

연속파 레이더 시스템을 사용한 재활 운동 중 호흡수 추정

Respiratory Rate Estimation During Rehabilitation Exercise Using Continuous Wave Radar System

박주은 · 이건행 · 박윤아 · 박준영 · 양종렬

Joo-Eun Park · Geon-Haeng Lee · Yuna Park · Joon-Young Park · Jong-Ryul Yang

요약

생체 정보를 모니터링하기 위한 바이오 레이더 시스템을 제안하고, 이를 의료 환경에서 재활 운동을 수행하는 환자에게 적용한 결과를 제시한다. 제안 시스템은 적응형 신호 분해 기법인 EMD(empirical mode decomposition)를 활용하여 움직이는 피험자에게서 발생하는 동작 잡음과 고주파 간섭을 수신 신호에서 분리함으로써 생체신호를 효과적으로 추출한다. 네 명의 심장질환 환자를 대상으로 심폐 운동부하검사를 수행하며 자체 제작한 5.8 GHz 연속파 레이더 센서와 접촉식 의료 장비로 호흡 신호를 동시에 측정한 결과, 0.60~0.80 범위의 피어슨 상관계수와 4.0~5.5 bpm 수준의 평균 절대 오차를 나타내었다. 이러한 결과를 통해 레이더 기반 호흡 측정이 강도 높은 재활 운동 상황에서도 접촉식 장비와 유사한 상승·하강 추세를 안정적으로 추종하며, 임상적으로 수용할 수 있는 신뢰성을 제공할 수 있음을 보여준다.

Abstract

A bio-radar system for monitoring vital signs is proposed, and its applicability is evaluated in patients performing rehabilitation exercises in a clinical environment. The system employs Empirical Mode Decomposition (EMD), an adaptive signal decomposition technique, to separate motion artifacts and high-frequency noise from received signals and thereby extract respiratory information effectively. Cardiopulmonary exercise testing was conducted on four patients with cardiac disease, during which respiration was simultaneously measured using an in-house 5.8-GHz continuous-wave radar sensor and conventional contact-based medical equipment. The results show a Pearson correlation coefficient of 0.60~0.80 and a mean absolute error of 4.0~5.5 bpm. These outcomes demonstrate that the radar-based measurement can reliably reproduce the increasing and decreasing respiratory trends observed by contact-based devices and offer clinically acceptable stability even under high-intensity rehabilitation conditions.

Key words: Bio-Radar Sensing, Empirical Mode Decomposition (EMD), Rehabilitation Exercise Assessment, Respiration Monitoring, Vital-Sign Measurement

I. 서론

호흡, 심장박동(이하 심박), 혈압, 산소포화도와 같이 의학적 징후를 나타내는 생체신호의 연속 모니터링은 활

동량 분석, 건강 상태 평가, 질환의 조기 진단 및 예방에 폭넓게 활용될 수 있다^{[1]-[3]}. 이러한 생체신호는 기존의 ECG(electrocardiogram) 전극, 호흡 벨트 등 접촉식 센서를 통해 수집되거나 광학 센서를 이용한 일시적인 측정으로

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

건국대학교 전기전자공학부(Department of Electrical and Electronics Engineering, Konkuk University)

· Manuscript received November 30, 2025 ; Revised December 23, 2025 ; Accepted January 8, 2026. (ID No. 20251130-149)

· Corresponding Author: Jong-Ryul Yang (e-mail: jryang@konkuk.ac.kr)

주로 획득했다. 그러나 신체에 기기를 직접 부착 또는 착용하는 방식은 땀과 같은 체액 분비, 신체 움직임에 따른 접촉 불량 및 잡음 유입 문제를 초래한다^[4]. 특히, 오랜 시간 동안 사용하면 착용의 불편감과 피부 자극, 움직임 제한 등의 문제로 인해 연속적인 정보를 수집하는 데 어려움이 발생할 수 있다. 도플러 효과를 활용하는 바이오 레이다(bioradar) 센서는 비접촉·무구속 방식으로 생체신호를 모니터링할 수 있어, 이러한 한계를 극복하기 위한 기술로 의료 분야에서 주목받고 있다^{[5],[6]}.

흉부 표면은 주로 호흡 주기 동안 폐의 팽창과 수축에 따라 주기적으로 움직이며, 심장박동에 따른 더 빠르고 작은 진동도 포함한다. 연속파(CW, continuous wave) 도플러 레이다는 특정 주파수의 전파를 인체에 송신하고, 흉부에서 반사되어 돌아오는 수신 신호의 도플러 주파수 변화를 측정함으로써 호흡 및 심장박동을 추정한다^[7]. 일반적으로 건강한 성인을 기준으로 안정 시 호흡에 따른 흉부 변위는 약 1~12 mm (분당 12~24회 호흡) 수준이지만, 자세의 변화나 보행과 같은 신체 움직임으로 인한 변위 수는 수 cm에서 수십 cm까지 증가하여 레이다 기반 생체신호의 신호 대 잡음비(SNR, signal-to-noise ratio)을 크게 저하한다. 이에 따라 하드웨어 구조와 신호처리 알고리즘을 개선하여 움직임 간섭의 영향을 줄이려는 연구가 활발히 진행되고 있다^{[8]~[11]}. 참고문헌 [8] 및 참고문헌 [9]에서는 두 개의 FMCW(frequency-modulated continuous wave) 레이다를 흉부를 중심으로 전·후방에 배치하여 움직임 성분을 상쇄하고 흉부 변위를 보정함으로써 생체신호를 추출하였다. 딥러닝 모델을 활용한 참고문헌 [10]에서는 동작 상태를 자동으로 분류한 뒤, 움직임으로 인한 간섭이 상대적으로 적은 안정 구간만을 선별하여 해당 구간에서의 생체신호를 추출하였고, 참고문헌 [11]은 RF(radio frequency) 신호의 패턴, 움직임으로 인한 전력과 생체신호 간의 복잡한 상관관계를 분석하기 위한 맞춤형 딥러닝 모델을 설계하여 움직임에 강인한 생체신호 추정을 시도하였다. 그러나 이러한 방법들은 다수의 레이다와 그 외 센서, 복잡한 신호처리 및 학습 구조를 필요로 하여 실제 의료기관 및 가정 환경에서 적용하기에는 구현 복잡도와 비용 측면의 부담이 존재한다. 또한 대부분의 기존 연구에서는 성능 검증 시 특정 신체 부위만 제한적으로 움

