THE JOURNAL OF KOREAN INSTITUTE OF ELECTROMAGNETIC ENGINEERING AND SCIENCE. 2025 January; 36(1), 64～75.

http://dx.doi.org/10.5515/KJKIEES.2025.36.1.64
ISSN 1226-3133 (Print) · ISSN 2288-226X (Online)

비접촉식 레이다 센서를 사용한 사람의 산소 포화도 추정

Estimation of Oxygen Saturation for an Individual Using Noncontact Radar Sensor

최인오 · 이지은 · 윤세원* · 이자열** · 구본태** · 백영석** · 김영민*** · 박상홍*

Inoh Choi · Jieun Lee · Sewon Yoon* · Jayol Lee** · Bontae Koo** · Youngseok Baek** · Youngmin Kim*** · Sanghong Park*

요 약

대다수 성인들의 수면 장애를 이끄는 수면무호흡 증상을 진단하기 위해서는 비접촉식 산소포화도 모니터링이 필요하다. 본 논문에서는 비접촉식 레이다 센서를 활용한 산소 포화도 추정 알고리즘을 제안한다. 제안된 알고리즘은 먼저 수신된 복소 신호의 위상 변화를 활용하여 생체 신호에 의한 상체 변위 변화, 호흡수 및 심박수를 추정한다. 다음으로 추정된 값들을 활용하여 폐내압력, 호흡량 및 분당 환기량를 단계별로 추정하고 이산화탄소 및 산소 분압을 예측한다. 최종적으로 이산화탄소 및 산소 분압을 입력 변수로 하는 2차 전달 함수 모델을 통해 산소 포화도를 출력한다. 특히, 기존 기법과 달리 제안된 기법은 주변 클러터 및 사람의 불필요한 움직임을 다양한 필터링으로 제거한 위상 변화를 활용하기 때문에 보다 안정적인 산소포화도 추정이 가능하다. 시뮬레이션 및 실험 결과, 제안된 기법을 통하여 안정적으로 산소포화도 추정이 가능함을 확인할 수 있었다.

Abstract

Non-contact monitoring of oxygen saturation is required to diagnose obstructive sleep apnea, which leads to lethal sleep disorders in adults. This study proposes an estimation algorithm for oxygen saturation using a noncontact radar sensor. First, the algorithm estimates the displacement of the chest, respiratory rate, and cardiac rate using the phase fluctuations of complex signals received from an individual. Next, the pulmonary ventilation, tidal volume, and minute ventilation were estimated using a step-by-step process, leading to the prediction of pressures corresponding to carbon dioxide and oxygen. Finally, the oxygen saturation was calculated by a second-order transfer function using the predicted pressures. In particular, the proposed method can robustly estimate oxygen saturation despite clutter and unwanted body movements because of the use of phase fluctuations preprocessed by several filtering methods. Through simulations and experiments, we observed that the proposed method using a Doppler radar can robustly estimate the oxygen saturation of an individual with unwanted body movements, unlike conventional methods.

Key words: Oxygen Saturation, Phase Fluctuation, Minute Ventilation, Radar Sensor

「이 논문은 2024년도 한국전자통신연구원의 재원으로 내부사업 지원을 받아 수행된 연구임 (24BS1310, 재난, 의료환경에서 초정밀 고성능 레이다 센싱을 활용한 주요 3종 생체신호 추출 핵심기술).」

국립부경대학교 스마트모빌리티공학과(Department of Smart Mobility Engineering, Pukyong National University)
*국립부경대학교 전자공학과(Department of Electronic Engineering, Pukyong National University)
**한국전자통신연구원(Electronics and Telecommunications Research Institute)
***(주)불스아이(Bullseye Co. Ltd.)

· Manuscript received October 18, 2024 ; Revised November 10, 2024 ; Accepted November 20, 2024. (ID No. 20241018-114)

· Corresponding Author: Sanghong Park (e-mail:radar@pknu.ac.kr)

ⓒ Copyright The Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science. This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Ⅰ. 서 론

수면무호흡(OSA, obstructive sleep apnea)은 최근 전세계에서 약 4 % 남성들 및 2 % 여성들에게 나타나는 대표적인 질환이다[1]. 여기서, OSA는 수면 중 상부 기도가 막혀 10초 이상 호흡이 멈추는 현상[2]을 의미하며, OSA 진단은 수면다원검사(polysomography)를 통해 가능하지만 불편한 접촉식 검사 과정에서 많은 환자들이 불편함을 호소하고 있다[3]. 따라서, 수면 과정에서 비접촉식 산소포화도(SO_2, oxygen saturation) 모니터링을 통한 OSA 진단 방법이 필요하다.

최근 비접촉식 산소포화도 센싱을 위하여 광학센서와 레이다센서가 적극 활용되고 있다[4]~[10]. 먼저, 광학센서의 경우 사람의 코와 입 주변 관심 영역(region of interest)에 대한 카메라 영상 픽셀 변화 패턴을 분석하는 광혈류측정법(PPG, photoplethysmography)을 사용하나 치명적인 초상권 침해 문제가 존재한다[4],[5]. 반면에 최근 구강을 통한 공기 호흡과 생체 신호에 의한 상체 움직임에 따라 SO_2가 연관성이 있음을 실험을 통해 검증하였으며, 이는 레이다 센서를 통해 사람의 생체 신호(e.g., 호흡수, 심박수) 및 이 신호에 따른 1차원 상체 움직임 변화 궤적을 추출 할 경우 SO_2의 추정이 가능함을 보여준다[6]. 의학적 측면에서 그림 1과 같이 세로축 값인 SO_2는 산소-헤모글로빈 분열 커브(ODC, oxygen-hemoglobin dissociation curve)에서 이산화탄소 분압(PCO_2) 및 산소 분압(PO_2)에 따라

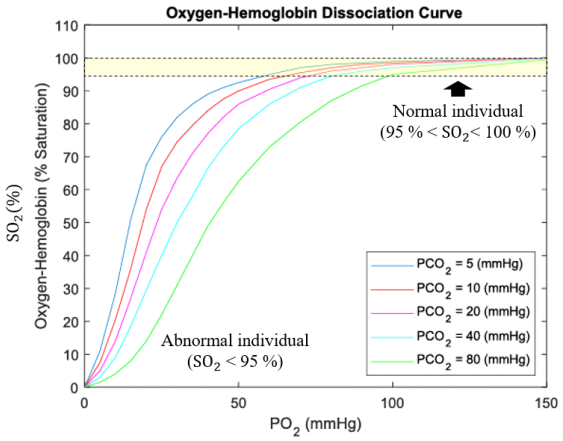


그림 1. PCO_2와 PO_2에 따른 SO_2의 ODC 곡선[9]
Fig. 1. ODC for SO_2 corresponding to PCO_2 and PO_2[9].

