

비접촉식 도플러 레이더를 사용한 보행 움직임 재활 정도 인식

Recognition of Degree of Rehabilitation for Walking Movement Using Noncontact Doppler Radar Sensor

박한 · 차상빈* · 김민** · 현유진*** · 진영석*** · 배지은*** · 김정훈 · 최인오****

Han Park · Sangbin Cha* · Min Kim** · Eugin Hyun*** · Youngseok Jin*** ·
Jieun Bae*** · Junghoon Kim · Inoh Choi****

요 약

본 논문에서는 도플러 레이더 기반 보행 환자의 실시간 재활 정도 인식 알고리즘을 제안한다. 먼저, 보행하는 사람의 복소 수신 신호 1차원 위상 성분에 이동 평균 필터 및 미분 연산을 적용하여 몸 전체 거동에 따른 1차원 시계열 거동속도 정보를 추정한다. 다음으로 복소 수신 신호 2차원 스펙트로그램에 기존 도플러 주파수 궤적 추출 기법 및 칼만 필터를 적용하여 1차원 시계열 속도 정보를 추정한 후, 1차원 시계열 거동속도 정보를 빼줌으로써 양다리 미세 움직임에 따른 1차원 시계열 미세속도 정보를 추정한다. 추정된 정보의 극대값은 각 다리 보행 움직임에 따라 반복적으로 나타나기에, 극값에 대한 보폭 시간 및 최대속도 정보를 각 다리 별로 분리하여 추출한다. 최종적으로 추출된 각 다리 별 정보들을 활용하여 실시간 재활 정도를 나타내는 새로운 물리량을 정의한다. 도플러 레이더를 활용한 실험 결과, 제안된 기법을 통해 정상적인 보행과 비정상적인 보행 간의 실시간 인식이 가능함을 확인할 수 있었다.

Abstract

This paper proposes a recognition algorithm for the degree of rehabilitation of walking individuals using a Doppler radar sensor. First, the time-series macro velocities of the whole body were estimated by applying a moving average filter and differentiating the phase of the complex signal for the walking individual. Next, the time-series micro velocities of both legs were obtained by subtracting the time-series macro velocities of the entire body from the time-series velocities extracted by applying the conventional method and Kalman filter to the spectrogram. The step time and maximum velocities corresponding to each leg can be decomposed by estimating the local maximum values in the time-series microvelocities of both legs, resulting in new values to show the real-time degree of rehabilitation for walking individuals. In the experiments, we observed that the proposed method was capable of successfully recognizing both normal and abnormal walking movements.

Key words: Doppler Radar, Walking Movement, Rehabilitation, Time Series Micro Velocities

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

국립한국해양대학교 전자전기정보공학부 전자정보통신공학전공(Division of Electronics and Electrical Information Engineering, National Korea Maritime & Ocean University)

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

**한국해양과학기술원 해양 ICT 모빌리티 연구부(Department of Maritime ICT & Mobility Research, Korea Institute of Ocean Science & Technology)

***대구경북과학기술원 미래자동차연구부(Division of Automotive Technology, Daegu Gyeongbuk Institute of Science and Technology)

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

· Manuscript received September 3, 2024 ; Revised September 30, 2024 ; Accepted October 9, 2024. (ID No. 20240903-091)

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

I. 서 론

최근, 의학 분야에서 비접촉식 레이더 센싱 기술의 수요가 높아짐에 따라 사람의 생체신호 탐지 연구^{[1]~[4]} 및 보행 특성 분석 연구^{[5]~[9]}들이 주목받고 있다. 여기서, 보행 특성 분석은 보행하는 사람의 레이더 수신신호를 통해 사람의 고유 보행 변수들을 해석적으로 추정하는 것을 의미한다. 이때, 주요 보행 변수들은 사람 걸음걸이의 주기성을 나타내는 보행 주기, 한 걸음을 걷는데 소요되는 보폭 시간, 보폭 길이, 다리의 보행 움직임 속도 등으로 정의된다^[8]. 이러한 보행 변수들은 사람의 전반적인 건강 상태를 나타낼 수 있고^[10], 더 나아가 환자의 보행 움직임 재활 정도를 인식할 수 있는 척도로 사용될 수 있다. 상대적으로 단순한 구조의 도플러 레이더는 보행하는 사람에 반사 또는 산란된 신호를 수신하여 보행 움직임 정보를 효율적으로 측정할 수 있게 한다. 이때, 보행하는 사람의 여러 신체 부위는 서로 다른 미세 움직임을 가지기 때문에 복소 수신 신호에 서로 다른 미세 도플러 주파수 변화가 발생하며, 이러한 변조 성분을 통해 사람의 신체적 특징 및 고유한 보행 움직임 특성을 분석할 수 있다.

도플러 레이더를 활용한 기존 사람의 보행 특성 분석 연구들은 2차원 시간-주파수 영상을 기반으로 보행 움직임에 대한 2차원 영상 내 특징적 요소를 찾아내며 이루어졌다^{[6]~[9]}. 먼저, 참고문헌 [5]~참고문헌 [7]은 시간-주파수 영상에서 나타나는 다양한 보행 패턴들을 여러 가지 딥러닝 기법으로 학습시켜 정상적인 보행과 비정상적인 보행 움직임을 식별하는 방식을 제안한다. 하지만, 기존 연구들^{[5]~[7]}로 환자의 보행 움직임 재활 정도를 측정하기 위해서는 보행 움직임에 대한 많은 데이터베이스가 요구된다. 참고문헌 [8]은 고관절 부위에서 산란되는 신호를 활용한 보행 특성 분석 기법을 제시한다. 이 기법은 시간-주파수 영상으로부터 몸통 부위 보행 움직임의 시계열 가속도 정보를 추출하고, 이 정보의 극값(extreme value)에 대한 시간 간격을 구해 다양한 보행 변수를 추정한다. 하지만, 가속도를 구하기 위하여 미분연산을 수행함에 따라 고주파 열잡음에 매우 민감하게 극값이 나타나는 문제가 존재한다. 참고문헌 [9]는 2차원 시간-주파수 영상이 아닌 cepstrum 기법을 활용하여 보행 주기를 추정한다. 여기서,

cepstrum은 몸 전체의 거동(macro) 움직임으로 변조되는 부분과 다리의 미세(micro) 움직임으로 변조되는 부분으로 비선형 결합된 복소 수신 신호를 로그(log) 변환으로 선형 분리해주는 방식이다. 하지만, 몸 전체 거동이 클 경우 분리가 잘 안되고 보행 주기 외에 다른 변수들은 추정이 불가능하다. 따라서, 실시간 측정 데이터를 통한 효율적인 보행 움직임 재활 정도 인식을 위해서는 새로운 알고리즘이 필요하다.