직하게 하거나, 팔과 다리의 움직임을 최소화한 보행과 같은 비교적 단순한 동작 조건에서 측정을 수행하기에, 실제 일상적인 행위로 전신이 크게 움직이는 상황에서의 성능 검증은 이뤄지지 않았다.

본 논문에서는 재활 운동을 수행하는 심장 재활 환자를 대상으로 호흡수를 추정하기 위한 CW 바이오 레이다 시스템을 제안한다. 심폐 운동부하검사(CPET, cardiopulmonary exercise test)를 수행하는 환자를 대상으로 레이다 신호를 측정하고, 신호 분해 기법과 주파수 추출 알고리즘을 적용하여 호흡수를 추정한다. 특히 경험적 모드 분해(EMD, empirical mode decomposition)와 같은 적응형 신호 분해 기법은 시간 영역에서 획득한 레이다 신호를 데이터에 기반하여 주기적인 진동 성분을 나타내는 내재 모드 함수(IMF, intrinsic mode function)로 분해함으로써, 생체신호로부터 무작위 신체 움직임(RBM, random body motion)과 같은 불규칙적 잡음 성분의 영향을 효과적으로 감쇠할 수 있다^{[12],[13]}. 다만, 기존 EMD 기반 생체신호 추출 연구는 주로 수면 등 비교적 안정적인 조건이나, 심박·호흡수의 변화 폭이 크지 않은 상황을 중심으로 검증되어 왔다^{[5],[13]}. 이에 따라 본 연구는 단일 연속파 센서만으로 고강도 재활 운동 중 일반적인 안정 호흡 범위를 벗어난 환자의 생체신호를 연속적으로 모니터링하여, 접촉식 센서를 활용한 기존 의료 장비와 추출 결과를 비교한다. 이를 통해 바이오 레이다 시스템으로 추정한 호흡수가 의료 장비와 유사한 증가·감소 경향을 보여, 의료 환경에서의 보조적 호흡 모니터링 수단으로 활용할 가능성을 확인하였다.

II. 바이오 레이다 시스템을 활용한 생체신호 분석

2-1 CW 도플러 레이다 센서

그림 1은 생체신호를 추출하고자 하는 대상과 레이다가 d_0 거리만큼 떨어져 있는 경우, CW 바이오 레이다 시스템의 블록 다이어그램을 나타낸다. CW 레이다는 일정한 주파수의 전자기파를 지속적으로 송신하고, 대상에서 반사되어 돌아오는 수신 신호의 위상 변화를 이용하여 대상의 움직임 정보를 획득한다. 송신 신호 $T(t)$ 와 수신 신호 $R(t)$ 는 식 (1) 및 식 (2)와 같이 표현할 수 있다.

$$T(t) = A_t \exp j(2\pi f_c t) \quad (1)$$

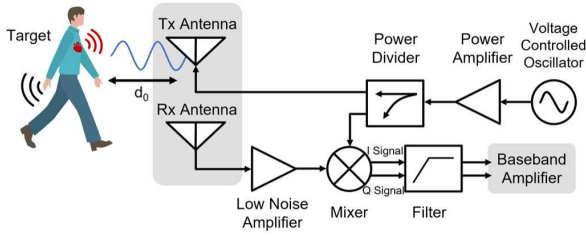


그림 1. CW 바이오 레이더 센서 하드웨어 블록 다이어그램
Fig. 1. Hardware block diagram of the CW bio-radar sensor.

$$R(t) = A_r \exp(j(2\pi f_c t + \phi(t))) \quad (2)$$

여기서 A_t , A_r 는 각각 송신 및 수신 신호의 진폭이고, f_c 는 반송 주파수(carrier frequency)이다. $\phi(t)$ 는 흉부 변위 $x(t)$ 로 인해 발생하는 위상 변화로, 식 (3)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\phi(t) = \frac{4\pi d_0}{\lambda} + \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \theta \quad (3)$$

여기서 d_0 는 대상과 레이더 사이의 거리이며, λ 는 송신 신호의 파장이다. $x(t)$ 는 호흡과 심박으로 인한 주기적인 변위 성분인 $x_r(t)$, $x_h(t)$ 과 신체 움직임으로 인한 변위 $x_m(t)$ 의 합으로 나타나며, 기본 기저대역(baseband) 신호 $B(t)$ 를 식 (4)와 같이 표현할 수 있다.

