논문 2009-46SC-1-1

도플러 레이더를 이용한 비접촉 방식의 심박 및 호흡 검출에 관한 연구

(A Study of Noncontact Heartbeat and Respiration Detection Using the Doppler Radar)

신 재 연*, 조 성 필*, 장 병 준**, 박 호 동***, 이 윤 수****, 이 경 중*****

(Jae Yeon Shin, Sung Pil Cho, Byung Jun Jang, Ho Dong Park, Yun Soo Lee, and Kyoung Joung Lee)

요 약

본 연구에서는 기존의 접촉식 센서를 이용한 생체신호 측정이 아닌 비접촉 방식으로 심박과 호흡을 추출하기 위해 2.4GHz 대역에서 동작하는 도플러 레이더 센서와 베이스 밴드 모듈로 구성된 도플러 레이더 시스템을 설계하고 그 성능을 평가하였다. 설계된 도플러 레이더 시스템은 인체표면의 변위변화에 의해 반사되는 위상변화를 이용하여 심폐 활동을 검출할 수 있다. 도플러 레이더 센서의 I/Q 채널에서 획득한 신호는 베이스 밴드 모듈의 전처리 필터부, 증폭부, 옵셋조정부를 통과하여 호흡과 심박 신호로 분리된다. 도플러 레이더 시스템으로부터 측정된 생체신호와 기존의 생체신호 간의 상관성을 확인하기 위해 호흡과 심박 대역이 각각 다른 쥐, 토끼, 사람을 대상으로 측정하여 그 결과를 비교하였다. 설계된 도플러 레이더 시스템에서 분리된 호흡 및 심박 신호는 측정 대상의 움직임이 없는 상태에서는 높은 검출률을 보였으며, 도플러 레이더에서 심박과 호흡 신호를 검출한 결과 거리, 호흡과 심박의 변이량, 호흡과 심박대역에 따라 검출률이 영향을 받는다는 것을 알 수 있었다.

Abstract

In this paper, a 2.4 GHz doppler radar system consisting of a doppler radar sensor and a baseband module were designed to detect heart beat and respiration signal without direct skin contact. The doppler radar system emits RF signal of 2.4 GHz toward human chest, and then detects phase modulation of the reflected signal so as to investigate cardiopulmonary activities. The heartbeat and respiration signals acquired from I/Q channels of the doppler radar system are applied to the pre-processing circuit, the amplification circuit, and the offset circuit of the baseband module. The designed system was tested on mouse, rabbit and mankind, which have different range of heart rates and respiration signals, to evaluate detection accuracy of the system. ECG acquisition system and respiration transducer were used to generate the reference signal. In our experiments, a performance of detection were found to be high in the case that the subject stays still. In this paper, we confirmed that non-contact heart beat and respiration detection using the doppler radar has the possibility and limitation according to distance, cardiopulmonary activities, range of heart rates and respiration

Keywords : doppler radar, baseband module, respiration, heartbeat, non-contact

* 학생회원, ***** 정회원-교신저자, 연세대학교 의공학과
(Dept. Biomedical Engineering, Yonsei University)
** 정회원, 국민대학교 전자공학부
(School of Electrical Engineering, Kookmin University)
*** 정회원, MEZOO
(MEZOO)
**** 정회원, Ubizplus Co. Ltd.
(Ubizplus Co. Ltd.)
※ 본 연구는 지식경제부 중기거점기술개발사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(10030045).
접수일자: 2008년9월29일, 수정완료일: 2008년12월8일

Ⅰ. 서 론

고령화 사회로의 진입과 건강증진에 대한 욕구 증가로 인해 질병의 진단과 치료뿐만 아니라 질병을 예방하기 위한 건강관리의 중요성이 증가하고 있다. 이러한 이유로 인해 병원에서뿐만 아니라 일상생활에서도 지속적으로 건강을 확인하고 예방할 수 있는 유비쿼터스 헬스케어(ubiquitous healthcare)에 대한 관심도 함께 증가하고 있다. 하지만 전통적인 생체계측 방법은 신체에 센서를 직접 부착하기 때문에 일상생활에 불편을 주고 거부감이 발생할 수 있다. 또한, 병원에 내원하기 어려운 노약자나 거동이 불편한 사람, 화상 환자 등에는 부착이 어려운 단점으로 인해 유비쿼터스 헬스케어에 적용하기에는 부족한 부분이 있다. 따라서 일상생활에 불편을 주지 않고 지속적으로 생체 정보를 모니터링(monitoring)할 수 있는 비접촉·무구속적인 생체 정보 측정 방법이 필요하다.

이러한 필요성으로 인해 생체 신호를 비접촉·무구속적으로 측정하기위한 연구들이 활발히 진행되고 있다. 예를 들어, 의자나 침대에 부착된 전극으로부터 피부에 직접적인 접촉 없이 옷을 입은 상태에서 심전도를 측정하거나[1~2], 공기가 들어있는 매트리스의 압력변화를 감지하여 수면 중인 사람의 생체 신호를 측정하고 수면 단계(sleep stage) 추정하는 연구가 진행되었다[3]. 그리고 레이저 도플러 진동계(laser doppler vibrometer)를 이용하여 흉부에 레이저를 조사하고 반사되는 신호로부터 흉부 표면의 진동을 감지하여 심폐활동을 추정하는 연구가 진행되었다[4].

이와 유사한 방법으로 도플러 레이더(doppler radar)를 이용하여 생체 신호를 측정하려는 시도가 1970년대부터 진행되어 왔다[5~6]. 초기의 도플러 레이더 시스템은 부피가 크고 측정거리도 수 센티미터에 불과해 상용화하기가 어려웠다. 그러나 최근 반도체, RF(radio frequency), 통신기술의 발달로 저렴하면서도 측정거리가 증가된 휴대 가능한 시스템이 활발히 연구 중에 있다.

