

분산형 이중 대역 CW 레이더를 사용하여 걸어다니는 사람의 거동 움직임 인식

Recognition of Human Walking Macromotions Using Distributed Dual-Band CW Radar System

최 인 오

Inoh Choi

요 약

최근 재활 환자의 초상권을 침해하지 않으면서 걸음걸이를 인식하기 위한 저가의 레이더 기반 센싱 기술들이 요구되고 있다. 본 논문에서는 실시간 걸음걸이 인식을 위하여 분산형 이중 대역 연속파 레이더를 활용한 걸음걸이 인식기법을 제안한다. 먼저, 2차원 공간상에 2개 이중 대역 안테나들을 직교하게 배치하여 걸음 움직임에 대한 복소 수신 신호들을 각각 획득한다. 만약 표적이 직선거리를 왕복하여 걸을 경우, 복소 수신 신호들은 몸통에 의한 거동 운동과 다리, 팔에 의한 미세 운동으로 위상값이 선형 변조된다. 그리고, 이러한 1차원 위상 변조 성분들에 저역통과필터를 적용하여 거동 운동에 대한 위상 변조 성분만 추출한 후 극점들을 추정한다. 일반적인 정상 걸음걸이에서는 일정 개수의 극점들만 존재하지만, 비정상 걸음걸이에서는 추가적인 극점들이 발생하게 되며 제안된 기법은 이러한 극점들의 개수로 걸음걸이를 실시간 인식한다. 다양한 표적들에 5.7 및 5.85 GHz의 이중 대역 연속파 레이더를 사용한 결과, 제안된 기법을 통해 정상 및 비정상 걸음을 실시간 효율적으로 인식할 수 있음을 확인할 수 있었다.

Abstract

Recently, there has been growing demand for radar technologies that can recognize the gait motion of rehabilitation patients. In this paper, we propose a method that uses a distributed dual-band continuous-wave (CW) radar system for gait recognition. First, two dual-band antennas were orthogonally distributed to obtain complex echoes of the target. When a patient walks back and forth along a straight path, the one-dimensional (1-D) phases of complex echoes are modulated by the macromotion of the torso and micromotions of the legs and arms. A low-pass filter was applied to extract only the 1-D phase modulation caused by macromotion, after which the local extrema were estimated. In general, a normal gait exhibits only a fixed number of local extrema, while an abnormal gait leads to additional local extrema. Thus, the proposed method can recognize an abnormal gait using the number of estimated local extrema. Experimental results using dual-band (i.e., 5.7 and 5.85 GHz) CW radar for several targets demonstrate that the proposed method can recognize both normal and abnormal gaits.

Key words: Rehabilitation Patient, Dual-Band CW Radar, Gait Recognition, 1-D Phase Modulation, Local Extrema

「이 논문은 2023년도 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. RS-2023-00219725).」

국립부경대학교 스마트모빌리티공학과(Department of Smart Mobility Engineering, Pukyong National University)

· Manuscript received May 13, 2026 ; Revised May 30, 2026 ; Accepted June 6, 2026. (ID No. 20260513-046)

· Corresponding Author: Inoh Choi (e-mail: inoh@pknu.ac.kr)

I. 서 론

비접촉 레이더 센서는 개인의 사생활을 침해하지 않으면서 사람의 움직임을 모니터링을 가능하게 한다^{[1]-[3]}. 특히 레이더를 사용한 사람의 걸음걸이 패턴 인식은 파킨슨병 진단^[4], 보조기 성능 평가^[5], 재활 치료 효과 분석^[6] 등에 활용될 수 있다. 이때, 레이더 센서를 이용한 걸음걸이 패턴 인식 성능은 CW(continuous-wave) 레이더, FMCW(frequency modulated continuous-wave) 레이더, IR-UWB(impulse radio ultra-wideband) 레이더, MIMO(multiple input multiple output) 레이더 등과 같은 하드웨어 구조뿐만 아니라, 신호 처리 기술 및 인공지능 기반 알고리즘과 같은 소프트웨어 기법에 의존한다. 예를 들어, 4개의 AWR1243 칩으로 구성된 고가의 MIMO 레이더 시스템과 복잡한 신호 처리 기법을 결합하면 인간 활동 식별을 위한 포인트 클라우드를 생성할 수 있다^[7]. 그러나 포인트 클라우드 방식은 재활 병원에 활용하기에 상당한 비용 부담을 초래한다. 현재 의료 분야에서는 실용성과 상용화를 모두 고려한 저가의 CW 레이더 시스템이 절실히 요구된다^[8].

저가의 CW 레이더를 활용한 걸음걸이 인식기법은 주로 인체내 각 산란원(e.g., 몸통, 무릎, 발끝, 발목 등)에서 나타나는 1차원 속도 궤적(i.e., 1차원 도플러 주파수 궤적)으로부터 보폭(stride length), 보행 주기(stride time) 등과 같은 걸음 변수들을 추정하여 수행된다^{[3],[9]-[11]}. 예를 들어, 1차원 복소 수신 신호를 1차원 속도 변화(i.e., 도플러 주파수 변화) 궤적들로 분해하는 블록 처리 알고리즘^[9]이 있으나, 고유치 분해와 반복적인 연산 과정으로 인해 샘플수에 의존적이고, 신호 대 잡음비(signal-to-noise ratio, SNR)에 민감한 문제가 존재한다. 대안으로 1차원 복소 수신 신호를 2차원 spectrogram으로 변환 후, 영상처리 기법을 적용하여 산란원들의 개별 1차원 속도 변화 궤적들을 추출할 수 있다^[10]. 하지만 이는 SNR이 보장되는 트레드밀 위에서 제자리 보행을 수행하는 사람 표적에만 적합하였다. 이 문제를 해결하기 위해, 최근 반사도가 높은 몸통(trunk)의 1차원 속도 변화 궤적을 추출하여 걸음 변수를 추정하는 방법이 제안되었다^[11]. 하지만, CW 레이더에서 사람이 점점 멀어지는 경우, SNR이 급격히 낮아져 걸음 변수 추정 정확도가 급격히 저하되었다. 또 다른

대안으로, 1차원 복소 수신 신호에 추출된 1차원 위상 변조 성분을 활용할 경우, 2차원 spectrogram을 활용하는 것보다 걸음 변수 추정 과정에서의 계산 복잡도를 많이 줄일 수 있었다^[12]. 그러나 이 방법은 인체 산란원들에서 반사된 산란원 신호들 간 간섭 때문에 특정 대역의 필터링 기법에 크게 의존하였으며, SNR이 낮아질 경우 여전히 걸음 변수 추정 정확도가 낮아지는 문제가 존재하였다.

