

## 영아 돌연사 방지를 위한 비접촉 방식의 가정용 영아 호흡 감시 시스템 개발

허일강 · 명현석 · 이경중

연세대학교 의공학과

### Development of Non-contact Home Monitoring System for Infant Respiration to Prevent SIDS

Il-Kang Heo, Hyoun-Seok Myoung and Kyoung-Joung Lee

Department of Biomedical Engineering, Yonsei University

(Manuscript received 19 March 2015; revised 17 April 2015; accepted 20 April 2015)

**Abstract:** Sudden infant death syndrome(SIDS) continues to be general cause of infant death. Also, apnea is supposed to be one of the main risk factor of SIDS. Therefore, Infant's respiratory monitoring and real-time apnea detection is very important to prevent SIDS. In this study, we proposed a non-contact home monitoring system for infant's respiration using Doppler radar in order to prevent SIDS. The respiration data were acquired from a commercialized baby simulator(Simbaby™) using a Doppler radar. To evaluate a performance of the proposed system, the simulator was placed in a supine and prone position and the chest belt was used simultaneously as a reference signal. As a result, correlation coefficients between respiration rates of Doppler radar and the chest belt in each position were  $0.95(p < 0.001)$  and  $0.98(p < 0.001)$ , respectively. The averages of difference were  $-0.29 \pm 5.21$ (mean  $\pm$  1.96-standard deviation) in supine and  $-0.12 \pm 3.05$  in prone from Bland-Altman analysis. The results indicated an excellent performance in detecting apnea with a sensitivity of 100% and a positive predictive value of 100% in each posture respectively. These results demonstrated that a proposed Doppler radar system is suitable for non-contact respiratory monitoring in order to prevent SIDS of infant.

**Key words:** Sudden Infant Death Syndrome(SIDS), Non-contact, Respiration monitoring, Doppler radar, Apnea

#### 1. 서 론

영아 돌연사 증후군(Sudden Infant Death Syndrome, SIDS)이란 자세한 병력이나 부검소견 등으로 설명되지 않는 12개월 미만 영아의 갑작스러운 죽음을 말한다[1]. 미국 통계에 의하면 영아의 돌연사는 연간 2,100건 정도로 발생하여 영아 사망 원인 중 세 번째를 차지한다고 알려졌으며

[2], 영아 돌연사 증후군은 생후 6개월 미만의 영아에서 95%가 발생한다고 한다[3]. 영아 돌연사 증후군의 위험 인자로는 엎드려 누운 수면 자세, 폭신한 침구류, 보호자와의 동숙, 모유 수유 부족 등의 환경적인 요인들과도 연관이 있다고 알려졌으며[4-5], 그중 바로 누운 자세(Supine)보다 엎드려 누운 자세(Prone)에서 발생 빈도가 3배 이상 높다고 보고되고 있다[6-9]. 미국 소아과학회에서는 영아를 엎드려 재우지 말 것을 권유하고 1994년부터 “바로 누워 재우기(Back to Sleep)” 캠페인을 하였으며, 그 결과 영아 돌연사 증후군의 발생 빈도가 약 44% 이상 감소한 것으로 나타났다[10]. 현재까지도 엎드려 누운 수면 자세는 영아 돌연사 증후군의 주 위험 인자로 주목받고 있다.

이러한 영아 돌연사 증후군을 사전에 방지하기 위하여 영아의 건강 상태를 감시하는 것에 대한 중요성도 함께 주목

Corresponding Author : Kyoung-Joung Lee  
Department of Biomedical Engineering, Yonsei University,  
Heungeop, Wonju, Kangwon-do 220-710, Korea  
TEL: +82-33-760-2433 / FAX: +82-33-763-1953  
E-mail: lkj5809@yonsei.ac.kr

이 연구는 산업통상자원부 제품안전기술기반 조성사업(10046465, 영아의 돌연사 방지용 도플러 레이더 센서를 이용한 실시간 무선 원격 베이비 모니터링 시스템 개발) 과제의 지원을 받아 수행하였음.