현재까지 발표된 도플러 레이더 시스템의 연구동향을 살펴보면, 대부분 실험실 수준의 연구결과이며, 10GHz 이상의 고주파 대역에서 주로 연구되어 왔다[7]. 하지만 상용화를 위해서는 저가의 상용부품의 구매가 가능한 낮은 주파수 대역에서 동작하는 시스템에 대한 연구가 필요하다. 또한 도플러 레이더 시스템의 성능을 검증하기 위해서는 다양한 실험이 필요하지만 이에 대한 구체적인 연구가 부족한 실정이다. 따라서 본 논문에서는 심박과 호흡을 측정하면서도 상용화하기 용이한 2.4GHz 대역의 도플러 레이더 시스템을 설계하였고, 설계된 시스템을 검증하기 위해 심박과 호흡 대역이 각기 다른 사람, 쥐, 토끼를 대상으로 심박과 호흡 신호를 추출하고 기존의 생체 신호와 비교하였다. 이를 통해 도플러 레이더 시스템의 상용화 가능성과 기술적인 한계점을 실험을 통해 제시하였다.

Ⅱ. 도플러 레이더 시스템의 동작 원리

도플러 레이더 시스템은 연속 정현파(CW : continuous wave) 신호를 목표물에 송신한 후 반사된 신호를 수신하게 된다. 이때 반사된 신호는 위상 변조(phase modulation)된 신호이므로, 수신부에서 위상 복조(phase demodulation)된다. 도플러 이론에 의해 시간에 따라 주기적으로 움직이는 목표물의 변위는 순 속도(net velocity)가 영이고, 반사파의 위상은 그 변위에 비례한다. 따라서 인체 정보 중 호흡 및 심박 신호는 인체의 물리적인 변화를 동반하는 신호이므로 인체의 변위에 따라 반사되는 위상이 변하게 된다. 도플러 레이더의 원리를 정량적으로 분석하기 위해 그림 1과 같이 도플러 레이더 시스템을 고려한다. 먼저 CW 방식의 도플러 레이더가 단일 톤 신호를 송신한다고 가정하면 송신 신호는 식(1)과 같다.

$$T(t) = \cos(2\pi ft + \phi(t)) \tag{1}$$

여기서 f는 발진 주파수, $\phi(t)$는 위상 잡음이다. 인체의 변위를 $x(t)$, 인체까지의 변위를 d_0라고 한다면, 송신기와 수신기 사이의 신호 이동거리는 $2d(t) = 2d_0 + 2x(t)$이므로 (1)의 식을 이용하면 수신 신호는 식 (2)와 같다.

$$R(t) \approx \cos\left[2\pi ft - \frac{4\pi d_0}{\lambda} - \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \phi\left(t - \frac{2d_0}{c}\right)\right] \tag{2}$$

수신된 신호는 목표물의 주기적인 움직임에 의해 변조된 위상과 신호의 진행 거리에 의해 시간 지연이 결정된다. 식 (2)의 수신 신호는 LO 신호와 믹서(mixer)에서 혼합되고 그 출력은 저역 통과 필터를 통과한 후 식(3)~(5)의 기저 대역 신호를 얻게 된다.

$$B(t)=\cos\left[\theta+\frac{4\pi x(t)}{\lambda}+\Delta\phi(t)\right] \quad (3)$$

$$\Delta\phi(t)=\phi(t)-\phi\left(t-\frac{2d_0}{c}\right) \quad (4)$$

$$\theta=\frac{4\pi d_0}{\lambda}+\theta_0 \quad (5)$$

식 (4)는 잔류 위상 잡음(residual phase noise)이며, 식 (5)은 거리에 따른 위상 변화 값을 나타낸다. θ의 크기에 따라 복조 가능한 최적 위상 복조점(optimum phase-demodulation point)과 복조가 되지 않은 영점(null point)이 생기게 되는데, 영점을 피하기 위해 quadrature 수신단을 만들면, 복조된 신호의 I와 Q는 식(6)과 식(7)로 주어진다.

$$B_I(t)=A\cos\left[\theta+\frac{\pi}{4}+\frac{4\pi x(t)}{\lambda}+\Delta\phi(t)\right]+n(t) \quad (6)$$

$$B_Q(t)=A\cos\left[\theta-\frac{\pi}{4}+\frac{4\pi x(t)}{\lambda}+\Delta\phi(t)\right]+n(t) \quad (7)$$

여기서, $n(t)$는 열잡음을, $\Delta\phi(t)$는 거리 상관 효과 후 위상 잡음을 나타낸다.

이 출력신호는 아날로그 필터와 증폭기를 거친 후 디지털화 하여 처리한다.

III. 도플러 레이더 시스템 구성

본 논문에서 제안된 2.4GHz 도플러 레이더 시스템은 크게 도플러 레이더 센서와 베이스밴드 모듈로 구성되어 있다. 도플러 레이더 센서는 2.4GHz 대역에서 동작하는 고주파 부품으로 구성되어 있으며, 베이스 밴드 모듈은 DC 근처의 저주파 대역에서 동작하는 아날로그 부품으로 구성되어 있다.