본 논문에서는 사람과 CW 레이더 간 거리가 달라짐에 따라 걸음걸이 인식 성능이 저하되는 문제를 해결하기 위하여, 1차원 위상 변조에서 나타나는 거동운동정보 내 극점 개수를 활용한 정상 및 비정상 걸음걸이 인식 기법을 제안한다. 여기서, 걸음걸이 거동운동정보를 가지는 몸통 신호는 미세운동정보를 가지는 각 산란원 신호보다 신호 크기가 크기 때문에 열잡음에 보다 강인하다는 장점이 있다. 게다가, 거동운동정보는 2차원 spectrogram 보다 1차원 위상 변조에서 보다 직관적으로 해석될 수 있다. 게다가, 제안된 기법에서는 사람 걸음걸이의 수평/수직 방향 움직임을 동시에 인식하기 위하여 이중 대역 CW 분산형 레이더를 활용한다. 이를 통해 기존 인공지능 기술을 활용한 기술들과 비교하여, 병원 내 설비 비용 절감과 FPGA 내 알고리즘 구현에 대한 경량성을 최대화할 수 있다. 제안된 기법의 성능을 검증하기 위하여 이중 대역(i.e., 5.7 및 5.85 GHz) CW 레이더를 활용한 측정 실험을 수행하였으며, 제안된 기법으로 직선으로 걸어다니는 사람의 정상 및 비정상 걸음걸이 실시간 인식이 가능함을 검증하였다.

II. 신호 모델링 및 기존 기법 한계점 분석

2-1 복소 수신 신호 모델링

CW 레이더를 향해 걸어오는 사람 표적에 대한 수신 신호 모델을 위해, 기하회절학(geometry theory of diffraction)에 근거하여 인체가 점산란원들로 구성됨을 가정한다^[12]. 여기서, 걸음걸이 운동은 강체(rigid body)에 의한 거동운동(macro-motion)과 비강체(non-rigid body)에 의한 미세운동(micro-motion)으로 분류한다.

거동운동 모델링을 위해, 강체(i.e., 몸통)의 원점(root

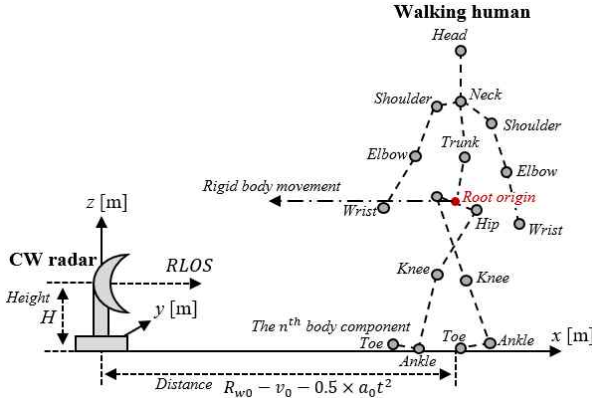


그림 1. 걸어다니는 사람과 CW 레이다 간의 수신 신호 모델링을 위한 기하구조

Fig. 1. Geometry for modeling a CW radar signal from a walking human.

origin)이 초기 위치 벡터 $\vec{r}_{w0} = [R_{w0}, 0, 0]^T$ 에서 CW 레이다 방향으로 속도 벡터 $\vec{v} = [v_0, 0, 0]^T$ 와 가속도 벡터 $\vec{a} = [a_0, 0, 0]^T$ 에 의해 이동한다고 가정한다(그림 1). 이때, 강체의 3차원 실시간 위치 벡터 $\vec{r}_w(t)$ 는 식 (1)과 같다.

$$\vec{r}_w(t) = [R_{w0} - v_0 t - 0.5 \times a_0 t^2, 0, 0]^T, \quad (1)$$

여기서 시간 변수 t 는 아날로그-디지털 변환기의 샘플링 주파수 f_s 에 의해 관측 시간 T_0 동안 샘플링 된다(i.e., $0 \leq t \leq T_0$, $\Delta t = 1/f_s$). 만약 강체가 보행 시 비정상적으로 흔들릴 경우, 다음과 같이 실시간 위치 벡터 $\vec{r}_p(t)$ 는 원하지 않는 roll, pitch, yaw 운동을 가진다고 가정한다.

$$\vec{r}_p(t) = \mathbb{R}_{yaw} \times \mathbb{R}_{pitch} \times \mathbb{R}_{roll} \times \vec{r}_w(t), \quad (2)$$

여기서 $\mathbb{R}_{roll}$, $\mathbb{R}_{pitch}$, $\mathbb{R}_{yaw}$ 는 회전각도 ϕ , θ , γ 를 가지는 roll, pitch, yaw 회전 행렬이며 식 (3)과 같이 정의된다.

$$\mathbb{R}_{roll} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\phi) & -\sin(\phi) \\ 0 & \sin(\phi) & \cos(\phi) \end{bmatrix}, \quad (3)$$

$$\mathbb{R}_{pitch} = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & 0 & \sin(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta) & 0 & \cos(\theta) \end{bmatrix}, \quad (4)$$

$$\mathbb{R}_{yaw} = \begin{bmatrix} \cos(\gamma) & -\sin(\gamma) & 0 \\ \sin(\gamma) & \cos(\gamma) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (5)$$

미세운동 모델의 경우, 비강체들의 $N-1$ 개 산란원들(e.g., 무릎, 발끝 등)에 대한 기존 경험적으로 정의된 걸음 길이 역학 모델 함수들^{[12],[13]}을 활용한다. 이를 위해, 걸음 주기 $T_g = 1/f_g$ (i.e., gait rate f_g 의 역수) 동안 n 번째 산란원의 경험적 데이터들로 구성된 비선형 보행 궤적 벡터 $\vec{x}_{c,n}(t)$, $n = 1, 2, \dots, N-1$, 가 관측 시간 T_0 동안 주기적으로 반복된다고 가정한다^[13]. 그 결과, n 번째 산란원의 3차원 실시간 위치 벡터 $\vec{r}_{c,n}(t)$ 는 $\vec{x}_{c,n}(t)$ 및 임펄스 열(impulse train) $\psi(t)$ 을 이용하여 식 (6)과 같이 정의된다.

$$\vec{r}_{c,n}(t) \approx \vec{x}_{c,n}(t) \otimes \psi(t) = \vec{x}_{c,n}(t) \otimes \sum_{k=0}^{K-1} \delta(t - kT_g), \quad (6)$$

여기서 K 는 정수로 $T_0 = K \times T_g$ 의 관계로 정의되며, $\otimes$ 는 컨볼루션(convolution) 연산자이다.