받고 있다. 영아의 건강 상태를 평가하기 위한 여러 가지 요소 중 호흡 신호는 매우 중요한 생체 정보이며, 그중 영아의 수면 무호흡(Sleep apnea)이란 수면 중 호흡이 정지되는 특징을 갖는 수면 장애로 영아 돌연사의 위험 요소 중 하나로 알려졌다[11]. 따라서 영아의 호흡 감시와 실시간 무호흡 검출은 병원에서는 물론 가정에서도 영아의 돌연사 방지와 초기 질병 인지에 중요한 역할을 하므로 영아의 호흡을 감시하는 연구들이 다양하게 진행 되었다[12-18].

영아의 호흡을 감시하는 기존의 연구들은 영아의 신체에 직접 센서를 부착하는 접촉식 방법들로 마이크로폰[12], 온도 센서[13], 스트레인-게이지[14], 가속도계[15] 등을 이용한 연구들이 있지만 이러한 방법들은 영아에게 피부 자극 및 수면 방해로 유발할 수 있고 구속감을 주며 측정 자세에 따른 한계가 존재하는 경우가 있다. 따라서 기존의 접촉식 방법들을 대체 할 수 있는 비접촉, 무구속 방식으로 영아의 호흡을 감시하는 방법이 필요하며 이에 대한 연구들 또한 진행되어왔다. 그 예로는, 도플러 레이더[16], 적외선 체열 감지기[17], 이산화탄소 센서[18] 등을 이용한 연구들이 있으며 이러한 비접촉 방법들은 피부 자극 또는 다른 위험요소들의 발생 가능성을 피할 수 있을 뿐만 아니라 영아에게 구속감을 주지 않는다는 장점이 있다. 하지만 가정용으로 상용화할 수 있는 측면에서 적외선 체열 감지기나 이산화탄소 센서를 이용한 방법은 시스템의 부피가 크고 상대적으로 비용이 많이 드는 편이며 주변 온도 및 습도의 영향을 많이 받아 호흡 측정의 정확도와 재현성이 떨어진다는 한계점이 있다. 반면, 도플러 레이더 분야는 최근 반도체, RF, 통신 기술의 발달로 소형화 제작과 비용이 저렴해지면서 가정용 시스템으로 상용화하기에 유리한 측면을 보이고 있다. 그러나 이처럼 다양한 방법들을 이용하여 영아의 호흡을 감시하기 위한 연구들이 진행되었지만 영아 돌연사 방지라는 근본적인 목적을 위해서는 영아 돌연사의 주 위험요소인 엎드려 누운 자세와 무호흡 검출에 초점을 맞춘 연구가 필요한 실정이다. 따라서 본 논문에서는 도플러 레이더 시스템을 이

용하여 비접촉 방식으로 영아의 무호흡을 검출할 수 있는 영아 호흡 감시 시스템을 제안하였으며, 이를 평가하기 위한 실험 프로토콜을 고안하여 기존의 접촉식 호흡 벨트와 비교 평가함으로써 제안한 시스템의 영아 돌연사 방지 가능성과 향후 연구 방향을 제시하였다.

## II. 연구 방법

### 1. 도플러 레이더 시스템

본 논문에서 제안하는 도플러 레이더 시스템은 그림 1에 나타낸 것처럼 도플러 레이더 센서부, 호흡 신호 추출을 위한 아날로그 전처리부 그리고 ADC 및 통신을 위한 디지털 부로 구성된다. 도플러 레이더 센서부는 연속 정현파(Continuous wave)타입의 도플러 레이더 센서(RMS-T10X, RFEngine, 대한민국)를 사용하였으며 센서의 동작 주파수 대역은 license-free 대역으로 사용되고 있는 10.525 GHz로 동작한다. 센서의 방위각(Azimuth)과 고도각(Elevation)은 각각 70°, 30°로 호흡으로 인한 흉복부의 움직임을 감지하기에 충분한 방사 범위를 가진다. 센서의 유효 등방성 방사 전력(EIRP)은 최대 25 mW로 휴대전화의 경우인 2,000 mW와 비교하였을 때 상당히 작은 수치이며, 국제 비전리 방사선 안전 규격에 만족하는 값이다[19]. 아날로그 전처리부는 레이더 출력 신호로부터 호흡 신호를 추출하기 위해 0.1-2.1 Hz의 대역통과 필터와 증폭부 그리고 오프셋(Offset) 조정 회로로 구성되었으며 호흡 신호의 유효성을 평가하기 위한 기준신호로 접촉식 호흡 벨트(chest-belt)를 동기화하여 측정하였다. 디지털 부에서는 MCU(PIC18F4523, Microchip, USA)를 사용하여 아날로그 전처리부 출력 신호를 아날로그-디지털 변환(12-bit ADC)하고 샘플링 주파수는 120 Hz로 데이터를 획득하였으며 획득한 데이터는 PC로 전송하였다. PC로 전송된 신호는 LabVIEW(National Instrument Co, USA)를 이용하여 디스플레이 및 저장하였으며 MATLAB(MathWorks Inc. USA)을 이용하여 신