본 논문에서는 비접촉식 도플러 레이더를 활용하여 보행하는 사람의 실시간 재활 정도 인식 알고리즘을 제안한다. 이는 크게 세 단계로 구성되며, 첫 번째 단계에서는 보행 움직임을 가지는 사람의 1차원 복소 수신신호 위상 성분에 이동 평균 필터를 적용하여 상대적으로 저주파인 몸 전체의 거동에 대한 위상 성분을 추출하고, 스케일링 및 미분 연산을 통해 1차원 시계열 거동 속도 정보(i.e., 몸 전체 거동 보행 움직임 속도 변화)로 변환한다. 다음으로, 두 번째 단계에서는 복소 수신 신호의 2차원 시간-주파수 영상에서 다리의 보행 움직임에 대한 1차원 시계열 도플러 주파수 정보를 참고문헌 [8]의 기법 및 칼만 필터(Kalman filter)로 추출하고, 보행 주기의 역수를 극점(pole)으로 활용한 버터워스 대역 통과 필터(Butterworth band pass filter)를 적용하여 불필요한 저주파 및 고주파 성분들을 제거한다. 전처리 과정을 거친 1차원 시계열 도플러 주파수 정보를 1차원 시계열 속도 정보로 스케일링 한 후, 첫 번째 단계에서 추정한 1차원 시계열 거동 속도 정보를 빼줌으로써 양다리의 미세 보행 움직임에 의해 나타나는 1차원 시계열 미세속도 정보(i.e., 양다리 미세 보행 움직임 속도 변화)를 추정한다. 여기서, 1차원 시계열 미세속도 정보가 각 다리 보행 움직임에 의해 극대점(local maximum value)이 한 번씩 번갈아 나타난다는 점을 바탕으로 보폭 시간 및 최대속도값들을 각 다리 별로 분리하여 추정한다. 마지막으로, 추정된 각 다리의 보폭 시간 및 최대속도값들을 활용하여 양다리의 대칭 정도를 나타내는 새로운 물리량을 정의하고 이를 활용하여 보행 환자의 재활 정도를 분석한다.

본 논문에서는 제안된 알고리즘의 검증은 위해 3명 성인들에 대한 정상적인 보행 및 비정상적인 보행 실험을 수행하였다. 실험 결과, 각 다리에 대한 여러 가지 보행

변수들을 안정적으로 추정할 수 있었으며, 보행하는 사람의 재할 정도를 실시간 인식할 수 있었다.

II. 보행 움직임에 대한 레이더 수신신호 모델링 및 도플러 주파수 분석

2.1 보행 움직임에 대한 레이더 수신신호 모델링

보행하는 사람에 대한 레이더 복소수신신호는 사람 신체 부위들의 미세속도 및 몸 전체 거동속도 변화에 의해 크기와 위상이 변조된다. 특히, 다리에 대한 보행 움직임을 분석하기 위하여, 본 절에서는 다리 보행 움직임에 따른 미세속도 $v(t)$ 및 거동속도 $v_{body}(t)$ 를 근사적으로 모델링한다(그림 1).

먼저 다리의 미세 보행 움직임에 의해 나타나는 1차원 시계열 미세속도 $v(t)$ 의 모델링을 위하여, 다리가 고관절을 축으로 주기적인 미세 운동을 반복하고 이 움직임에 대한 미세속도 $v(t)$ 는 위쪽 다리 길이 u (i.e., 무릎 관절부터 고관절까지의 길이)와 각속도 $w(t)$ 로 근사적으로 표현된다고 가정한다(그림 1). 이때, 다리의 미세 운동 과정에서 위쪽 다리와 고관절 축 사이 각도 $\theta(t)$ 의 최댓값이 θ_{max} 로 일정하다고 가정하면, $\theta(t)$ 는 $\pm\theta_{max}$ 내에서 주기적으로 변경되며, 이는 식 (1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\theta(t) = \theta_{max} \times \sin(2\pi f_g t), \quad (1)$$

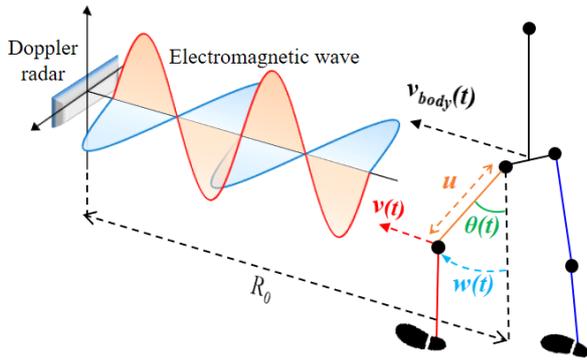


그림 1. 다리 보행 움직임에 대한 도플러 레이더 측정 구조

Fig. 1. Geometry of Doppler radar measurement for leg's walking movement.

여기서, f_g 는 사람의 고유 보행 주기의 역수인 보행 반박률(gait rate)이고, 각속도 $w(t)$ 는 $\theta(t)$ 의 시간에 따른 미분 결과로 식 (2)와 같이 정의된다.

$$\begin{aligned} w(t) &= \frac{d}{dt}\theta(t) \\ &= \theta_{max} \times 2\pi f_g \times \cos(2\pi f_g t), \end{aligned} \quad (2)$$

따라서, 다리의 미세 보행 움직임에 의해 나타나는 1차원 시계열 미세속도 $v(t)$ 는 위쪽 다리 길이 u 와 각속도 $w(t)$ 의 곱으로 식 (3)과 같이 정의된다.

$$\begin{aligned} v(t) &= u \times w(t) \\ &= u \times \theta_{max} \times 2\pi f_g \times \cos(2\pi f_g t). \end{aligned} \quad (3)$$

다음으로 1차원 시계열 거동속도 $v_{body}(t)$ 는 레이더로부터 R_0 만큼 떨어진 위치에서 걸어오는 사람의 거동으로 모델링된다고 가정한다(그림 1). 이때, 다리 보행 움직임은 $v(t)$ 와 $v_{body}(t)$ 가 함께 선형 결합되어 나타난다. 따라서, 그림 1의 구조의 다리에서 반사되는 수신 신호의 시간 지연 $\tau(t)$ 는 식 (4)와 같이 나타낼 수 있다.

$$\tau(t) = \frac{2(R_0 - (v(t) + v_{body}(t))t)}{c}, \quad (4)$$

여기서, c 는 빛의 속도이다. 식 (4)를 활용하여 레이더 수신신호 $s(t)$ 을 식 (5)와 같이 근사적으로 나타낼 수 있다.

$$s(t) = \sqrt{P_r} \times \exp(j2\pi f_c(t - \tau(t))) + \sum_{i=1}^N r_i(t), \quad (5)$$

여기서 P_r 는 다리 부위의 수신전력이고, f_c 는 중심주파수이며, $r_i(t)$ 는 다리를 제외한 나머지 N 개의 신체 부위 중 i 번째 산란 신호이다. 위 신호를 기저대역 변환한 후, 식 (4)를 대입할 경우 식 (6)과 같이 정의된다.

$$\begin{aligned} s_b(t) &= s(t) \times \exp(-j2\pi f_c t) \\ &= \sqrt{P_r} \times \exp(j2\pi \frac{2}{\lambda_c}(v(t) + v_{body}(t))t) \\ &\quad \times \exp(-j \frac{4\pi R_0}{\lambda_c}) + \sum_{i=1}^N r_{bi}(t), \end{aligned} \quad (6)$$

여기서 $r_{bi}(t)$ 는 $r_i(t)$ 의 기저 대역 신호, λ_c 는 파장이며, 위 식에서 다리의 보행 움직임에 의해 변조되는 도플

러 주파수 $f_d(t)$ 는 위상 성분의 시간에 대한 미분 연산으로 식 (7)과 같이 정의될 수 있다.

$$f_d(t) = \frac{2}{\lambda_c}(v(t) + v_{body}(t)). \quad (7)$$

$f_d(t)$ 는 몸 전체 거동에 의해 나타나는 1차원 시계열 거동속도 $v_{body}(t)$ 및 다리의 미세 움직임에 의해 나타나는 1차원 시계열 미세속도 $v(t)$ 에 의해 변조되기 때문에, 레이더 수신신호에 대한 $f_d(t)$ 분석을 통해 다리에 대한 보행 특성을 예측할 수 있다.