지표면에서 높이 H 에 위치한 CW 레이다가 임의의 레이다 시선 방향(RLOS, radar line-of-sight) 벡터 $\vec{r}_{RLOS}$ 를 가질 때, 걸어다니는 사람에서 반사된 기저 대역 복소 수신 신호 $s_r(t)$ 는 식 (7)과 같이 정의된다.

$$s_r(t) = \sum_{n=1}^N \sqrt{\frac{P_t G_t G_r \lambda^2 \sigma_n}{(4\pi)^3 \left\{ \vec{r}_{RLOS} \right\}^T \left\{ \vec{r}_p(t) + \vec{r}_{c,n}(t) \right\}^4}} \times \exp \left(j \frac{4\pi}{\lambda} \left\{ \vec{r}_{RLOS} \right\}^T \left\{ \vec{r}_p(t) + \vec{r}_{c,n}(t) \right\} \right), \quad (7)$$

여기서 P_t 는 송신 전력, G_t 는 송신안테나 이득, G_r 는 수신안테나 이득, λ 는 파장, 및 σ_n 는 n 번째 산란원의 레이다 반사 표면적(RCS, radar cross section)이고, Swerling III 모델^[14]을 통해 식 (8)과 같은 확률밀도함수로 정의된다.

$$f_{Swerling}(\sigma_n) = \frac{4\sigma_n}{\sigma_{av}^2} \exp \left(-\frac{2\sigma_n}{\sigma_{av}} \right), \quad \sigma_n \geq 0, \quad (8)$$

여기서 σ_{av} 는 변수 σ_n 의 앙상블 평균(i.e., $\sigma_{av} = E\{\sigma_n\}$)이다.

2-2 기존 기법 한계점 분석

CW 레이더를 이용한 기존 걸음걸이 인식은 일반적으로 복소 수신 신호 내 1차원 위상 변조 또는 2차원 spectrogram에서 걸음 변수들을 추정하여 수행된다 [3],[9]~[12]. 그러나 기존 방법들은 표적과 레이더 간 거리가 멀어질 경우, 거리 증가에 따른 SNR 저하와 RCS의 급격한 변화 때문에 걸음 변수 추정에 실패할 수 있다. 이 문제를 직관적으로 분석하기 위해, $\vec{r}_{RLOS}=[1, 0, 0]^T$ 에서 걸어다니는 표적이 roll, pitch, yaw 운동 없이 정상 보행한다고 가정한다. 이때 식 (7)를 활용한 복소 수신 신호 $y(t)$ 는 식 (9)와 같이 표현된다.

$$y(t) = \sum_{n=1}^N \sqrt{\frac{P_t G_t G_r \lambda^2 \sigma_n}{(4\pi)^3 R_n^4(t)}} \times \exp\left(j \frac{4\pi}{\lambda} R_n(t)\right) + n(t) \quad (9)$$

여기서 $n(t)$ 는 열잡음 신호, $R_n(t)=R_{macro}(t)+R_{micro}(t)$ 는 $\vec{r}_{RLOS}$ 에 투영된 n 번째 산란원과 CW 레이더 간의 거리 함수이며, 아래와 같이 거동운동성분 $R_{macro}(t)$ 과 미세운동성분 $R_{micro}(t)$ 로 구성된다.

$$\begin{aligned} R_{macro}(t) &= R_{w0} - v_0 - 0.5 \times a_0 t^2, \\ R_{micro}(t) &= x_{c,n}(t) \otimes \sum_{k=0}^{K-1} \delta(t - kT_g). \end{aligned} \quad (10)$$

식 (9)에서 복소 수신 신호의 크기와 위상은 $R_{macro}(t)$ 에 의해 크게 영향받으며, 걸음운동에 따른 미세한 크기와 위상 변화는 $R_{micro}(t)$ 에 의해 나타난다. 따라서, 강체의 $R_{macro}(t)$ 가 증가함에 따라 SNR은 크게 감소하게 되며, 상대적으로 미세한 전력의 비강체 산란원 신호들은 랜덤한 RCS 변화에 보다 더 민감하게 변화하게 된다. 이 문제점에 대한 검증을 위해 단일 대역(i.e., 5.8 GHz) CW 레이더^[15]를 활용하여 그림 2의 걸어다니는 사람의 복소 수신 신호를 획득하였다. 이때 표적은 실내 환경에서 20 cm 높이의 CW 레이더를 향해 5 m의 거리를 직선으로 걸었다.

먼저, 1차원 위상 변조 $\angle y(t)$ 는 측정된 복소 수신 신호 $y(t)$ 에 arctangent 복조 함수^[16]를 적용하여 식 (11)과 같이 추출된다.

$$\angle y(t) = \tan^{-1}\left(\frac{\text{Im}\{y(t)\}}{\text{Re}\{y(t)\}}\right), \quad (11)$$

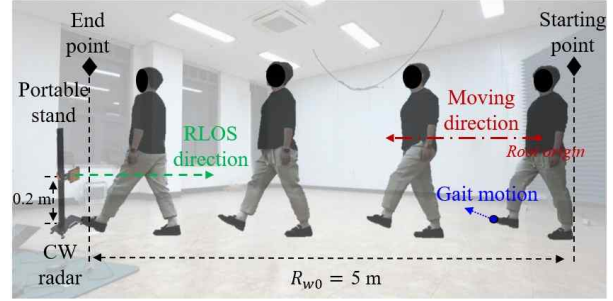


그림 2. 걸어다니는 사람에 대한 단일 대역 CW 레이더 측정 환경

Fig. 2. Geometry for modeling a CW radar signal from a walking human.

