

## IR-UWB 레이더 기반의 무호흡 검출 및 호흡수 측정

### Apnea Detection and Respiration Rate Estimation Using IR-UWB Radar Signals

고 인 창 · 박 형 철\*

Inchang Ko · Hyung Chul Park\*

#### 요 약

본 논문에서는 IR-UWB 레이더 신호를 이용하여 무호흡 검출과 호흡수를 측정할 수 있는 방법을 제안한다. 제안한 방법에서는 무호흡 검출과 호흡수 측정을 동시에 지원하기 위해서 레이더 신호의 크기, 도래시간 및 선택된 주파수 대역에서의 전력 정보를 이용한다. 하드웨어 실험을 통해서 제안한 방법을 사용하여 정확한 호흡수 측정이 가능함을 보인다. 또한, 제안한 방법을 사용하여 무호흡과 호흡의 선택비가 최소 50 dB 이상이 됨을 보인다.

#### Abstract

This paper presents a novel apnea detection and respiration rate estimation method using impulse-radio ultra-wideband (IR-UWB) radar. The proposed method utilizes amplitude, time of arrival, and power in the selected band. The experimental results show that respiration rate can be estimated accurately using proposed method. And, it is shown that the selectivity between apnea and respiration can be improved more than 50 dB using the proposed method.

Key words: IR-UWB, Apnea, Time of Arrival, Respiration Rate

#### I. 서 론

생체 신호의 관찰 및 측정은 환자 모니터링, 응급 대처, 인명 구조 등에 매우 유용하게 사용할 수 있다. 특히, 무호흡(apnea) 증상을 방치할 경우, 고혈압, 뇌졸중, 부정맥 등을 유발할 수 있는 가능성이 있다<sup>[1]~[3]</sup>. 호흡수와 무호흡 검출을 위해서는 심전도(Electrocardiogram: ECG)<sup>[4]~[6]</sup>, 마이크<sup>[7]</sup>, 그리고 레이더<sup>[8]~[16]</sup> 등의 장비를 사용한다. ECG를 이용하는 방법은 환자의 몸에 센서를 접촉하는 방식이기 때문에, 위생적인 측면이나 피부 자극적인 면에서

문제가 있을 수 있다. 마이크를 이용하는 방식은 마이크를 환자 아주 가까이 설치하거나, 최적의 위치에 두었을 때에만 성능의 극대화가 가능하다. 레이더를 이용하는 방식은 microwave(Doppler) 신호<sup>[8],[9]</sup> 또는 초광대역(Impulse-Radio Ultra-Wideband: IR-UWB) 신호<sup>[10]~[16]</sup>를 사용하므로 비접촉 방식이라는 장점이 있다. IR-UWB 신호가 microwave 신호에 비해서 광대역이라서 간섭에 강인한 장점이 있다. 또한, IR-UWB 신호가 1 cm 이하의 초정밀 거리 분해능 특성이 있어서 대상체의 미세한 움직임도 검출할 수 있는 장점이 있다.

「이 연구는 서울과학기술대학교 교내 학술연구비 지원으로 수행되었습니다.」

서울과학기술대학교 바이오IT소재 융합 협동과정 (Dept. of Interdisciplinary Bio IT Materials, Seoul National University of Science and Technology)

\*서울과학기술대학교 전자IT미디어공학과 (Dept. of Electronic and IT Media Engineering, Seoul National University of Science and Technology)

· Manuscript received August 14, 2017 ; Revised October, 16, 2017 ; Accepted October, 18, 2017. (ID No. 20170814-081)

· Corresponding Author: Hyung Chul Park (e-mail: hcpark@seoultech.ac.kr)

기준에 IR-UWB 신호를 이용하여 무호흡 및 호흡수를 측정하기 위한 여러 가지 방법이 연구되었다<sup>[10]~[16]</sup>. 대부분은 신호의 크기를 이용하여 호흡수<sup>[10],[11]</sup>, 무호흡<sup>[12],[13]</sup>, 호흡수와 무호흡 모두<sup>[14],[15]</sup>를 측정하였다). 참고문헌 [12]에서는 상호 상관 기법을 이용한 무호흡 검출 방법을 제안하였다. 그런데, 송신 안테나와 수신 안테나가 각각 2개씩 필요하여 시스템이 복잡하고 비싸다는 단점이 있다. 참고문헌 [13]은 머신 러닝 기법을 활용하기 위해서 추가적인 센서가 필요하다고 기술하였다. 한편, IR-UWB 신호의 도래시간 (Time of Arrival: ToA)을 이용하여 호흡수를 측정하는 연구도 있다<sup>[16]</sup>.