2-2 다리 보행 움직임에 의한 도플러 주파수 분석

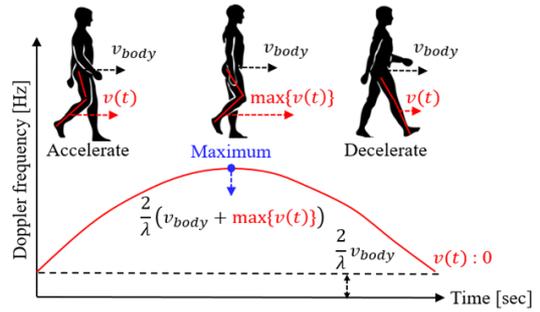
본 절에서는 식 (7)의 $f_d(t)$ 에 대한 직관적인 분석을 통해 다리 보행 특성 예측이 가능한지 분석한다. 이를 위해 몸 전체 거동에 의해 나타나는 1차원 시계열 거동속도 $v_{body}(t)$ 을 등속도 v_{body} 로 가정한다. 이때, 한쪽 발의 한걸음에 대한 $f_d(t)$ 는 그림 2(a)와 같이 표현될 수 있다. 여기서, 몸 전체 거동속도 v_{body} 성분은 도플러 주파수 오프셋 $\frac{2}{\lambda}v_{body}$ 이 일정하게 나타나며, 다리 미세속도 $v(t)$ 에 의해 미세 도플러 주파수 변화 $\frac{2}{\lambda}v(t)$ 가 비선형적으로 나타난다. 그리고 $v(t)$ 가 최대가 될 때, 최대 도플러 주파수가 발생하게 된다.

다음으로, 그림 2(b)는 비대칭적으로 보행하는 양다리에 대한 $f_d(t)$ 를 나타냈다. 붉은 파형과 푸른 파형은 각각 오른 다리 및 왼 다리 보행에 의한 $f_d(t)$ 를 나타낸다. 여기서, $t_{step,right}$ 및 $t_{step,left}$ 는 각 다리의 보폭 시간을 나타내며, $v_{max,right}$ 및 $v_{max,left}$ 는 각 다리의 $v(t)$ 에 대한 최대 속도이고 식 (8)과 같이 정의된다.

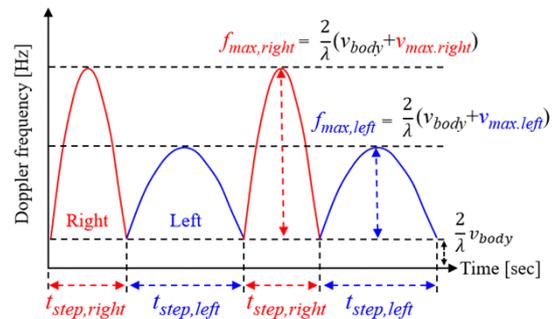
$$v_{max,right} = \frac{\lambda_c}{2} \times f_{max,right} - v_{body},$$

$$v_{max,left} = \frac{\lambda_c}{2} \times f_{max,left} - v_{body}. \quad (8)$$

이때, 각 다리 $f_d(t)$ 에 대한 최대값(i.e., $f_{max,right}$ 및 $f_{max,left}$)을 비교해 보면, 오른 다리의 최대속도 $v_{max,right}$ 가 왼 다리 $v_{max,left}$ 보다 더 빠름을 알 수 있다(그림 2(b)). 게다가, 왼 다리의 보폭 시간 $t_{step,left}$ 이 $t_{step,right}$ 보다 더 길



(a) 한쪽 발의 한걸음에 대한 도플러 주파수 변화
(a) Doppler frequency fluctuation of one step of a leg



(b) 비대칭 양다리 보행에 대한 도플러 주파수 변화
(b) Doppler frequency fluctuations of asymmetric leg's walking movement

그림 2. 다리의 보행 움직임에 대한 1차원 시계열 도플러 주파수 변화 예시

Fig. 2. Example of one-dimensional time series Doppler frequency fluctuations for leg's walking movement.

다는 점을 고려하면, 그림 2(b)의 예시는 비대칭 보행임을 유추할 수 있다. 따라서, 비대칭 보행 유무는 $f_d(t)$ 의 극점을 추정하고, 이 극점들로부터 $v_{max,right}$, $v_{max,left}$ 및 $t_{step,right}$, $t_{step,left}$ 을 계산하여 가능함을 알 수 있다. 하지만, 이 변수들을 정확하게 추정하기 위해서는 몸 전체 거동속도 v_{body} 및 $f_d(t)$ 의 극값들을 정확히 추정해야 한다. 게다가 식 (5)와 같이 다리를 제외한 나머지 신체 부위 산란 신호가 다리의 산란 신호에 선행 결합되기 때문에, 이러한 영향들도 반드시 고려해야 한다.

앞서 언급한 보행 변수 추정 문제점들을 보다 직관적으로 분석하기 위하여 그림 3의 도플러 레이더^[11]를 활용해 8 m 거리에서 레이더 쪽으로 걸어오는 사람을 측정하였다. 실험 변수는 표 1과 같고, 측정된 수신 신호 위상

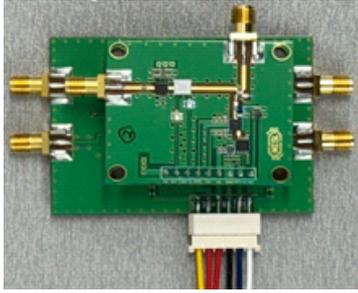
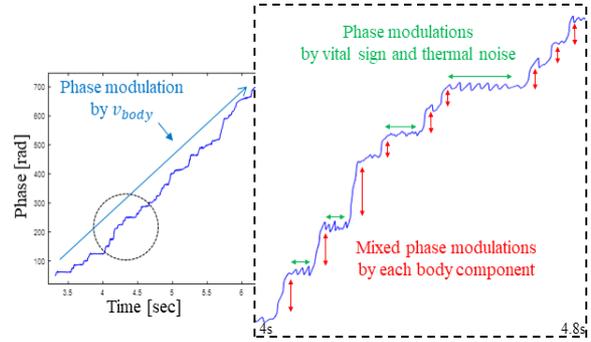


그림 3. 실험용 도플러 레이더^[11] 예시
Fig. 3. Example of Doppler radar^[11] for experiments.