1. 도플러 레이더 센서(Doppler Radar Sensor)

그림 1은 비접촉 방식의 심박 및 호흡 검출을 위해 사용된 도플러 레이더 센서의 블록도(위)와 실제 설계된 도플러 레이더 센서(아래)를 나타낸다[8]. 시스템 구성은 안테나, 발진기, 저잡음 증폭기(LNA) 및 I/Q 복조기로 구성된다. 도플러 레이더 시스템은 4층 기판에 설계/제작 하였고, 듀얼 안테나를 포함하는 PCB 사이즈는 90mm×50mm이다. 디자인된 도플러 레이더 시스템의 출력 전력은 추가적인 전력 증폭기 없이 저가의 디자인을 위해 0dBm으로 하였다. LO와 TX 신호는 MMIC VCO(Hittite, USA)를 이용하였으며, 또한 외부 신호발생기도 사용할 수 있다. VCO의 주파수는 2.4GHz이다. 2.4GHz RF 신호는 전력 분배기를 통해 TX 안테나와 quadrature mixer의 LO 포트에 동등하게 분배된다. 이때 거리 상관 효과(*range correlation* effect)로 인한 베이스밴드의 위상 잡음(phase noise)은 무시할 수 있을 만큼 감소한다.[9]

TX와 RX 듀얼 안테나는 TX/RX 분리도를 증가시키기 위해 사용되었다. 일반적이 반파장 다이폴 안테나나 마이크로스트립 패치 안테나로 구성될 경우 크기가 커지며, 상용화되기 어려우므로 inverted-F 형태의 안테나를 사용하여 소형화하였다. 2.4GHz의 대역통과필터는 RX 안테나로부터 불요 신호(spurious signal)로 인한 수신 간섭을 제거한다. Quadrature 믹서는 quadrature 출력을 만들고, 믹서 출력으로부터 다운-컨버전된 신호는 베이스밴드 모듈의 입력으로 들어간다.

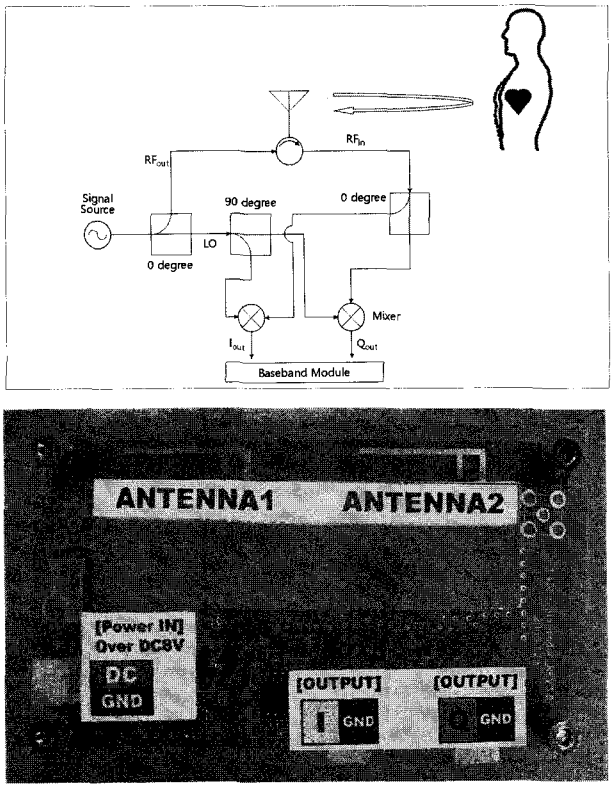


그림 1. 도플러 레이더 센서의 블록도(위)와 제작된 시스템(아래)

Fig. 1. The block diagram of doppler radar sensor(upper) and designed doppler radar sensor(bottom).

2. 베이스밴드 모듈(Baseband module)

베이스밴드 모듈은 도플러 레이더 센서에서 출력된 기저 대역 신호 I, Q를 처리하여 심박 및 호흡에 대한 정보를 강조한 다음 PC로 데이터를 전송하는 역할을 한다.

그림 2에 나타낸 것처럼 베이스밴드 모듈은 기저 대역 신호의 전처리를 위한 아날로그부와 데이터 획득과 디지털 신호처리 및 데이터 전송을 위한 디지털부로 구성되어 있다. 다음으로 도플러 레이더 신호로부터 측정된 심박과 호흡 정보를 검증하기 위하여 별도의 사지유도 심전도 측정회로와 흉부 호흡벨트를 사용한 호흡 측정회로를 구성하였다.

베이스밴드 모듈의 아날로그부는 오프셋 조정 회로와 대역통과필터, 증폭 회로로 구성된다. 기저 대역 신호에서 심박 정보를 추출하기 위한 대역통과필터(band pass filter)의 통과대역은 1~30Hz, 호흡 정보를 추출하기 위해서는 0.05~0.5Hz로 설정하였다. 디지털부는 12bit ADC(analog digital converter)를 내장한 PIC18F4523(Microchip, USA)을 사용하였으며, 그림과 같이 총 6 종류의 신호가 각각 480Hz로 샘플링하여 시리얼 통신을 통해 PC로 전송된다. 전송된 신호는 PC에서 LabVIEW(National Instrument, USA)를 이용하여 디스플레이 및 저장이 가능하도록 하였다.

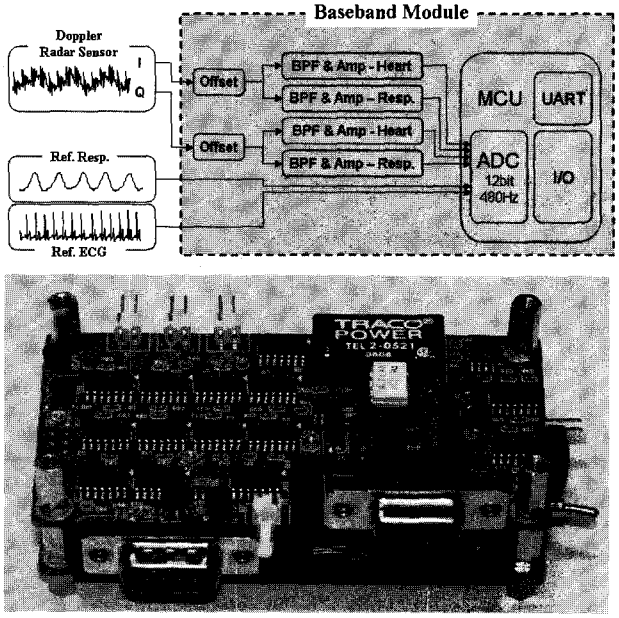


그림 2. 베이스밴드 모듈의 블록도(위)와 제작된 시스템(아래)

Fig. 2. The block diagram of baseband module(upper) and designed baseband module(bottom).