본 논문에서는 IR-UWB 레이다 신호를 이용하여 무호흡 검출과 호흡수를 측정할 수 있는 새로운 방법을 제안한다. 제안한 방법에서는 무호흡 검출과 호흡수 측정을 동시에 지원하기 위해서 레이다 신호의 크기, 도래시간 및 선택된 주파수 대역에서의 전력 정보를 이용한다. 2장에서는 제안한 방법을 기술한다. 3장에서는 측정 결과 및 분석을 기술한다. 마지막으로 4장에서 결론을 맺는다.

## II. Amplitude-, ToA-, and Power in the Selected Band- based Apnea Detection and Respiration Rate Estimation

식 (1)은  $t=t_0$ 에 송신한 impulse의 수신 신호에서 최대값을 나타낸다.

$$r_{\max}(t_0) = \text{Max}\{r(t_0, \tau), 0 < \tau < \tau_R\} \quad (1)$$

식 (1)에서  $\tau$ 는 고속 시간 인자로서 하나의 송신 impulse에 대한 수신 신호의 시간에 사용된다. 앞에서 기술한 바와 같이, 호흡에 의해서 반사된 IR-UWB 신호의 크기가 바뀌므로, 연속적으로 송신한 impulse에 대해서  $r_{\max}(t)$ 를 관찰하면 호흡 관련 정보를 추출할 수 있다<sup>[14]</sup>. 한 가지 더 주목해야 할 것은  $r_{\max}(t)$ 가 수신되는 고속 시간 인자로서, 호흡에 의해서 특성 임피던스가 바뀔 뿐만 아니라, ToA도 변한다. 참고문헌 [16]에서는 고정된 고속 시간 인자 ( $\tau = \tau_s$ )에서의 수신 신호인  $r(t, \tau_s)$ 에 대한

Fourier 변환 결과가 식 (2)와 같이 표현됨을 보였다.

$$\begin{aligned} F\{r(t, \tau_s)\} &= R(f, \tau_s) \\ &= \alpha_b \sum_{\substack{k=-\infty, \\ k \neq 0}}^{\infty} \delta(f + kf_r) G_k(2\pi\tau_d) \\ &\quad + (\alpha_b G_0(2\pi\tau_d) - r_0(\tau)) \delta(f) \end{aligned} \quad (2)$$

식 (2)에서  $\alpha_b$ 는 인체에 의해서 반사된 신호의 크기이다.  $f_r$ 은 호흡수이며,  $r_0(\tau)$ 는 시간  $t$ 에 대한 관찰시간 동안 고정된 고속 시간 인자( $\tau = \tau_s$ )에서 측정된 IR-UWB pulse 신호의 평균이다.  $\tau_d$ 는 시간  $t$ 에 대한 관찰시간 동안 측정된 ToA의 최대 편이다. 그리고,  $G_k(2\pi\tau_d)$ 는 식 (3)과 같다.

$$G_k(2\pi\tau_d) = \int_{-\infty}^{\infty} J_k(2\pi\tau_d\nu) P(\nu) d\nu \quad (3)$$

식 (3)에서  $J_k(x)$ 는 k-차 제1종 베셀 함수(Bessel function of the first kind)이다. 식 (2)를 통해서 수신 신호 전력의 상당 부분이 호흡수 및 호흡수의 정수배에 해당하는 주파수 영역에 있음을 보인다. 그러므로, ToA 정보를 이용하여 호흡수를 측정할 수 있다. 그림 1과 그림 2는 인체의 측면 50 cm 거리에 IR-UWB 레이다가 위치한 환경에서의  $r_{\max}(t)$ 와  $r(t, \tau_s)$  및 각각의 푸리에 변환을 보여준다. 그림에서 보는 바와 같이, 주파수 특성이 신호의 크기와 시간이라는 특성에 의해서 차이가 있음을 알 수 있다. 그러므로  $r_{\max}(t)$ 와  $r(t, \tau_s)$ 는 서로 대역통과필터(Band-pass Filter: BPF)로 기능할 수 있다. 대역통과필터링은  $r_{\max}(t)$ 와  $r(t, \tau_s)$ 의 컨볼루션으로 이루어진다.