변화함을 알 수 있다[7],[8]. 그리고 최근 연구에서는 사람의 생체 정보(i.e., 호흡수, 심박수, 생체 신호에 의한 1차원 상체 움직임 변화 궤적, 키, 몸무게)에 따라 비선형적 알고리즘 모델로 PCO_2와 PO_2의 추정이 가능함을 증명하였다[9],[10]. 최종적으로 레이다센서로 호흡수, 심박수, 생체 신호에 의한 1차원 상체 움직임 변화 궤적만 추정 가능할 경우, 이 정보들을 통해 PCO_2와 PO_2를 단계별로 추정하고, 이어서 그림 1과 같은 2차 전달 함수 모델을 활용하여 SO_2의 추정이 가능하다[6]~[10]. 하지만, 기존 방식[9],[10]의 경우 선형주파수변조신호를 활용하여 거리 축에서 나타나는 생체 신호에 의한 1차원 상체 움직임 변화 궤적을 추정하고, 불필요한 사람의 움직임에 대한 영향을 신경망 구조로 억제하였다. 이러한 구조는 레이다 하드웨어 비용 및 알고리즘의 복잡성을 증대시키기 때문에, OSA 진단을 위한 상용 의료기기로 활용되기 위해서는 보다 간단한 구조의 비접촉식 레이다 시스템에 계산량이 상대적으로 적은 알고리즘이 탑재되어야 한다.

본 논문에서는 비접촉식 레이다를 활용한 효율적인 사람의 SO_2 추정 알고리즘을 제안한다. 먼저, 레이다를 활용하여 사람 표적의 복소 수신 신호를 획득한 후, 탄젠트 역함수[11],[12]를 활용하여 1차원 위상 변화 궤적을 추출한다. 그리고 1차원 위상 변화 궤적에는 주변 클러터 및 원하지 않는 사람의 움직임이 포함되어 있기 때문에, 1차 이동 평균 필터[11] 및 2차 버터워스 대역 통과 필터를 통해 생체 신호만 나타는 1차원 위상 변화 궤적으로 전처리한다. 이후, 이 궤적에 스케일링을 적용하여 1차원 상체 움직임 변화 궤적으로 바꾸고, 동시에 1차원 상체 움직임 변화 궤적의 주파수 스펙트럼 분석[11]을 통해 호흡수와 심박수를 추정한다. 다음으로 추정된 호흡수, 심박수, 1차원 상체 움직임 변화 궤적 및 사람의 키, 몸무게를 입력으로 사용하여 기존 기법[9],[10]의 알고리즘에 따라 단계별로 폐내압력($P_l(t)$, pulmonary ventilation), 호흡량($V_l(t)$, tidal volume)을 계산하고, 버터워스 필터링 및 극대점(local maximum value)을 활용하여 분당 환기량을 추정한다. 마지막으로 앞서 추정된 값들 및 사람 생체 정보를 활용하여 PCO_2와 PO_2를 예측하고, 이를 그림 1과 같은 2차 전달 함수 모델의 입력 변수로 사용하여 SO_2를 출력 변수로 계산한다.

본 논문에서는 제안된 기법의 성능을 검증하기 위하여

시뮬레이션 분석 및 레이다 측정 실험을 수행하였으며, 그 결과 제안된 기법으로 사람의 SO_2 추정이 가능함을 검증하였다.

Ⅱ. 사람 생체 정보와 SO_2 간의 관계

SO_2를 추정하기 위해 활용되는 사람 생체 정보(vital information)는 키(H, height), 몸무게(M, mass), 호흡수(f_{RR}, respiratory rate), 심박수(f_{CR}, cardiac rate) 및 1차원 상체 움직임 변화 궤적($d_c(t)$, chest displacement)과 같다. 여기서, 호흡수, 심박수 및 1차원 상체 움직임 변화 궤적은 레이다 센서로 추정 가능하다[11],[12]. 그리고 추정된 사람 생체 정보를 활용한 PCO_2 및 PO_2와 SO_2의 전반적인 추정 과정은 그림 2와 같다[9]. 본 절의 2-1에서는 사람 생체 정보와 PCO_2 및 PO_2 간의 비선형적 관계[10]를 간략히 설명한다. 다음으로 2-2에서는 PCO_2 및 PO_2와 SO_2 간의 관계를 보여주는 2차 전달 함수 모델[9]과 기존 기법 문제점[9],[10]을 간략히 서술한다.

2-1 사람 생체 정보와 PCO_2 및 PO_2 간의 관계

키 H m 및 몸무게 M kg인 사람의 1차원 상체 움직임 변화 궤적 $d_c(t)$ m와 호흡수 f_{RR} Hz를 성공적으로 추정했다고 가정할 경우, 폐내압력 $P_I(t)$ Pas^{-1}과 $d_c(t)$ 간의 관계는 식 (1)과 같은 미분방정식[10]으로 정의된다.

$$\frac{d}{dt}P_I(t) = -g \times BMI \times \left(\frac{d^2}{dt^2} d_c(t) - f_{RR} \times d_c(t) \right), \tag{1}$$

여기서 g는 중력가속도 m/s^2, BMI는 체질량지수(BMI, body mass index=M/H^2)이며, 정상적인 성인의 경우 BMI는 평균적으로 약 28이다. 이때, $P_I(t)$는 $d_c(t)$와 반비례 관계를 가진다(그림 3). 다음으로 추정된 $P_I(t)$를 활용하여 사람의 호흡량 $V_t(t)$을 식 (2)와 같이 추정한다.

$$V_t(t) = \begin{cases} V_{TLC} \times \left(\dfrac{P_I(t-1)}{P_I(t)} - 1 \right), & P_I(t) \neq 0 \\ 0, & P_I(t) = 0 \end{cases}, \tag{2}$$

여기서 V_{TLC}는 총호흡량($V_{TLC} = 53.5 \times W_t^{1.06}$ mL)이며 정상적인 성인의 경우 평균 4,200 mL를 가진다. 그리고 W_t는 실제 사람 키 H m에 대한 이상적인 몸무게($W_t = (H/33.34)^{1/0.3922}$ kg)이다.