Ⅳ. 실험 결과 및 고찰

측정 대상과 거리에 따른 심박과 호흡 추출 가능성 및 제한성을 제시하였다. 그리고 각 대상에 따른 심박과 호흡 정보가 잘 나타나는 측정거리를 결과에 제시하였다.

1. 실험 대상 및 데이터 획득

본 연구에서는 진동면(흉부 표면)의 넓이와 측정거리에 따른 도플러 레이더 시스템의 성능을 평가하기 위하여 소형동물(쥐, 토끼)과 사람을 대상으로 거리에 따른 레이더 신호와 심전도, 호흡신호를 획득하였다.

실험에 사용한 쥐(Sprague-Dawley Rat)의 심박수는 330~480회/분이고, 호흡은 66~114회/분이며, 토끼(Rabbit)의 경우 심박수는 205~235회/분이고, 호흡은 45~55회/분이다.

쥐와 토끼를 이용한 도플러 레이더 측정은 마취를 시켜 움직임이 없는 상태에서 사지에 젤(gel)을 바르고 전극을 붙인 후, 심전도 리드(lead)를 연결하여 심전도를 측정하였다. 호흡은 압력 센서 NPC-410(GE Sensing, USA)을 이용하여 입 부위에 원통형 컵을 밀착시켜 호흡에 따른 압력 변화를 측정하였다.

도플러 레이더의 거리에 따른 특성을 분석하기 위해 상대적으로 심박과 호흡의 변이량이 작은 쥐는 도플러 레이더와의 거리를 15, 20, 25cm에서 측정하였고, 토끼는 30, 40, 50, 60cm에서 측정하였다.

사람의 경우는 간이침대에 바로 누운 상태에서 움직임이 없도록 주의를 주고 흉부 정면으로부터 10~50cm 거리에서 도플러 레이더 시스템을 위치시킨 후 10cm 거리마다 데이터를 획득하여 PC에 저장하였다.

2. 쥐에 대한 상관성 분석

그림 3은 15cm 거리에서 베이스 밴드 모듈에 의해 획득한 신호로서 쥐의 심전도 신호와 호흡신호, 도플러 레이더 I/Q 채널의 신호를 1분간 측정한 데이터의 일부를 나타낸다.

원 신호는 고주파잡음으로 인해 호흡 신호를 확인하기 어렵기 때문에 그림 4와 같이 7Hz IIR 저역통과필터를 사용하여 고주파 잡음을 제거하였다. I와 Q 채널 모두에서 호흡 유무를 확인 할 수 있을 정도의 신호가 검출되었다. 그림 5는 15cm 거리에서 측정한 쥐의 심전도 신호와, 필터링 된 도플러 레이더 신호 I/Q 채널의 심

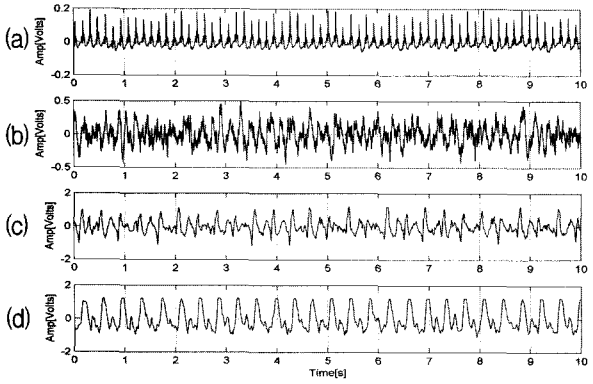


그림 3. 쥐의 심전도, 호흡신호 및 도플러 레이더 신호
(a) 쥐의 심전도 신호 (b) 쥐의 호흡신호
(c) 도플러 레이더 I 채널 신호
(d) 도플러 레이더 Q 채널 신호

Fig. 3. The ECG, Respiration signal and Doppler Radar signal of mouse.
(a) The ECG signal of mouse
(b) The respiration signal of mouse
(c) The doppler radar I channel signal
(d) The doppler radar Q channel signal

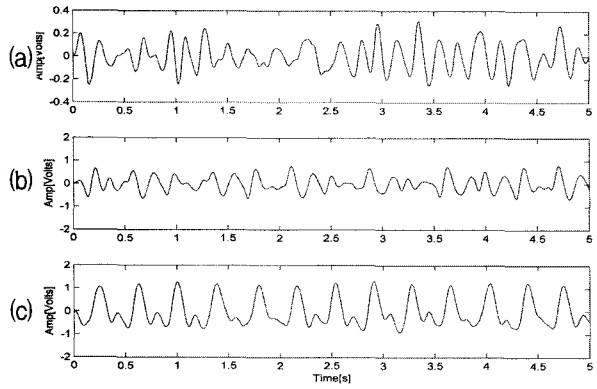


그림 4. 7Hz IIR 저역통과필터에 의한 쥐의 호흡신호 및 도플러 레이더 호흡신호
(a) 7Hz IIR 저역통과필터에 의한 쥐의 호흡신호
(b) 7Hz IIR 저역통과필터에 의한 쥐의 도플러 레이더 I 채널 호흡신호
(c) 7Hz IIR 저역통과필터에 의한 쥐의 도플러 레이더 Q 채널 호흡신호