한편, 그림 1에서 100~130 초 구간에서 무호흡이 발생한다. 무호흡에 의해서 폐가 움직이지 않으므로 다른 구간의 호흡과 비교하면 DC 성분이 많음을 알 수 있다. 그런데, 그림 1과 그림 2에서 알 수 있듯이  $r_{\max}(t)$ 와  $r(t, \tau_s)$  신호가 DC 성분을 포함하고 있다. 그러므로 DC 성분의 크기로 무호흡을 판별하는 것은 매우 어렵다. 이것은 그림 3을 통해서 알 수 있다. 그림 3은 그림 1에서 보인 1초

1) 호흡에 의해서 인체의 특성 임피던스가 바뀌므로 반사된 IR-UWB 신호의 크기가 바뀐다.

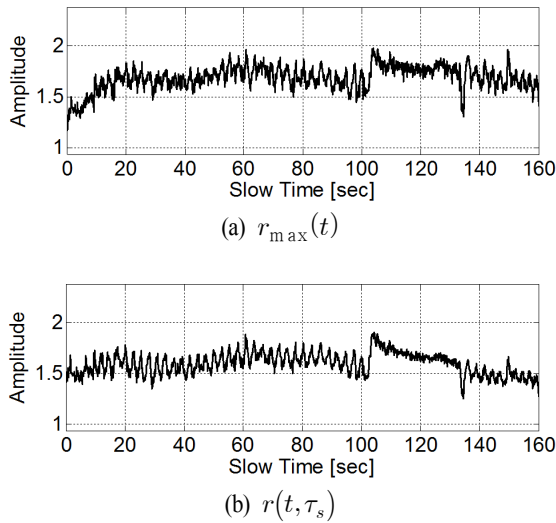


그림 1. IR-UWB 반사 신호의 측정결과  
Fig. 1. Measured reflected IR-UWB signals.

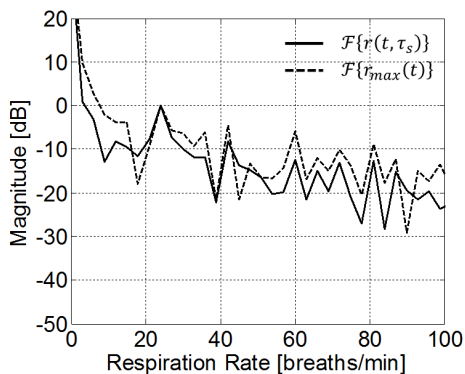


그림 2. IR-UWB 반사 신호의 전력 스펙트럼  
Fig. 2. Power spectrum of reflected IR-UWB signals.

단위의 새로운 신호를 포함한 20초 동안의  $r_{max}(t)$ 와  $r(t, \tau_s)$  신호의 컨볼루션 신호에 대한 전력 스펙트럼을 보여준다.2,3) 그림 2에서 보인 바와 같이, 0~140 초 사이의 대부분의 시간동안 호흡수 분당 20여 회 부근에 전력이 크게 분포하는 것을 알 수 있다. 또한 호흡수 0에 가까운 DC 성분에도 큰 주파수 성분이 있음을 알 수 있다. 그

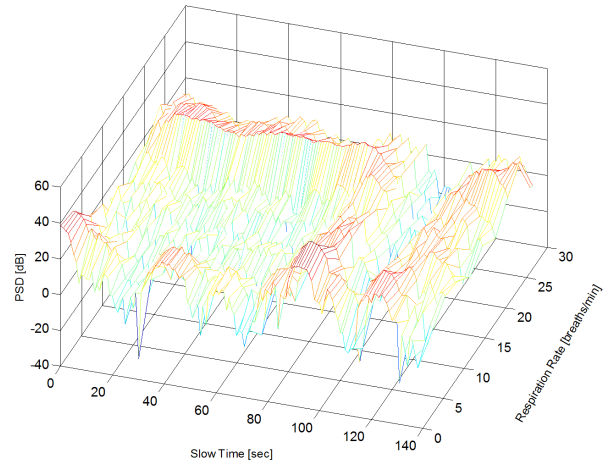


그림 3. 제안한 방법을 이용한 시간-주파수 그래프  
Fig. 3. Time-frequency plot for proposed method.

