

비정상 호흡 패턴에 따른 레이더 호흡 추정치와 산소포화도 간의 상관관계 분석

Correlation Analysis Between the Estimated Respiratory Rate and Oxygen Saturation in Abnormal Respiratory Patterns

이지은 · 이자열* · 박경환* · 구본태* · 백영석* · 김영민** · 박상홍*** · 최인오
Jieun Lee · Jayol Lee* · Kyonghwan Park* · Bontae Koo* · Youngseok Baek* ·
Youngmin Kim** · Sanghong Park*** · Inoh Choi

요약

최근 수면무호흡증을 진단하기 위해 산소포화도(SpO₂) 모니터링이 요구된다. 기존 연구에서는 레이더 센서를 통해 상체 변위, 호흡수, 심박수 등 생체 정보를 추출하여 SpO₂를 예측하는 알고리즘을 제안하였으나, 비정상 호흡 패턴에서 SpO₂ 추정치가 실제값과 다르게 나타나는 문제가 있었다. 본 논문은 이러한 문제를 해결하기 위해 비정상 호흡 패턴에서 레이더 호흡 추정치와 SpO₂ 간의 상관관계를 분석하였다. 다양한 실험들을 수행한 결과, 통계적으로 평균 21.20초 및 표준편차 ±6.7초의 시간 지연이 나타났다. 그리고, 무호흡 시 평균 -0.036 및 표준편차 ±0.199의 기울기로 SpO₂가 감소하다가 일정값으로 수렴하였으며, 정상 호흡 재개 시에는 평균 0.355 및 표준편차 ±0.399의 기울기로 SpO₂가 회복되었다. 향후, 이 결과들을 활용하여 비정상 호흡 패턴에 따른 SpO₂ 추정 모델을 개발할 것이다.

Abstract

Recently, monitoring oxygen saturation (SpO₂) has become necessary for the diagnosis of obstructive sleep apnea. Prior studies have proposed algorithms using radar sensors to estimate SpO₂ by extracting vital signals such as chest displacement, respiratory rate (RR), and cardiac rate. However, the estimates obtained using these methods differ from the ground truth (GT) of SpO₂ in abnormal respiratory patterns. To address these challenges, this study analyzed the relationship between the estimated RR and the GT. Several experimental results for three adults demonstrated that a time delay existed, with an average (avg) of 21.20 s and a standard deviation (SD) of ±6.7 s, to maximize the correlation coefficient between the RR and the GT. When stopping breathing, the GTs were decreased along the gradient with an avg of -0.036 s and SD of ±0.199 s. When restarting breathing, the GTs were increased along the gradient with an avg of 0.355 s and SD of ±0.399 s. By exploiting the analyzed results, we developed an algorithm to estimate the SpO₂ in abnormal respiratory patterns.

Key words: Oxygen Saturation, Correlation, Abnormal Respiratory Pattern, Time Delay

「This work was supported by Institute of Information & Communications Technology Planning & Evaluation (IITP) grant funded by the Korea government (MSIT) (No. RS-2023-00215735, Development of Distributed Radar Core Technology for Life Detection in a Wide Area Disaster Site).」

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

*한국전자통신연구원(Electronics and Telecommunications Research Institute)

** (주)불스아이(Bullseye)

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

· Manuscript received September 10, 2025 ; Revised October 9, 2025 ; Accepted November 10, 2025. (ID No. 20250910-096)

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

I. 서 론

수면무호흡증(OSA, obstructive sleep apnea)은 상기도의 반복적인 폐쇄로 인해 수면 중 주기적으로 호흡이 중단 되는 질환으로, 전 세계 성인 인구의 약 4~10 %에서 유병률이 보고되고 있다^[1]. OSA 환자는 무호흡 혹은 저호흡이 반복적으로 발생하며, 이로 인해 체내 산소포화도 SpO₂의 급격한 저하와 재상승 현상이 수면 중 지속적으로 관찰된다^[2](그림 1). 이러한 SpO₂의 급격한 변동은 고혈압, 허혈성 심질환, 뇌졸중, 인지장애 등 다양한 만성 합병증의 발생 위험을 크게 높이는 것으로 알려져 있어^[3], OSA의 조기 진단 및 경과 관찰을 위해서는 수면 중 SpO₂의 연속적이고 정확한 모니터링이 필수적이다^[4].

현재 임상 현장에서 SpO₂ 모니터링은 광혈류측정법(PPG, photoplethysmography)을 이용한 접촉식 센서를 통해 주로 이루어지고 있다^[5]. PPG 기반 SpO₂ 측정 센서는 높은 정확도를 제공하지만 센서 장착의 불편함, 움직임에 의한 측정값 오류, 장시간 사용 시 신체 부위의 불편감 및 위치 이탈 등 여러 한계를 내포한다^[5]. 특히 수면 환경에서는 뒤척임, 땀 등 다양한 변수가 데이터 신뢰도에 직접적으로 영향을 미쳐 지속적인 모니터링에 어려움이 있다. 최근 카메라 기반 rPPG 기술이 비접촉 생체신호 측정에

활용되고 있으나, 조명 등 외부 환경에 민감하게 반응한다^[6]. 반면 레이더 센서는 피부 상태에서도 호흡 신호 측정이 가능하다는 점에서 수면 중 장기 모니터링에 적합하다.

이러한 특성 덕분에 레이더 센서를 활용한 비접촉 생체 신호 모니터링 기술이 새로운 대안으로 주목받고 있으며^[7], 대상자의 신체와 직접 접촉하지 않고도 호흡수, 심박수 등 주요 생체 신호를 실시간으로 추출할 수 있다. 또한 수면 중 자유로운 움직임이나 다양한 환경에서도 활용할 수 있는 높은 유연성을 제공한다^[8]. 최근 연구에서는 레이더 신호의 위상 변화 분석을 통해 상체 변위, 호흡수, 심박수 등 생체 신호를 추출하고, 이를 바탕으로 호흡량 및 환기량, 나아가 SpO₂까지 간접적으로 예측하는 다양한 알고리즘이 제안되고 있다^{[8],[9]}.