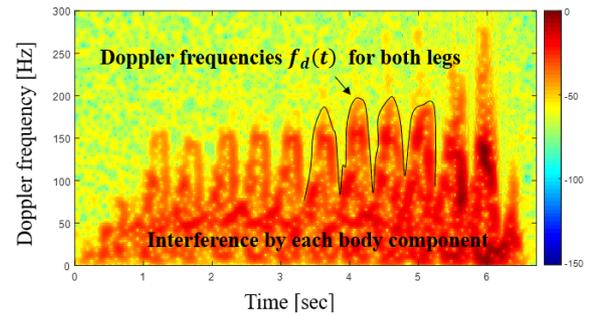
성분 및 시간-주파수 영상은 그림 4와 같다. 실제 데이터 분석 결과, 몸 전체 거동에 의해 진폭이 매우 큰 저주파 위상 변조가 발생하였고, 이를 그림 4(a)와 같이 확대하면 대략 0.8초의 시간 동안 9개의 큰 위상 변화가 존재함을 볼 수 있다(그림 4(a) 빨강 화살표 참조). 이는 다리 외 다른 신체 움직임 신호가 선형 결합되어 나타나기 때문이며, 위상 성분 분석만으로는 다리 보행 정보를 정확히 분석하는 것이 어려움을 보여준다. 또한, 사람의 매우 미세한 생체신호 및 열잡음으로 인한 영향도 확인할 수 있었다(그림 4(a) 초록 화살표 참조). 시간-주파수 영상의 경우에도 양다리의 도플러 주파수 외에 여러 신체 부위 산란 신호들의 간섭 영향이 존재한다(그림 4(b)). 이는 시간-주파수 영상 내 양다리에 대한 $f_d(t)$ 를 분리하여 해석하기 어렵게 하고, 그 결과 기존 기법^{[5]~[9]}을 통한 양다리의 보행 변수 추정을 어렵게 한다. 예를 들어, 그림 4의 측정 데이터를 활용하여 그림 5와 같이 기존 기법^{[8],[9]}을 분석하였다. 기존 기법^[8]은 가속도 정보를 획득하기 위하여 그림 4(b)에서 추출된 도플러 주파수 궤적에 미분 연산을 수행함에 따라 잡음 및 다른 신체의 간섭 영향에 민감한 모습을 보였다(그림 5(a)). 특히, 이러한 영향은 가속도 정보에 원하지 않는 지역 극점을 야기하여 보행 변수들의 안정적인 추정을 어렵게 만든다. 기존 기법^[9]의 경

표 1. 실험 변수들
Table 1. Experiment parameters.

Carrier frequency f_c	5.85 GHz
Wave length λ_c	0.0513 m
Sampling frequency	2.0 kHz



(a) 보행하는 사람의 위상 변조
(a) Phase modulation of a walking individual



(b) 보행하는 사람의 시간-주파수 영상
(b) Time-frequency image of a walking individual

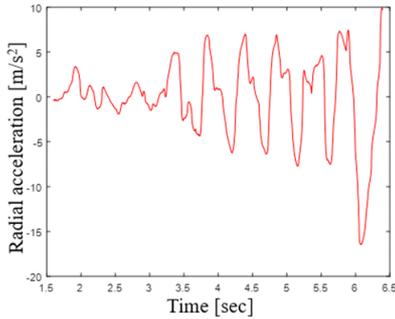
그림 4. 보행하는 사람의 위상 및 시간-주파수 영상
Fig. 4. Phase modulation and time-frequency image of walking individual.

우, 다른 신체들에서 산란되는 신호들이 혼합됨에 따라 cepstrum에서 산란 신호들의 분리가 성공적으로 이루어지지 않았다(그림 5(b)). 따라서 양다리 보행 변수 추정을 통한 사람의 재할 정도 인식을 효과적으로 수행하기 위해서는 이러한 문제점들을 해결하기 위한 새로운 신호처리 알고리즘이 필요하다.

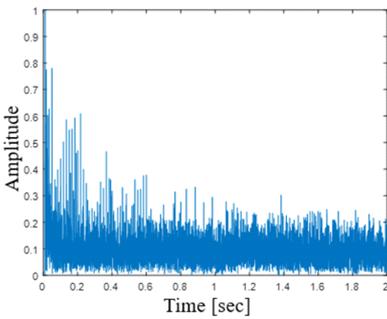
III. 제안된 기법

본 절에서는 비접촉식 도플러 레이더를 활용한 보행하는 사람의 실시간 재할 정도 인식 알고리즘을 아래와 같이 제안한다.

- 1) 복소수신신호의 위상 성분 분석을 통한 1차원 시계열 몸 전체 거동속도 $v_{body}(t)$ 추출



(a) 기존기법^[8]으로 추정된 가속도 정보
(a) Acceleration estimated by a method^[8]



(b) 기존기법^[9]으로 분석된 cepstrum
(b) Cepstrum analyzed by a method^[9]

그림 5. 기존 기법^{[8],[9]}을 사용한 실험 결과
Fig. 5. Experimental results using methods^{[9],[10]}.

- 2) 복소수신신호의 시간-주파수 영상 내 칼만 필터를 적용한 식 (7)의 1차원 시계열 다리 도플러 주파수 $f_d(t)$ 추출
- 3) 추출된 $v_{body}(t)$ 와 $f_d(t)$ 를 활용한 1차원 시계열 다리 미세속도 $v(t)$ 계산
- 4) 전처리 된 $v(t)$ 에서 극대점이 각 다리별로 한 번씩 번갈아 나타나는 점을 활용하여 각 다리별 보행 변수들(e.g., 보행 반복률 $f_{g,right}$ 및 $f_{g,left}$, 보폭 시간 $t_{step,right}$ 및 $t_{step,left}$, 보행 최대속도 $v_{max,right}$ 및 $v_{max,left}$)의 개별 추정
- 5) 추정된 보행 변수들을 사용한 양다리의 대칭 정도 추정 및 보행 재할 정도 분석 수행

제안된 알고리즘의 전반적인 구조는 그림 6과 같으며, 본 절의 이해를 돕기 위하여 그림 4에서 언급한 측정 데이터를 활용하여 알고리즘 적용 과정을 설명한다.

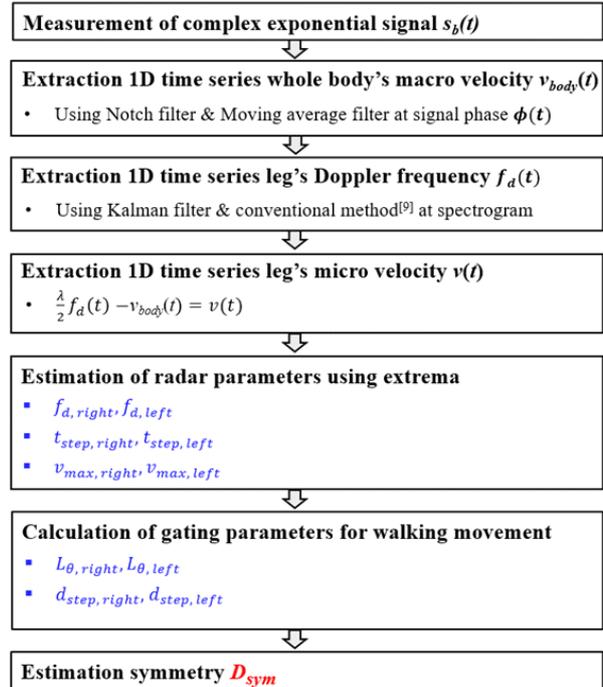
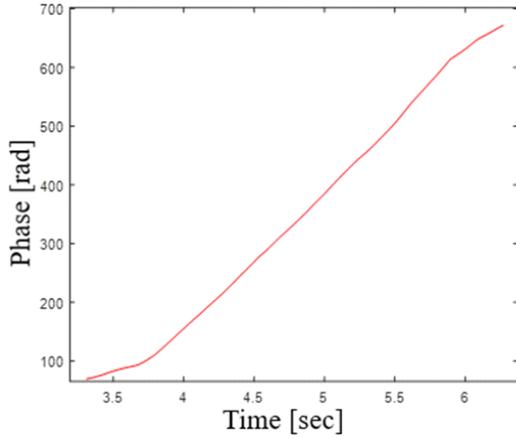


그림 6. 제안된 알고리즘의 구조
Fig. 6. Flowchart of proposed algorithm.