런데, 100~130 초 부근의 무호흡 구간을 보면, 무호흡 이전의 호흡수 부근의 전력이 매우 작음을 알 수 있다. 무호흡 상태에서는 폐가 움직이지 않으므로 인체의 특성 임피던스가 거의 변하지 않는다. 또한, 폐의 움직임이 없으므로 ToA 또한 거의 변하지 않는다. 그래서, DC 부근 주파수 성분을 제외하고는 다른 주파수의 전력이 크게 감소된다. 그러므로, 무호흡 이전의 호흡수 부근의 주파수 대역의 전력을 관찰함으로써 무호흡을 검출할 수 있다.

### III. 실험 및 결과

그림 4는 그림 3에서 40초, 60초, 80초에서의 전력 스펙트럼을 보여준다. 제안한  $r_{max}(t)$ 와  $r(t, \tau_s)$ 의 컨볼루션을 통해서 약 분당 21회의 호흡수가 검출됨을 알 수 있다. 또한, DC 영역을 제외하고는 호흡수 부근의 전력이 다른 주파수 대역에 비해서 최소 20 dB이상의 차이를 보임을 알 수 있다. 그림 5는 그림 3에서 호흡수 구간에서 추정된 호흡수 부근에서의 전력을 보여준다. 무호흡 구간인 110초 부근에서는 무호흡과 호흡의 선택비가 약 60 dB 이상임을 알 수 있다. 그림 6은 인체의 정면 70 cm 거리에 IR-UWB

2) 참고문헌 [13] 등에서 무호흡은 10초 이상 호흡이 없는 상태로 정의가 된다. 본 논문에서 정확한 호흡수의 추정까지 고려하여 푸리에 변환을 위한 입력 신호 구간을 20초로 한다.  
3) 성인이 쉬는 상태일 때에는 일반적으로 분당 호흡수가 16~20 회 정도이다. 무호흡을 관찰하는 수면 중 신체활동성이 쉬는 상태와 유사하므로 수면 중 분당 호흡수 또한 16~20 회 정도이다. 이에 분당 호흡수 0~30회를 관찰 범위로 하여 무호흡 현상을 검출할 수 있다.

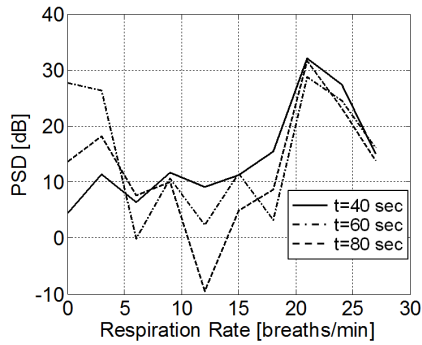


그림 4. 제안한 방법을 이용한 관찰 시간에 대한 전력 스펙트럼

Fig. 4. Power spectrum using proposed method.

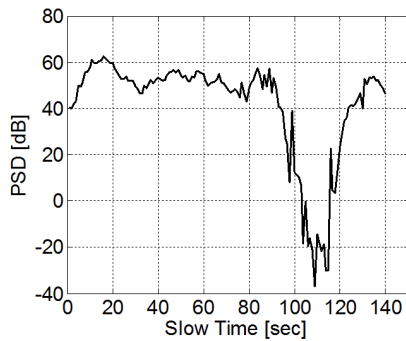
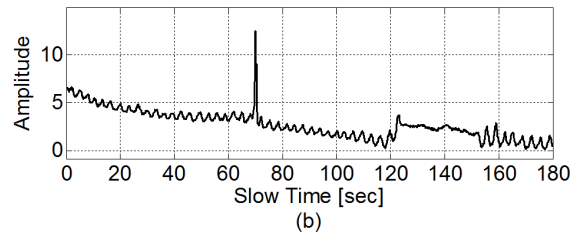
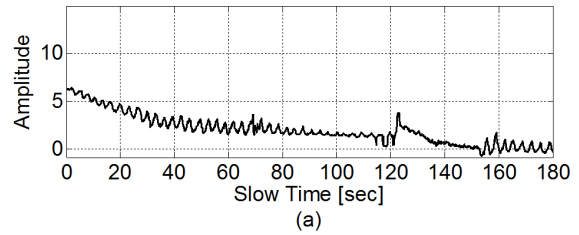
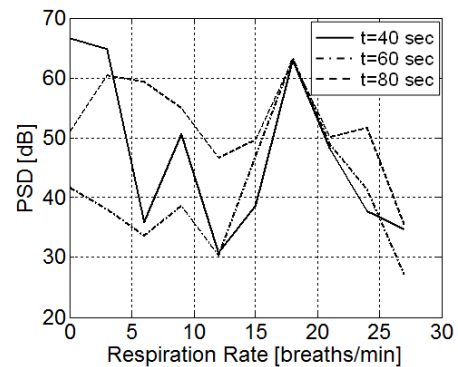