Fig. 4. The 7Hz IIR low pass filtered respiration signal and doppler radar I channel respiration signal of mouse.
(a) The 7Hz IIR low pass filtered respiration signal of mouse
(b) The 7Hz IIR low pass filtered doppler radar I channel respiration signal of mouse
(c) The 7Hz IIR low pass filtered doppler radar Q channel respiration signal of mouse

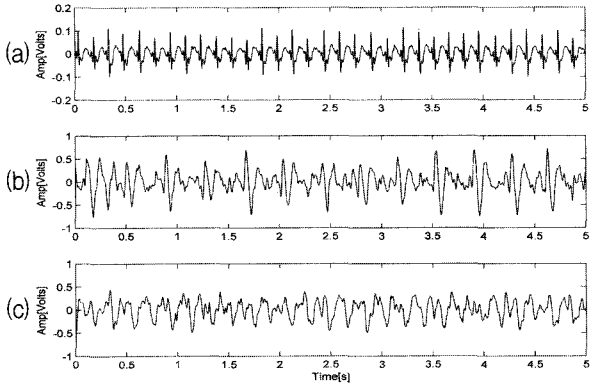


그림 5. 쥐의 심전도 신호 및 7Hz IIR 고역통과필터에 의한 도플러 레이더 심박신호
(a) 쥐의 심전도 신호
(b) 7Hz IIR 고역통과필터에 의한 도플러 레이더 I 채널 심박신호
(c) 7Hz IIR 고역통과필터에 의한 도플러 레이더 Q 채널 심박신호

Fig. 5. The ECG signal and 7Hz IIR high pass filtered doppler radar heartbeat of mouse.
(a) The ECG signal of mouse
(b) The 7Hz IIR high pass filtered doppler radar I channel heartbeat of mouse
(c) The 7Hz IIR high pass filtered doppler radar Q channel heartbeat of mouse.

박 신호로 1분간 측정한 데이터의 일부이다.

그림 5의 (b), (c)는 7Hz IIR 고역통과필터를 통과시켜 저주파 성분을 감쇠시켜 얻은 것으로 쥐의 R-피크를 기준으로 일정한 주기를 가지는 것을 알 수 있다.

도플러 레이더와의 측정거리가 15, 20, 25cm에서 검출한 신호를 주파수 스펙트럼을 계산한 결과 호흡대역은 약 2~6Hz, 심박 대역은 약 7Hz의 주파수 대역을 가지고 있으며, 도플러 레이더의 I, Q 채널의 주파수 스펙트럼 결과는 주로 호흡 대역(2~6Hz)과 이것의 고조파를 포함하고 있지만, 심박대역은 거리가 멀어질수록 확인하기 어려웠다. 그리고 호흡대역과 심박대역의 주파수 영역이 근접해 있기 때문에 도플러 레이더를 이용하여 심박과 호흡신호를 검출하는 데는 제한성이 있고, 쥐의 경우 심장의 크기가 작아서 심장 활동에 의한 변위 역시 작기 때문에 측정거리가 25cm이상에서는 심장 활동과 상관성 있는 신호를 획득하기 어렵다고 판단된다.

2. 토끼에 대한 상관성 분석

그림 6은 30cm 거리에서 베이스밴드 모듈에서 측정한 토끼의 심전도 신호와 호흡신호, 도플러 레이더 I/Q

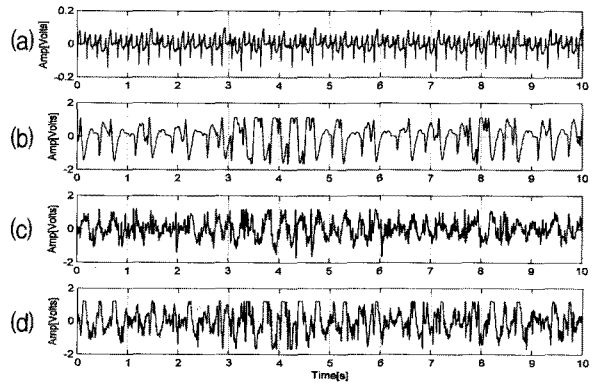


그림 6. 토끼의 심전도, 호흡신호 및 도플러 레이더 신호
(a) 토끼의 심전도 신호
(b) 토끼의 호흡신호
(c) 토끼의 도플러 레이더 I 채널 신호
(d) 토끼의 도플러 레이더 Q 채널 신호

Fig. 6. ECG, Respiration signal and doppler Radar signal of rabbit.
(a) The ECG signal of rabbit
(b) The respiration signal of rabbit
(c) The doppler radar I channel signal of rabbit.

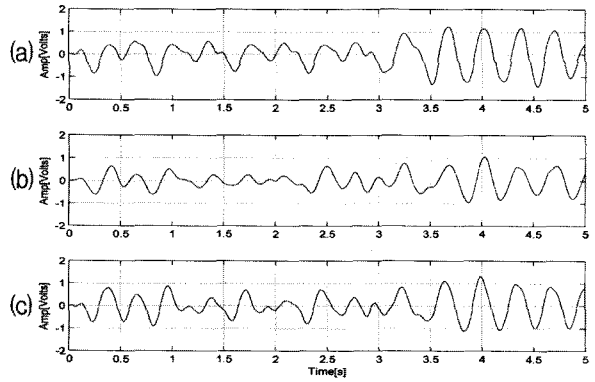


그림 7. 4Hz IIR 저역통과필터에 의한 토끼의 호흡신호 및 도플러 레이더 호흡신호
(a) 4Hz IIR 저역통과필터에 의한 토끼의 호흡신호
(b) 4Hz IIR 저역통과필터에 의한 토끼의 도플러 레이더 I 채널 호흡신호
(c) 4Hz IIR 저역통과필터에 의한 토끼의 도플러 레이더 Q 채널 호흡신호