그러나 현재까지 보고된 대부분의 레이더 기반 SpO₂ 추정 기법^{[8],[9]}은 정상적인 호흡 상태에서에서만 우수한 성능을 보이며, 무호흡, 저호흡, 불규칙 호흡 등 비정상적인 호흡 패턴에서는 예측값이 실제 SpO₂(GT, ground truth)와 큰 차이를 보이는 한계가 있다. 예를 들어, 무호흡 구간에서는 분당 환기량이 급격히 감소함에 따라 기존 SpO₂ 모델의 이산화탄소 분압 산출 구조^{[8],[9]}에서 환기량이 분모로 사용되기 때문에, 무호흡 시 환기량이 0에 가까워질 경우 이산화탄소 분압 값이 수치적으로 발산하는 특성이 존재한다. 이때 이산화탄소 분압의 급격한 증가는 산소 분압 및 SpO₂ 예측값에도 비선형적이고 불안정한 변화를 유발하여 실제 생리적 변화와 일치하지 않는 급격한 SpO₂의 이상치가 발생하는 구조적 한계가 반복적으로 나타난다.

본 연구는 정상 호흡 중심의 기존 연구와 달리, 비정상 호흡 환경에서 SpO₂-레이더 신호 상관 구조를 분석한 새로운 접근이다. 이를 규명하기 위해 도플러 레이더 기반 비접촉 생체 신호와 접촉식 SpO₂ 센서를 동기화하여 다양한 비정상 호흡 패턴에서 데이터를 획득하였다. 이어서 피험자별 시계열 분석을 통해 레이더 기반 SO₂ 추정치와 GT 간의 SpO₂ 응답 지표(e.g. 레이더 SpO₂ 추정치와 GT 간의 시간 지연, 감소 패턴, 회복 패턴 등)를 도출하고 상관관계를 평가하였다. 이를 통해 비정상 호흡 구간에서 기존 알고리즘이 갖는 구조적 한계를 실증적으로 제시하

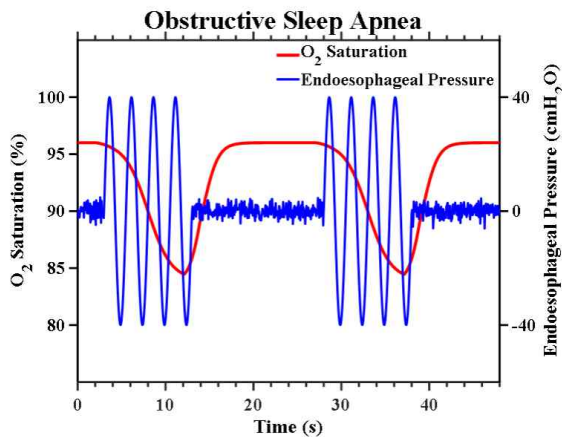


그림 1. OSA 환자에서 관찰되는 반복적 무호흡과 이에 따른 SpO₂ 하강 및 식도압 변동^[2].

Fig. 1. Repetitive apneic events, associated SpO₂ desaturation, and endoesophageal pressure swings in OSA^[2].

고, 향후 고정밀 비접촉 SpO₂ 모니터링 시스템 개발의 기반을 제공하고자 한다.

II. 기존 비접촉식 SpO₂ 추정 모델

비접촉식 레이더 신호를 활용한 SpO₂ 추정 모델은 신호 복원 단계부터 생리학적 파라미터 산출, 가스교환 해석, 그리고 SpO₂ 변환에 이르기까지 여러 계층의 물리적, 생리적 메커니즘을 단계적으로 통합하여 구성된다. 이러한 연산 구조는 기존 PPG 기반 측정 센서가 갖는 한계를 극복하면서 OSA 등 다양한 임상 상황에서 신뢰도 높은 비접촉 생체 신호 기반 SpO₂ 예측이 가능하도록 설계되어 있다.

초기에는 range FFT 기반 호흡 분석을 시도하였으나, 위상 불연속성으로 인해 시간영역 위상신호 기반 PCA 구조로 전환하였다. 또한 FMCW의 위상 선형성과 높은 SNR을 활용하여 CW 대비 안정적인 호흡 신호 추출이 가능하도록 구성하였다.

가장 먼저 도플러 레이더로부터 획득한 신호는 호흡, 심박 등 미세 신체 변위를 식 (1)과 같은 복소수 신호로 반영하는 모델로 표현된다.

$$s(t) = \sqrt{P_r} \exp\left(j \frac{4\pi}{\lambda} [R(t) + u(t)] + n(t)\right) \quad (1)$$

여기서 $s(t)$ 는 수신 신호, $R(t)$ 는 흉부 변위, $u(t)$ 는 비호흡성 움직임, $n(t)$ 는 잡음, λ 는 파장이다. $s(t)$ 의 위상 성분은 탄젠트 역함수를 통해 1차원 위상 변화 궤적으로 변환된 후, 이동 평균 필터 및 대역통과 필터와 같은 신호 처리 기법^[7]을 거쳐 $R(t)$ 로 추출된다. $R(t)$ 는 극값 검출을 통해 호흡 주기 f_{RR} 및 심박 주기 f_{CR} 등의 생체 신호를 효과적으로 추정하며, 폐내압력 $P_I(t)$ 예측에 사용되는 물리적 특성을 반영한 미분 방정식으로 모델링된다.

$$\frac{d}{dt} P_I(t) = -g \times BMI \left(\frac{d^2}{dt^2} R(t) - f_{RR} \times R(t) \right) \quad (2)$$

여기서 g 는 중력가속도(m/s^2), BMI는 체질량지수(body mass index), f_{RR} 은 호흡수(Hz)이며, 이 방정식^[9]은 실제 상부기도 저항, 폐 탄성, 흉부 질량 등 다양한 생리적, 물리적 요인을 반영해 흉부 변위와 폐내압력 간의 동적 상관

관계를 기술한다.

앞서 추정된 시계열 $P_I(t)$ 을 기반으로 각 호흡 주기의 일회 호흡량 $V_t(t)$ 는 식 (3)과 같이 계산된다^[9].

$$V_t(t) = \begin{cases} V_{TLC} \times \left(\frac{P_I(t-1)}{P_I(t)} - 1 \right), & P_I(t) \neq 0 \\ 0, & P_I(t) = 0 \end{cases} \quad (3)$$

여기서 V_{TLC} 는 총폐용적($V_{TLC} = 53.5 \times W_t^{1.06}$ mL)으로, 정상 성인의 경우 평균값은 약 4,200 mL에 해당한다^[10].