$$B(t) \approx A_B \exp(j(\frac{4\pi x_r(t)}{\lambda} + \frac{4\pi x_h(t)}{\lambda} + \frac{4\pi x_m(t)}{\lambda} + \theta)) \quad (4)$$

여기서 A_B 는 기저대역 신호의 진폭이며, $x_m(t)$ 는 레이더와 대상 사이의 파장보다 큰 거리 d_0 주변에서 발생하는 거리 변화를 포함한다. 위상 잡음 θ 는 송수신 채널에 누적된 총 잔류 위상 잡음을 나타낸다. 이와 같이 얻어진 기저대역신호는 위상 복조를 통해 직접 위상 정보를 추출하거나, EMD와 같이 시간 영역 신호 분해 기법을 적용한 후 FFT(fast Fourier transform)를 수행함으로써 각 주파수 성분을 분리·분석하는 데 활용할 수 있다^[13].

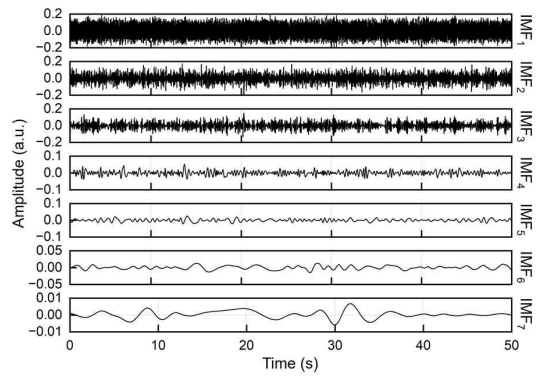
2-2 EMD 기반 생체신호 성분 추출

EMD는 비선형·비정상(non-stationary) 특성을 갖는 신호를 시간 영역에서 적응적으로 분해하여, 서로 다른 주파수 대역을 대표하는 일련의 IMF를 추출하는 기법이다^[14]. 푸리

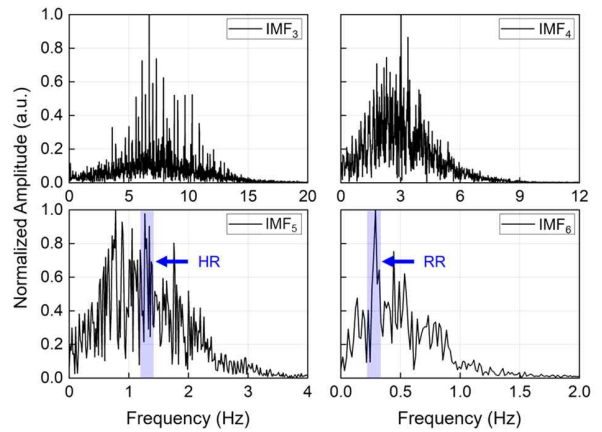
에 변환이나 웨이블릿 변환과 같이 기저 함수를 설정해야 하는 방식과 달리, EMD는 신호의 국소적인 진동 특성에 따라 기저가 자동으로 결정된다. 즉, 입력된 신호에 관한 사전 정보 없이도 생체신호에 포함된 잡음 성분을 효과적으로 제거할 수 있어 유용하다^[15]. 여기서 $y(t)$ 는 EMD 신호처리에 입력되는 전처리된 시간영역 신호이며, 식 (5)와 같이 N 개의 IMF 성분과 최종 잔여 성분(residual)의 합으로 표현된다.

$$y(t) = \sum_{i=1}^N z_i(t) + r_N(t) \quad (5)$$

여기서 $z_i(t)$ 는 i 번째 IMF 성분, $r_N(t)$ 는 DC 성분에 가까운 저



(a) 시간 영역 IMF 신호
(a) IMF signals in the time-domain



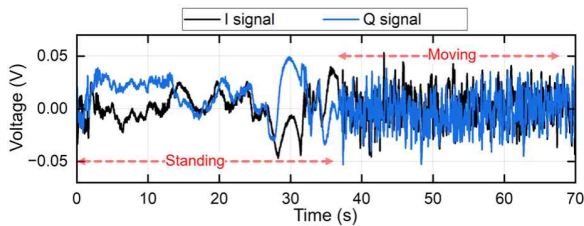
(b) 주파수 영역 IMF 신호
(b) IMF spectra in the frequency-domain

그림 2. 시뮬레이션 생체신호에 대한 EMD 적용 결과
Fig. 2. EMD decomposition results for the simulated vital-sign signal.