다음으로 $V_t(t)$의 평균 호흡량 $E\{V_t(t)\}$을 추정해야하며, 정상적인 성인의 경우 평균 호흡량은 대략 400 mL< $E\{V_t(t)\}$<500 mL와 같다. 이를 위하여 기존 기법[10]은 경계값 $V_{th} = 7.69 \times W_t^{1.04}$을 정의하여 식 (3)의 호흡량을 $\hat{V}_t(t)$로 재구성한다.

$$\hat{V}_t(t) = \begin{cases} V_t(t), & |V_t(t)| \leq V_{th} \\ \hat{V}_t(t-1), & |V_t(t)| > V_{th} \end{cases}, \tag{3}$$

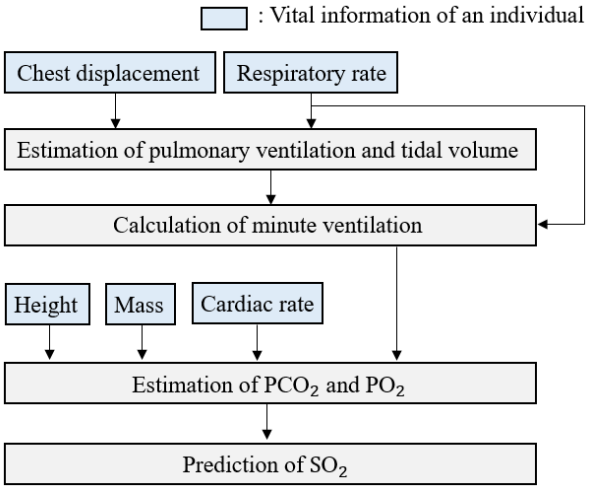


그림 2. 사람 생체 정보를 활용한 SO_2의 추정 과정[9]
Fig. 2. Flowchart to estimate SO_2 using vital information of an individual[9].

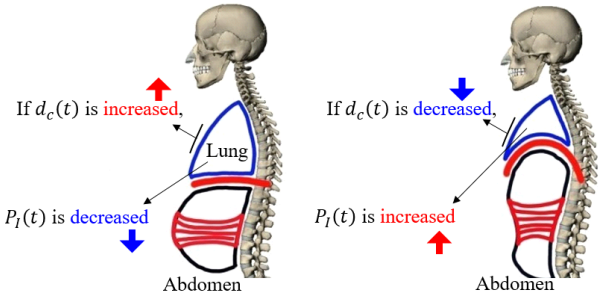


그림 3. 상체 움직임 $dc(t)$과 폐내 압력 $PI(t)$ 간의 관계
Fig. 3. Relationship between chest displacement and pulmonary ventilation.

여기서 기존 기법[10]은 $\hat{V}_t(t)$의 극값(local extrema)을 추정하여 한 주기 내 극대값 및 극소값의 차이들의 평균값을 평균호흡량 $E\{\hat{V}_t(t)\}$으로 추정한다(그림 4).

다음으로 추정된 평균호흡량 $E\{\hat{V}_t(t)\}$에 호흡수 f_{RR}를 곱할 경우 분당 환기량 $V_E(t)$ L을 식 (4)와 같이 추정할 수 있다.

$$V_E(t) = E\{\hat{V}_t(t)\} \times f_{RR}. \tag{4}$$

이때, PCO_2는 식 (4)와 심박수 f_{CR}, 키 H, 몸무게 M를 활용하여 식 (5)와 같이 정의된다.

$$PCO_2(t) = \frac{0.041 \times M^{1.01} \times f_{CR} \times RQ}{(1 - 1.078 \times H^{-0.289}) \times V_E(t)}, \tag{5}$$

여기서 RQ는 호흡지수(respiratory quotient)[10]이며, 탄수화물, 지방, 및 단백질의 경우 RQ=1, 0.7, 및 0.8과 같다.

PO_2는 식 (5)와 공기 내 산소량 FiO_2(보통 지구상에서는 0.21), 대기압 P_{atm}(해수면 기준 760 mmHg), 폐포내 증기압 P_{H_2O}(보통 47 mmHg)을 활용하여 식 (6)과 같이 정의된다.

$$PO_2(t) = FiO_2 \times (P_{atm} - P_{H_2O}) - PCO_2(t)\left(\frac{1 - FiO_2 \times (1 - RQ)}{RQ}\right). \tag{6}$$

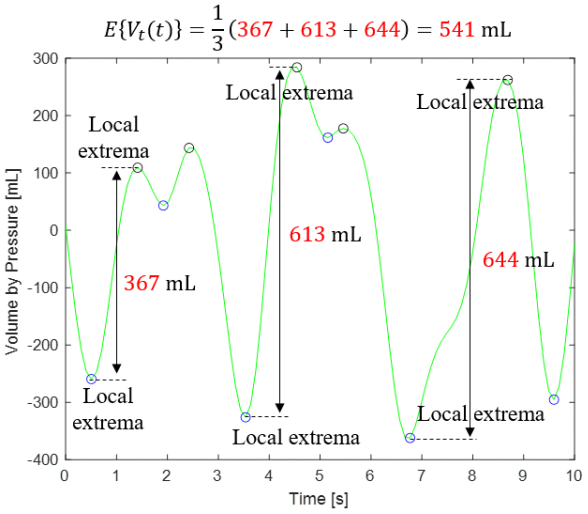


그림 4. 평균 호흡량 $E\{V_t(t)\}$ 추정 예시
Fig. 4. Example of estimation of mean tidal volume.

2-2 PCO_2 및 PO_2와 SO_2 간의 관계 및 문제점 분석

SO_2는 앞서 2-1절에서 추정된 PCO_2 및 PO_2를 입력변수로 하는 그림 1의 2차 전달 함수 모델[9]에 대한 라플라스 역변환을 통해 식 (7)와 같이 추정될 수 있다.

$$SO_2(t) = 1 - f_A(t) \times f_{PO_2}(t) \times \exp\{-f_{PCO_2}(t) \times PO_2(t)\}, \tag{7}$$

여기서

$$f_A(t) = \begin{cases} (\beta(t) - \alpha(t))^{-1}, & \zeta(t) > 1 \\ 1, & \zeta(t) = 1 \\ \dfrac{\omega_n(t)}{\omega_{\sin}(t)}, & 0 < \zeta(t) < 1 \end{cases}, \tag{8}$$

$$f_{PCO_2}(t) = \begin{cases} 0, & \zeta(t) > 1 \\ \omega_n(t), & \zeta(t) = 1, \\ \gamma(t), & 0 < \zeta(t) < 1 \end{cases} \tag{9}$$

$$f_{PO_2}(t) = \begin{cases} f_{\alpha\beta}(t), & \zeta(t) > 1 \\ 1 + \omega_n(t) \times PO_2(t), & \zeta(t) = 1, \\ f_{\sin}(t), & 0 < \zeta(t) < 1 \end{cases} \tag{10}$$

이다(식 (8), 식 (9), 및 (10)에 사용되는 서브 함수는 기존 논문[9],[10]을 참조).