이때, $V_t(t)$ 신호의 실제 해석을 위해 신체 정보(키 H , 체중 W)를 기반으로 한 이상적인 체중 산출($W_t = [H/33.34]^{1/0.3922}$ kg) 및 신호 경계값 설정, 이동평균 필터, 그리고 구간별 극값 추출 등의 신호처리 과정을 거친다^[11]. 각 호흡 주기 내에서 극대값과 극소값의 차이들을 평균화함으로써 임상적으로 의미 있는 평균 호흡량 \bar{V}_t 를 추정한다^[9].

$$\bar{V}_t = E[\hat{V}_t(t)], \quad (4)$$

여기서 $E[\hat{V}_t(t)]$ 는 극값 기반 신호처리 결과의 평균으로, 정상 성인의 경우 평균 호흡량은 보통 400~500 mL로 보고된다^[10]. 이런 신호처리 구조는 개개인의 신체적 차이, 체위 변화, 장기 모니터링 시의 잡음, 환기 저하/증가, 호흡량 변화 등 현실적인 임상 변수까지 반영할 수 있게 한다.

산출된 \bar{V}_t 와 f_{RR} 를 곱하면 분당 환기량 $V_E(t)$ mL/min을 식 (5)와 같이 추정할 수 있다^[8].

$$V_E(t) = \bar{V}_t \times f_{RR} \quad (5)$$

이렇게 산출된 $V_E(t)$ 는 f_{CR} , 신체정보(H , W), 그리고 호흡지수(RQ)와 결합하여 동맥혈 이산화탄소 분압 $PaCO_2(t)$ 를 식 (6)과 같이 산출한다^[8].

$$PaCO_2(t) = \frac{0.041 \times W^{1.01} \times f_{CR} \times RQ}{(1 - 1.078 \times H^{-0.289}) \times V_E(t)} \quad (6)$$

여기서 RQ는 소비된 산소에 대비 생산된 이산화탄소의 비율로 탄수화물 1.0, 지방 0.7, 단백질 0.8과 같으며 식 (6)은 환기량이 미세하게 변동할 때 $PaCO_2(t)$ 가 임상적으로 어떻게 급격히 발산할 수 있는지를 수식적으로 설명해주며, 특히 무호흡/저호흡 구간에서 SpO₂ 추정 모델

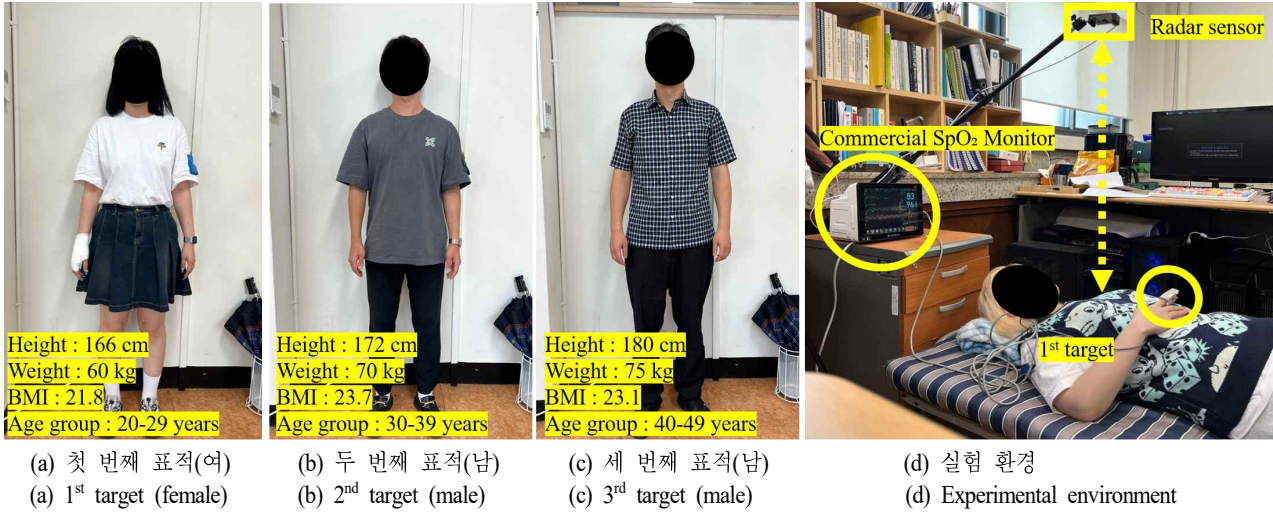


그림 2. 피실험자 3명 및 실험 환경
Fig. 2. Experimental environment with three targets.

의 한계가 발생하는 원인 구조를 명확히 제시한다.

산소 분압 $PaO_2(t)$ 는 흡입 산소 비율 FiO_2 , 대기압 P_{atm} , 폐포내 증기압 P_{H_2O} 그리고 이전 단계의 $PaCO_2(t)$ 및 RQ를 바탕으로 식 (7)과 같이 산출된다⁸⁾.

$$PaO_2(t) = FiO_2 \times (P_{atm} - P_{H_2O}) - \frac{PaCO_2(t)}{RQ / (1 - FiO_2(1 - RQ))} \quad (7)$$

여기서 각 변수는 앞서 정의한 바와 같다. 산출된 $PaCO_2(t)$ 와 $PaO_2(t)$ 값은 임상적 산소-헤모글로빈 해리 곡선(ODC, oxygen-hemoglobin dissociation curve) 기반 변환 함수를 적용⁷⁾하여 최종적으로 SpO_2 로 변환된다.

$$SpO_2(t) = 1 - f_A(t) \times f_{PaO_2}(t) \times \exp\{-f_{PaCO_2}(t) \times PaO_2(t)\} \quad (8)$$

III. 동기화 시스템 구축 및 기존 기법 한계점 분석

본 장에서는 실험 환경 및 SpO_2 추정 및 분석을 위한 동기화 시스템을 기술하고, 실제로 동기화된 실험 데이터를 바탕으로 기존 비접촉식 SpO_2 추정 기법의 구조적 한계와 실험 환경 적용 시 나타나는 예측 오류 및 시간 지연 현상 등을 상세히 분석한다.

3-1 실험 환경 및 측정 시스템 구성

본 실험에는 3명의 피실험자가 참여하였으며, 신체 정보(성별, 신장, 체중, BMI, 연령대)는 그림 2(a)~그림 2(c)에 제시되어 있으며, 모든 실험은 병원 내 일반 병실 환경을 모사한 실내 공간에서 수행되었다. 다만, 비정상 호흡 패턴 구간에서의 상관 구조를 명확히 검증하기 위해 실험 변수를 최소화한 정자세(supine posture) 조건에서 수행되었다(그림 2(d)).