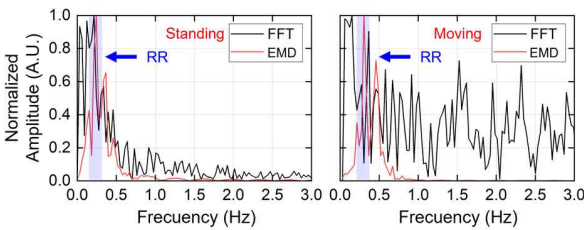
주파 잔여 신호를 나타낸다. IMF의 차수가 낮을수록 상대적으로 높은 주파수 대역을, 차수가 높을수록 저 주파 대역을 주로 포함한다. 그림 2는 호흡 및 심박 성분이 포함된 신호에 백색 가우시안 잡음(white Gaussian noise)을 추가하여 생성한 시뮬레이션 데이터를 EMD로 분해한 결과를 나타낸다. 본 연구에서는 샘플링 주파수 1 kS/s와 신호 길이 50초 조건에서 EMD 분해 수준을 7차 IMF까지 제한하고, 호흡수 추정에 불필요한 저주파 추세(드리프트) 성분을 억제하였다^[15]. 그림 2(a)는 각 IMF에 대해 FFT를 적용하여 얻은 주파수 스펙트럼으로, IMF 레벨에 따라 우세하게 나타나는 주파수 대역이 달라짐을 보여준다. 시뮬레이션에서 설정한 호흡 주파수(RR, respiration rate) 0.3 Hz와 심박 주파수(HR, heart rate) 1.4 Hz의 위치는 파란색 화살표로 표시하였으며, 이는 각각 IMF₆과 IMF₅의 주요 피크로 나타나 고주파 성분으로부터 생체신호가 분리되는 것을 확인할 수 있다.

EMD는 안정된 대상의 신호뿐만 아니라, 신체 움직임으로 인한 잡음이 혼재된 신호에도 복잡한 절차 및 보정 과정 없이 적용할 수 있다는 점에서 바이오 레이더 전처리

활용할 수 있다. 실제 CPET를 수행하는 환자를 대상으로 수집한 레이더 신호에 대해 기존의 단순 FFT 기반 분석과 EMD 기반 분석을 비교한 결과를 그림 3에 나타내었다. 그림 3(a)는 레이더의 In-phase(I)와 Quadrature (Q) 신호를 시간에 따른 기저대역 전압의 변화를 도시한 것으로, CPET 시작 전 준비 단계의 정적 구간과 운동 시작 후의 동적 구간이 뚜렷하게 구분된다. 정적 구간에서는 환자의 움직임을 완벽히 통제하지 않았기에 미세한 상체 움직임은 일부 포함되었다. RR를 추출하기 위해서는 각 구간에서 30초 구간을 선택한 후, 그림 3(b)와 같이 단순 FFT와 EMD 기반 처리 결과의 주파수 스펙트럼을 계산하여 동시에 수집한 기준 신호(GT, ground truth)에 해당하는 호흡수 위치를 파란색 화살표로 표시하였다. 정적 구간의 경우 FFT와 EMD 기반 처리 모두에서 GT와 동일한 주파수 위치에 RR 피크가 명확히 관찰된다. 그러나 운동 구간에서는 단순 FFT를 적용한 결과에서 일반적인 건강한 성인의 RR 범위(약 0.2~0.4 Hz)를 넘어서는 보다 높은 주파수 대역에서 움직임에 기인한 잡음 성분이 지배적으로 나타나 RR 피크의 식별이 어려워진다. 반면 EMD를 적용한 경우, 운동 구간에서도 정적 구간과 유사한 주파수 위치에 RR 피크가 유지됨을 확인할 수 있다. 이는 EMD 기반 분해가 재할 운동과 같이 큰 신체 움직임이 존재하는 상황에서도 호흡 성분을 안정적으로 분리 및 관찰하는 데 유효함을 보여준다.



(a) 시간 영역
(a) In the time-domain



(b) 주파수 영역
(b) In the frequency domain

그림 3. 피검자 움직임에 따른 레이더 기저대역 신호에서 추출된 호흡 신호 비교

Fig. 3. Comparison of the extracted respiration signals from the radar baseband with respect to subject motion.

III. 실험 환경 및 제안 바이오 레이더 적용 결과

제안하는 바이오 레이더 시스템은 그림 4와 같이 자체 제작한 5.8 GHz ISM(industrial, scientific, and medical) 대역의 CW 레이더 센서이다^[15]. 싱글 패치 안테나는 RF 프론트엔드 모듈과 양면으로 통합하였으며, 기저대역 증폭기, LDO(low dropout) 레귤레이터 전원 공급 회로로 구성

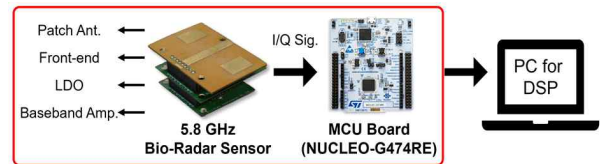


그림 4. 바이오 레이더 시스템 구성
Fig. 4. Configuration of the bio-radar system.

된다. 바이오 레이더 센서로 수집된 아날로그 I 및 Q 신호는 2채널 12-bit ADC 기능을 갖는 MCU(microcontroller unit)를 통해 디지털 신호로 변환되며 PC에서 MATLAB을 사용하여 신호 처리하였다. 수집된 신호는 먼저 컷오프 주파수 5 Hz의 저역 통과 필터(LPF, low-pass filter)를 통과하여 생체 정보 관찰에 불필요한 고주파 성분을 제거하였다. 이후 30초 윈도우에 대한 신호에 대해 MATLAB Signal Processing Toolbox에 내장된 함수 emd()를 사용하여 EMD를 수행하고, 의료 장비의 호흡수를 참고하여 각 IMF의 주파수 스펙트럼에서 호흡 주파수 대역에 집중된 IMF들을 선택하여 활용하였다^[13]. 제안하는 바이오 레이더 시스템은 I 신호와 Q 신호에서 동일한 IMF 레벨 쌍 간 교차 상관(cross-correlation)을 분석하여 유사한 주파수 성분을 강화함으로써, 주기적 특성을 갖는 호흡 신호의 추출 정확도를 개선하였다^[16].