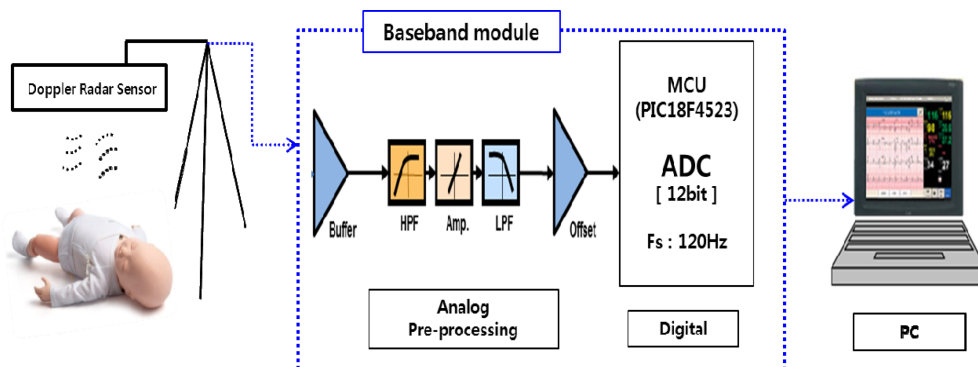


그림 1. 영아의 호흡 감시 시스템 블록도.

Fig. 1. Block diagram for the infant's respiratory monitoring system.

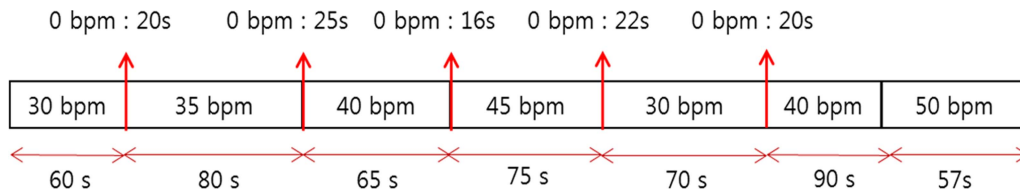


그림 2. 실험 프로토콜.  
Fig. 2. Experimental Protocol.

호를 분석 및 평가하였다.

## 2. 데이터 획득

본 논문에서는 생후 6개월 정도의 영아와 해부 생리학적 으로 유사한 구조로 영아의 호흡 패턴과 유사하게 흉부에서 물리적 변위가 발생하는 영아 시뮬레이터(Simbaby, Laerdal Medical, Norway)를 이용하여 데이터를 획득하였다. 데이터 획득 방법은 영아 시뮬레이터를 바로 누운 자세(Supine) 및 엎드려 누운 자세(Prone)로 구분하여 데이터를 획득하였으며, 도플러 레이더 센서는 영아 시뮬레이터 가슴으로부터 50 cm 거리에 고정된 후 기준신호로 호흡 벨트를 동기화하여 데이터를 획득하였다. 데이터 획득 프로토콜은 그림 2와 같이 6개월 영아의 평균 정상 호흡수(30-60 bpm) 구간 [20]과 무호흡(Apnea)을 조합하여 총 10분 데이터를 구성하였으며, 호흡 시 발생하는 시뮬레이터의 기계적 오차와 호흡수 변화 과정에서 발생하는 비선형적 특성을 고려하여 자세별로 각 10회씩 반복하여 데이터를 획득하였다.