레이다 측정을 위해 61.2084 GHz 상용 FMCW(frequency modulated continuous waveform) 센서를 사용하였으며(그림 3(a)), 레이더 센서의 주요 파라미터를 표 1에

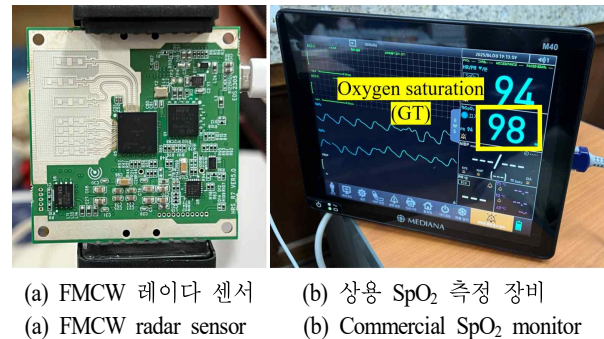


그림 3. FMCW 레이더 센서 및 상용 SpO_2 측정 의료 장비
Fig. 3. FMCW radar sensor and commercial SpO_2 monitor.

표 1. FMCW 레이더 센서의 주요 사양

Table. 1. Specifications of FMCW radar sensor.

Parameter	Symbol	Value	Unit	Remarks
Carrier frequency	f_c	60.2084	GHz	It enables vital sign sensing
Bandwidth	B	1356.8	MHz	This results in a resolution of 0.11 m
Number of chirps	N_c	512	-	These chirps exist within a frame
Sweep time	T_c	25	ms	Linear frequency sweep time within a frame
Sampling frequency	f_s	40	Hz	Resolution in a Doppler freq. domain

정리하였다. 사람 표적에 대해 2차원 거리-시간 원신호 데이터를 획득 후 이를 거리축 방향으로 투영하여 25 ms 간격으로 샘플링된 1차원 시계열 레이더 복소 신호를 사용하였다.

레이더 센서 기반 기존 기법들의 SpO₂ 추정 성능 오차 검증 및 분석을 위해, 그림 3(b)에 나타난 상용 의료 장비로 SpO₂의 GT값을 획득하였다. 이때, GT값들이 1차원 시계열 레이더 복소 신호와 동기화되어 획득되도록, 상용 의료 장비의 추정 결과를 실시간 확인할 수 있는 카메라 센서를 그림 4와 같이 설치하였다. 특히, 본 연구에서는 실시간 모니터링 소프트웨어(그림 4(a))를 개발하여, 1차원 시계열 레이더 복소 신호와 상용 의료 장비의 GT값들을 동시에 확인할 수 있고, 원신호와 GT값들이 동기화 되어 각각 엑셀 파일로 저장될 수 있게 측정 시스템(그림 4(b))을 구성하였다.

3-2 호흡 패턴 추정을 위한 전처리 과정

1차원 시계열 레이더 복소 신호에서 실시간 호흡 신호를 추정하기 위해, 1차원 시계열 레이더 복소 신호에서 1차원 시계열 위상 성분을 탄젠트 역함수로 추출한다^[7]. 이 위상 성분 내에 존재하는 불필요한 저주파 및 고주파 성분들을 제거하기 위해, 2차 butterworth 대역통과 필터와 저역통과 필터를 적용하였다^[7]. 그리고, 필터링된 위상 성분의 실시간 극값 검출을 통해 1차원 시계열 호흡 패턴 $R(t)$ 를 그림 5와 같이 추정하였다.

3-3 기존 비접촉식 SpO₂ 추정 기법의 한계 분석

본 절에서는 다양한 비정상 호흡 패턴에 따른 기존 SpO₂ 추정 기법들^{[8],[9]}의 성능 분석을 위하여, 1차원 시계

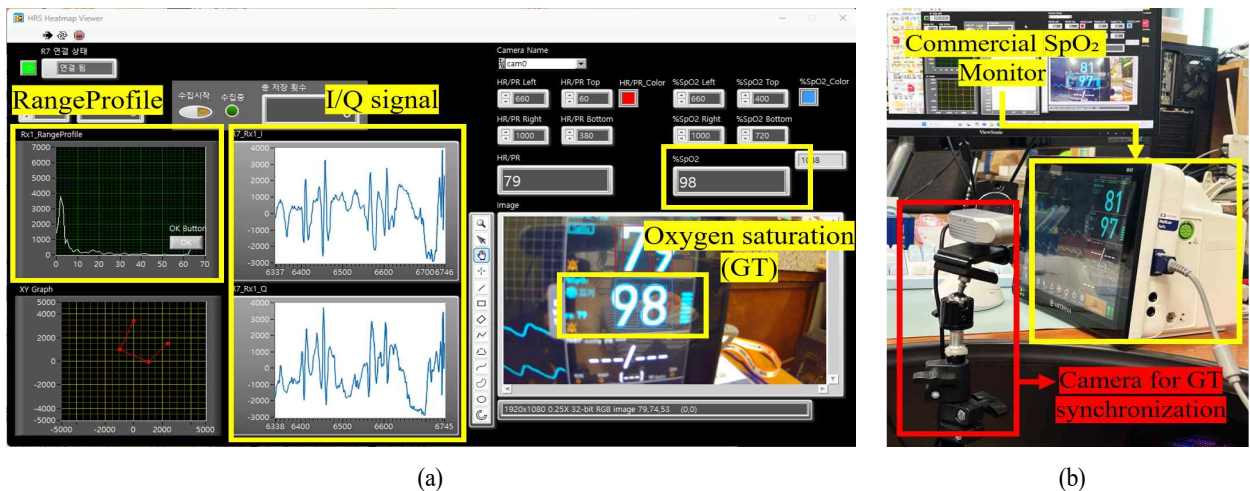


그림 4. (a) 실시간 레이더 및 GT 신호 수집을 위한 소프트웨어 및 (b) 카메라 동기화 및 GT 획득을 위한 실험 하드웨어 환경
Fig. 4. (a) Software for real-time acquisition of radar and GT signals, (b) Experimental setup with camera-based synchronization.