의료 환경 내 임상 실험 환경은 그림 5와 같이 구축하였다. 피험자는 심장 재활 치료 과정에서 심폐기능을 평가하기 위한 CPET를 수행하였다. 흉부에는 접촉식 10극 ECG 센서를, 얼굴에는 안면 마스크를 착용한 상태로 트레드밀에서 점진적으로 운동 강도가 증가하는 프로토콜을 따랐다. 이 과정에서 운동 중 호흡 가스 분석과 함께 심폐계의 통합적 기능이 평가되었다. 동시에 바이오 레이더 센서를 피험자의 흉벽 정면 1 m 거리에 위치하도록 설치하여 생체신호를 측정하였다. 검사 프로토콜은 크게 운동(exercise)과 회복(recovery) 두 단계로 구성되었다. 먼저 0° 경사에서 2.7 km/h 속도로 걷기 시작하고, 이후 단계가 진행됨

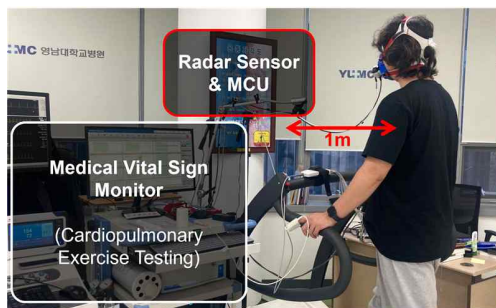


그림 5. 바이오 레이더 시스템 적용을 위한 의료 환경 내 실험 셋업
 Fig. 5. Experimental setup in the clinical environment for applying the bio-radar system.

에 따라 속도와 경사가 증가하여 최대 16° 경사에서 6.8 km/h까지 운동을 수행한다. 그 후 다시 0° 경사에서 2.7 km/h로 속도와 경사를 낮추어 회복 단계를 진행한다. 이때, 피험자가 호흡 과정 동안 방출되는 이산화탄소의 양을 나타내는 지표인 호흡 계수(respiratory quotient)를 실시간으로 고려하여 의료 장비에서 운동 중단 여부를 판단하기 때문에, 피험자별로 도달한 최대 단계와 전체 수행 시간은 서로 상이하다. 이러한 환경에서 바이오 레이더는 운동 강도에 따라 움직임의 크기가 변하는 것을 동일한 위치에서 연속으로 신호를 수집하므로, 제안한 시스템의 움직임 감지에 대한 강인성을 임상적으로 검증할 수 있다.

제안하는 바이오 레이더 시스템과, CPET 중 폐 기능 및 운동 능력을 평가하는 장비인 Quark CPET를 통해 추출한 4명의 호흡수(bpm, breath-per-minute) 결과는 그림 6에 나타냈으며, 세 가지 성능 지표를 설정하여 정량적 평가를 수행하여 표 1과 같이 나타내었다. 피험자들은 모두

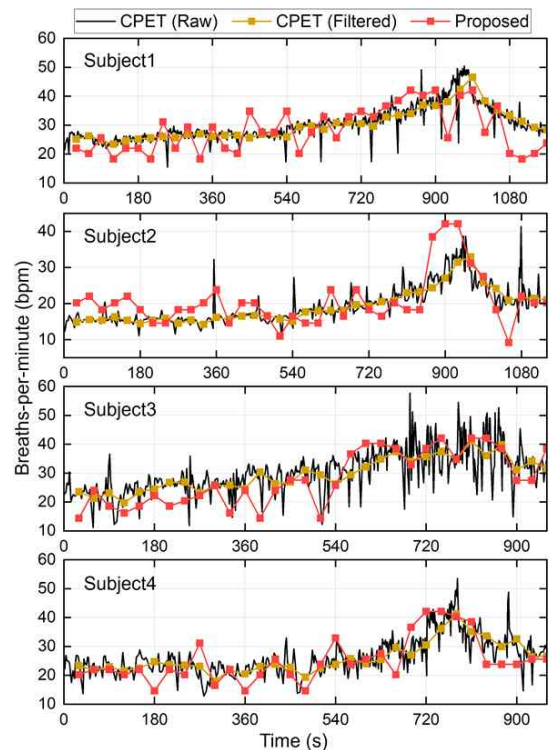


그림 6. 임상 실험을 통해 추정된 피험자 4명의 호흡수
 Fig. 6. Respiratory rates of four subjects estimated during the clinical experiment.

표 1. 제안한 바이오 레이더 시스템의 호흡수 추정 성능 평가 결과

Table 1. Performance evaluation results of the proposed bio-radar system for respiratory rate estimation.