## 3. 호흡 검출 알고리즘

본 논문에서는 적응가변문턱치(Adaptive threshold)를 이용하여 정상 호흡 신호의 국소 정점(Local peak)을 검출하였다. 적응가변문턱치 값은 이전 데이터 5초 동안의 최댓값과 최솟값을 찾아 가중치를 적용한 식(1)에 의해 다음 데이터 5초 동안 적용된다. 즉, 5초 마다 문턱치 값이 신호의 진폭에 맞게 변하여 실시간 호흡 검출에 쉽도록 하였고 이를 통하여 순간 호흡수들을 계산하였다. 또한, 영아의 수면 중 무호흡은 호흡 신호의 진폭이 작아지고 그 지속시간이 일정 시간(20초) 이상을 유지하는 것이므로[11], 호흡 신호의 국소 정점(Local peak)이 20초 이상 검출되지 않는 구간을 무호흡으로 검출하였다.

$$\text{Threshold}_{\text{Resp.}} = 0.6 (\text{Resp}_{\text{max}} - \text{Resp}_{\text{min}}) + \text{Resp}_{\text{min}} \quad (1)$$

## 4. 성능 평가

데이터 획득 프로토콜에 따라 도플러 레이더 센서와 호흡 벨트를 통해 검출한 순간호흡수(Beats per minute, bpm)의 구간 및 자세별 차이가 있는지를 확인하기 위하여 일원 분산분석(One-way ANOVA)을 수행하였다. 도플러 레이더

센서를 통해 검출한 호흡수와 호흡 벨트를 통해 검출한 기준 호흡수 간의 상관분석을 하였고 이 차이를 보기 위하여 Bland-Altman 분석을 수행하였다. 또한, 무호흡 검출 성능을 평가하기 위하여 민감도(Sensitivity)와 양성 예측도(Positive predictive value, PPV)를 계산하였다.

## III. 실험 결과

그림 3은 도플러 레이더 센서와 호흡 벨트를 통해 검출한 순간 호흡수의 구간 및 자세별 결과를 skeletal box-and-whisker 그림으로 나타낸 것이다. 또한, 각 구간에서 자세별 유의성 및 도플러 레이더와 호흡 벨트의 유의성을 검정하기 위하여 일원 분산분석을 수행한 결과 전 구간에서 자세별로 도플러 레이더 센서 및 호흡 벨트 간의 유의한 차이가 나타나지 않음( $P > 0.05$ )을 확인하였다.

그림 4는 자세별 도플러 레이더 및 호흡 벨트로부터 추출된 순간 호흡수 간의 상관 분석 결과를 나타낸 것이다. 바로 누운 자세(Supine) 및 엎드려 누운 자세(Prone)의 상관 계수(Pearson's correlation coefficient)는 각  $0.95(p < 0.001)$ ,  $0.98(p < 0.001)$ 로 모든 자세에서 통계적으로 유의

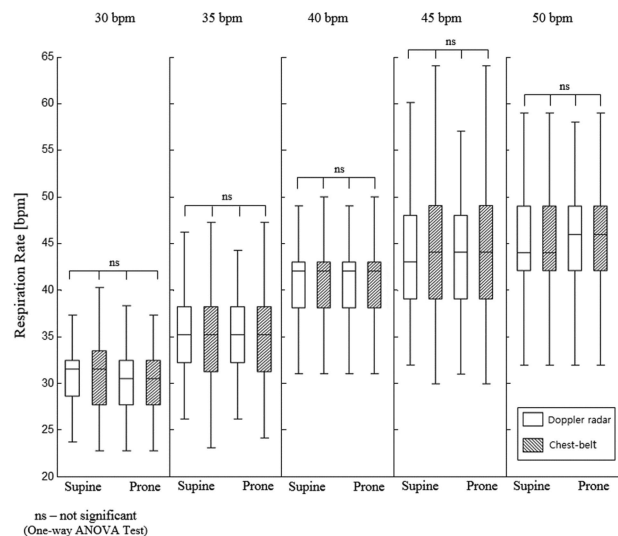


그림 3. 도플러 레이더와 호흡 벨트의 자세별 호흡수 측정결과.  
Fig. 3. The comparison of respiration rate between Doppler radar and chest-belt for each posture.