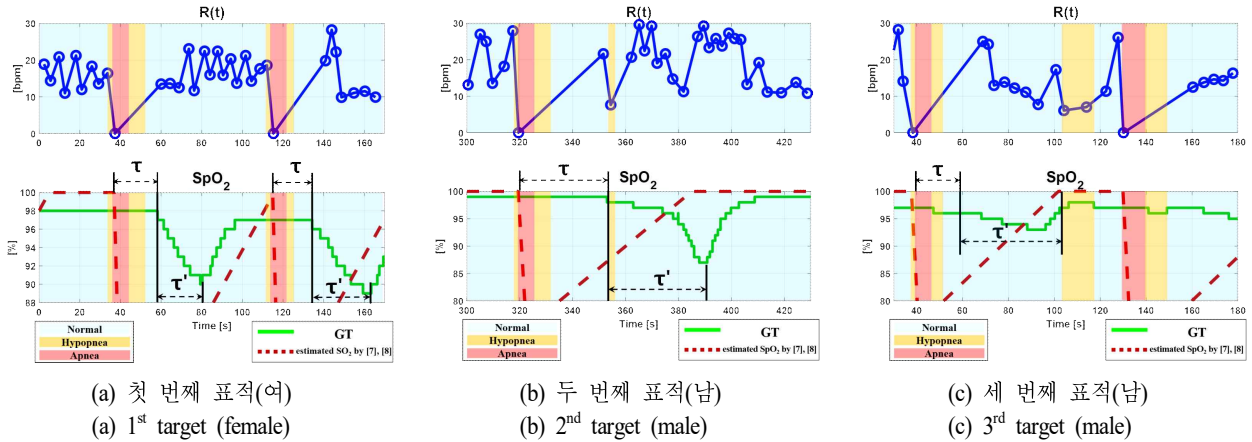


그림 5. 호흡 패턴에 따른 피실험자 3명의 호흡 추정치 $R(t)$, 기존 SpO_2 추정치 참고문헌 [8] 및 참고문헌 [9] 및 GT의 실험 결과 예시

Fig. 5. Example of experimental results of $R(t)$, estimated SpO_2 by references [8], [9] and GT for 3 targets with abnormal breathing.

열 호흡 패턴 $R(t)$ 를 국제수면질환분류^[12]와 미국수면의 학회^[13]에 따라 무호흡, 저호흡, 정상호흡 구간으로 구분하였다. 보다 구체적으로 10초 이상 호흡 패턴 진폭이 기준선 대비 90% 이상 감소하는 경우는 무호흡(apnea)으로, 30% 이상 감소하면서 3% 이상 SO_2 저하가 발생하는 경우는 저호흡(hypopnea)으로 분류하였고, 이외 구간은 공식 진단 기준에 해당하지 않으므로 정상호흡으로 간주하였다.

그림 2의 피실험자를 대상으로 약 50분간 1차원 시계열 레이다 복소 신호 및 SpO_2 GT값들을 동기화하여 수집하였으며, 그 결과 그림 5와 같이 실험 결과를 획득할 수 있었다. 이때, 그림 5의 호흡 패턴 $R(t)$ 을 정상 호흡, 저호흡, 무호흡 구간으로 분류하여 참고문헌 [8] 및 참고문헌 [9]에 의한 SpO_2 추정치와 상용 도구로 추출된 GT값들을 비교 및 분석하였다.

먼저, 정상 호흡 구간에서는 기존 알고리즘의 SpO_2 예측값이 GT 대비 약 $\pm 2\%$ 이내의 상대적으로 낮은 오차를 보였으나, 무호흡 및 저호흡 구간 진입 이후 예측값은 생리학적으로 설명 불가능한 급격한 발산 현상을 반복적으로 나타내었으며, 이는 비정상 호흡 패턴에서 기존 모델^{[8],[9]}의 구조적 한계를 드러낸다. 기존 기법은 호흡 패턴 $R(t)$ 를 기반으로 $V_E(t)$ 를 계산하고, 이로부터 $PaCO_2(t)$

와 $PaO_2(t)$ 를 순차적으로 도출한 후 최종적으로 SpO_2 를 식 (8)과 같이 계산한다. 이때, $PaCO_2(t)$ 가 $V_E(t)$ 이 0에 수렴할수록 식 (6)과 같이 발산하는 구조를 가진다. 그러나, 식 (8)의 지수항은 $PaCO_2(t)$ 과 $PaO_2(t)$ 의 곱으로 구성되어 있어 호흡 패턴 $R(t)$ 가 매우 낮은 무호흡 및 저호흡 구간일 때, $V_E(t)$ 감소에 따라 SpO_2 가 발산하게 된다. 이러한 현상은 그림 5에서 $R(t)$ 이 4 bpm 이하로 감소하는 무호흡 구간에서도 확인할 수 있었다. 이 구간에서 기존 기법에 의한 SpO_2 예측값이 발산하였으며, 이는 기존 기법으로는 비정상적인 호흡 패턴에서 SpO_2 추정이 불가능함을 시사한다. 게다가, 기존 모델^{[8],[9]}은 1차원 시계열 호흡 패턴 $R(t)$ 의 변화에 대해 SpO_2 가 즉각적으로 반응한다고 가정하고 있으나, 무호흡 또는 저호흡 구간으로 진입하는 $R(t)$ 의 변화에 일정 시간 차를 두고 실제 SpO_2 가 변화하였다(그림 5). 따라서, 비정상적인 호흡 패턴에서 SpO_2 의 안정적인 추정을 위해서는 호흡 패턴 $R(t)$ 에 대한 SpO_2 의 응답 특성과 상관 관계를 보다 면밀하게 분석해야 한다.

IV. 상관관계 분석

본 장에서는 비정상 호흡 패턴(e.g. 무호흡 및 저호흡

표 2. 호흡 패턴 $R(t)$ 과 실제 SpO_2 간의 상관 분석을 위한 주요 지표 정의

Table. 2. Definition of major indices for correlation analysis between $R(t)$ and GT of SpO_2 .

Indices	Symbol	Equation	Unit	Remarks
Delay	τ	$t_{drop} - t_{cut}$	s	SpO_2 descent delay after apnea onset
Recovery latency	τ'	$t_{rise} - t_{off}$	s	The time delay for SpO_2 recovery after apnea
Rate of change in SpO_2	$\frac{\partial SpO_2}{\partial t}$	$\frac{\Delta SpO_2}{\Delta t}$	%/s	The rate of change in SpO_2 reflects a recovery trend (Negative: decrease, Positive: recovery trend)

구간)에서 1차원 시계열 호흡 패턴 $R(t)$ 이 입력값이고 SpO_2 의 GT값들이 출력값이라고 가정할 때, 입력과 출력 간에 어떠한 상관관계를 갖는지 주요 분석 지표 (표 2)를 통해 면밀히 분석한다.