그림 5. 시간에 따른 선택된 주파수 대역의 전력 변화  
Fig. 5. Temporal plot of power in the selected band.

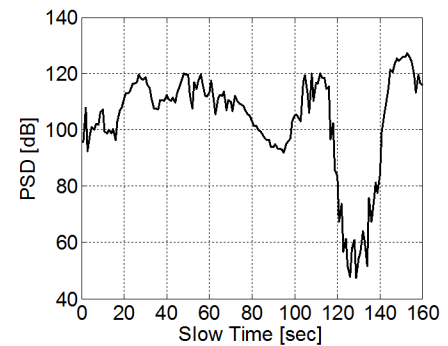
레이더가 위치한 환경에서의 측정 결과를 보여준다. 그림 6(b)에서 호흡수 부근의 전력이 다른 주파수 대역에 비해서 최소 20 dB 이상의 차이를 보임을 알 수 있다. 그리고, 그림 6(c)에서 무호흡 구간인 110초 부근에서는 무호흡과 호흡의 선택비가 약 60 dB 이상임을 알 수 있다. 그림 7은 인체의 후면 50 cm 거리에 IR-UWB 레이더가 위치한 환경에서의 측정 결과를 보여준다. 그림 7(b)에서 호흡수 부근의 전력이 다른 주파수 대역에 비해서 최소 20 dB 이상의 차이를 보임을 알 수 있다. 다만, 80초 부근에서 호흡 신호 크기가 작아서 차이가 약 15 dB 정도로 감소한다. 그리고, 그림 7(c)에서 무호흡 구간인 130초 부근에서는 무호흡과 호흡의 선택비가 약 50 dB 이상임을 알 수 있다. 그림 8은 인체의 정면 50 cm 거리에 IR-UWB 레이더가 위치한 환경에서의 측정 결과를 보여준다. 그림 8(b)에



(a) 반사 수신된 IR-UWB 신호의 측정 결과  
(a) Measured reflected IR-UWB signals

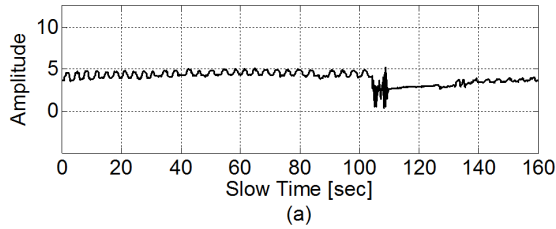


(b) 제안한 방법을 이용한 전력 스펙트럼  
(b) Power spectrum using proposed method

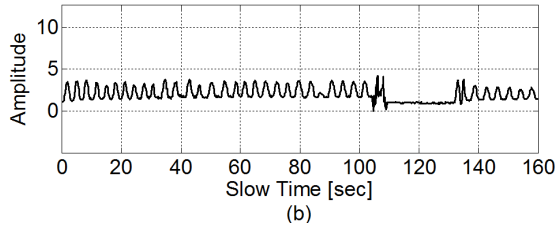


(c) 선택된 주파수 영역 전력의 시간적 도표  
(c) Temporal plot of power in the selected band

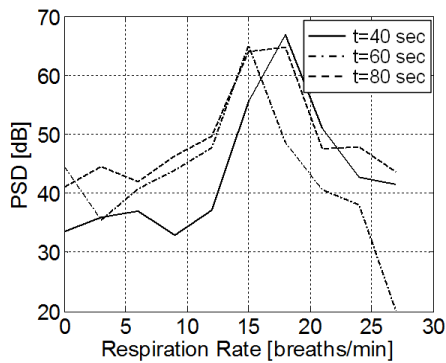
그림 6. 인체 정면에 레이더가 있는 환경에서의 측정 결과  
Fig. 6. Measurement results in the environment where radar is located in the front side of body.