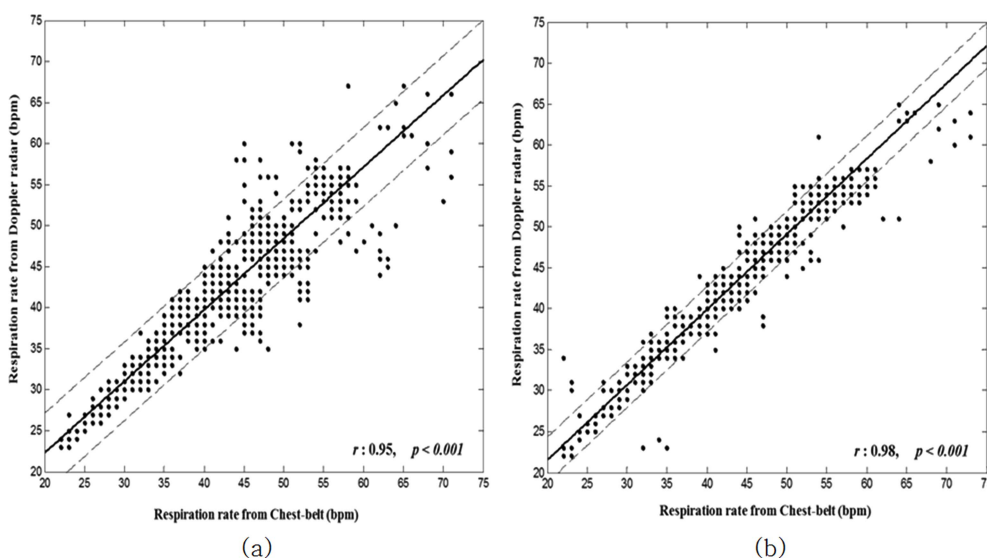


그림 4. 도플러 레이더와 호흡 벨트로부터 추정된 호흡 수의 상관분석 결과. (a) 바로 누운 자세, (b) 엎드려 누운 자세.  
 Fig. 4. Correlation analysis of respiration rate estimated from Doppler radar and Chest-belt (a) Supine, (b) Prone.

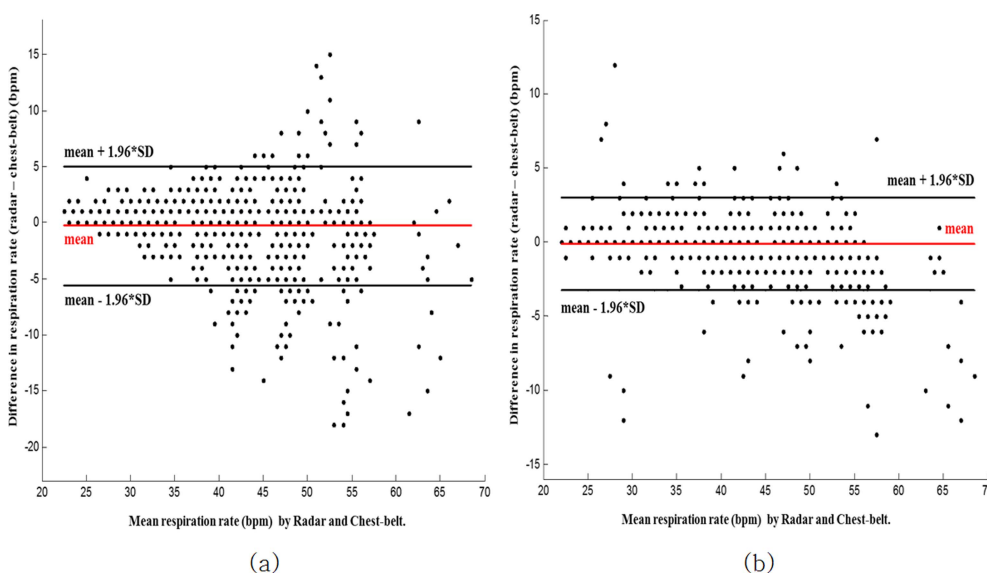


그림 5. 호흡 벨트와 도플러 레이더 간의 Bland-Altman 분석 결과. (a) 바로 누운 자세, (b) 엎드려 누운 자세.  
 Fig. 5. Plot of Bland-Altman analysis between chest-belt and Doppler radar, (a) Supine, (b) Prone.