- 1) 시간 지연(τ): $R(t)$ 의 무호흡 또는 저호흡 구간 시작 시점과 실제 SpO_2 가 실제 하강하기 시작한 시점 간의 시간 차
- 2) 회복 지연 시간(τ'): $R(t)$ 의 무호흡 종료 시점과 실제 SpO_2 의 회복 시작 시점 간의 시간 차
- 3) SpO_2 변화율($\partial SpO_2/\partial t$): 실제 SpO_2 의 기울기 값으로 $R(t)$ 의 변화 따른 실제 SpO_2 의 민감도

위 지표들은 비정상 호흡 패턴에서 $R(t)$ 와 실제 SpO_2 간의 시간적 응답 특성을 평가하는 기준으로 사용되며, 이를 바탕으로 상관 관계 및 회귀 분석을 수행한다. 분석

대상은 각 피험자의 비정상 호흡 구간별 시나리오 단위에서 추출된 131개의 데이터들이며, 두 변수 간 선형적 관계의 강도와 방향을 나타내는 Pearson 상관계수 r 과 그 유의성을 검정하는 p -value, 그리고 회귀선의 설명력을 나타내는 결정계수 r^2 을 활용해 지표 간 관계를 평가하였다^{[14],[15]}. 상관계수 r 은 -1 에서 1 사이 값을 가지며, 값이 양수일 경우 두 변수 간 양의 상관, 음수일 경우 음의 상관을 의미한다. 절대값이 클수록 상관성이 강하다는 것을 나타내며, p -value는 관측된 상관계수가 우연히 나타날 확률을 의미한다. 결정계수 r^2 은 상관계수를 제곱한 값으로 회귀선이 전체 데이터를 얼마나 잘 설명하는지를 나타내는 지표이다. 즉 r^2 값이 1에 가까울수록 모델의 설명력이 높음을 의미한다. 본 연구에서는 통계적 유의성 판단을 위해 p -value <0.05 를 기준으로 하였다.

분석 결과, τ 가 증가할수록 SpO_2 하강 기울기의 절댓값이 유의미하게 증가하는 경향이 확인되었으며(그림 6), 이

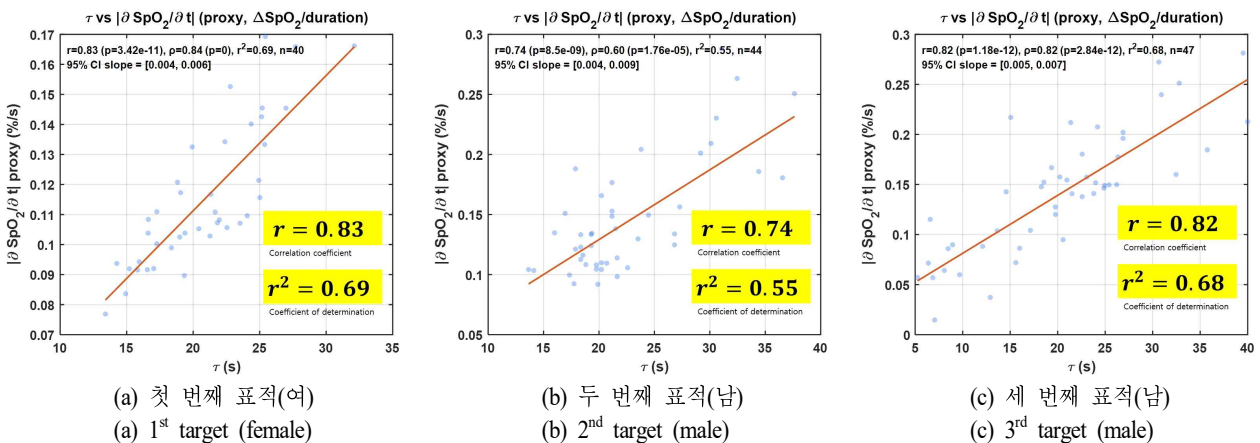


그림 6. 지연시간 τ 와 SpO_2 변화율 간 상관 분석 결과

Fig. 6. Analysis results of correlation between time delay τ and $\partial SpO_2/\partial t$.

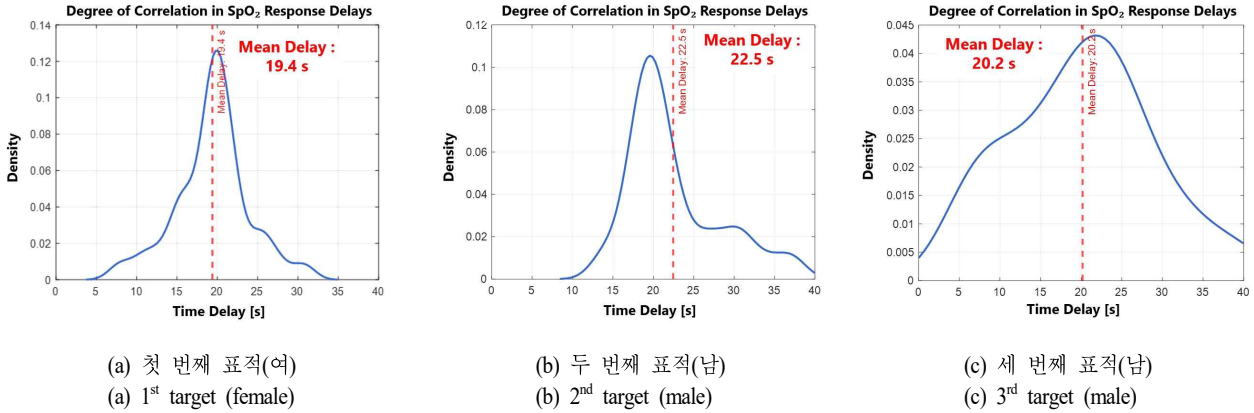


그림 7. 피험자별 SpO₂ 반응 지연 시간 분포
Fig. 7. Distribution of time delay between estimates and GT after abnormal breathing.