식 (7)로 추정되는 SO_2는 수신된 복소 수신 신호에서 추출되는 1차원 상체 움직임 변화 궤적 $d_c(t)$ 내 열잡음 및 원하지 않는 사람의 움직임에 따라 매우 민감하게 변화한다. 이러한 문제점을 분석하기 위하여 연속파로 수신된 레이다 신호를 사람의 1차원 상체 움직임 변화 궤적 $d_c(t)$을 사용하여 식 (11)과 같이 정의할 수 있다.

$$s(t) = \sqrt{P_r} \times \exp\left\{j\frac{4\pi}{\lambda}(d_c(t) + u(t))\right\} + n(t), \tag{11}$$

여기서 P_r는 수신전력, λ는 파장, $u(t)$는 원하지 않는 사람의 움직임, $n(t)$는 열잡음 신호이며, $E\{|n(t)|^2\}$를 열잡음의 앙상블평균전력이라 정의할 경우 신호 대 잡음비(SNR, signal-to-noise ratio)은 식 (12)와 같이 정의된다.

$$SNR = 10 \times \log_{10}\frac{P_r}{E\{|n(t)|^2\}}. \tag{12}$$

이때, 불필요한 움직임이 없는(i.e., $u(t)$=0) 사람에 대한 60 초의 측정 시간 동안, 표 1의 변수들을 사용하고, SNR

표 1. 시뮬레이션 변수들
Table 1. Simulation parameters.

λ [m]	0.0517	f_{RR} [Hz]	0.25
M [kg]	70	f_{CR} [Hz]	1.33
H [m]	1.70	g [m/s$_2$]	9.80665
W_t [kg]	63.6626	BMI	24.2215
V_{TLC} [mL]	4,369.9	V_{th} [mL]	578.0505
RQ	0.95	FiO_2	0.2095
P_{atm} [mmHg]	760	P_{H_2O} [mmHg]	47

=10 dB 및 −20 dB에서 100번의 몬테 카를로 시뮬레이션으로 SO_2를 추정하였을 때, 참값(ground truth)을 기준으로 SNR=10 dB에서는 평균 제곱근 오차(RMSE, root mean squared error)가 4.22로 나타났으나, SNR=20 dB에서는 RMSE=38.71로 나타났다. 이러한 이유는 열잡음에 의해 $d_c(t)$가 민감하게 왜곡되기 때문이다. 따라서, 사람의 불필요한 움직임 및 열잡음 영향 속에서 선형주파수변조신호를 활용하는 기존 기법[9],[10]과 달리 보다 간단한 레이다 구조의 연속파 신호를 활용하면서 보다 안정적으로 $d_c(t)$를 추정하기 위한 방안이 필요하다.

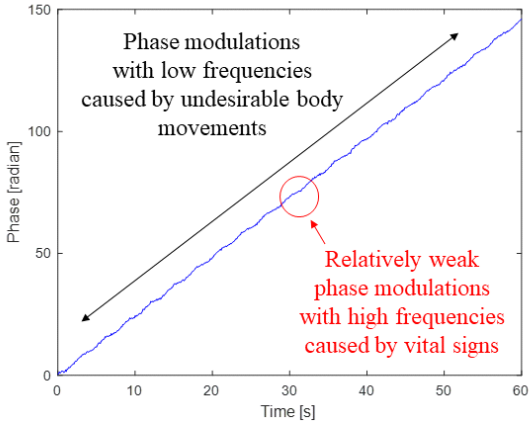
Ⅲ. 제안된 기법

본 절에서는 SO_2의 보다 안정적이고 효율적인 추정을 위하여 기존 기법[9],[10]과 달리 도플러 레이다 수신 신호의 1차원 위상 변화 궤적를 활용하고, 원하지 않는 사람의 움직임 및 열잡음에 대한 영향을 줄이기 위한 전처리 방법을 제안한다.

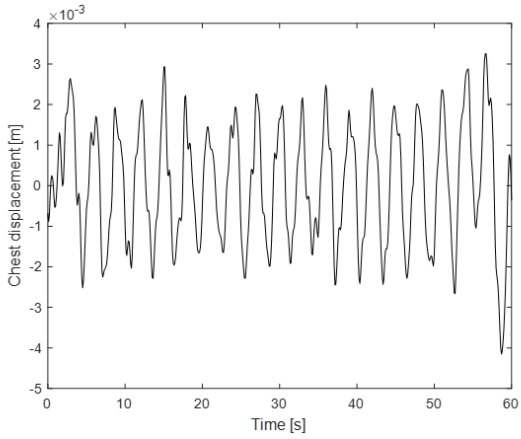
먼저, 식 (11)의 복소 수신 신호 대한 탄젠트 역함수[11],[12]를 식 (13)과 같이 적용하여 1차원 위상 변화 궤적을 추출한다.

$$\theta(t) = \tan^{-1}\left(\frac{imag\{s(t)\}}{real\{s(t)\}}\right) \approx \frac{4\pi}{\lambda}(d_c(t)+u(t))+n_\theta(t), \quad (13)$$

여기서 $real\{\cdot\}$ 및 $imag\{\cdot\}$는 각각 실수부 및 허수부 추출 함수이고, $n_\theta(t)$는 열잡음 신호의 위상 성분이다. 이때, 원하지 않는 사람의 움직임 $u(t)$는 사람이 매우 급격하게 움직이지 않는다면 $d_c(t)$ 보다 상대적으로 저주파 위상 변화 궤적을 가진다(그림 5(a))[11],[12]. 따라서 N_{win}개의 위상 변화 샘플들에 대한 재귀(recursion) 방식의 이동 평균 필터(i.e., 저역통과필터)[11]가 아래와 같이 이상적으로 적용될 경우, 원하지 않는 사람의 움직임에 대한 위상 변화 궤적 $\theta_M(t)$을 추정할 수 있다.