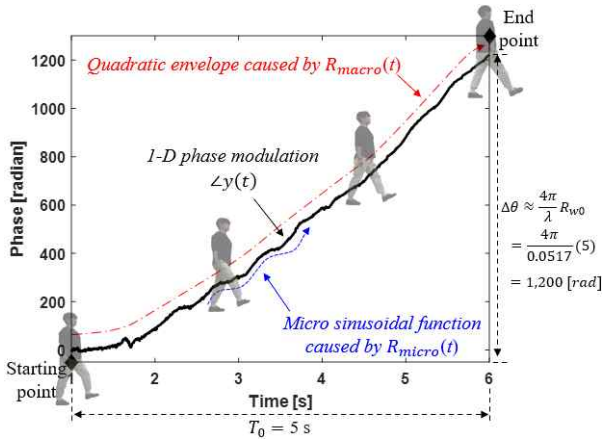
여기서 $\text{Re}\{y(t)\}$ 와 $\text{Im}\{y(t)\}$ 는 $y(t)$ 의 실수부 및 허수부이다. 그림 3(a)에서 $\angle y(t)$ 는 관측시간 5초 동안 $R_{macro}(t)$ 에 의해 지배적으로 변조됨을 확인할 수 있었다. 다음으로 2차원 spectrogram $S(t, f_d)$ 은 아래와 같이 $y(t)$ 에 short time Fourier transform^{[10],[11]}을 적용하여 생성된다 (그림 3(b)).

$$S(t, f_d) = \left| \int_{-\infty}^{\infty} y(t+\tau) w(\tau) \exp(-j2\pi f_d \tau) d\tau \right|^2, \quad (12)$$

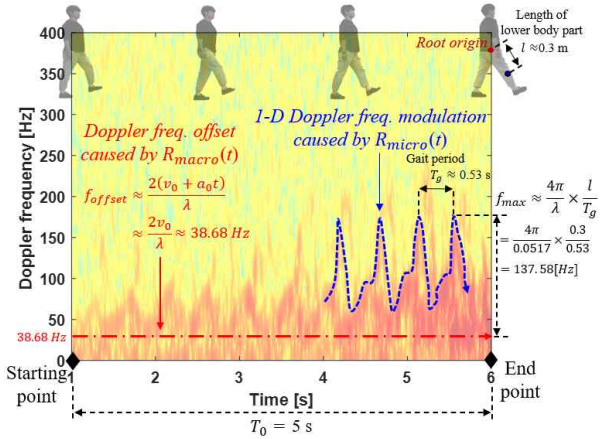
여기서 $w(\tau)$ 는 짧은 펄스폭을 가지는 사각 함수^{[10],[11]}이다. 그림 3(b)에서 $S(t, f_d)$ 은 $1\text{초} \leq t \leq 3\text{초}$ 구간에서 표적과 레이더 간 거리 증가로 인해 SNR이 저하되고, RCS 변동 영향에 민감하게 나타난다. 반면에 $4\text{초} \leq t \leq 6\text{초}$ 구간은 안정적으로 미세도플러 효과가 나타남을 확인할 수 있었다. 특히, 기존 기법들^{[10]~[12]}을 적용한 결과, 1차원 속도 변화 궤적은 $1\text{초} \leq t \leq 3\text{초}$ 구간에서 낮은 SNR 환경에 따라 열잡음에 왜곡되었으며, 5초 부근에서는 극심한 RCS 변화에 따라 왜곡이 발생하였다(그림 4). 따라서, 이러한 문제를 해결하기 위해서는 거리에 따른 SNR 변화 및 RCS 변동에 강인성이 있으면서, 계산량이 많지 않은 효율적인 걸음걸이 인식기법이 필요하다.

III. 제안된 기법

본 장에서는 분산형 이중 대역 CW 레이더 및 1차원 위상 변조 성분들을 활용한 사람의 정상 및 비정상 걸음걸이



(a) 1차원 위상 변화
(a) 1-D phase fluctuations



(b) 2차원 spectrogram
(b) 2-D spectrogram

그림 3. 측정 데이터의 1차원 위상 변화 및 2차원 spectrogram 예시

Fig. 3. Example of 1-D phase fluctuations and 2-D spectrogram of measurements.

이 인식기법을 제안한다.

먼저, 분산형 이중 대역 안테나^[15]는 2차원 평면 공간상에서 직교하여 배치한다(그림 5). 이때, 1, 2번 안테나는 5.85 GHz 및 5.7 GHz의 중심 주파수를 각각 가지며, 수평 및 수직 방향의 걸음 움직임을 각각 인식한다. 이때, 레이더 시스템은 전압 통제 발진기(VCO, voltage control oscillator)를 통해 이중 대역 중심 주파수를 실시간 제어하여 CW 파형을 송수신한다.

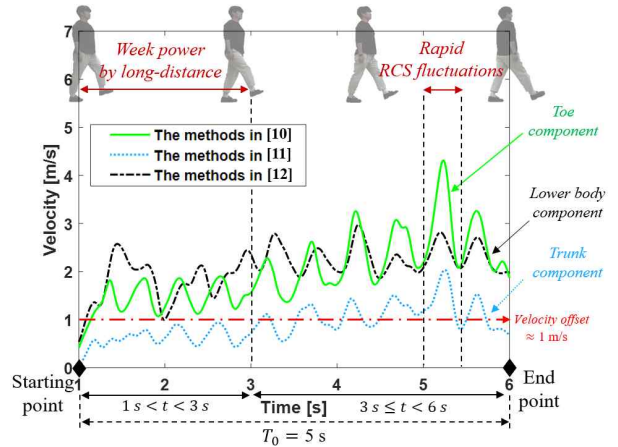


그림 4. 추정된 복소 수신 신호에서 기존 기법들^{[10]-[12]}을 적용하여 추출된 1차원 속도 변화 궤적 비교

Fig. 4. Comparison of 1-D velocity trajectories extracted using the methods^{[10]-[12]} for measurements.

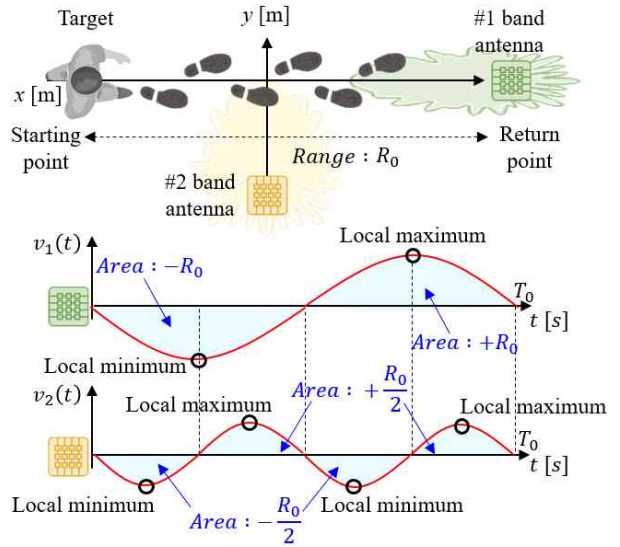


그림 5. 직교 배치된 이중 대역 레이더 시스템에서 이상적으로 나타나는 왕복 걸음 표적의 1차원 속도 변화 궤적 예시

Fig. 5. Example of ideal 1-D velocity trajectories of a round-trip walking target in an orthogonally distributed dual-band radar system.