는 SpO₂ 예측값의 발산 양상이 τ 와 밀접하게 연관되어 있음을 시사한다. 또한 τ' 역시 $\partial SpO_2/\partial t$ 와 정(+)의 상관관계를 보여, 회복 구간에서의 SpO₂ 기울기 변화가 τ' 길이에 따라 달라짐을 확인할 수 있었다. 이러한 SpO₂ 변화 양상은 τ 와 τ' 값으로 수치화하여 비교할 수 있었으며, 그림 7의 커널 밀도 기반 분포는 피험자별 시나리오 단위에서 측정된 지연 시간의 분포 특성을 시각화한 것이다. 무호흡 구간의 평균 τ 는 21.2초(± 6.7 초)로 나타났고, 저호흡 구간은 12.3초(± 11.5 초)로 상대적으로 짧았다. 또한 $\partial SpO_2/\partial t$ 는 무호흡 구간에서 더 급격한 음의 기울기를 나타내어 구조적 발산 특성을 반영하였다. 종합하면 본 결과는 수식 기반 SpO₂ 추정 모델이 시간적 비선형성을 반영하지 못할 경우 예측값의 급격한 발산 또는 왜곡이 발생할 수 있음을 실증적으로 보여준다. 특히 τ 를 고려하지 않은 상태에서의 예측은 실제 생리 반응과의 정렬이 이루어지지 않으며, 이는 예측 정확도 저하의 주요 원인으로 작용한다.

그림 7에서 제시된 커널 밀도 기반 분포는 피험자에 따라 하나의 중심만 뚜렷하게 나타나거나, 여러 개의 중심이 함께 나타나는 경우로 구분되었다. 이는 동일한 무호흡 자극이라 하더라도 폐활량, 체질량지수, 기도 저항 등 생리학적인 요인에 따라 SpO₂ 반응 지연 양상이 달라짐을 의미한다. 따라서 τ 분포는 단순한 시간 지표가 아니라 대상자의 환기-가스교환 특성을 반영하는 지표로 해석될 수 있다. 또한 그림 6의 상관관계 분석에서는 τ 가 증가할수록 SpO₂ 변화율이 선형적으로 증가하는 경향이 모든

대상자에서 공통적으로 확인되었다. 이는 폐포 내 산소 저장량이 임계치에 도달한 이후 SpO₂가 급격히 저하되는 생리적 반응과 부합한다. 즉, 무호흡 구간이 길어질수록 단순히 SpO₂ 하강이 지연되는 것이 아니라, 하강이 시작되면 더욱 급격한 속도로 진행됨을 나타낸다. 회복 지연 시간 τ' 역시 SpO₂ 회복 기울기와 상관성을 보였으며, 이는 무호흡 종료 후 환기량 증가와 함께 폐포 환기 회복 속도가 달라지는 과정을 반영한다. 따라서 τ' 는 환자 개별 회복 탄력성을 정량화할 수 있는 지표로 해석된다.

종합적으로, 본 연구는 τ 및 τ' 지표가 레이더 기반 SpO₂ 추정 정확도에 결정적 영향을 미치는 요소임을 실험적으로 규명하였다. 특히 τ 반영이 배제된 모델은 예측 결과가 실제 생리 반응과 시간적으로 일치하지 않아 발산 및 왜곡이 발생할 수 있음을 확인하였다. 다만, 본 연구는 개념적 검증 단계로서 피험자 수는 제한적이나, 신체 특성과 호흡 패턴을 다양화하여 신호 형태의 대표성을 확보하였으며, 통계적 지표(τ , $\partial SpO_2/\partial t$ 등)를 통해 상관 경향성을 검증하였다. 향후에는 참여자 수를 확대하여 본 연구에서 제시한 상관 구조의 일반화 가능성을 추가 검증할 예정이다.

V. 결 론

본 논문에서는 도플러 레이더 기반 비접촉 생체 신호를 활용하여 SpO₂를 추정하는 기존 수식 기반 모델의 구

조적 한계를 분석하고, 비정상적인 호흡 패턴과 실제 SpO₂ 간의 상관관계를 분석하였다.

먼저, 정상 호흡 구간에서는 기존 기법이 일정 수준의 예측 정확도를 확보하였으나, 무호흡 및 저호흡과 같은 비정상 호흡 구간에서는 무호흡 시 실제 SpO₂가 점차 감소하고, 호흡이 재개되면 다시 상승하는 정상적인 생리학적 반응과 달리, 예측 모델에서는 이러한 변화 양상과 일치하지 않는 발산 현상이 반복적으로 나타났다. 이를 보다 면밀하게 분석하기 위해 본 논문에서는 무호흡 및 저호흡 구간에서 나타나는 변화를 SpO₂ 응답 분석 지표로 정의하였다. 각 피실험자별 시계열 응답을 분석한 결과, 기존 SpO₂ 추정 모델은 실제 SpO₂와의 응답 지연이 반복적으로 나타났으며, 이 지연 특성은 SpO₂ 예측 오차와 높은 상관관계를 보였다. 특히, SpO₂ 변화율은 지연 시간 지표에 의해 크게 영향을 받아 비정상 호흡 구간에서 구조적 발산이 발생함을 확인하였다. 따라서, 이러한 결과는 기존 수식 기반 모델이 실제 SpO₂ 반응의 시간 응답 특성을 충분히 반영하지 못하는 근본적 한계를 내포하고 있음을 시사한다. 또한, 본 연구는 정자세(supine posture)를 기준으로 수행되어 실제 수면 중 체위 변화가 충분히 반영되지 못한 한계가 있다. 향후 연구에서는 이러한 조건에서도 안정적으로 동작할 수 있도록 레이더 위상 보정 및 자세 인식 기법을 결합한 SpO₂-레이더 상관 모델로 확장하고, 다양한 호흡 패턴에 따른 SpO₂ 변화율과 시간 지연 특성을 직접 반영할 수 있는 동적 추정 알고리즘 개발이 필요하다.