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



(b) 전처리된 상체 움직임 변화 궤적
(b) Preprocessed chest displacements

그림 5. 1차원 위상 변화 궤적 및 전처리 된 상체 움직임 변화 궤적 예시
Fig. 5. Example of 1D phase fluctuations and preprocessed chest displacements.

$$\theta_M(t) = \theta_M(t-1) + \frac{\theta(t) - \theta(t-N_{win})}{N_{win}}. \quad (14)$$

식 (14)를 활용하여 1차원 위상 변화 궤적 $\theta(t)$내에 원하지 않는 사람의 움직임 $u(t)$에 대한 영향을 아래와 같이 완화시킬 수 있다.

$$\hat{\theta}(t) = \theta(t) - \theta_M(t) \approx \frac{4\pi}{\lambda} d_c(t) + n_\theta(t). \quad (15)$$

하지만 식 (15)에는 여전히 고주파 열잡음 위상 성분 $n_\theta(t)$에 대한 영향이 있으며, 기존 SO_2 추정 과정[9],[10]에서 식 (1)의 미분방정식(i.e., 고역통과필터)을 활용함에 따라 추정되는 폐내압력 $P_I(t)$가 $n_\theta(t)$에 매우 민감하게 반응하게 된다. 따라서, 제안된 기법은 식 (15)에서 가장 공진이 크게 나타나는 호흡수 f_{RR}와 두 번째 공진주파수인 심박수 f_{CR}를 식 (15)에 대한 주파수 스펙트럼 분석을 통해 추정한 후, 차단 주파수 Ω_c를 호흡수 f_{RR}와 심박수 f_{CR}로 사용한 버터워스(Butterworth) 대역통과필터링을 식 (15)에 적용하여 최대한 생체 신호와 관련된 위상 변화 궤적만 아래와 같이 추출한다.

$$Butter_{\Omega_c}\{\hat{\theta}(t)\} \approx \frac{4\pi}{\lambda} d_c(t), \quad (16)$$

여기서 $Butter_{\Omega_c}\{\cdot\}$는 버터워스 대역통과필터 함수이고, 라플라스 영역에서 다음과 같은 2차 전달 함수로 구성된다.

$$H_{Butter}(s) = \frac{\Omega_c^2}{s^2 + \sqrt{2}s\Omega_c + \Omega_c^2}. \quad (17)$$

식 (16)에 대한 스케일링을 수행할 경우, 1차원 위상 변화 성분 $\theta(t)$에서 열잡음과 원하지 않는 사람의 움직임 영향이 완화된 $d_c(t)$를 추정할 수 있다(그림 5(b)). 그리고, 전처리된 및 추정된 사람 생체 정보값들은 그림 2의 알고리즘에 입력 변수로 활용되어 SO_2가 기존 기법[9],[10] 보다 안정적이고 효율적으로 추정된다.

마지막으로 제안된 기법은 기존 기법[9],[10]에서 그림 4와 같이 지역 극값이 나타나는 문제를 해결하기 위하여 극대값은 양수만, 극소값은 음수만 선택하여 이들의 차이값들의 평균을 평균호흡량 $E\{V_t(t)\}$으로 추정하여 보다 안정적으로 SO_2 추정이 되도록 한다.

Ⅳ. 시뮬레이션 및 실험 결과

본 절에서는 제안된 알고리즘으로 원하지 않는 움직임에 의해 야기되는 저주파 위상 변화 궤적을 제거하여, SO_2를 보다 안정적으로 추정하는 시뮬레이션 및 실험 결과를 도시한다. 이때, 시뮬레이션은 점산란원 표적의 등속도 몸 움직임을 가정하였으며, 실제 측정 결과에서는 원하지 않는 사람의 비선형 랜덤 몸 움직임을 가지는 3명의 사람 표적들에 대하여 실험을 각각 수행하였다. 결과 분석 과정은 Intel i5기반의 Window 10 운영체제에서 MATLAB R2021b버전을 통해 진행되었다.

4-1 SO_2 추정 시뮬레이션 결과

원하지 않는 사람의 등속도 움직임은 V_u = 0.001 m/s의 속도로 $u(t) = V_u \times t$와 같이 나타남을 가정할 경우, 사람에 대한 60초의 측정 시간 동안 표 1의 변수들을 사용할 때 SNR을 5 dB 단위로 −30 dB∼30 dB까지 변화시키면서 100번의 몬테 카를로 시뮬레이션으로 SO_2를 추정한 결과는 그림 6과 같다. 여기서, 기존 기법은 원하지 않는 사람의 움직임과 열잡음에 대한 영향으로 왜곡이 없을

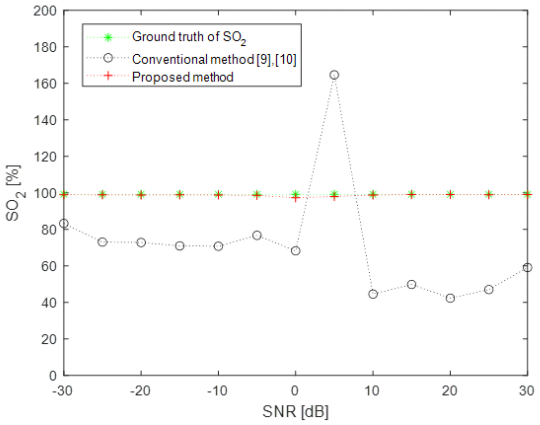


그림 6. SNR에 따른 SO_2 추정 몬테 카를로 시뮬레이션 결과

Fig. 6. Monte-Carlo simulation results of estimation for SO_2 versus SNR.

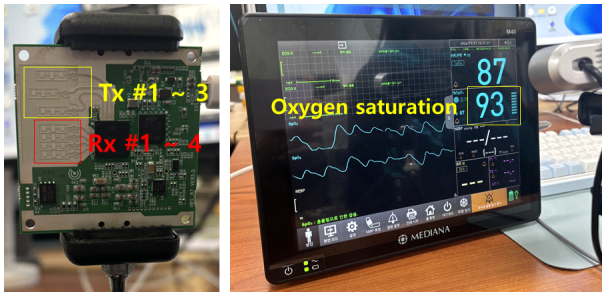
때 나타나는 참값에 비해 오차가 심하게 나타남을 확인할 수 있었다. 반면에, 제안된 기법의 경우 1차원 위상 변화 궤적에 대한 전처리 및 안정적인 평균 호흡량 추정을 통해, 원하지 않는 사람의 움직임 및 열잡음 영향에서도 참값과 유사하게 나타남을 확인할 수 있었다.

4-2 SO_2 추정 실험 결과

본 절에서는 제안된 기법을 통한 SO_2의 추정 성능을 검증하기 위하여 실내 공간에서 3명의 본 논문 저자들에 대해 측정 실험을 수행하였다(그림 7). 이때, 그림 8(a)와 같은 61.2084 GHz의 중심 주파수를 가지는 상용 FMCW (frequency modulated continuous waveform) 레이다의 데이터를 거리축 방향으로 투영하여 도플러 레이다처럼 활용하였으며, SO_2의 추정 성능 검증을 위하여 그림 8(b)와 같은 접촉식 상용 의료 장비를 사용하였다. 측정된 2차원 거리-시간 영역 데이터는 시간축에 대한 투영을 통해 25 ms 단위로 샘플링된 1차원 시간축 데이터로 재구성하여 진행하였으며, 약 50초 정도 시간 동안 사람 표적의 생체 신호를 측정하였다.