한 상관성이 있음을 확인하였다.

그림 5는 자세별 도플러 레이더 및 호흡 벨트의 순간 호흡수에 대한 차이를 알아보기 위해 Bland-Altman 분석 결과를 나타낸 것이다. 그림의 데이터(• 기호)는 두 신호에서 검출한 호흡수의 차이를 나타내며, 바로 누운 자세의 경우 평균값은 -0.29, 95% 신뢰구간은 -5.50~4.92로 나타났고, 엎드려 누운 자세의 경우 평균값은 -0.12, 95% 신뢰구간은 -3.17~2.93으로 나타났다. 도플러 레이더로부터 검출한 호흡수와 호흡 벨트로부터 검출한 호흡수의 차이가 상당히 작은 값을 확인할 수 있고, 차이에 대한 값들이 도플러 레이더와 호흡 벨트의 호흡수 평균값에 고르게 분포되어 있음을

확인할 수 있다.

그림 6은 영아의 정상 호흡 도중 무호흡 이벤트가 발생하는 상황을 모사한 실험 프로토콜에 따라 엎드려 누운 자세에서 측정된 도플러 레이더 신호 및 호흡 벨트 신호와 검출된 무호흡 이벤트의 예시를 나타낸다. 실험 프로토콜에서는 총 5회의 무호흡 구간을 설정하였으며 영아의 무호흡 정의에 따라 설정한 무호흡 이벤트 중 20초 미만의 무호흡 구간(1)은 검출하지 않는 것을 확인할 수 있다. 따라서 자세별 총 10회를 반복하여 발생하는 총 80번의 무호흡 이벤트에 대하여 자세별 무호흡 검출 성능을 평가한 결과 자세별 평균 민감도와 양성예측도 모두 100%임을 확인하였다. 이

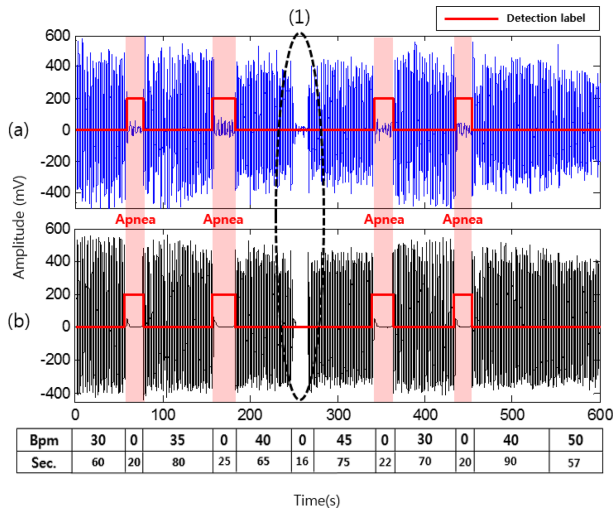


그림 6. 무호흡 검출 결과(엎드려 누운 자세). (a) 도플러 레이더 신호, (b) 호흡 벨트 신호, (1) 20초 미만의 무호흡 구간.

Fig. 6. The Results of apnea detection in prone. (a) Doppler radar signal, (b) Chest-belt signal, (1) Apneic period less than 20s.

는 본 논문에서 제안한 시스템이 영아 돌연사의 주 위험요소인 엎드려 누운 자세에서도 영아의 정상 호흡을 비롯하여 무호흡을 정확하게 검출할 수 있다는 점을 나타낸다.