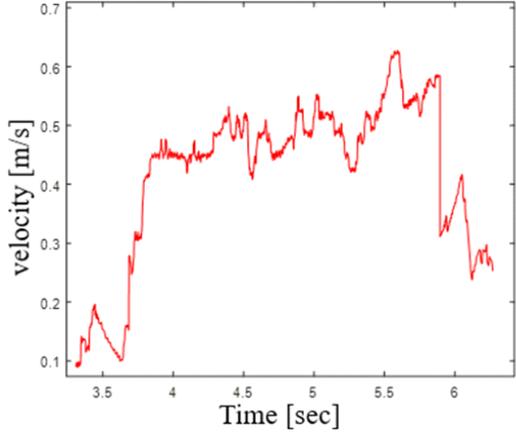
3-1 1차원 시계열 몸 전체 이동속도 $v_{body}(t)$ 추정

본 절에서는 복소수신신호의 위상 성분을 활용하여 1차원 시계열 몸 전체 이동속도 $v_{body}(t)$ 를 추정한다. 이때, 보행하는 사람의 수신 신호의 위상 성분에는 그림 4(a)와 같이 여러 신체 부위 산란 신호들의 간섭으로 인한 영향, 주변 클러터(clutter) 신호 및 열잡음 등이 혼재되어 있으므로 이들을 적절히 제거해주어야 한다.

먼저, 실제 측정환경에서는 정지된 사물들에 반사되는 저주파 클러터 신호가 존재하기 때문에, 이를 제거하기 위하여 노치 필터(notch filter)를 적용한다. 다음으로 이동 평균 필터(moving average filter)를 활용하여 몸 전체 이동속도 $v_{body}(t)$ 에 의해 변조되는 위상 성분 $\phi_{body}(t) \approx \frac{4\pi}{\lambda_c} \times v_{body}(t) \times t$ 을 추출한다(그림 7(a)). 이동 평균 필터는 클러터가 제거된 수신 신호 위상 성분의 일정 샘플들을 평균화하여 상대적으로 저주파인 위상 성분 $\phi_{body}(t)$ 을 효과적으로 추출할 수 있다. 마지막으로 $\phi_{body}(t)$ 에 대한 스케일링 및 미분 연산을 수행하여 1차원 시계열 몸



(a) $v_{body}(t)$ 에 변조된 위상 성분 $\phi_{body}(t)$
 (a) Phase modulation $\phi_{body}(t)$ caused by $v_{body}(t)$



(b) 추정된 $v_{body}(t)$
 (b) Estimated $v_{body}(t)$

그림 7. $v_{body}(t)$ 추정 예시

Fig. 7. Example of estimation of $v_{body}(t)$.

전체 거동속도 $v_{body}(t)$ 을 아래와 같이 추출할 수 있다(그림 7(b)).

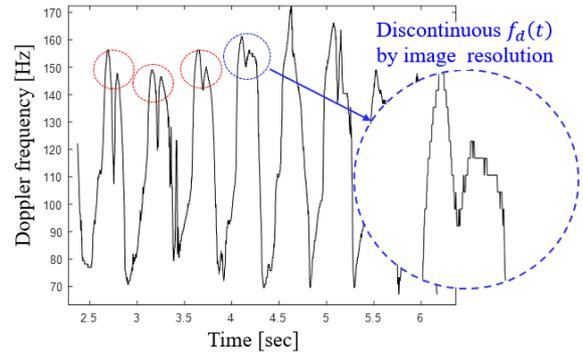
$$v_{body}(t) = \frac{\lambda_c}{4\pi} \times \frac{d}{dt} \phi_{body}(t). \quad (9)$$

3-2 1차원 시계열 다리 미세속도 $v(t)$ 추정

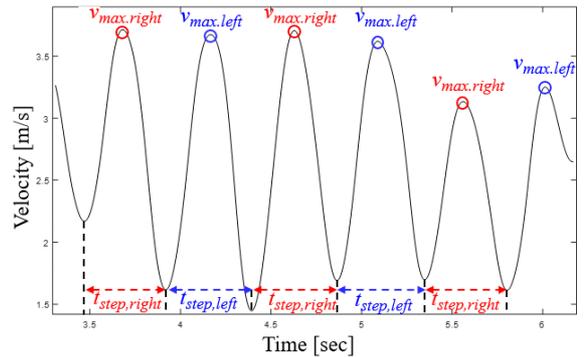
본 절에서는 1차원 시계열 다리 미세속도 $v(t)$ 의 추정을 위해, 시간-주파수 영상에서 기존기법^[8]으로 $f_d(t)$ 를

추정한 후 칼만 필터를 통해 이산 오차를 보상하고 3-1절에서 추정된 $v_{body}(t)$ 를 활용하여 $v(t)$ 를 추정한다.

먼저, 보행하는 사람의 복소수신신호에 단시간 푸리에 변환(STFT, short time fourier transform)을 수행하여 2차원 시간-주파수 영상을 획득한다(그림 4(b)). 그리고 시간-주파수 영상을 도플러 주파수 방향으로 픽셀 크기값을 정규화 한 후 일정 픽셀 크기값으로 다리에 대한 $f_d(t)$ 를 추출하는 기존기법^[8]을 활용한다. 하지만, 추출된 $f_d(t)$ 는 시간-주파수 영상의 해상도만큼 이산 오차가 발생하기 때문에, 불연속 궤적으로 나타난다(그림 8(a)의 확대된 $f_d(t)$ 참조). 이 문제를 해결하기 위하여, 궤적과 궤적 변화 속도를 상태 변수로 하는 2차원 선형 칼만 필터^[12]를 적용하여 연속적인 $f_d(t)$ 을 추정한다. 이후, 다른 신체



(a) 기존기법^[8]으로 추출된 $f_d(t)$
 (a) $f_d(t)$ extracted by conventional method^[8]



(b) 1차원 시계열 다리 미세속도 $v(t)$
 (b) One-dimensional time series leg's micro velocity $v(t)$

그림 8. $v(t)$ 추정 과정 예시

Fig. 8. Example of estimation of $v(t)$.

움직임 및 열잡음들로 인한 불규칙한 변조 성분들을 제거하기 위하여 $f_d(t)$ 의 공진 주파수인 **gait rate**를 극점 (pole)로 사용하는 버터워스 대역 통과 필터를 적용한다. 그리고, 앞서 언급한 전처리 과정으로 식 (7)의 $f_d(t)$ 를 이상적으로 획득했다고 가정할 경우, $\frac{\lambda_c}{2}$ 로 스케일링하여 1차원 시계열 다리 속도 $v(t) + v_{body}(t)$ 로 변환하고, 3-1절에서 추정된 1차원 시계열 몸 전체 이동속도 $v_{body}(t)$ 을 빼줌으로써 1차원 시계열 다리 미세속도 $v(t)$ 를 계산한다(그림 8(b)).

3-3 양다리 대칭율 D_{sym} 추정

본 절에서는 1차원 시계열 다리 미세속도 $v(t)$ 로부터 양다리의 보행 변수들을 추정하여 양다리 대칭율 D_{sym} 를 계산한다.