다음으로 이중 대역 복소 수신 신호들(i.e., $y_1(t)$ 및 $y_2(t)$)에 대한 1차원 위상 변조 성분들(i.e., $\angle y_1(t)$ 및 $\angle y_2(t)$)을 식 (11)을 활용하여 추출한다. 이때, i 번째 대

역의 1차원 위상 변조 성분 $\angle y_i(t)$ 에는 거동운동 $\vec{r}_p(t)$ 과 미세운동 $\vec{r}_{c,n}(t)$ 에 의한 변조 성분들이 선형적으로 결합되어 식 (13)과 같이 근사적으로 나타난다.

$$\angle y_i(t) \approx \frac{4\pi}{\lambda_i} \{\vec{r}_{RLOS,i}\}^T \{\vec{r}_p(t) + \vec{r}_{c,n}(t)\} + \angle n(t), \quad (13)$$

여기서 λ_i 및 $\vec{r}_{RLOS,i}$ 는 i 번째 대역의 파장 및 RLOS 벡터, $\angle n(t)$ 는 열잡음 위상이다. 1차원 위상 변조 내 나타나는 고주파 열잡음 성분들을 제거하기 위해 $h_{MA}(t)$ 의 임펄스 응답을 가지는 이동 평균 필터^[16]를 적용한다.

$$\begin{aligned} \angle y_i(t) \otimes h_{MA}(t) &\approx \frac{4\pi}{\lambda_i} \{\vec{r}_{RLOS,i}\}^T \{\vec{r}_p(t) + \vec{r}_{c,n}(t)\}, \\ h_{MA}(t) &= \frac{1}{T_{MA}} \{u(t) - u(t - T_{MA})\}. \end{aligned} \quad (14)$$

여기서 T_{MA} 는 시간 윈도우 길이이며, 이는 경험적으로 선택될 수 있다^[12]. 식 (14)에 시간 변수 t 에 대한 미분 연산을 적용한 후, 스케일링할 경우, i 번째 대역의 1차원 속도 변화 궤적 $v_i(t)$ 을 식 (15)와 같이 구할 수 있다.

$$v_i(t) = \frac{\lambda_i}{4\pi} \frac{d}{dt} \left(\frac{4\pi}{\lambda_i} \{\vec{r}_{RLOS,i}\}^T \{\vec{r}_p(t) + \vec{r}_{c,n}(t)\} \right). \quad (15)$$

제안된 기법에서는 걸어다니는 사람의 걸음걸이를 인식하기 위하여 그림 5의 환경에서 R_0 의 직선거리를 표적이 왕복한다고 가정한다. 이때, 식 (15) 내 걸음걸이 거동운동정보만 활용하기 위해, 왕복 걸음 소요 시간 T_0 의 역수를 차단 주파수(cut-off frequency)로 활용하여 버터워스 2차 저역통과필터^[17]를 식 (16)과 같이 적용한다.

$$v_i(t) \otimes h_{low}(t) \approx \frac{\lambda_i}{4\pi} \frac{d}{dt} \left(\frac{4\pi}{\lambda_i} \{\vec{r}_{RLOS,i}\}^T \{\vec{r}_p(t)\} \right). \quad (16)$$

여기서 $h_{low}(t)$ 는 저역통과필터의 임펄스 응답^[17]이다. 정상 걸음의 경우, 직교 배치된 각 안테나의 1차원 속도 변화 궤적은 그림 5와 같이 나타난다. 이때, 수평 방향 1번 대역 안테나에서는 양방향 최대 속도로 도달할 때 극점(local extrema)이 최소(local minimum) 및 최대(local maximum)에서 1개씩 나타난다. 반면에 수직 방향 2번 안테나에서는 최소 및 최대에서 각각 2개씩 나타난다(그림 5). 만약 사람이 비틀거리거나 쩔뚝이는 비정상적

인 걸음(i.e., 급격한 속도 변화)을 가질 경우, 1차원 속도 궤적에는 순간적인 속도 변화가 발생하게 되고, 이에 따른 극점 개수가 증가하게 된다. 따라서, 제안된 기법은 표적의 왕복 걸음 운동을 가정할 때 발생하는 최소 극점 개수를 기준으로 추정된 극점 개수가 기준값보다 증가할 경우, 그 시점에서 비정상 걸음 운동이 나타남을 인식한다.

IV. 실험 결과

본 장에서는 제안된 기법의 걸음걸이 인식 성능 검증을 위한 실험 결과를 도시한다. 먼저, 제안된 이중 대역 CW 분산형 레이더 시스템은 그림 6과 같이 실내 공간에 직교 배치된다. 이때, 정상적인 남녀 5명이 각각 5 m의 편도 거리를 걸어서 왕복하였으며, 이중 대역 안테나는 방위 방향 3-dB 빔패턴을 고려하여 서로 90° 방향 차이가 생기게 설치하였다(그림 7). 결과 분석 과정은 Intel i5 기반의 Windows 10 운영체제에서 MATLAB R2021b 버전을 통해 진행되었다.

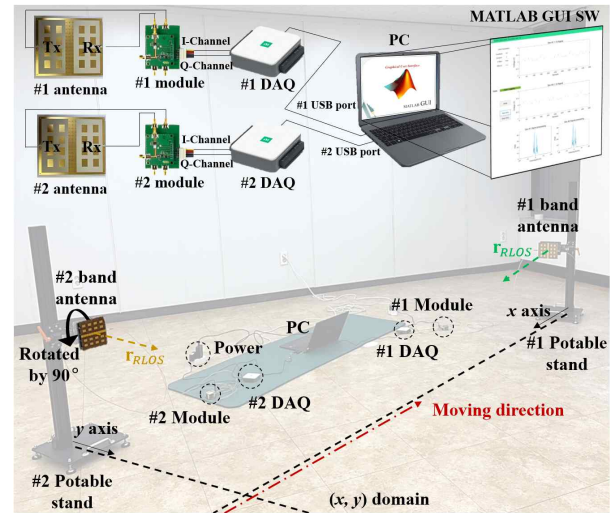


그림 6. 제안된 분산형 이중 대역 CW 레이더 시스템 구조 및 세팅 환경

Fig. 6. Configurations and setup of the proposed distributed dual-band CW radar system.