#### IV. 고찰 및 결론

본 연구에서는 영아 돌연사 방지를 위해 도플러 레이더를 이용하여 비접촉, 무구속 방식의 영아 호흡 감시 시스템을 제안하였고, 이를 평가하기 위해 영아 시뮬레이터를 대상으로 바로 누운 자세와 엎드려 누운 자세에서 영아의 정상 호흡 및 무호흡에 대한 검출 결과를 기준 신호로 사용된 접촉식 호흡 벨트 결과와 비교 평가 하였다. 정상 호흡 구간에 대한 상관 분석과 Bland-Altman 분석 결과 도플러 레이더 기반의 영아 호흡 모니터링 결과는 기준 신호로 사용된 호흡 벨트 결과와 통계적으로 유의한 차이가 없었고, 무호흡 검출에 대한 성능 평가 결과 민감도 및 양성예측도가 모두 100%로 우수한 성능을 보여주었다.

도플러 레이더 센서를 이용하여 생체 신호를 추출하는 여러 연구에서는 2.4 GHz부터 60 GHz까지 다양한 주파수 대역의 센서를 사용하는데 이러한 다양한 주파수 대역의 센서들로 생체 신호를 추출할 때 각 주파수 대역이 갖는 해상도를 비교 분석한 연구[21] 결과를 보면 본 논문에서 사용한 약 10 GHz 대역의 도플러 레이더 센서가 타 대역들보다 생체 신호를 추출하는 데 있어서 적절한 해상도임을 알 수 있다. 기존의 접촉식 방법 중 가속도계를 이용하여 영아의 무호흡을 감시하는 연구[17]의 경우 엎드려 누운 자세(Prone)에서는 데이터 획득 및 무호흡 검출이 불가능하다는 한계점

이 존재하는 데 반해 본 연구에서는 바로 누운 자세(Supine)는 물론 엎드려 누운 자세(Prone)에서도 우수한 검출 성능을 보였다. 이를 통해 본 논문에서 제안한 시스템이 영아 돌연사의 주 위험요소인 엎드려 누운 자세에서도 영아의 호흡 및 무호흡을 즉각적으로 검출할 수 있다는 가능성을 확인할 수 있다.

본 연구에서의 측정 대상인 영아 시뮬레이터는 움직임이 거의 없는 상태에서 오직 호흡으로 인한 흉복부의 변위만 발생하기 때문에 호흡 측정에 우수한 성능을 보여주고 있지만 측정대상이 움직이거나 주변 환경에서 움직임이 발생하는 경우, 호흡 측정에 있어서 성능이 저하될 수 있다는 한계점이 있다. 하지만 도플러 레이더 센서를 이용하여 수면 단계를 분류하는 연구[22]의 경우 움직임이 발생하면 이를 따로 검출하여 “Wake” 단계로 분류하는데, 마찬가지로 돌연사 방지를 위한 호흡 감시 시스템에서도 움직임이 발생한다는 것은 근본적으로 생명이 유지 되고 있다는 것으로 해석 할 수 있다.

본 연구는 실험 대상이 실제 영아가 아닌 영아 시뮬레이터를 대상으로 데이터를 획득했다는 점과 자세별로 각 10 회씩 반복 측정된 데이터를 대상으로 검출한 성능이기 때문에 추후 연구로는 실제 영아를 대상으로 다양한 환경 및 자세에서 시스템을 평가하는 임상 평가가 필요하다.

#### Reference

- [1] American Academy of Pediatrics, “Apnea, sudden infant death syndrome, and home monitoring”, *Pediatrics*, vol. 111, no. 4, pp. 914-917, 2003.
- [2] Mathew TJ, and MacDorman MF, “Infant mortality statistics from the 2010 period linked birth/infant death data set”, *National Vital Statistics Reports*, vol. 62, no. 8, pp. 1-26, 2013.
- [3] Hunt CE, and Hauck FR, “Sudden infant death syndrome”, *Canadian Medical Association Journal*, vol. 174, no. 13, pp. 1861-1869, 2006.
- [4] Mitchell EA, Tuohy PG, Brunt JM, Thompson JM, Clements MS, Stewart AW, Taylor BJ, “Risk factors for sudden infant death syndrome following the prevention campaign in New Zealand : a prospective study”, *Pediatrics*, vol. 100, no. 5, pp. 835-840, 1997.
- [5] Ponsonby AL, Dwyer T, Gibbons LE, Cochrane, JA, Wang YG, “Factors potentiating the risk of sudden infant death syndrome associated with the prone position”, *New England Journal of Medicine*, vol. 329, no. 6, pp. 377-382, 1993.
- [6] Fu LY, Colson ER, Corwin MJ, and Moon RY, “Infant sleep location: associated maternal and infant characteristics with sudden infant death syndrome prevention recommendations”, *The Journal of pediatrics*, vol. 153, no. 4, pp. 503-508, 2008.
- [7] Carrier, Carol Turnage, “Back to sleep: A culture change to improve practice”, *Newborn and Infant Nursing Reviews*, vol. 9, no. 3, pp. 163-168, 2009.

