대적으로 넓게 발생함을 확인할 수 있었다. 하지만, 히스토그램의 최빈값을 통해 최종적인 심장박동수를 탐지함으로써 보다 안정적으로 생체신호정보를 추출할 수 있었다. 게다가, 히스토그램 분석을 위한 50번의 생체신호탐지 결과들은 0.5초 간격으로 실시간 추출되었으며, 1번의 탐지 결과는 약 0.4481초 만큼의 계산 시간을 필요로 하기때문에, 제안된 기법으로 실시간 생체신호 탐지가

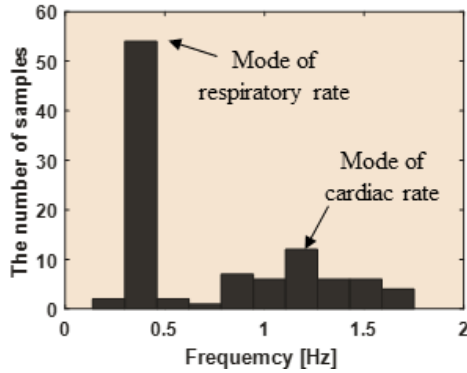


그림 9. 히스토그램 분석 결과
Fig. 9. Experimental results of histogram analysis.

충분히 가능함을 확인할 수 있었다.

제안된 기법의 생체신호탐지 성능을 비교하기 위하여, 참고문헌 [8]의 기법을 통해 추출된 호흡수와 그림 6의 스마트 시계로 추출된 심장박동수 결과들과 비교하였다 (그림 10). 이때, 제안된 기법에 의한 결과와 스마트 시계에 의한 결과는 실시간 동영상상을 통해 시간 동기화시켜 비교 및 분석하였다. 그 결과, 호흡수 \hat{f}_{r0} (i.e., 파랑색 o)는 제안된 기법을 통해 상대적으로 안정적으로 탐지되었다. 이는 걸음 움직임 외에 손과 발의 미세 움직임에 의한 미세도플러 현상으로 인해, 참고문헌 [8]의 기법 내 도플러 주파수 천이 추정 성능이 저하되었기 때문이다. 그리고, 심장박동수 \hat{f}_{c0} (i.e., 빨강색*)의 경우, 스마트 시계와 유사한 결과를 보임에 따라, 제안된 기법을 통해 비접촉식으

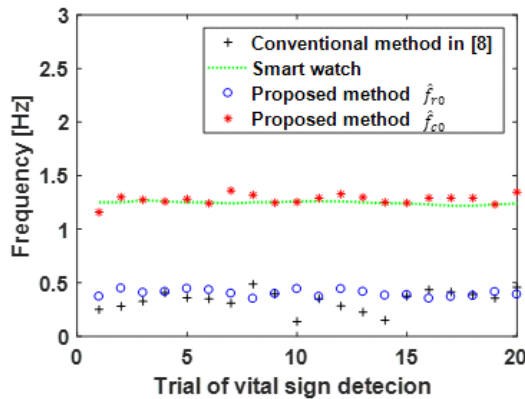


그림 10. 생체신호탐지 성능 비교.
Fig. 10. Comparison of detection performance for vital sign.

로 걸어다니는 사람의 생체신호탐지가 가능함을 확인할 수 있었다.

V. 결 론

본 논문에서는 걸어 다니는 사람의 실시간 생체신호탐지를 위한 알고리즘을 제안하였다. 이를 위하여 걸어 다니는 사람의 레이더 수신신호 모델링을 수행한 후, 이를 바탕으로 걸음 움직임이 생체신호탐지에 어떠한 영향을 주는지 분석하였다. 그리고, 분석된 결과를 바탕으로 걸음 움직임을 보상하기 위한 1) 위상 unwrapping, 2) 이동 평균 필터 기반의 걸음 움직임 보상, 3) 위상변화의 스펙트럼 분석 및 최빈값 기반의 생체신호탐지로 구성된 알고리즘을 개발하였다. 상용 IR-UWB 레이더를 사용한 실험 결과, 제안된 기법을 통해 걸어 다니는 사람의 생체신호탐지가 가능함을 확인할 수 있었다. 하지만, 일부 신체 부위가 호흡수와 유사한 주기로 움직이는 특수한 경우, 제안된 기법에 의한 호흡수 탐지가 어려워지게 된다. 따라서, 이러한 문제점을 해결하기 위해, 본 저자들은 일부 신체 부위의 수신 신호들을 보다 효과적으로 제거하기 위한 추가적인 알고리즘을 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 *Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems*, Apr. 2015, pp. 837-846.
- [2] J. H. Park, J. Y. Kim, S. Y. Jang, H. J. Ji, Y. Sim, and J. R. Yang, "Short-range radar sensor system using continuous wave signals," *Journal of Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science*, vol. 31, no. 2, pp. 143-153, Feb. 2020.
- [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] Q. Lv, D. Ye, S. Qiao, Y. Salamin, J. Huangfu, and C.