앞서 추정된 $v(t)$ 의 극대값은 각 다리의 보행 최대속도 $v_{max, right}$ 및 $v_{max, left}$ 를 의미한다(그림 8(b)). 그리고, $v(t)$ 의 극소값 간격은 각 다리의 보폭 시간 $t_{step, right}$ 및 $t_{step, left}$ 을 의미한다. 이때, $t_{step, right}$ 및 $t_{step, left}$ 와 몸 전체의 이동속도 $v_{body}(t)$ 의 곱을 통하여 각 다리의 보폭 간격 $d_{step, right}$ 및 $d_{step, left}$ 을 식 (10)과 같이 정의할 수 있다.

$$\begin{aligned} d_{step, right} &= v_{body}(t) \times t_{step, right}, \\ d_{step, left} &= v_{body}(t) \times t_{step, left}. \end{aligned} \quad (10)$$

다음으로, 식 (8)의 $v_{max, right}$ 및 $v_{max, left}$ 는 식 (3)에 의해 식 (11)과 같이 재정의될 수 있다.

$$\begin{aligned} v_{max, right} &= 2\pi f_{g, right} \times u_{right} \times \theta_{max, right}, \\ v_{max, left} &= 2\pi f_{g, left} \times u_{left} \times \theta_{max, left}, \end{aligned} \quad (11)$$

여기서, $f_{g, right}$ 및 $f_{g, left}$ 는 각 다리의 보행 반복률로 $t_{step, right}$ 및 $t_{step, left}$ 의 역수이며, u_{right} 및 u_{left} 는 각 다리의 위쪽 다리 길이, $\theta_{max, right}$ 및 $\theta_{max, left}$ 는 각 다리의 보폭 최대 각도이다. 이때, $v(t)$ 에서 추정 가능한 변수들(e.g., $f_{g, right}$, $f_{g, left}$ 및 $v_{max, right}$ 및 $v_{max, left}$)외 식 (11)에서 추정이 어려운 미지수들(e.g., u_{right} , u_{left} 및 $\theta_{max, right}$, $\theta_{max, left}$)로 구성된 새로운 변수 $L_{\theta, right}$ 및 $L_{\theta, left}$ 을 식 (12)와 같이 정의한다.

$$\begin{aligned} L_{\theta, right} &= u_{right} \times \theta_{max, right} = \frac{v_{max, right}}{2\pi f_{g, right}}, \\ L_{\theta, left} &= u_{left} \times \theta_{max, left} = \frac{v_{max, left}}{2\pi f_{g, left}}. \end{aligned} \quad (12)$$

이는 각 다리 보행의 미세 움직임 특징을 나타낼 수 있다. 마지막으로 식 (10) 및 (12)의 평균값을 활용하여 양다리 보행 대칭률 D_{sym} 을 식 (13)과 같이 정의한다.

$$D_{sym} = |\bar{d}_{step, right} - \bar{d}_{step, left}| + |\bar{L}_{\theta, right} - \bar{L}_{\theta, left}|. \quad (13)$$

이때, 환자의 재활 정도가 좋을수록 대칭적인 보행을 수행할 수 있으므로 D_{sym} 의 값은 작게 나타난다.

IV. 실험

본 절에서는 표 1 및 그림 3의 도플러 레이더^[11]를 활용한 실험을 통해 제안된 보행 움직임 재활 정도 인식 알고리즘을 검증한다. 실험은 그림 9와 같은 환경에서 진행되었으며, 보행 종류는 의도적으로 절뚝이며 걷는 비대칭 보행과 정상적인 보행 등 두 가지로 구성되었고, 본 논문 저자 3명의 성인 남성이 실험에 참가하여 두 가지 보행을 수행하였다. 또한, 모든 보행은 동일 출발선에서 보행을

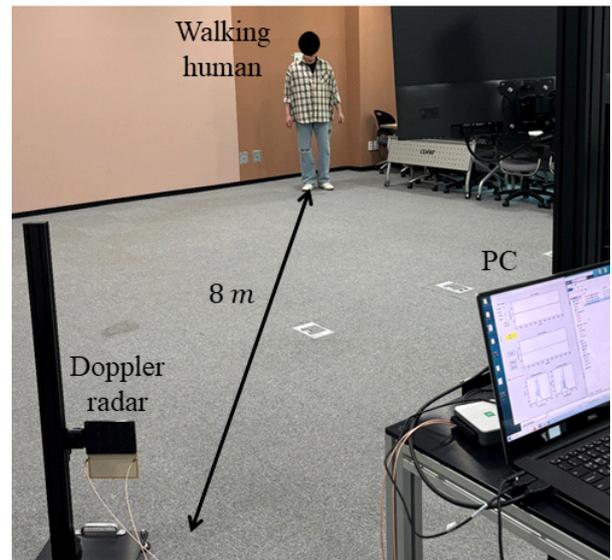


그림 9. 실험 환경
Fig. 9. Experimental environment.

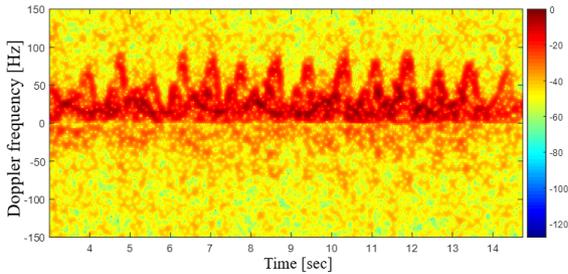
시작하여 약 8 m 떨어진 레이더에 도달하면 멈추는 방식으로 진행되었다. 이때, 양쪽 팔은 보행과정에서 자연스럽게 앞뒤로 움직였다.

그림 10은 비대칭 보행과 정상 보행에 대한 1번 실험자의 측정 데이터를 시간-주파수 영상으로 분석한 결과이다. 여기서 비대칭 보행의 경우, 의도적으로 절뚝이는 과정에서 정상 보행보다 상대적으로 많은 시간이 소요되었다. 이때, 그림 10(a) 비대칭 보행과 그림 10(b) 정상 보행 결과를 비교하여 살펴보면, 비대칭 보행은 다리에 의한 도플러 주파수 $f_d(t)$ 가 비균일하게 나타남을 볼 수 있다. 반면, 정상 보행의 경우 $f_d(t)$ 가 상대적으로 대칭적으로 나타났다.

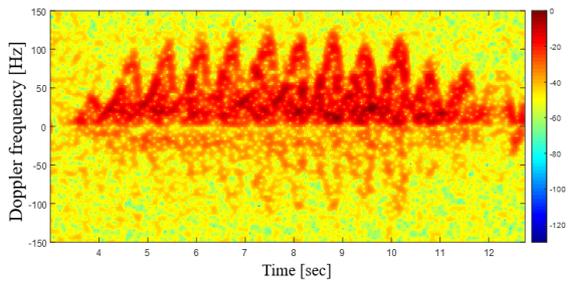
그림 11은 각 실험자의 두 가지 보행에 대한 1차원 시계열 몸 전체 거동속도 정보 $v_{body}(t)$ 및 1차원 시계열 다리 미세속도 정보 $v(t)$ 의 추정 결과를 보여준다. 먼저, 그림 11(a)는 1번 실험자의 비대칭 보행에 대한 추정 결과이며, $v_{body}(t)$ 가 시간에 따라 크게 변동하는 모습을 확인할