Fig. 7. The 4Hz IIR low pass filtered respiration signal and doppler radar I channel respiration signal of rabbit.
(a) The 4Hz IIR low pass filtered respiration signal of rabbit
(b) The 4Hz IIR low pass filtered doppler radar I channel respiration signal of rabbit
(c) The 4Hz IIR low pass filtered doppler radar Q channel respiration signal of rabbit
(d) The doppler radar Q channel signal of rabbit

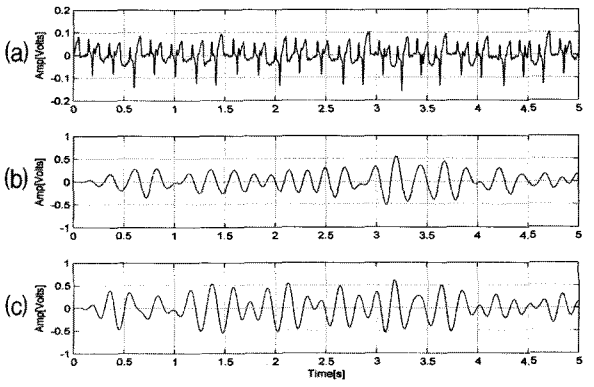


그림 8. 토끼의 심전도 신호 및 4~6Hz IIR 대역통과필터에 의한 도플러 레이더 심박신호
(a) 토끼의 심전도 신호
(b) 4~6Hz IIR 대역통과필터에 의한 토끼의 도플러 레이더 I 채널 심박신호
(c) 4~6Hz IIR 대역통과필터에 의한 토끼의 도플러 레이더 Q 채널 심박신호

Fig. 8. The ECG signal and 4~6Hz IIR band pass doppler radar heartbeat of rabbit.
(a) The ECG signal of rabbit
(b) The 4~6Hz IIR band pass filtered doppler radar I channel heartbeat of rabbit
(c) The 4~6Hz IIR band pass filtered doppler radar Q channel heartbeat of rabbit

채널 신호로서 1분간 측정한 데이터의 일부를 나타낸다. 그림 7은 호흡대역을 검출하기 위해 4Hz IIR 저역통과필터를 적용하여 고주파 성분을 감쇠시킨 신호로서 쥐에 비해 비교적 호흡신호가 잘 검출됨을 알 수 있다.

기준 신호인 호흡 신호는 호흡에 따른 압력 변화를, 도플러 레이더 신호는 호흡에 의한 움직임을 반영한다. 즉, 두 신호 모두 기계적인 움직임을 검출하기 때문에 두 신호에 대한 상관도를 분석하기 위해 상관계수(correlation coefficient)를 계산하면 약 -0.7 정도로 매우 크게 나타난다. 토끼의 경우 30cm 거리에서 측정된 도플러 레이더 신호로부터 대역통과필터를 사용하여 추출한 호흡성분은 실제 호흡 신호와 매우 상관도가 높다는 것을 알 수 있다.

그림 8은 30cm 거리에서 베이스 밴드 모듈에 의해 획득한 토끼의 심전도 신호와 4~6Hz IIR 대역통과필터를 적용하여 검출한 도플러 레이더 I/Q 채널의 심박신호이다. 필터링된 I /Q채널 심박신호는 토끼의 심전도 신호와 비교해보면 R-피크를 기준으로 일정한 주기를 가지는 것을 알 수 있으며, 모든 구간에서 일정한 주기를 보이지는 않는다. 이러한 현상은 심장의 수축과 이완에 의한 움직임보다 호흡에 의한 몸체의 움직임이

크기 때문에 발생하며, 대역통과필터를 적용한 후에도 호흡 주파수의 고조파가 영향을 준 것으로 보여진다.

주파수 분석을 위해 파워 스펙트럼을 계산한 결과 호흡 대역의 주파수 대역(2~4Hz)으로 심박대역(5Hz)과 겹치는 부분이 많고, 측정 거리가 50cm 이상에서는 도플러 레이더의 주파수 스펙트럼에서 심박대역을 확인하기 어려웠다.

3. 사람에 대한 상관성 분석

그림 9는 기준 신호인 호흡신호와 측정거리 30cm에서 도플러 레이더의 I/Q 채널에서 나온 신호가 베이스밴드 모듈을 통과하여 아날로그 대역통과 필터에 의해 호흡신호로 분리된 것을 보여준다. 그림 9의 (a)는 호흡벨트에 의해 측정된 사람의 호흡신호, (b),(c)는 도플러 레이더 I/Q채널 호흡신호를 나타낸다. 도플러 레이더에 의해 획득한 호흡신호는 피검자에 따라 약간의 차이는 있지만 측정거리가 증가하여도 1m 까지는 별다른 신호처리 없이도 육안으로 확인이 가능하였고 측정 대상의 움직임이 없다면 호흡수는 100%에 가까운 정확성을 보였다. 또한 호흡 벨트에 의해 측정한 사람의 호흡신호와 도플러 레이더의 I/Q 채널에서 획득한 호흡 신호의 주파수 스펙트럼을 분석한 결과 모두 주파수 대역이 0~1Hz에 분포해 있는 것을 알 수 있었다.