References

- [1] T. Young, M. Palta, J. Dempsey, J. Skatrud, S. Weber, and S. Badr, "The occurrence of sleep-disordered breathing among middle-aged adults," *The New England Journal of Medicine*, vol. 328, no. 17, pp. 1230-1235, Apr. 1993.
- [2] C. Guilleminault, A. Tilkian, and W. C. Dement, "The sleep apnea syndromes," *Annual Review of Medicine*, vol. 27, pp. 465-484, Feb. 1976.
- [3] G. T. O'Connor, B. Caffo, A. B. Newman, S. F. Quan, D. M. Rapoport, and S. Redline, et al., "Prospective study of sleep-disordered breathing and hypertension: The sleep heart health study," *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, vol. 179, no. 12, pp. 1159-1164, Jun. 2009.
- [4] P. de Chazal, E. O'Hare, N. Fox, and C. Heneghan, "Assessment of sleep/wake patterns using a non-contact biomotion sensor," in *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vancouver, BC, Aug. 2008, pp. 514-517.
- [5] X. Sun, T. Wen, W. Chen, and B. Huang, "CCSpO₂Net: Camera-based contactless oxygen saturation measurement," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 73, p. 4005211, Mar. 2024.
- [6] X. Liu, G. Narayanswamy, A. Paruchuri, X. Zhang, J. Tang, and Y. Zhang, et al., "rppg-toolbox: Deep remote ppg toolbox," *Advances in Neural Information Processing Systems*, vol. 36, pp. 68485-68510, 2023.
- [7] 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 the Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science*, vol. 36, no. 1, pp. 64-75, Jan. 2025.
- [8] V. P. Tran, A. A. Al-Jumaily, "A novel oxygen-hemoglobin model for non-contact sleep monitoring of oxygen saturation," *IEEE Sensors Journal*, vol. 19, no. 24, pp. 12325-12332, Dec. 2019.
- [9] V. P. Tran, A. A. Al-Jumaily, "Non-contact real-time estimation of intrapulmonary pressure and tidal volume for chronic heart failure patients," in *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society(EMBC)*, Orlando, FL, Aug. 2016, pp. 3564-3567.
- [10] A. C. Guyton, J. E. Hall, *Textbook of Medical Physiology*, 11th ed. Philadelphia, PA, Elsevier, 2006.
- [11] I. Ko, H. C. Park, "Apnea detection and respiration rate estimation using IR-UWB radar signals," *The Journal of Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science*, vol. 28, no. 10, pp. 802-809, Oct. 2017.
- [12] K. Abu, M. L. Khraiche, and J. Amatory, "Obstructive sleep apnea diagnosis and beyond using portable mon-

itors," *Sleep Medicine*, vol. 113, pp. 260-274, Jan. 2024.
 [13] R. B. Berry, R. Budhiraja, D. J. Gottlieb, D. Gozal, C. Iber, and V. K. Kapur, et al., "Rules for scoring respiratory events in sleep: Update of the 2007 AASM manual for the scoring of sleep and associated events," *Journal of Clinical Sleep Medicine*, vol. 8, no. 5, pp. 597-619, Oct. 2012.

[14] J. Benesty, J. Chen, Y. Huang, and I. Cohen, "Pearson correlation coefficient," in *Noise Reduction in Speech Processing*, Berlin, Springer, pp. 1-4, 2009.
 [15] D. C. Montgomery, E. A. Peck, and G. G. Vining, *Introduction to Linear Regression Analysis*, 6th ed. Hoboken, NJ, John Wiley & Son, 2021.

이 지 은 [국립부경대학교/석사과정]

<https://orcid.org/0009-0006-6862-3580>



2024년 8월: 부경대학교 기계시스템공학과 (공학사)
 2024년 9월~현재: 부경대학교 스마트모빌리티공학과 석사과정
 [주 관심분야] 레이더 휴먼 걸음걸이 딥러닝 인식, 비접촉식 생체 신호 센싱, 레이더 산소포화도 탐지

박 경 환 [한국전자통신연구원/책임연구원]

<http://orcid.org/0000-0001-9852-6155>



1991년 2월: 한양대학교 전자공학과 (공학사)
 1993년 2월: KAIST 전기 및 전자공학과 (공학석사)
 1997년 2월: KAIST 전기 및 전자공학과 (공학박사)
 1997년~2000년: DACOM R&D 센터

2001년 1월~현재: 한국전자통신연구원 책임연구원
 [주 관심분야] 무선 통신 및 레이더용 RF/아날로그 IC, RFID 칩, 방사선 검출 회로, 방사선 및 Beta-Voltaic 배터리 기반 난수 생성기

이 자 열 [한국전자통신연구원/책임연구원]

<http://orcid.org/0000-0001-8834-8527>



1998년 2월: 건국대학교 전자공학과 (공학사)
 2000년 2월: 충남대학교 전자공학과 (공학석사)
 2005년 2월: 충남대학교 전자공학과 (공학박사)
 2012년~2013년: University of Texas at

Dallas, 전기공학과 박사후연수
 2001년 3월~현재: 한국전자통신연구원 책임연구원
 [주 관심분야] mmWave/RF/Analog 집적회로, 레이더 RoC/SiP 설계

구 본 태 [한국전자통신연구원/본부장]

<http://orcid.org/0009-0001-6255-7272>



1991년 2월: 고려대학교 전자공학과 (공학석사)
 1993년 2월: 현대전자 시스템반도체연구부 선임
 1995년 2월: HEA, 산호세, 미국
 1997년 2월: TVCOM, 샌디에고, 미국
 1998년 2월: 동부전자 시스템반도체연구

부 실장
 1999년 9월~현재: 한국전자통신연구원 지능형반도체연구본부 본부장
 [주 관심분야] CMOS 기반 반도체 구조 및 설계, SoC, AI반도체 분야, 통신 및 방송분야 SoC 및 레이더 기술 등

백 영 석 [한국전자통신연구원/책임연구원]

<http://orcid.org/0009-0007-1915-8552>



1985년 2월: 한양대학교 전기공학과 (공학사)
1987년 2월: 한양대학교 전기공학과 (공학석사)
1989년 2월~현재: 한국전자통신연구원 책임연구원
[주 관심분야] 반도체 CAD, 디지털 설계, 무선 통신, 영상 인식, 레이더 신호처리 등

박 상 흥 [국립부경대학교/정교수]

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



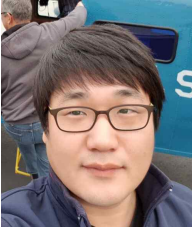
2004년 2월: 포항공과대학교 전자전기공학과 (공학사)
2007년 2월: 포항공과대학교 전자전기공학과 (공학석사)
2010년 2월: 포항공과대학교 전자전기공학과 (공학박사)
2010년 9월~현재: 국립부경대학교 전자

공학과 정교수

[주 관심분야] 이중대역 레이더 자원관리, 미세도플러 분석, 전력단지 EMI/EMC 분석, 레이더 표적인식, 레이더 영상, 레이더 신호처리 등

김 영 민 [(주)블스아이/상무]

<http://orcid.org/0009-0002-7534-0395>



2009년 2월: 전북대학교 전자정보공학부 (공학사)
2011년 2월: 전북대학교 전자공학과 (공학석사)
2011년 7월~2016년 5월: 한국전자통신연구원 선임연구원
2019년 3월~현재: (주)블스아이 상무

[주 관심분야] 레이더 신호처리, 위치 추적, 신호 변환, 임베디드 시스템

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: 국방과학연구

소 선임연구원

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

2024년 3월~현재: 국립부경대학교 스마트모빌리티공학과 조교수

2025년 9월~현재: 국립부경대학교 정보융합대학 부학장

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