수 있었다. 이는 비대칭 보행의 절뚝이는 걸음 움직임이 몸 전체 거동속도에 반영된 결과로 판단된다. 또한, $v(t)$ 는 다소 불균일한 진폭 변화를 보였으며, $v(t)$ 의 극점들이 불균일하게 추정됨을 확인할 수 있었다. 반면에, 1번 실험자의 정상 보행 결과(그림 11(b))에서는 거동속도 $v_{body}(t)$ 가 가속 및 감속 구간을 제외하면 상대적으로 일정한 값을 가졌다. 또한, 그림 11(a)와 달리 $v(t)$ 에서 각 다리의 보행 움직임 변화가 상대적으로 균일하게 나타났으며, 그 결과 극점들이 균일하게 추정되었다. 다음으로, 그림 11(c)에서는 2번 실험자의 비대칭 보행 결과를 확인할 수 있다. 그림 11(a)와 마찬가지로 몸 전체 거동속도 $v_{body}(t)$ 가 크게 변동하는 모습이었고, 다리의 미세속도 $v(t)$ 또한 불균일한 진폭 변화를 보였다. 2번 실험자의 정상 보행 결과에서는 몸 전체 거동속도 $v_{body}(t)$ 가 가속 및 감속 구간을 제외하면 일정한 값을 가지는 모습이었다(그림 11(d)). 그리고 $v(t)$ 는 1번 실험자의 결과보다 다소 변화가 있어 보였으나, $v_{body}(t)$ 변화와 함께 살펴보면 $v_{body}(t)$ 의 가속 및 감속 구간이 영향을 준 것을 알 수 있다. 그림 11(e)는 3번 실험자의 비대칭 보행 결과를 나타낸다. 앞선 결과들과 마찬가지로 $v_{body}(t)$ 는 크게 변동하였으며, $v(t)$ 는 불균일한 변화를 보인다. 그리고 3번 실험자의 정상 보행 결과(그림 11(f))에서는 $v_{body}(t)$ 가 다소 우상향하는 듯 보이나 그림 11(e)와 비교하면 상대적으로 균일하게 나타남을 확인할 수 있었다. 또한, $v(t)$ 도 마찬가지로 그림 11(e)에 비하여 상대적으로 균일하게 추정되었다.

그림 11의 1차원 시계열 거동속도 정보 $v_{body}(t)$ 및 1차원 시계열 미세속도 정보 $v(t)$ 를 통하여 각 보행에 대한 대칭률 D_{sym} 을 계산하였고, 이를 표 2에 나타내었다. 세 실험자의 결과 모두 정상적인 보행이 비대칭 보행보다 현저히 낮은 것을 확인할 수 있었다. 다만, 실험자 1의 정상적인 보행 대칭률은 0.0942, 실험자 2, 3의 정상적인 보행 대칭률은 각각 0.1709, 0.2079로, 사람마다 편차가 크기 때문에 재할 정도 인식을 위한 절대적인 기준을 정하기 위해서는 다양한 데이터 베이스가 필요할 것으로 판단된다. 하지만, 세 실험자의 결과 모두 비대칭 보행 대칭률이 정상적인 보행 대칭률 보다 두 배 이상 크게 나온 것을 보아 도플러 레이더를 통해 실시간 재할 정도 인식

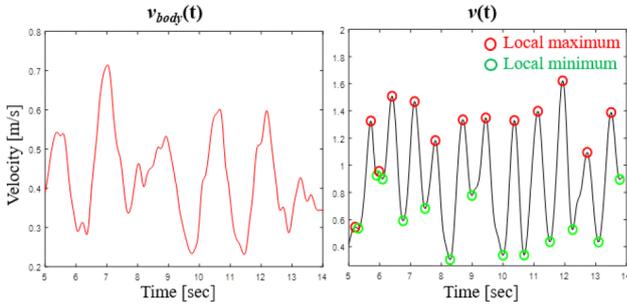


(a) 비대칭 보행
(a) Asymmetry walking movement

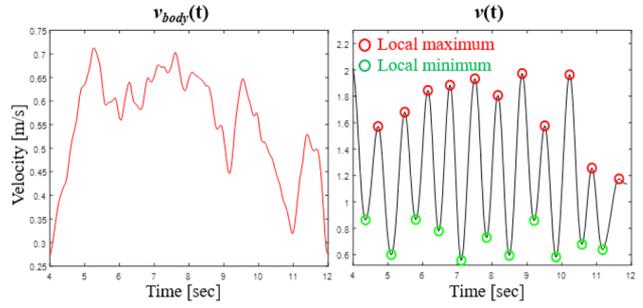


(b) 정상 보행
(b) Normal walking movement

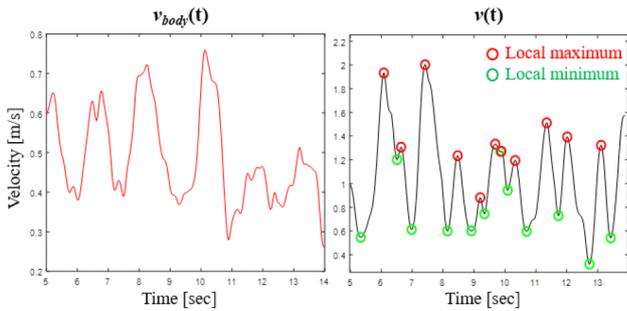
그림 10. 1번 실험자의 측정된 시간-주파수 영상 예시
Fig. 10. Example of time-frequency images for measurements of the 1st walking human.



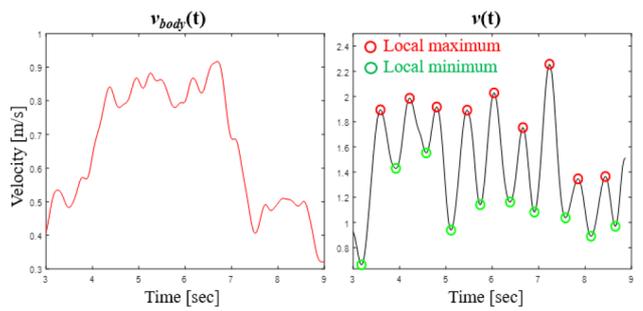
(a) 1번 실험자의 비대칭 보행
(a) Asymmetry walking movement of the 1st walking human



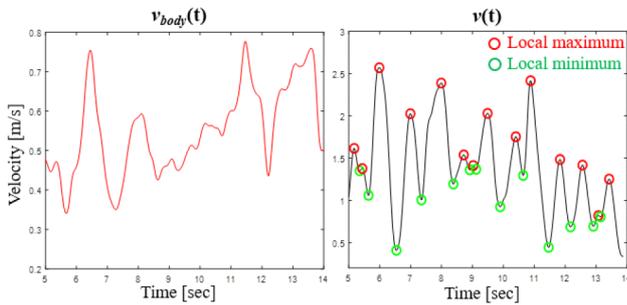
(b) 1번 실험자의 정상 보행
(b) Normal walking movement of the 1st walking human



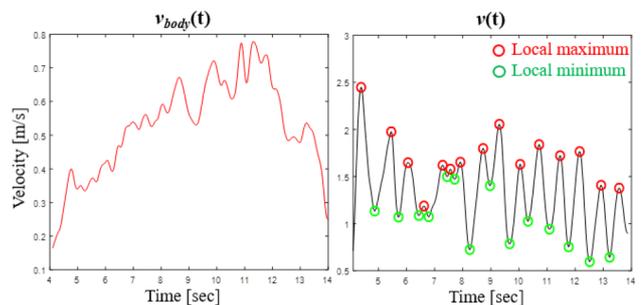
(c) 2번 실험자의 비대칭 보행
(c) Asymmetry walking movement of the 2nd walking human



(d) 2번 실험자의 정상 보행
(d) Normal walking movement of the 2nd walking human



(e) 3번 실험자의 비대칭 보행
(e) Asymmetry walking movement of the 3rd walking human



(f) 3번 실험자의 정상 보행
(f) Normal walking movement of the 3rd walking human

그림 11. 두 가지 보행을 가지는 사람의 $v_{body}(t)$ 및 $v(t)$ 추정 실험 결과

Fig. 11. Experimental results of D_{sym} estimation for each target with two walking movements.