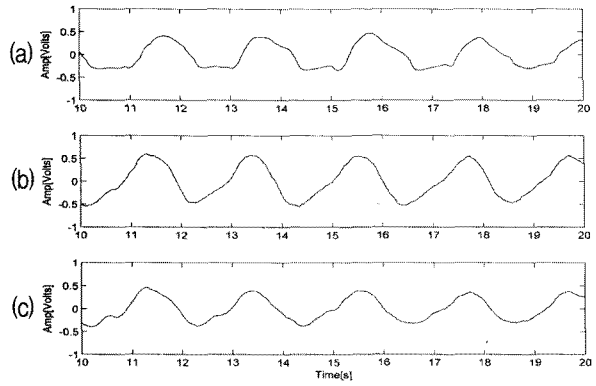


그림 9. 사람의 호흡신호 및 도플러 레이더 호흡신호
(a) 사람의 호흡 신호
(b) 사람의 도플러 레이더 I 채널 호흡신호
(c) 사람의 도플러 레이더 Q 채널 호흡신호

Fig. 9. Respiration signal and doppler Radar respiration signal of man.
(a) The respiration signal of man
(b) The doppler radar I channel respiration signal of man
(c) The doppler radar Q channel respiration signal of man

그림 10은 기준 신호인 호흡신호와 측정거리 30cm에서 도플러 레이더의 I/Q 채널에서 나온 신호가 베이스밴드 모듈을 통과하여 아날로그 대역통과 필터에 의해 분리된 심박신호와 3Hz FIR 저역통과필터에 의해 고주파 대역을 감쇄시킨 신호를 보여준다. 필터링된 I/Q채널 심박신호는 사람의 심전도 신호와 비교해보면 R-피크를 기준으로 일정한 주기를 가지는 것을 알 수 있다. 사람의 심전도 중 R-피크는 심장의 전기적인 신호를 나타낸 것이고, 도플러 레이더 의해 검출한 심박 신호는 심장의 수축과 이완 작용에 의한 변위량을 나타내는 것으로 두 피크점은 일치하지 않고 위상차를 가진다.

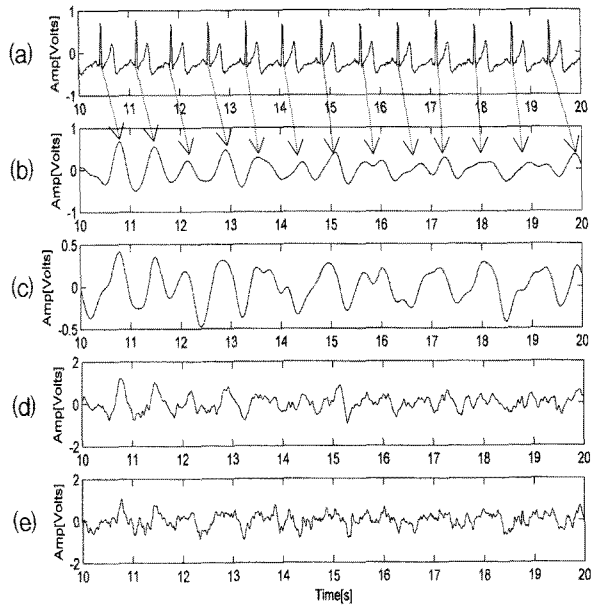


그림 10. 사람의 심전도 신호 및 3Hz FIR 저역통과필터에 의한 도플러 레이더 심박신호
(a) 사람의 심전도 신호
(b) 3Hz FIR 저역통과필터에 의한 사람의 도플러 레이더 Q 채널 심박신호
(c) 3Hz FIR 저역통과필터에 의한 사람의 도플러 레이더I 채널 심박신호
(d) 사람의 도플러 레이더 Q 채널 심박신호
(e) 사람의 도플러 레이더 I 채널 심박신호

Fig. 10. The ECG signal, 3Hz FIR low pass filtered heart beat and doppler radar heartbeat of man.
(a) The ECG signal of man
(b) The 3Hz FIR low pass filtered doppler radar Q channel heartbeat of man
(c) The 3Hz FIR low pass filtered doppler radar I channel heartbeat of man
(d) The doppler radar Q channel heartbeat of man
(e) The doppler radar I channel heartbeat of man

하지만 정상인의 경우라면 그 위상차는 일정해야 하지만 도플러 레이더에 의해 검출된 심박의 경우 일정하지 않은 위상차로 인해 일정한 시간영역에서의 심박수는 계산할 수 있지만 순간적인 심박수 계산에는 문제점이 있을 것이라고 판단된다.

또한 사람의 심전도와 도플러 레이더의 I/Q 채널에서 획득한 심박 신호의 주파수 스펙트럼 분석을 한 결과 세 종류 신호 모두 주파수 대역이 1~2Hz을 포함하고 있었다.

그러나 측정 거리가 멀어질수록 심박 정보를 추출하기가 어려우며, 피검자의 특성에 따라 차이가 있지만 50cm 이상에서는 단순한 디지털 필터링으로는 확인이 어려웠다. 호흡 운동의 경우 심장 박동과 비교하여 움직임이 매우 크기 때문에 움직임을 검출하는 도플러 레이더 신호에 나타나는 크기도 호흡 성분이 심박 성분보다 매우 크며 거리가 멀어질수록 심박 신호의 크기는 점점 감소한다.

V. 결 론

본 논문에서는 2.4GHz 도플러 레이더를 이용해 비접촉식으로 호흡 및 심박을 추출하는 방법을 제안하였다. 기존의 측정 방법인 접촉식 방법으로 심전도와 호흡 신호를 측정하여 도플러 레이더에서 검출한 심박 및 호흡 신호와 비교하여 그 성능을 평가하였다.

호흡과 심박대역이 각기 다른 쥐, 토끼, 사람을 대상으로 도플러 레이더에 의해 심박과 호흡 신호를 검출한 결과 거리, 호흡과 심박의 변이량, 호흡과 심박대역에 따라 검출률이 영향을 받는다는 것을 알 수 있었다.