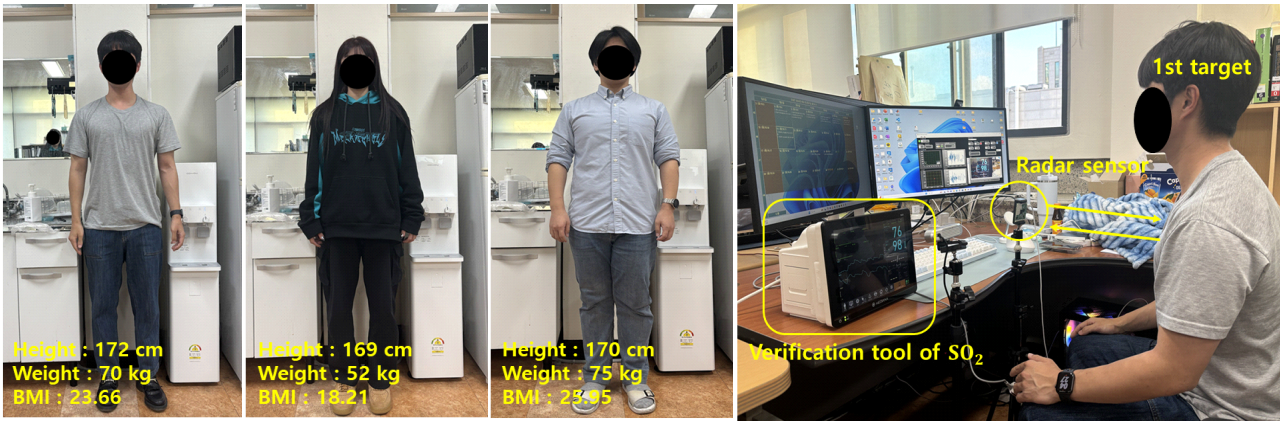
먼저, 열잡음이 존재하는 실제 측정 환경에서는 사람이 미세하게 원하지 않는 비선형 움직임을 가지기 때문에, 첫 번째 표적에 대해 측정 실험을 하였을 때 그림 9(a)와 같이 위상 변화 궤적에 다양한 왜곡이 발생하나, 이동평균필터 및 대역통과필터로 구성된 전처리 과정을 통해 그림 9(c)와 같이 오직 호흡 활동에 대한 위상 변화 궤적을 기존 기법과 달리 보다 안정적으로 획득할 수 있었다. 그리고, 이 위상 변화 궤적들에 전처리 과정을 단계별로 진행할 때 나타나는 주파수 스펙트럼은 그림 9(d), 그림 9(e) 및 그림 9(f)로 나타났으며, 최종적으로 제안된 전처리 과정으로 기존기법과 달리 호흡수 30.709 bpm이 안정적으로 공진되어 나타남을 확인할 수 있었다.

다음으로 앞서 전처리 과정 단계별로 나타나는 위상 변화 궤적을 스케일링하여 상체 움직임 변화 궤적을 추



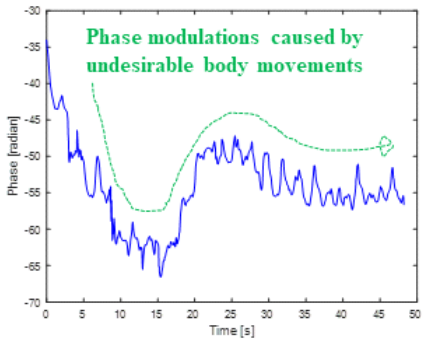
(a) 레이다 센서 (b) SO_2 검증 도구
(a) Radar sensor (b) Verification tool of SO_2

그림 8. 레이다 센서 및 SO_2 검증 도구
Fig. 8. Radar sensor and verification tool of SO_2.

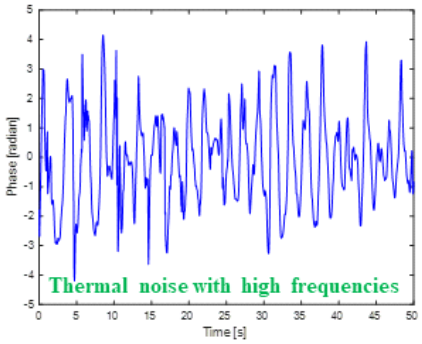


(a) 첫 번째 표적 (b) 두 번째 표적 (c) 세 번째 표적 (d) 실험 환경
(a) 1st target (b) 2nd target (c) 3rd target (d) Experimental environment

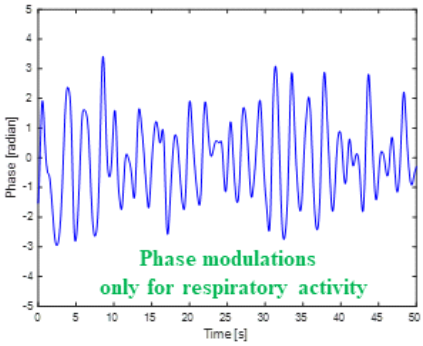
그림 7. 표적 3명 및 실험 환경
Fig. 7. Experimental environment with three targets.



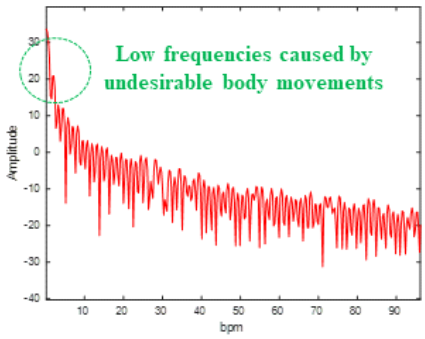
(a) 위상 변화 궤적
(a) Phase modulations



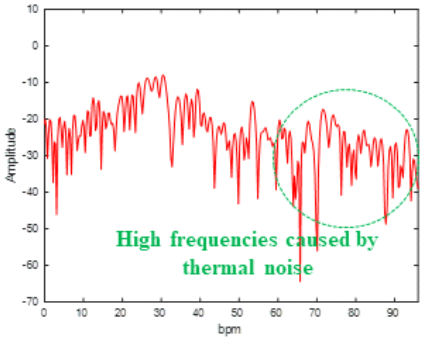
(b) 이동 평균 필터링 후 위상 변화 궤적
(b) Phase modulations after moving average filtering