(a) 반사 수신된 IR-UWB 신호의 측정 결과  
(a) Measured reflected IR-UWB signals

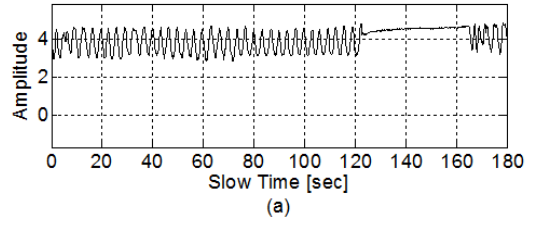


(b) 제안한 방법을 이용한 전력 스펙트럼  
(b) Power spectrum using proposed method

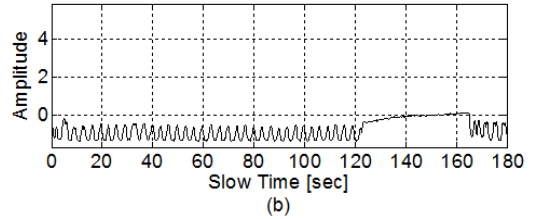


(c) 선택된 주파수 영역 전력의 시간적 도표  
(c) Temporal plot of power in the selected band

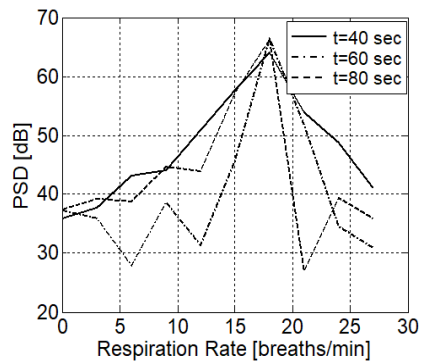
그림 7. 인체 후면에 레이더가 있는 환경에서의 측정 결과  
Fig. 7. Measurement results in the environment where radar is located in the back side of body.



(a) 반사 수신된 IR-UWB 신호의 측정 결과  
(a) Measured reflected IR-UWB signals

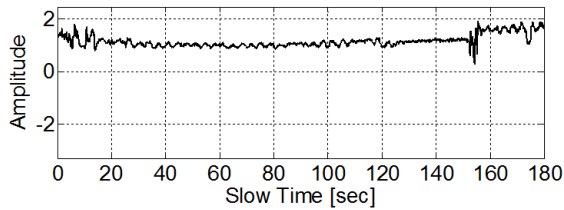


(b) 제안한 방법을 이용한 전력 스펙트럼  
(b) Power spectrum using proposed method

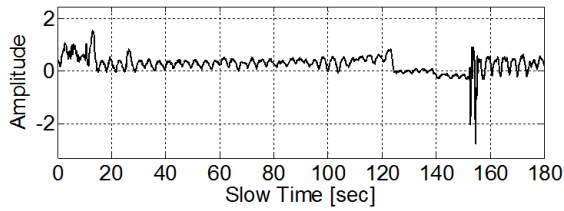


(c) 선택된 주파수 영역 전력의 시간적 도표  
(c) Temporal plot of power in the selected band

그림 8. 인체 정면에 레이더가 있는 환경에서의 측정 결과  
Fig. 8. Measurement results in the environment where radar is located in the front side of body.

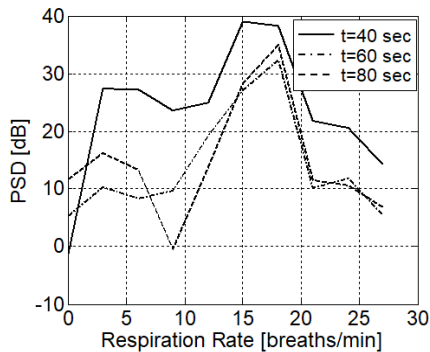


(a)

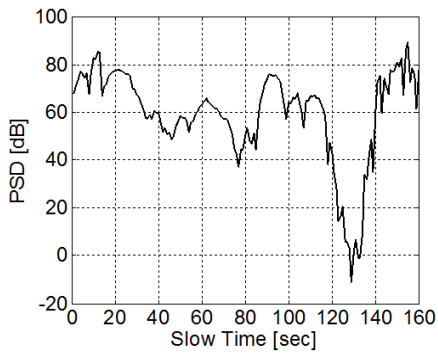


(b)

(a) 반사 수신된 IR-UWB 신호의 측정 결과  
(a) Measured reflected IR-UWB signals



(b) 제안한 방법을 이용한 전력 스펙트럼  
(b) Power spectrum using proposed method



(c) 선택된 주파수 영역 전력의 시간적 도표  
(c) Temporal plot of power in the selected band

그림 9. 인체 정면에 레이더가 있는 환경에서의 측정 결과  
Fig. 9. Measurement results in the environment where radar is located in the front side of body.