- Li, et al., "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.
- [5] 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.
- [6] I. O. Choi, M. Kim, J. H. Choi, J. K. Park, and, K. T. Kim, "Non-contact vital sign detection of two humans at the same distance using efficient signal decomposition," *The Journal of Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science*, vol. 30, no. 12, pp. 1000-1008, Dec. 2019.
- [7] I. O. Choi, M. Kim, J. H. Choi, J. K. Park, and, K. T. Kim, "Vital sign detection in a noisy environment by undesirable micro-motion," *The Journal of Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science*, vol. 30, no. 5, pp. 418-426, May 2019.
- [8] J. Tu, T. Hwang, and J. Lin, "Respiration rate measurement under 1-D body motion using single continuous-wave doppler radar vital sign detection system," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 64, no. 6, pp. 1937-1946, Jun. 2016.
- [9] M. C. Tang, C. Y. Kuo, D. C. Wun, F. K. Wang, and T. S. Horng, "A self- and mutually injection-locked radar system for monitoring vital signs in real time with random body movement cancellation," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 64, no. 12, pp. 4812-4822, Dec. 2016.
- [10] M. C. Tang, F. K. Wang, and T. S. Horng, "Single self-injection-locked radar with two antennas for monitoring vital signs with large body movement cancellation," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 65, no. 12, pp. 5324-5333, Dec. 2017.
- [11] E. Cardillo, C. Li, and A. Caddemi, "Vital sign detection and radar self-motion cancellation through clutter identification," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 69, no. 3, pp. 1932-1942, Mar. 2021.
- [12] V. C. Chen, *The Micro-Doppler Effect in Radar*, Norwood, MA, Artech House, 2011.
- [13] K. Itoh, "Analysis of the phase unwrapping algorithm," *Applied Optics*, vol. 21, no. 14, p. 2470, Jul. 1982.

차 상 빈 [부경대학교/박사과정]

<https://orcid.org/0000-0001-7515-0650>



2017년 2월: 부경대학교 전자공학과 (공학사)
 2019년 2월: 부경대학교 전자공학과 (공학석사)
 2019년 3월~2020년 11월: 포항공과대학교 안보융합기술센터 연구원
 2020년 3월~현재: 부경대학교 전자공학과 박사과정

2021년 2월~현재: 국민대학교 전자전파기술센터 연구원
 [주 관심분야] 레이더표적인식, 레이더 영상, 레이더 신호처리, 이중대역 레이더자원관리, 미세도플러 분석/식별

박 상 홍 [부경대학교/정교수]

<http://orcid.org/0000-0001-8512-1431>



2004년 2월: 포항공과대학교 전자전기공학과(공학사)
 2007년 2월: 포항공과대학교 전자전기공학과(공학석사)
 2010년 2월: 포항공과대학교 전자전기공학과(공학박사)
 2010년 9월~현재: 부경대학교 전자공학과 정교수

[주 관심분야] 이중대역 레이더자원관리, 미세도플러 분석, 전력단지 EMI/EMC 분석, 레이더표적인식, 레이더영상, 레이더 신호처리 등

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: 무인감시정찰기술연구센터장

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

최 인 오 [한국해양대학교/조교수]

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



2012년 8월: 부경대학교 전자정보통신공학과 (공학사)
2014년 8월: 부경대학교 전자공학과 (공학석사)
2020년 2월: 포항공과대학교 전자전기공학과 (공학박사)
2019년 12월~2021년 2월: 국방과학연구

소 선임연구원

2021년 3월~현재: 한국해양대학교 전자전기정보공학부 전자통신공학전공 교수

[주 관심분야] 이종대역 레이더자원관리, 탄도미사일 방어시스템, 생체신호탐지, 미세도플러 분석/식별, 다중편파 SAR 영상 보정, 레이더표적식별, FMCW 차량 레이더 및 LiDAR 등