Subject ID	AR (%)	MAE (bpm)	r
Subject1	56.4	5.4	0.6
Subject2	71.1	4.3	0.7
Subject3	62.5	4.6	0.8
Subject4	65.6	4.1	0.7

심근경색, 심부전과 같은 심장질환을 진단받은 이력이 있는 환자이다. Quark CPET는 OMNIA Cardiopulmonary Diagnostic Suite 소프트웨어를 사용하여 피험자의 호흡 가스 교환 및 환기 데이터를 호흡 단위별(breath-by-breath) 방식으로 실시간 분석하여, 이를 그림 6의 CPET(raw) 데이터로 제공한다. 의료 장비에서 측정된 원시(raw) 데이터에서는 센서 기기와 측정 및 데이터 수집 장비의 자체적인 잡음, 불규칙한 호흡 패턴 등으로 인해 순간적인 변동이 크게 나타나므로, 실제 임상에서는 장비 내부 소프트웨어에서 필터링 및 30초 구간별로 평균을 적용한 CPET(filtered) 데이터를 주로 활용한다. 따라서, 본 연구에서는 레이더 기반 호흡수와 CPET 데이터를 공정하게 비교하기 위해, 레이더 신호에도 동일한 시간 윈도우를 적용하고 30초 간격으로 이동(shift)시키면서 구간별 호흡수를 추정하였으며, 이를 그림 6에서 proposed로 표시하였다. 피험자마다 전체 측정시간과 유효 구간 수가 다르므로 유효 구간 i 의 총 전체 개수를 M 으로 정의하였다. CPET(filtered)는 원시 데이터로부터 유효한 호흡 정보를 추출하기 위해 평활화 과정을 거친 결과로 해석할 수 있다. 본 연구에서는 이러한 임상 데이터의 정제 수준을 정량적으로 파악하기 위해 구간별 표준편차를 활용하였다. 30초 범위에 존재하는 모든 CPET(raw)와 동일한 30초 구간을 대표하는 CPET(filtered)의 i 번째 호흡수 데이터 간의 표준편차인 $\sigma_i^{(cpet)}$ ($i=1, \dots, M$)를 구간별로 계산하였다. 바이오 레이더 시스템에서도 동일하게 30초 구간에서 호흡수를 추출하고, 각 구간에서 CPET(raw)와의 표준편차 $\sigma_i^{(radar)}$ ($i=1, \dots, M$)를 계산하였다. 이후, 두 종류의 구간별 표준편차 $\sigma_i^{(cpet)}$, $\sigma_i^{(radar)}$ 를 이용하여, 다음과 같은 기준을 만족하

는 구간의 비율을 수용 가능 구간 AR(acceptance ratio)로 정의하였다. 이는 레이더 기반의 호흡수 변동성이 의료 장비가 허용하는 변동성 범위 안에 얼마나 포함되는지를 나타내는 지표로 활용하였다.

$$a_i = \begin{cases} 1, & \sigma_i^{(radar)} \leq \sigma_i^{(cpet)} + \tau \\ 0, & otherwise \end{cases} \quad (6)$$

$$AR = \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N a_i \right) \times 100 \quad (7)$$

여기서, τ 는 허용 오차를 의미하며 본 연구에서는 레이더의 변동성을 나타내는 $\sigma_i^{(radar)}$ 가 평균적으로 $\sigma_i^{(cpet)}$ 근처에 분포하는 경우를 고려하여 $\tau=2$ bpm으로 설정함으로써 기준을 일정 수준 완화하였다. 즉, 지표 AR은 레이더 추정값의 상대적 안정성을 평가하기 위해 정의한 것이다. 평균 절대 오차(MAE, mean absolute error)는 의료 장비에서 추출한 호흡수 x_i 와 레이더 기반 추출 호흡수 y_i 간의 차이의 평균값을 bpm 단위로 나타낸 지표이다. 피어슨 상관계수(Pearson correlation coefficient) r 은 시간에 따라 추출된 두 호흡수 데이터가 같이 오르내리는 추세를 공유하는 수준을 평가하는 지표로, 1에 가까울수록 두 데이터의 패턴이 유사함을 의미한다. 즉, 본 연구에서는 (1) 의료 장비가 허용한 변동성 범위 내에 존재하는 구간의 비율을 나타내는 안정성 지표 AR, (2) 절대적 수치 오차를 나타내는 MAE, (3) 시간에 따른 추세 일치도를 나타내는 상관계수 r 을 함께 사용함으로써, 레이더 기반 호흡수 추정의 안정성, 정확도, 추세 재현성을 균형 있게 평가하고자 하였다.

표 1에서 성능 평가 결과를 종합적으로 보았을 때, 레이더와 의료 장비 기반 호흡수의 상관계수 r 이 네 명의 피험자 모두에서 0.6 이상으로 나타나, 중등도 이상의 유의미한 추세 일치도를 보였다. 이는 그림 6을 통해서도, 운동 단계에 따라 호흡수가 점진적으로 증가하고 회복 단계에서 다시 감소하는 전체적인 패턴을 레이더가 전반적으로 재현하고 있음을 확인할 수 있다. 신호의 안정도를 나타내는 AR의 비율은 모든 피험자에서 50% 이상으로 나타나, 측정된 전체 시간 중 절반 이상에서 레이더 기반 호흡수의 변동성이 의료 장비가 허용하는 변동성 수준