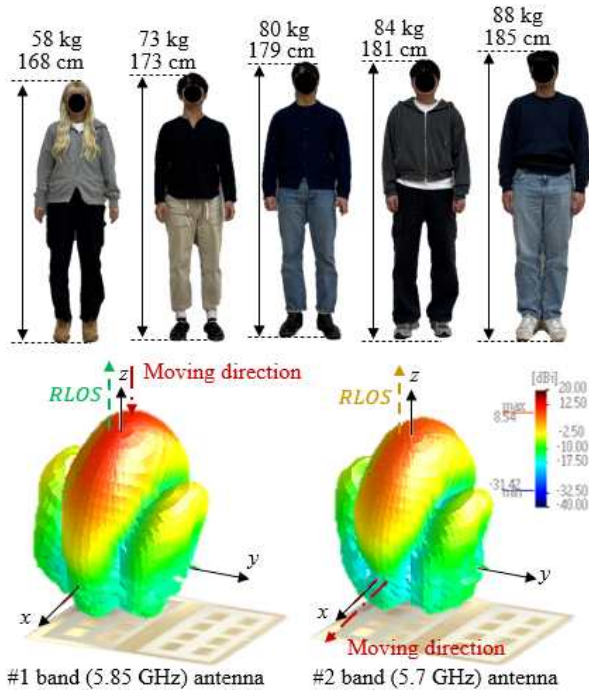


그림 7. 5명 일반 사람 표적들 및 이중 대역 레이다 안테나 빔패턴

Fig. 7. Measurement setup with five targets and beam patterns of dual-band antennas.

4.1 정상 걸음걸이 분석

제안된 기법은 정상적인 왕복 걸음 과정에서 그림 5의 1차원 속도 변화 궤적을 가져야 한다는 가정이 반드시 필요하기 때문에, 이를 검증하기 위하여 5명 남녀 표적들에 대해 각각 30번의 왕복 걸음 측정 실험을 진행하였다.

왕복 걸음 운동 후 제자리 도착 지점에 도달하기 직전에 레이다 측정을 멈추었을 때, 제안된 기법으로 2명 표적의 복소 수신 신호 표본데이터에서 추출된 1차원 속도 궤적은 그림 8과 같이 나타났다. 이때, 사람마다 걷는 속도가 다르기 때문에 왕복 걸음 소요 시간 T_0 또한 다르게 나타났으나, 거동 운동 방정식은 동일하기 때문에 극점들은 동일한 개수로 나타남을 직관적으로 확인할 수 있었다. 다음으로 5명의 모든 표적들에 대한 30번의 측정 데이터 표본들에 대해 극점 개수를 추정한 후 평균과 표준편차를 추정한 결과는 표 1과 같이 나타났다. 여기서, 극점의 개수에 대한 편차는 전혀 나타나지 않음을 확인하였다. 이는 그림 4와 같이 걸음의 미세운동정보를 관찰하는 게 아닌, 1차원 위상 변조에서 거동운동정보를 활용하여 SNR 및 RCS 변화에 보다 덜 민감하기 때문이다.

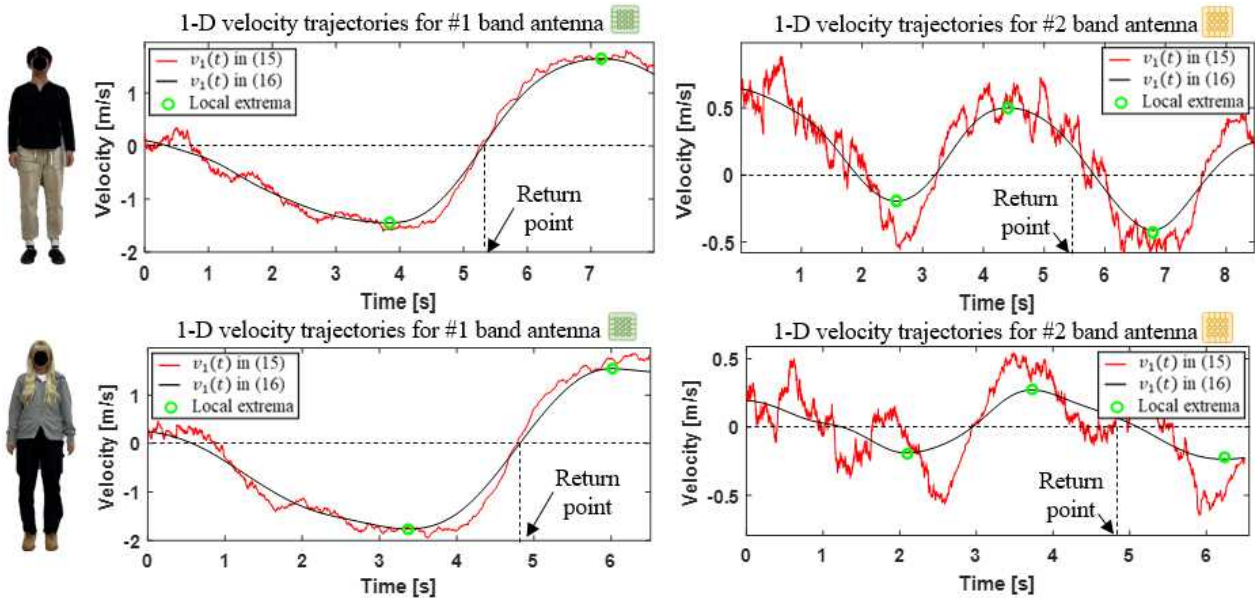


그림 8. 2명의 정상 걸음걸이 표적들의 이중 대역 CW 레이다 신호에서 추출된 1차원 속도 변화 궤적 예시

Fig. 8. Example of 1-D velocity trajectories extracted from dual-band CW radar signals of two normal walking targets.

표 1. 5명 표적들의 정상 걸음 데이터 30개에서 추정된 극점 개수의 평균 및 표준편차

Table 1. Mean and std. of the number of local extrema for 30 datasets of five normal walking targets.