그리고 도플러 레이더 신호에서 호흡 주기(F1)의 정수배에 해당하는 고조파(n*F1) 성분도 심박 성분의 크기보다 큰 경우가 많고 심박 성분과 주파수 대역이 겹치기 때문에 심박 성분을 추출하기 어려운 경우가 많아 일반적인 대역통과필터로 호흡 성분과 심박 성분을 분리하는 것은 다소 제한적이지만, 호흡 성분의 고조파의 크기가 작다면, 대역통과필터를 이용하여 심박 성분과 호흡 성분을 분리할 수 있다.

도플러 레이더 시스템의 원리는 무선 신호를 송신하여 심박 및 호흡의 변이량을 측정하는 것으로 대상의 움직임과 주변 움직임이 없는 경우에만 심박 및 호흡 신호를 정확히 감지할 수 있다. 여러 종류의 주변 동잡음(motion artifact)은 도플러 레이더 측정 시 매우 큰 잡음으로 작용하게 되며, 동잡음 문제는 도플러 레이더 뿐만 아니라 현재 사용 중인 모든 생체 계측 장비에서 발생하는 문제점이다. 이러한 동잡음을 제거하기 위해서 현재까지 여러 신호처리 알고리즘들이 제안되고 있으며, 이를 도플러 레이더 신호에 적용해 볼 필요가 있다고 판단된다.

참 고 문 헌

[1] Y. G. Lim, K. K. K, K. S. P, "ECG Measurement on a Chair Without Conductive Contsct", IEEE Trans. Biomedical Engineering, Vol. 53, No. 5, May 2006.

[2] Y. G. Lim, K. K. K, K. S. P, "ECG Recording on a Bed During Sleep Without Direct Skin-Contact", IEEE Trans. Biomedical Engineering, Vol. 54, No. 4, April 2006.

[3] W. Takashi, W. Kajiro, "Noncontact Method for sleep Stage Estimation", IEEE Trans. Biomedical Engineering, Vol. 51, No. 10, October 2004.

[4] C-C. Wang, S. Trivedi, Feng Jin, S, Stepanov, Z. Chen, Jacob Khurgin, P. Rodriguez, N. Prasad, "Human Life Signs Detection Using High-Sensitivity Pulsed Laser Vibrometer", IEEE SENSORS JOURNAL, Vol. 7, No. 9, September 2007.

[5] J. C. Lin, "Microwave Apexcardiography," IEEE Trans. Microwave Theory Tech, Vol. 27, pp. 618-620, 1979.

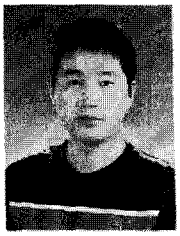
[6] S. S. Stuchly, A. Smith, M. Goldberg, A Transnote, A. Menard, "A Microwave Device for Arterial Wall Motion Analysis," proc 33rd Annual Conf Eng Med Biol, 1980.

[7] J. C. Lin, "Non-invasive Microwave Measurement of Respiration," proc, IEEE, Vol. 63, p.1530, 1975

[8] Y. J. Lee, B. J. Jang, J. G. Yook, "An 2.4GHz Bio-radar System for Non-Contact Measurement of Heart and Respiration", Journal of Korea Electromagnetic Engineering Society, Vol. 19, No. 2, pp.191-199, 2008.

[9] A. D. Droitcour, O, Boric-Lubecke, V. M. Lubecke, J. Lin, and G. T. A. Kovac, "Range correlation and I/Q performance benefits in single-chip silicon doppler radar for non-contact cardiopulmonary monitoring", IEEE Trans. Microwave Theory Tech. Vol. 52, pp. 838-848, 2004.

저 자 소 개



신 재 연(학생회원)
2005년 연세대학교 의공학과 학사 졸업
2007년~현재 연세대학교 의공학과 석사과정
<주관심분야 : 생체계측, 생체신호처리>

조 성 필(학생회원)
2001년 연세대학교 의공학과 학사 졸업
2004년 연세대학교 의공학과 석사 졸업
2004년~현재 연세대학교 의공학과 박사과정
<주관심분야 : 생체계측, 생체신호처리>

장 병 준(정회원)
1990년 연세대학교 전자공학과 학사 졸업
1992년 연세대학교 전자공학과 석사 졸업
1997년 연세대학교 전자공학과 박사 졸업
1995년 LG전자㈜
1999년 한국전자통신연구원 무선방송연구소
2003년 정보통신연구진흥원
2005년~현재 국민대학교 전자공학부 교수
<주관심분야 : 마이크로파/밀리미터파회로 (MMIC, Hybrid), 무선통신시스템, RFID/USN>

박 호 동(정회원)
2000년 연세대학교 의공학과 학사 졸업
2002년 연세대학교 의공학과 석사 졸업
2002년~현재 연세대학교 의공학과 박사과정
2008년~현재 MEZOO
<주관심분야 : 생체계측, 생체신호처리>

이 윤 수(정회원)
1998년 원광대학교 전자공학과 학사 졸업
1993년 원광대학교 전자공학과 석사 졸업
2008년 경희대학교 전파공학과 박사 졸업
2004년~현재 Ubizplus Co. Ltd
<주관심분야 : 위성, 이동통신, 생체신호 검출, WBAN, 유헬스케어>

이 경 중(정회원)
1982년 연세대학교 전기공학과 학사 졸업
1983년 연세대학교 전자공학과 석사 졸업
1988년 연세대학교 전자공학과 박사 졸업
1993년 미국 Case Western Reserve Univ. 객원교수
1989년~현재 연세대학교 의공학과 교수
<주관심분야 : 생체계측, 생체신호처리, 생체 모델링>