내에 포함되었다. 이는 레이더가 강도 높은 재활운동 중에도 일정 수준 이상의 일관성을 가지고 호흡수를 추정하고 있음을 의미하며, 임상적으로 허용할 수 있는 품질의 데이터를 제공할 가능성을 보여준다. MAE는 4.0~5.5 bpm 수준으로, 절대적인 bpm 수치 관점에서 볼 때 완전히 작은 오차는 아니다. 특히, 그림 6에서 확인할 수 있듯이 네 명의 피험자 모두 전반적인 경향을 CPET(filtered)와 유사하게 추적하지만, 일부 피험자의 고강도 운동 구간에서는 레이더 기반 호흡수가 CPET(filtered)보다 과대 또는 과소 추정되는 구간이 존재하며, 이러한 영역이 주로 MAE 증가와 AR 감소에 기여하는 것으로 해석할 수 있다. 그러나 CPET(filtered) 데이터에서 관찰된 호흡수 범위가 14.3~46.6 bpm으로, 일반적으로 알려진 건강한 성인의 안정 시 호흡수 범위(12~24 bpm)와 비교하면 최대 호흡수가 2배 높은 값이다. 즉, 본 연구가 대상으로 하는 CPET 수행 환경에서는 호흡수가 넓은 범위에서 크게 변화하므로, 이와 같은 MAE 수준은 변화의 크기와 추세를 추정하는 용도로는 활용될 가능성이 존재하는 수준으로 해석할 수 있다. 또한 정제되지 않은 CPET의 원시 데이터에서 호흡수 범위는 10.9~57.7 bpm으로 나타나, 장비 내부에서 상당한 잡음 성분이 필터링되고 있음을 알 수 있다. 반면, 현재 제시한 바이오 레이더 시스템에서는 추출된 호흡 bpm에 대해 이동 평균, 이상치 제거와 같은 별도의 후처리 보정 단계를 추가로 적용하지 않은 상태의 결과이다. 따라서 향후 레이더 기반 호흡수에 대해서도 CPET(filtered)와 유사한 수준의 후처리 및 이상치 제거 알고리즘을 결합할 경우, MAE 및 AR 지표가 지금보다 개선될 여지가 있다. 나아가 본 연구는 네 명의 피험자와 제한된 운동 프로토콜에서 결과를 도출했으므로, 후속 연구에서는 대상자 수와 운동 조건을 확장해 결과의 일반화 가능성과 통계적 신뢰도를 높일 필요가 있다.

IV. 결 론

본 논문에서는 5.8 GHz 연속과 바이오 레이더를 활용하여 심장 재활 환자의 CPET 동안 호흡수를 비접촉 방식으로 모니터링하는 시스템을 제안하였다. EMD 기반 신호 분해 기법과 I 및 Q 신호의 동일 IMF 레벨 간 교차 상

관 분석을 통해 호흡 성분을 강조함으로써, 트레드밀 운동 및 회복 단계 전 구간에서 호흡수의 변화 추세를 연속적으로 추정할 수 있는 잠재력을 보였다. 실제 CPET 환경에서 의료 장비와의 비교 결과, 제한한 바이오 레이더 시스템은 접촉식 센서에 기반한 호흡수와 유사한 증가 및 감소 패턴과 임상적으로 수용할 수 있는 수준의 안정성을 보여, 의료 환경에서 보조적 호흡 모니터링 수단으로 활용될 가능성을 확인하였다. 후속 연구에서는 이상치 제거 등 후처리 기법을 도입해 오차를 줄이고 추정 안정성을 높여, 호흡수 추정 정확도를 개선할 수 있다.

References

- [1] F. L. Loro, R. Martins, J. B. Ferreira, C. L. P. de Araujo, L. R. Prade, and C. B. Both, et al., "Validation of a wearable sensor prototype for measuring heart rate to prescribe physical activity: Cross-sectional exploratory study," *JMIR Biomedical Engineering*, vol. 9, p. e57373, Dec. 2024.
- [2] B. Rowland, A. Saha, V. Motamedi, R. Bundy, S. Winsor, and D. McNavish, et al., "Impact on patient outcomes of continuous vital sign monitoring on medical wards: Propensity-matched analysis," *Journal of Medical Internet Research*, vol. 27, p. e66347, Mar. 2025.
- [3] H. T. Yen, M. Kurosawa, T. Kirimoto, Y. Hakozaki, T. Matsui, and G. Sun, "A medical radar system for non-contact vital sign monitoring and clinical performance evaluation in hospitalized older patients," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 75, p. 103597, May 2022.
- [4] C. Legner, U. Kalwa, V. Patel, A. Chesmore, and S. Pandey, "Sweat sensing in the smart wearables era: Towards integrative, multifunctional and body-compliant perspiration analysis," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 296, pp. 200-221, Sep. 2019.
- [5] M. Hernandez-Aguila, J. L. Olvera-Cervantes, A. E. Perez-Ramos, and A. Corona-Chavez, "Methodology for the determination of human respiration rate by using Doppler radar and empirical modal decomposition," *Scientific Reports*, vol. 12, p. 8675, May 2022.