	#1 antenna	#2 antenna
1st target	2 (mean) $\pm$ 0.0 (std.)	3 (mean) $\pm$ 0.0 (std.)
2nd target	2 (mean) $\pm$ 0.0 (std.)	3 (mean) $\pm$ 0.0 (std.)
3rd target	2 (mean) $\pm$ 0.0 (std.)	3 (mean) $\pm$ 0.0 (std.)
4th target	2 (mean) $\pm$ 0.0 (std.)	3 (mean) $\pm$ 0.0 (std.)
5th target	2 (mean) $\pm$ 0.0 (std.)	3 (mean) $\pm$ 0.0 (std.)

4-2 비정상 걸음걸이 분석

앞서 정상적인 걸음걸이를 가지는 표적들의 극점 개수는 제안된 기법을 통해 안정적으로 나타남을 검증하였다. 본 절에서는 비정상적인 걸음 움직임에 대해 극점 개수의 변화가 직관적으로 나타나는지 분석한다.

본 실험에서 비정상 걸음걸이는 비틀거림(staggering)과 절뚝거림(limping)으로 분류하여 실험을 각각 진행하였다.

비틀거림 걸음은 편도 걸음당 1번씩(왕복 걸음당 2번) 수평 방향으로 비틀거리면서 움직였으며, 절뚝거림은 편도 걸음당 2번씩(왕복 걸음당 4번) 다리를 절뚝이면서 걸었다. 그림 9는 2가지 비정상 걸음걸이를 가지는 표적 1명에 대한 복소 수신 신호 표본데이터에서 추출된 1차원 속도 궤적이다. 여기서, 극점은 비정상 움직임에 따라 추가적으로 나타남을 확인할 수 있었다. 특히, 첫 번째 대역 안테나 수신 신호에서 수평 방향 비틀거림이 첫 편도 걸음에서만 나타나지만, 두 번째 안테나 수신 신호에서 수직 방향 비틀거림이 반환점 이후 편도 걸음에서 추가적으로 인식됨을 보여준다(그림 9). 이를 통해 비틀거림이 2차원 공간상에서 각기 다른 방향으로 나타남에도 불구하고, 직교 배치된 각 안테나의 장점으로 인식이 가능함을 보여준다. 다음으로 5명의 모든 표적들에 대한 10번(비틀거림 5번 및 절뚝임 5번)의 측정 데이터 표본들에 대해 극점 개수를 추정한 후 평균과 표준편차를 추정한 결과는 표 2와 같이 나타났다. 여기서, 극점의 개수는 표 1과 달리 비정상적인 움직임에 의해 전반적으로 증가하

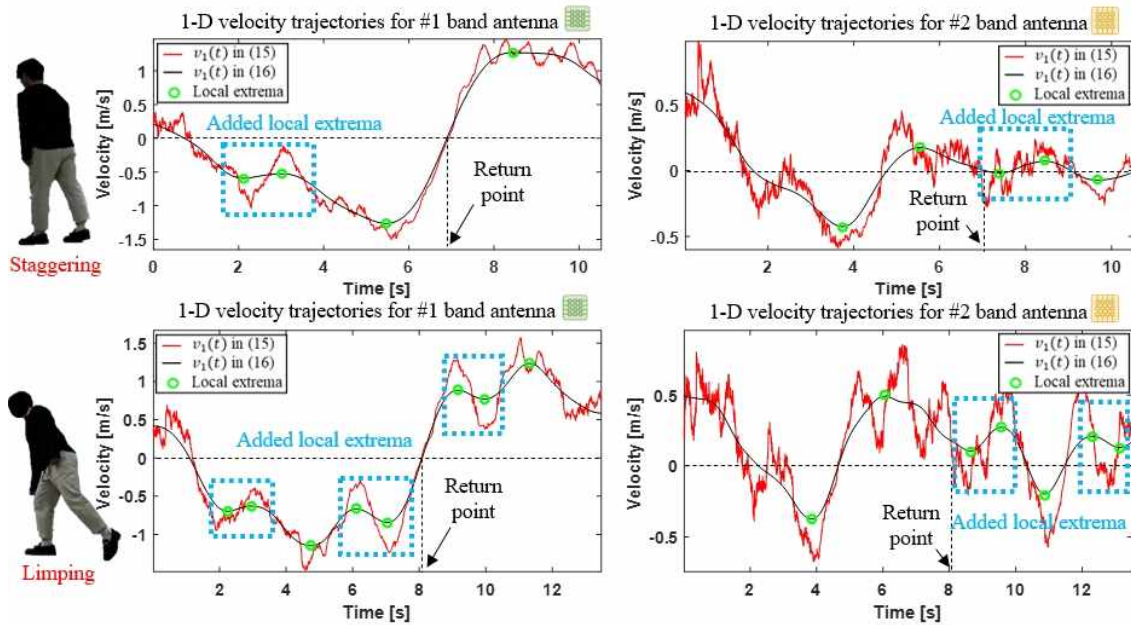


그림 9. 1명의 비정상 걸음걸이(비틀거림 및 절뚝거림) 표적의 이중 대역 CW 레이다 신호에서 추출된 1차원 속도 변화 궤적 예시

Fig. 9. Example of 1-D velocity trajectories extracted from dual-band CW radar signals of three abnormal walking (e.g., staggering and limping) target.

표 2. 5명 표적들의 비정상 걸음 데이터 10개에서 추정된 극점 개수의 평균 및 표준편차

Table 2. Mean and std. of the number of local extrema for 10 datasets of five abnormal walking targets.

	#1 antenna	#2 antenna
1st target	4.2 (mean) $\pm$ 0.79 (std.)	5.1 (mean) $\pm$ 0.57 (std.)
2nd target	3.9 (mean) $\pm$ 0.87 (std.)	4.6 (mean) $\pm$ 0.84 (std.)
3rd target	3.6 (mean) $\pm$ 1.17 (std.)	4.0 (mean) $\pm$ 0.94 (std.)
4th target	3.6 (mean) $\pm$ 0.69 (std.)	4.7 (mean) $\pm$ 0.48 (std.)
5th target	3.4 (mean) $\pm$ 0.51 (std.)	4.8 (mean) $\pm$ 0.42 (std.)

였으며, 표준편차는 사람마다 비정상적인 움직임 차이가 나타남에 따라 다르게 나타났다. 따라서, 이러한 결과를 통해 제안된 기법으로 방대한 학습데이터 및 고가의 시스템을 요구하지 않으면서 걸음걸이를 인식할 수 있음을 확인할 수 있었다.