이 가능함을 알 수 있었다.

V. 결 론

본 논문에서는 비접촉식 도플러 레이다를 활용하여 보행하는 사람의 재할 정도 인식 알고리즘을 제안한다. 이

는 1) 1차원 시계열 몸 전체의 거동속도 정보 추정, 2) 1차원 시계열 다리의 보행 움직임 미세속도 정보 추정, 3) 각 다리의 보행 변수들을 추출한 후, 이들을 활용한 양다리 대칭률 정의 등 세 단계로 구성된다. 3명의 성인이 각각 두 가지 다른 보행들을 수행하는 실험을 통해 검증한 결과, 제안된 기법을 통해 비대칭 보행 및 정상적인 보행에

표 2. 대칭률 D_{sym} 추정 결과Table 2. Estimation results of symmetry ratio D_{sym} .

	Asymmetry walking movement	Normal walking movement
1st target	0.2021	0.0942
2nd target	0.4177	0.1709
3rd target	0.4228	0.2079

대하여 몸 전체의 이동속도 변화 및 다리 보행 움직임의 미세속도 변화를 성공적으로 분석할 수 있었다. 그리고, 비대칭 양다리 보행 대칭률이 정상적인 양다리 보행 대칭률보다 두 배 이상 높은 점을 미루어보아 제안된 기법을 통해 실시간 재할 정도 인식이 가능함을 확인할 수 있었다.

References

- [1] S. Cha, S. Park, K. Kim, and I. Choi, "A study on motion compensation for the vital sign detection of walking individuals," *The Journal of Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science*, vol. 32, no. 11, pp. 980-989, Nov. 2021.
- [2] 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.
- [3] 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.
- [4] S. B. Cha, S. W. Yoon, S. H. Park, K. T. Kim, and I. Choi, "A study on non-contact vital sign estimation for an individual with undesirable rigid-body motion," *The Journal of Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science*, vol. 33, no. 11, pp. 870-879, Nov. 2022.
- [5] Y. Yang, Y. Ge, B. Li, Q. Wang, Y. Lang, and K. Li, "Multiscenario open-set gait recognition based on radar micro-Doppler signatures," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 71, p. 2519813, Oct. 2022.
- [6] X. Jingxuan, Y. Hou, Y. Yang, B. Li, Q. Wang, and Y. Lang, "Semisupervised radar-based gait recognition in the wild via ensemble determination strategy," *IEEE Sensors Journal*, vol. 22, no. 21, pp. 20947-20957, Nov. 2022.
- [7] H. Li, A. Mehul, J. L. Kerneq, S. Z. Gurbuz, and F. Fioranelli, "Sequential human gait classification with distributed radar sensor fusion," *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, no. 6, pp. 7590-7603, Mar. 2020.
- [8] 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, Dec. 2022.
- [9] P. Lei, Y. Zhang, J. Wang, and J. Sun, "Estimation of human gait cycle based on cepstrum of radar micro-Doppler signatures," in *2017 Progress in Electromagnetics Research Symposium-Fall(PIERS-FALL)*, Singapore, Nov. 2017.
- [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] 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 *APSAR 2023*, Bali Island, Oct. 2023.
- [12] D. Willner, C. B. Chang, and K. P. Dunn, "Kalman filter algorithms for a multi-sensor system," in *1976 IEEE Conference on Decision and Control including the 15th Symposium on Adaptive Processes*, Clearwater, FL, Dec. 1976.

박 한 [국립한국해양대학교/석사과정]

<https://orcid.org/0009-0009-7099-3822>



2023년 8월: 국립한국해양대학교 전자통신공학과 (공학사)
2023년 9월~현재: 국립한국해양대학교 전자통신공학과 석사과정
[주 관심분야] 이중대역 레이더 신호 처리, 비접촉식 보행/생체신호 센싱

김 민 [한국해양과학기술원/선임연구원]

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



2015년 2월: 부경대학교 전자공학과 (공학사)
2017년 2월: 부경대학교 전자공학과 (공학석사)
2022년 8월: 포항공과대학교 전자전기공학과 (공학박사)
2023년 3월~현재: 한국해양과학기술원 해양 ICT & 모빌리티 연구부 선임연구원
[주 관심분야] 레이더 신호 처리, 레이더 추적, 레이더 표적 식별, 비접촉식 보행/생체신호 센싱

차 상 빈 [국립부경대학교/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~2022년 8월: 국민대학교 전자전파기술센터 연구원
2022년 10월~현재: 건국대학교 글로벌캠퍼스 안보·재난안전융합연구소 연구원
[주 관심분야] 레이더표적인식, 레이더 영상, 레이더 신호처리, 이중대역 레이더자원관리, 미세도플러 분석/식별

현 유 진 [대구경북과학기술원/본부장]

<https://orcid.org/0000-0001-8196-7173>



1999년 2월: 영남대학교 전자공학과 (공학사)
2000년 8월: 영남대학교 전자공학과 (공학석사)
2005년 3월: 영남대학교 전자공학과 (공학박사)
2005년 6월~현재: 대구경북과학기술원 미래자동차연구부 책임연구원
2024년 4월~현재: 대구경북과학기술원 ICT연구본부 본부장
[주 관심분야] 레이더 신호처리 및 머신러닝, 레이더시스템 설계, 다중 센서 융합, 스마트 자동차 및스마트 시티 응용 레이더 개발

진 영 석 [대구경북과학기술원/전임연구원]

<https://orcid.org/0000-0003-3473-4734>



2009년 2월: 대구대학교 정보통신공학부 (공학사)
2012년 2월: 대구대학교 정보통신공학과 (공학석사)
2012년 3월~현재: 대구경북과학기술원 미래자동차연구부 전임연구원
[주 관심분야] 레이더 신호 처리, DSP /

FPGA 구현

김 정 훈 [국립한국해양대학교/조교수]

<https://orcid.org/0000-0003-3587-2039>



2008년 2월: 홍익대학교 전자전기공학부 (공학사)
2008년 2월~2014 7월: 삼성전자 무선사업부 선임 연구원
2015년 11월: University College London, Dept. Electronic and Electrical Engineering (공학석사)

2020년 7월: Imperial College London, Dept. Electrical and Electronic Engineering (공학박사)

2020년 4월~2022년 3월: Imperial College London, Dept. Electrical and Electronic Engineering, Research Associate

2022년 4월~현재: 국립한국해양대학교 전자전기정보공학부 전자정보통신공학전공 조교수

[주 관심분야] 무선 정보/전력 동시전송, 에너지 하베스팅, MIMO, 전송률 분할 다중접속, 통신 시스템 프로토타입, Integrated Radar and Communication (ISAC)

배 지 은 [대구경북과학기술원/연구원]

<https://orcid.org/0009-0002-9921-2275>



2020년 2월: 계명대학교 전자공학과 (공학사)
2021년 1월~현재: 대구경북과학기술원 미래자동차연구부 연구원
[주 관심분야] 레이더 신호 처리

최 인 오 [국립부경대학교/조교수]

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



2012년 8월: 부경대학교 전자정보통신학과 (공학사)

2014년 8월: 부경대학교 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 정보융합대학 스마트모빌리티공학과 조교수

[주 관심분야] 이중대역 레이더자원관리, 휴먼 보행 센싱, 탄도 미사일 방어시스템, 생체신호탐지, 미세도플러 분석/식별, 다중편파 SAR 영상 보정, 레이더표적식별, FMCW 차량 레이더 및 LiDAR 등