- [6] T. Koda, S. Okumura, H. Taki, S. Hamada, H. Sunadome, S. Sato, and K. Chin, et al., "Noncontact detection of sleep apnea using radar and expectation - maximization algorithm," *IEEE Sensors Journal*, vol. 24, no. 20, pp. 32748-32756, Oct. 2024.
- [7] J. H. Park, J. Y. Kim, S. Y. Jang, H. J. Ji, J. Y. Sim, and J. R. Yang, "Short-range radar sensor system using continuous wave signals," *The Journal of Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science*, vol. 31, no. 2, pp. 143-153, Feb. 2020.
- [8] Z. Liu, Y. Xiong, W. Tian, Y. Gou, and Z. Peng, "Large-scale body movement cancellation in FMCW radar respiration detection," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 73, no. 5, pp. 2992-3003, May 2025.
- [9] J. M. Muñoz-Ferreras, Z. Peng, R. Gómez-García, and C. Li, "Random body movement mitigation for FMCW-radar-based vital-sign monitoring," in *2016 IEEE Topical Conference on Biomedical Wireless Technologies, Networks, and Sensing Systems(BioWireless)*, Austin, TX, Jan. 2016, pp. 22-24.
- [10] J. Zhang, J. Qiu, K. Wang, K. Fang, A. K. Bashir, and W. Wang, "Millimeter-wave radar-based unsteady vital signs monitoring for smart home," in *ICC 2024: IEEE International Conference on Communications*, Denver, CO, Jun. 2024, pp. 3358-3364.
- [11] W. Chen, P. Gong, L. Zeng, and Y. Wu, "Vital sign sensing in motion based on millimeter wave radar," in *JCRAI '24: Proceedings of the 2024 4th International Joint Conference on Robotics and Artificial Intelligence*, Shanghai, Sep. 2024, pp. 64-67.
- [12] N. E. Huang, Z. Shen, S. R. Long, M. C. Wu, H. H. Shih, and Q. Zheng, et al., "The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis," *The Royal Society Publishing Proceedings A*, vol. 454, no. 1971, pp. 903-995, Mar. 1998.
- [13] J. E. Park, G. H. Lee, I. S. Lee, and J. R. Yang, "Heart rate extraction technique with mitigation of respiration harmonic for bio-radar sensors," *IEEE Sensors Journal*, vol. 25, no. 1, pp. 929-939, Jan. 2025.
- [14] H. Ge, G. Chen, H. Yu, H. Chen, and F. An, "Theoretical analysis of empirical mode decomposition," *Symmetry*, vol. 10, no. 11, p. 623, Nov. 2018.
- [15] J. E. Park, G. H. Lee, Y. Park, J. Y. Park, S. H. Jeon, and J. R. Yang, "Phase-aware selection of IMFs from EMD for bio-radar signal analysis," *IEEE Sensors Journal*, vol. 26, no. 2, pp. 2569-2581, Dec. 2025.
- [16] J. E. Park, G. H. Lee, Y. Park, S. H. Jeon, J. Y. Park, and J. R. Yang, "Optimized IMF extraction method for accurate signal processing in bio-radar sensors," in *2024 IEEE Asia-Pacific Microwave Conference(APMC)*, Bali, Nov. 2024, pp. 731-733.

박 주 은 [건국대학교/석사]

<https://orcid.org/0000-0003-4227-2146>



2024년 2월: 영남대학교 전자공학과 (공학사)

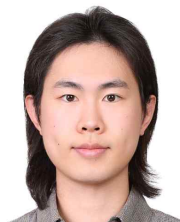
2024년 3월~2026년 2월: 건국대학교 전자정보통신공학과 (공학석사)

2026년 1월~현재: LIG 디펜스&에어로스페이스 초고주파기술연구소 국방반도체/RF 팀 연구원

[주 관심분야] 레이더 신호처리, 비접촉 생체신호 센싱

이 건 행 [건국대학교/석·박사통합과정]

<https://orcid.org/0000-0001-9705-2912>



2024년 2월: 영남대학교 전자공학과 (공학사)

2024년 3월~현재: 건국대학교 전자정보통신공학과 석·박사통합과정

[주 관심분야] 레이더 시스템, 전처리 신호처리 및 인공지능 알고리즘, 스마트 공간 탐지 정밀센싱

박 윤 아 [건국대학교/석·박사통합과정]

<https://orcid.org/0000-0002-3389-0295>



2024년 2월: 영남대학교 전기공학과 (공학사)
2024년 3월~현재: 건국대학교 전자정보통신공학과 석·박사통합과정
[주 관심분야] 레이더 신호처리, 인공지능 신호처리, 스마트 공간지능 센싱

양 종 렬 [건국대학교/부교수]

<https://orcid.org/0000-0003-4939-3274>



2009년 1월: 한국과학기술원 전자전산학과 (공학박사)
2009년 2월~2011년 10월: 삼성전자 S.LSI 사업부 책임
2011년 11월~2016년 8월: 한국전기연구원 첨단의료기기연구본부 선임연구원
2016년 9월~2023년 2월: 영남대학교 전자공학과 조교수/부교수

2023년 3월~현재: 건국대학교 전기전자공학부 부교수

2023년 9월~현재: 밀리사이트테크놀로지스(주) 대표이사

[주 관심분야] 초고주파 회로 및 시스템, Sub-THz 비파괴 영상 시스템, 스마트 공간탐지용 레이더 센서 시스템, 비접촉 생체 신호 센싱 신호처리

박 준 영 [건국대학교/석사과정]

<https://orcid.org/0009-0006-4392-650X>



2025년 2월: 건국대학교 전기전자공학부 (공학사)
2025년 3월~현재: 건국대학교 전자정보통신공학과 석사과정
[주 관심분야] 레이더 신호처리, 비접촉 생체신호 센싱, 전파 응용 시스템