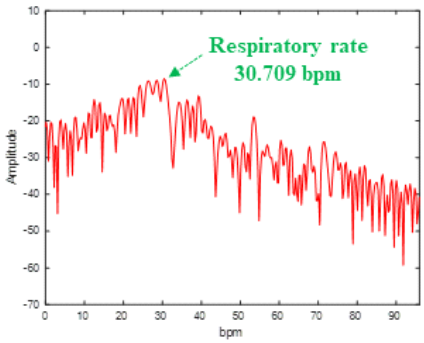
(c) 이동 평균 필터링 및 대역통과필터링 후 위상 변화 궤적
(c) Phase modulations after moving average filtering and band pass filtering



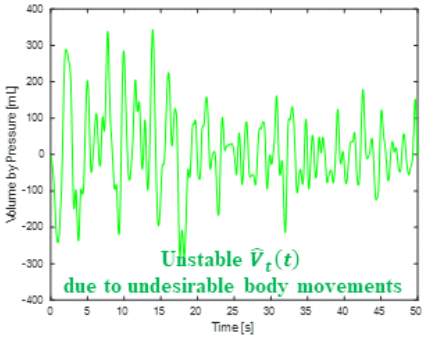
(d) 그림 9(a)의 위상 변화에 대한 스펙트럼
(d) Spectrum of phase modulations in Fig. 9(a)



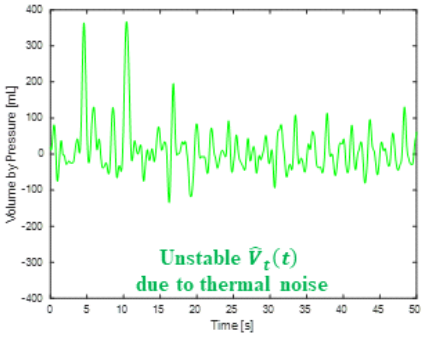
(e) 그림 9(b)의 위상 변화에 대한 스펙트럼
(e) Spectrum of phase modulations in Fig. 9(b)



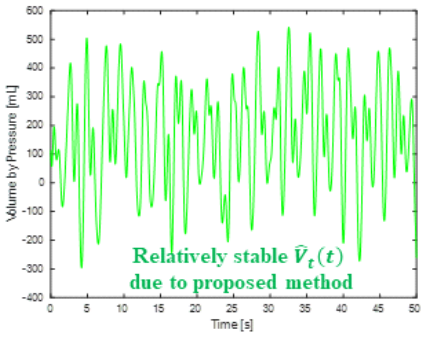
(f) 그림 9(c)의 위상 변화에 대한 스펙트럼
(f) Spectrum of phase modulations in Fig. 9(c)



(g) 그림 9(a)의 위상 변화를 사용하여 추정된 호흡량 $\hat{V}_t(t)$
(g) Estimated $\hat{V}_t(t)$ by using phase modulations in Fig. 9(a)

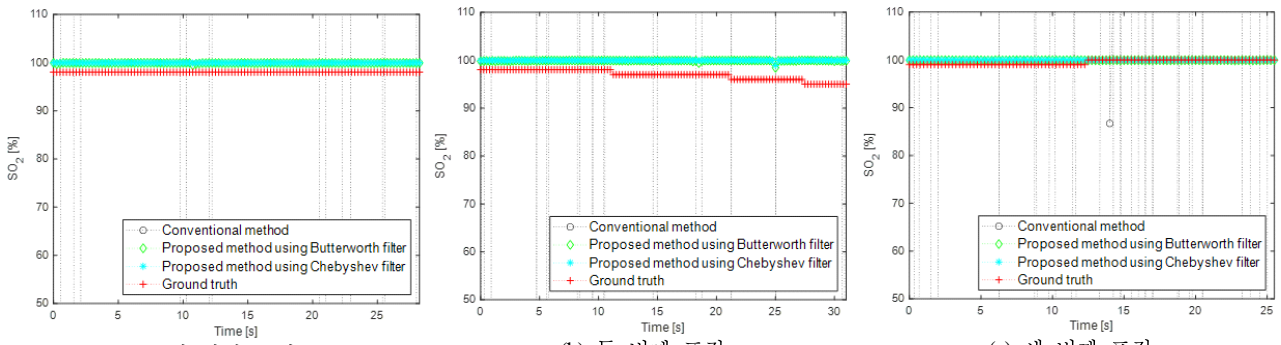


(h) 그림 9(b)의 위상 변화를 사용하여 추정된 호흡량 $\hat{V}_t(t)$
(h) Estimated $\hat{V}_t(t)$ by using phase modulations in Fig. 9(b)



(i) 그림 9(c)의 위상 변화를 사용하여 추정된 호흡량 $\hat{V}_t(t)$
(i) Estimated $\hat{V}_t(t)$ by using phase modulations in Fig. 9(c)

그림 9. 첫 번째 표적 측정 데이터의 제안된 전처리 과정 예시
Fig. 9. Example of proposed preprocessing procedure for measurements of the 1st target.



(a) 첫 번째 표적 (b) 두 번째 표적 (c) 세 번째 표적

(a) 1st target (b) 2nd target (c) 3rd target

그림 10. 그림 7(a)~그림 7(c)의 표적 3명에 대한 실시간 SO_2 추정 결과

Fig. 10. Experiment results of real time estimation of SO_2 for three targets in Fig. 7(a)~Fig. 7(c).

정한 후, 첫 번째 표적의 호흡량 $\hat{V}_t(t)$을 추정한 결과는 그림 9(g), (h) 및 (i)와 같다. 특히, SO_2 추정 모델에서 SO_2의 안정적인 추정을 위해서는 $\hat{V}_t(t)$의 안정적인 추정이 반드시 필요하다. 그림 9(i)의 결과와 같이, 제안된 전처리 과정을 통해 $\hat{V}_t(t)$의 안정적인 추정이 가능함을 확인할 수 있었다.