서 호흡수 부근의 전력이 다른 주파수 대역에 비해서 최소 20 dB 이상의 차이를 보임을 알 수 있다. 그리고, 그림 8(c)에서 무호흡 구간인 140초 부근에서는 무호흡과 호흡의 선택비가 약 110 dB 이상임을 알 수 있다. 그림 7과 비교해서, 동일한 거리에서는 인체 정면에서의 선택비가 인체 후면에서의 선택비에 비해서 매우 큼을 알 수 있다. 그림 9는 120 cm 거리에 IR-UWB 레이더가 위치한 환경에서의 측정 결과를 보여준다. 레이더와 인체의 거리가 멀어져서 수신 신호의 감쇄가 큼을 그림 9(a)에서 확인할 수 있다. 이로 인해서 그림 9(b)에서 호흡수 부근의 전력이 다른 주파수 대역에 비해서 최소 15 dB 이상으로 다소 감소한다. 그리고, 그림 9(c)에서 무호흡 구간인 130초 부근에서는 무호흡과 호흡의 선택비가 약 40 dB 이상으로 다소 감소한다. 그럼에도 불구하고 여전히 호흡과 무호흡은 충분히 구분 가능하다.

#### IV. 결 론

본 논문은 IR-UWB 레이더 수신 신호의 크기, 도래 시간 및 선택된 주파수 대역에서의 전력 정보를 이용하여 무호흡 검출과 호흡수를 측정할 수 있는 방법을 제안했다. 제안한 방법에서는 호흡에 의한 특성 임피던스가 바뀌어서 수신 신호의 크기가 변한다는 특성과 ToA가 변하는 특성을 이용하였다. 한편, 무호흡 구간에서는 추정된 호흡수 부근 주파수 영역의 전력이 크게 감소한다는 특성을 이용하여 무호흡을 검출하였다. 하드웨어 실험을 통해서, 레이더와 인체와의 거리가 70 cm 이내인 환경에서는 제안한 방법을 사용하여 호흡수 부근의 전력이 다른 주파수 대역에 비해서 최소 20 dB 이상의 차이가 있음을 보였다. 또한, 제안한 방법을 사용하여 무호흡과 호흡의 선택비가 최소 50 dB 이상이 됨을 보였다.

#### References

[1] Richard B. Berry, Rohit Budhiraja, Daniel J. Gottlieb, David Gozal, Conrad Iber, Vishesh K. Kapur, Carole L. Marcus, Reena Mehra, Sairam Parthasarathy, Stuart F. Quan, Susan Redline, Kingman P. Strohl, Sally L. Davidson Ward, and Michelle M. Tangredi., "Rules for scoring