- [8] Dwyer T, and Ponsonby AL, "Sudden infant death syndrome and prone sleeping position", *Annals of epidemiology*, vol. 19, no. 4, pp. 245-249, 2009.
- [9] Kitazono Y, Nakamura C, and Nakashima S, "Proposal of System to Prevent Sudden Infant Death Syndrome Caused by Sleeping in a Prone Position", *Journal of the Institute of Industrial Applications Engineers*, vol. 2, no. 3, pp. 104-107, 2014.
- [10] DJ Lee, SI Jang, EJ Shim, DJ Cho, DH Kim, KS Min, and KY Yoo, "A survey of infant sleep positions associated with sudden infant death syndrome", *Korean Journal of Pediatrics*, vol. 49, no. 6, pp. 602-609, 2006.
- [11] MacDonald MG, Seshia MMK, and Mullett MD, "*Avery's neonatology: pathophysiology & management of the newborn*", Lippincott williams & wilkins, Philadelphia, 2005.
- [12] Corbishley P, and Rodriguez-Villegas E, "Breathing detection: towards a miniaturized, wearable, battery-operated monitoring system", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 55, no. 1, pp. 196-204, 2008.
- [13] Watanabe K, Inokuma K, and Negoro T, "REM sleep prevents sudden infant death syndrome", *European journal of pediatrics*, vol. 140, no. 4, pp. 289-292, 1983.
- [14] Linti C, Horter H, Osterreicher P, and Planck H, "Sensory baby vest for the monitoring of infants", *In Wearable and Implantable Body Sensor Networks, International Workshop on, IEEE*, 2006.
- [15] Tewel N, "Application of MEMS accelerometer for baby apnea monitoring under home conditions", *Acta Bio-Optica et Informatica Medica. Inzynieria Biomedyczna*, vol. 16, no. 4, pp. 389-393, 2010.
- [16] Ziganshin EG, Numerov MA, and Vygolov SA, "UWB baby monitor", *In Ultrawideband and Ultrashort Impulse Signals, 5th International Conference on*, pp. 159-161, 2010.
- [17] Abbas AK, Heimann K, Jergus K, Orlikowsky T, and Leonhardt S, "Neonatal non-contact respiratory monitoring based on real-time infrared thermography", *Biomedical engineering online*, vol. 10, no. 1, pp. 1-17, 2011.
- [18] Cao H, Hsu LC, Ativanichayaphong T, Sin J, and Chiao JC, "A non-invasive and remote infant monitoring system using CO 2 sensors", *In Sensors, 2007 IEEE*, pp. 989-992, 2007.
- [19] Heneghan C, "Wireless sleep measurement", *Pulse, IEEE*, vol. 5, no. 5, pp. 22-25, 2014.
- [20] Warren JB, and Anderson JM, "Newborn respiratory disorders", *Pediatrics in Review*, vol. 31, no. 12, pp. 487, 2010.
- [21] Obeid D, Sadek S, Zaharia G, and Zein GEI, "Multitunable microwave system for touchless heartbeat detection and heart rate variability extraction", *Microwave and Optical Technology Letters*, vol. 52, no. 1, pp. 192-198, 2010.
- [22] Chazal DP, Fox N, O'Hare E, Heneghan C, Zaffaroni A, Boyle P, Smith S, O'Connell C, and McNicholas WT, "Sleep/wake measurement using a non-contact biomotion sensor", *Journal of sleep research*, vol. 20, no. 2, pp. 356-366, 2011.