그림 7의 세 명의 표적들에 대한 실시간 SO_2 추정 결과 분석을 위하여, 약 50초 동안 측정된 위상 변화 궤적에서 25초의 프레임으로 서브 위상 변화 궤적을 추출한 후, 0.25초 간격으로 프레임을 천이하면서 실시간 SO_2를 추정하였다. 이때, SO_2의 추정 정확도를 검증하기 위하여 그림 8(b)의 실시간 접촉식 검증 도구에서 나타나는 SO_2를 카메라 센서로 인식하였다. 그 결과, 세 명의 표적들에 대한 실시간 SO_2의 추정 결과는 그림 10과 같이 나타났다. 일단, 정상적인 사람에 대한 접촉식 검증 도구의 실시간 SO_2는 대부분 98 % 근처로 나타났다. 특히, 의학 분야에서는 35 mmHg<PCO_2<45 mmHg 및 80 mmHg<PO_2<110 mmHg 범위를 정상적인 사람으로 판단하기 때문에, 정상적인 사람의 SO_2 또한 상대적으로 높은 95 %<SO_2<100 % 범위에서 나타난다. 이와 유사하게, 레이다 센서 및 제안된 기법을 통해 추정된 결과는 정상적인 산소포화도로 나타남을 확인할 수 있었다. 반면에, 기존 기법은 사람의 원하지 않는 움직임에 의해 왜곡이 심하게 발생함을 확인할 수 있었다. 하지만, 그림 10(b)와 같이 두 번째 표적의 실제 SO_2가 실시간 98 %에서 95 %로 조금씩 변화하는 경우, 레이다 센서로 추정된 결과가 이 변화 경향을 정확하게 따라 가지 못 함을 확인할 수 있었다. 따라서, 보다 정확한 SO_2 추정 성능 분석을 위해서는 생명윤리 및 안전에 관한 법률에 따라 다양한 환자들에 대한 레이다 측정 데이터 베이스가 필요할 것으로 판단된다.

Ⅴ. 결 론

본 논문에서는 기존기법[9],[10]보다 효율적이고 안정적인 비접촉식 SO_2 추정을 수행하기 위하여 1차원 위상 변화 궤적 활용 및 열잡음과 원하지 않는 사람 움직임 영향을 완화하기 위한 전처리 방식을 제안하였다. 제안된 기법을 검증하기 위한 시뮬레이션 및 실험 결과, 카메라 센서가 아닌 레이다 센서를 활용하여 사람의 SO_2 추정이 가능함을 확인할 수 있었다. 하지만, 여전히 여러 예측하기 어려운 미지 변수들이 존재하기 때문에, 의료 분야에서 레이다 센싱의 상용성을 보다 높이기 위하여 향후에는 딥러닝 알고리즘 및 다양한 레이다 측정 데이터 베이스를 활용하여 다양한 환경에서 실시간 변화하는 SO_2의 추정을 수행할 예정이다.

References

[1] T. Young, M. Palta, J. Dempsey, J. Skatrud, S. Weber, and S. Badr, "The occurrence of sleep-disordered breath-

ing among middle-aged adults," *The New England Journal of Medicine*, vol. 328, no. 17, pp. 1230-1235, Apr. 1993.

[2] 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.

[3] 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.

[4] L. Ren, L. Kong, F. Foroughian, H. Wang, P. Theilmann, and A. E. Fathy, "Comparison study of non-contact vital signs detection using a Doppler stepped-frequency continuous-wave radar and camera-based imaging photoplethysmography," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 65, no. 9, pp. 3519-3529, Sep. 2017.

[5] X. Sun, T. Wen, W. Chen, and B. Huang, "CCSpO_2Net: Camera-based contactless oxygen saturation measurement foundation model in clinical settings," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 73, p. 4005211, Mar. 2024.

[6] S. Dong, J. Lu, Y. Li, L. Ma, C. Gu, and J. F. Mao, "Accurate noncontact sleep apnea-hypopnea detection using a K-band biomedical radar," in *2023 Asia-Pacific Microwave Conference(APMC)*, Taipei, Dec. 2023.

[7] C. Bohr, K. Hasselbalch, and A. Krogh, "Ueber einen in biologischer beziehung wichtigen einfluss, den die kohlensäurespannung des blutes auf dessen sauerstoffbindung übt 1," *Skandinavisches Archiv für Physiologie*, vol. 16, no. 2, pp. 402-412, Jul. 1904.

[8] K. E. Barrett, S. M. Barman, S. Boitano, and H. L. Brooks, *Ganong's Review of Medical Physiology*, 23rd ed. New York, NY, McGraw-Hill, 2010.

[9] 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.

[10] 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*, Orlando, FL, pp. 16-20 Aug. 2016.

[11] 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.

[12] 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.

최 인 오 [국립부경대학교/조교수]

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

2012년 8월: 부경대학교 전자정보통신공학과 (공학사)
2014년 8월: 부경대학교 전자공학과 (공학석사)
2020년 2월: 포항공과대학교 전자전기공학과 (공학박사)
2019년 12월～2021년 2월: 국방과학연구소 선임연구원
2021년 3월～2024년 2월: 국립한국해양대학교 전자전기정보공학부 전자통신공학전공 조교수
2024년 3월～현재: 국립부경대학교 정보융합대학 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

윤 세 원 [국립부경대학교/박사과정]

https://orcid.org/0000-0003-0514-708X

2017년 2월: 부경대학교 전자공학과 (공학사)
2019년 2월: 부경대학교 전자공학과 (공학석사)
2021년 3월～현재: 부경대학교 전자공학과 박사과정
[주 관심분야] 레이다표적인식, 레이다 영상, 레이다 신호처리

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] 레이다 휴먼 걸음걸이 딥러닝 인식, 비접촉식 생체 신호 센싱, 레이다 산소포화도 탐지

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 (공박사)
2012년～2013년: University of Texas at Dallas, 전기공학과 박사후연수
2001년 3월～현재: 한국전자통신연구원 책임연구원
[주 관심분야] mmWave/RF/Analog 집적회로, 레이다 RoC/SiP 설계

구 본 태 [한국전자통신연구원/그룹장]

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

1991년 2월: 고려대학교 전자공학과 (공학석사)
1993년 2월: 현대전기 시스템 반도체부 연구원
1995년 2월: HEA, 산호세, 미국
1997년 2월: TVCOM, 샌디에고, 미국
1998년 2월: 동부전기 시스템 반도체 연구실 그룹장
1999년 2월~현재: 한국전자통신연구원 책임연구원
2016년 2월~현재: 한국전자통신연구원 RF 연구부 그룹장
[주 관심분야] 반도체 설계, SoC, LTE 모뎀, T-DMB 수신기 설계, MPEG4 칩설계, 초고주파 인공지능 레이다 등

김 영 민 [(주)불스아이/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: ㈜불스아이 상무
[주 관심분야] 레이다 신호처리, 위치 추적, 신호 변환, 임베디드 시스템

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, 레이다 신호처리 등

박 상 홍 [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 전자공학과 정교수
[주 관심분야] 이중대역 레이다자원관리, 미세도플러 분석, 풍력단지 EMI/EMC 분석, 레이다표적인식, 레이다영상, 레이다 신호처리 등