- respiratory events in sleep: Update of the 2007 AASM manual for the scoring of sleep and associated events", *J. Clin. Sleep Med*, vol. 8, no. 5, pp. 597-619, 2012.
- [2] G. T. O'Connor, B. Caffo, A. B. Newman, S. F. Quan, D. M. Rapoport, S. Redline, H. E. Resnick, J. Samet, and E. Shahar, "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, 2009.
- [3] D. J. Gottlieb, G. Yenokyan, A. B. Newman, G. T. O'Connor, N. M. Punjabi, S. F. Quan, S. Redline, H. E. Resnick, E. K. Tong, M. Diener-West, and E. Shahar, "Prospective study of obstructive sleep apnea and incident coronary heart disease and heart failure the sleep heart health study", *Circulation*, vol. 122, no. 4, pp. 352-360, 2010.
- [4] R. Ruangsuwana, G. Velikic, and M. Bocko, "Methods to extract respiration information from ECG signals", *Proc. IEEE Int. Conf. Acoust. Speech Signal Process*, pp. 570-573, Mar. 2010.
- [5] P. De Chazal, C. Heneghan, E. Sheridan, R. Reilly, P. Nolan, and M. O'Malley, "Automated processing of the single-lead electrocardiogram for the detection of obstructive sleep apnea", *IEEE Trans. on Bio. Eng.*, vol. 50, no. 6, pp. 686-696, 2003.
- [6] A. H. Khandoker, M. Palaniswami, and C. K. Karmakar, "Support vector machines for automated recognition of obstructive sleep apnea syndrome from ecg recordings", *IEEE Trans. on Information Tech. in Biomedicine*, vol. 13, no. 1, pp. 37-48, 2009.
- [7] D. Pevernagie, R. M. Aarts, and M. De Meyer, "The acoustics of snoring", *Sleep Medicine Reviews*, vol. 14, no. 2, pp. 131-144, 2010.
- [8] M. Kagawa, K. Ueki, H. Tojima, and T. Matsui, "Non-contact screening system with two microwave radars for the diagnosis of sleep apneahypopnea syndrome", *Proc. 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 2052-2055, Jul. 2013.
- [9] Y. S. Lee, P. Pathirana, C. Steinfort, and T. Caelli, "Monitoring and analysis of respiratory patterns using microwave Doppler radar", *IEEE J. of Trans. Eng. in Health and Medicine*, vol. 2, pp. 1-12, 2014.
- [10] J.-M. Kang, D.-W. Lim, J.-H. Lee, C. In, H.-M. Kim, S.-C. Woo, and C. Kim, "Reliable estimation of respiration rate using UWB impulse radar", *Proc. 2013 Asia-Pacific Microwave Conf.*, pp. 997-999, Nov. 2013.
- [11] S. Wu, S. Yao, W. Liu, K. Tan, Z. Xia, S. Meng, J. Chen, G. Fang, and H. Yin, "Study on a novel UWB linear array human respiration model and detection method", *IEEE J. Sel. Topics Appl. Earth Observ. Remote Sens.*, vol. 9, no. 1, pp. 125-140, Jan. 2016.
- [12] G. Fedele, E. Pittella, S. Pisa, M. Cavagnaro, R. Canali, M. Biagi, "Sleep-apnea detection with UWB active sensors", *Proc. IEEE Int. Conf. on Ultra-Wideband*, pp. 1-5, Oct. 2015.
- [13] A. Q. Javaid, C. M. Noble, R. Rosenberg, and M. A. Weitnauer, "Towards sleep apnea screening with an under-the-mattress IR-UWB radar using machine learning", *Proc. IEEE Int. Conf. on Machine Learning and Applications*, pp. 837-842, Dec. 2015.
- [14] R. Zetik, J. Sachs, and R. S. Thoma, "UWB short-range radar sensing", *IEEE Instru. Meas. Mag.*, vol. 10, no. 2, pp. 39-45, Apr. 2007.
- [15] D. Zito, D. Pepe, M. Mincica, F. Zito, A. Tognetti, A. Lanata, and D. De Rossi, "SoC CMOS UWB pulse radar sensor for contactless respiratory rate monitoring", *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 5, no. 6, pp. 503-510, Dec. 2011.
- [16] S. Venkatesh, C. R. Anderson, N. V. Rivera, and R. M. Buehrer, "Implementation and analysis of respiration-rate estimation using impulse-based UWB", *Proc. IEEE Military Communications Conference (MILCOM)*, pp. 3314-3320, Oct. 2005.

고 인 창



2012년 2월: 서울과학기술대학교 전자IT  
미디어공학과 (공학사)  
2014년 2월: 서울과학기술대학교 전자정  
보공학과 (공학석사)  
2014년 3월~현재: 서울과학기술대학교  
바이오IT소재 융합 협동과정 박사과정  
[주 관심분야] 무선 통신 및 레이다 시스

템 디지털 회로 설계

박 형 철



1996년 2월: 한국과학기술원 전기 및 전자  
공학과 (공학사)  
1998년 2월: 한국과학기술원 전기 및 전자  
공학과 (공학석사)  
2003년 2월: 한국과학기술원 전자전산학  
과 (공학박사)  
2003년 2월~2005년 2월: 하이닉스반도체

SoC 설계팀 선임연구원

2005년 3월~2010년 2월: 한밭대학교 정보통신컴퓨터공학부 전  
임강사/조교수

2010년 3월~현재: 서울과학기술대학교 전자IT미디어공학과 조  
교수/부교수

[주 관심분야] 무선 통신 VLSI 설계