V. 결 론

본 논문에서는 재활 의료용 비접촉식 걸음걸이 인식을 위해 분산형 이중대역 CW 레이더를 활용한 신호처리 기법을 제안하였다. 기존 기법들은 1차원 위상 변조 또는 2차원 spectrogram에서 미세걸음 운동정보에 대한 1차원 속도 변화 궤적을 추출하여 걸음 변수들을 추정하였으나, 거리에 따른 SNR 및 RCS 변화에 민감한 문제가 있었다. 반면에, 제안된 기법은 거동걸음 운동정보에 대한 1차원 속도 변화 궤적에서 비정상적인 걸음걸이를 인식하기 위한 방법을 제안하였고, 측정 실험을 통해 효율성을 검증하였다.

본 연구는 병원에서 재활 환자의 재활 경과를 확인하기 위하여 활용될 수 있을 것으로 판단되며, 향후 실제 병원 내 환자들에 대한 실험을 통해 실용성을 검증할 예정이다. 하지만, 다리의 미세한 움직임에 대한 인식(e.g., 비정상 걸음 식별 혹은 오른발과 왼발 움직임의 모호성 등)은 미세걸음 운동정보를 추출하지 않는 이상 여전히 어렵다는 한계점이 있었다. 따라서 향후에는 거동운동 및 미세운동에 대한 걸음정보를 모두 안정적으로 추출하기 위한 신호처리 기법을 개발할 예정이다.

References

- [1] S. Chen, J. Lach, B. Lo, and G. Z. Yang, "Toward pervasive gait analysis with wearable sensors: A systematic review," *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 20, no. 6, pp. 1521-1537, Nov. 2016.
- [2] D. Chen, Y. Cai, X. Qian, R. Ansari, W. Xu, and K. C. Chu, et al., "Bring gait lab to everyday life: Gait analysis in terms of activities of daily living," *IEEE Internet of Things Journal*, vol. 7, no. 2, pp. 1298-1312, Feb. 2020.
- [3] H. Park, S. Cha, M. Kim, E. Hyun, Y. Jin, and J. Bae, et al., "Recognition of degree of rehabilitation for walking movement using noncontact Doppler radar sensor," *The Journal of Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science*, vol. 36, no. 1, pp. 51-63, Jan. 2025.
- [4] D. Jarchi, J. Pope, T. K. M. Lee, L. Tamjidi, A. Mirzaei, and S. Sanei, "A review on accelerometry-based gait analysis and emerging clinical applications," *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 11, pp. 177-194, Feb. 2018.
- [5] J. S. Rietman, K. Postema, and J. H. B. Geertzen, "Gait analysis in prosthetics: Opinions, ideas and conclusions," *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 26, no. 1, pp. 50-57, Apr. 2002.
- [6] M. Serrao, G. Chini, G. Caramanico, M. Bartolo, C. Conte, and T. Venditto, et al., "Prediction of responsiveness of gait variables to rehabilitation training in Parkinson's disease," *Frontiers in Neurology*, vol. 10, no. 826, p. 826, Aug. 2019.
- [7] Y. Kim, I. Alnujaim, and D. Oh, "Human activity classification based on point clouds measured by millimeter wave MIMO radar with deep recurrent neural networks," *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, no. 12, pp. 13522-13529, Jun. 2021.
- [8] A. K. Seifert, M. G. Amin, and A. M. Zoubir, "Toward unobtrusive in-home gait analysis based on radar micro-Doppler signatures," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 66, no. 9, pp. 2629-2640, Sep. 2019.
- [9] F. Quaiyum, N. Tran, J. E. Piou, O. Kilic, and A. E. Fathy, "Noncontact human gait analysis and limb joint tracking using Doppler radar," *IEEE Journal of Electromagnetics*,

- RF and Microwaves in Medicine and Biology*, vol. 3, no. 1, pp. 61-70, Nov. 2018.
- [10] A. K. Seifert, M. Grimmer, and A. M. Zoubir, "Doppler radar for the extraction of biomechanical parameters in gait analysis," *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 25, no. 2, pp. 547-558, Feb. 2021.
- [11] K. Saho, K. Shioiri, S. Kudo, and M. Fujimoto, "Estimation of gait parameters from trunk movement measured by Doppler radar," *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology*, vol. 6, no. 4, pp. 461-469, Aug. 2022.
- [12] M. Kim, S. Baek, S. Cha, E. Hyun, Y. Jin, and J. Bae, et al., "Biomechanical parameters estimation for real-time gait analysis using a compact radar sensor," *IEEE Sensors Journal*, vol. 25, no. 4, pp. 6620-6633, Feb. 2025.
- [13] V. C. Chen, *The Micro-Doppler Effect in Radar*, 2nd ed., Norwood, MA, Artech House, 2019.
- [14] M. I. Skolnik, *Introduction to Radar Systems*, 3rd ed., New York, NY, McGraw-Hill, 2001.
- [15] Y. Jin, J. Bae, I. Choi, M. Kim, C. Park, and E. Hyun, "Detection method of human gait-rate and vital-sign using dual-baseband doppler radar," in *The 8th Asia-Pacific Conference on Synthetic Aperture Radar(APSAR 2023)*, Bali Island, Oct. 2023.
- [16] S. Cha, S. Park, K. Kim, and I. Choi, "A study on motion compensation for the vital sign detection of walking individual," *The Journal of Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science*, vol. 32, no. 11, pp. 980-989, Nov. 2021.
- [17] I. Choi, J. Lee, S. Yoon, J. Lee, B. Koo, and Y. Baek, et al., "Estimation of oxygen saturation for an individual using noncontact radar sensor," *The Journal of Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science*, vol. 36, no. 1, pp. 64-75, Jan. 2025.

최 인 오 [국립부경대학교/조교수]

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



2012년 8월: 국립부경대학교 전자정보통신공학과 (공학사)

2014년 8월: 국립부경대학교 전자공학과 (공학석사)

2020년 2월: 포항공과대학교 전자전기공학과 (공학박사)

2019년 12월~2021년 2월: 국방과학연구소 선임연구원

2021년 3월~2024년 2월: 국립한국해양대학교 전자전기정보공학부 전자통신공학전공 조교수

2024년 3월~현재: 국립부경대학교 스마트모빌리티공학과 조교수

[주 관심분야] 이중대역 레이다자원관리, 휴먼 걸음걸이 센싱, 탄도미사일 방어시스템, 생체신호탐지, 미세도플러 분석/식별, 다중편파 SAR 영상 보정, 레이다표적식별, FMCW 차량 레이다 및 LiDAR 등