

새로운 신호모델에 의한 CW 레이더 심장박동 및 호흡검출 성능분석

이병섭, 종신회원

Heart beat and Respiration Detection Performance of CW radar Based on New Signal Model

Byung-Seub Lee, *Lifelong Member*

요 약

본 논문에서는 여러 곳에서 통용되고 있는 기존의 CW(continuous-wave) 레이더 송수신모델을 수정한 송수신모델을 제안한다. 최근에 심장박동과 호흡을 검출하기 위해 기존신호모델을 기반으로 CW(continuous-wave) 레이더에 대한연구가 진행 되고 있다. 그러나 이 통용되고 있는 수신모델은 인체 공학적으로 개념과 일치하지 않기 때문에 이모델을 근거로 실험을 할 경우 실제 개발되는 시스템 성능을 정확하게 예측할수 없다. 본 논문에서는 인체 공학상 개념과 일치하는 수정된 CW(continuous-wave) 레이더 송수신모델을 제안하고 가운시안 잡음rhk 다중경로 환경에서 심장박동 및 호흡검출에 대한 시뮬레이션을 수행하고 이를 기존수신모델과의 심장박동과 호흡검출에 대한 성능을 비교 분석한다.

Key Words : 호흡신호, 심장박동신호, CW레이더, 신호모델

ABSTRACT

In this paper, new signal model for bio-signal detection, i.e heart beat and respiration, using CW radar. Most research on this similar topic are based on the conventional signal model which is not correct in envisaging reflected signal from the human body. The system developed based on this conventional model can not predict exact performance of the system. So in this paper modified signal model for bio-radar is proposed and then simulation for detecting heartbeat and respiration signal in AWGN, multipath environment. The detection performance difference between two signal models are discussed.the modified

Key Words : respiration, heartbeat, CW radar, signal model

I. 서 론

최근에 마이크로파를 이용한 도플러 레이더가 여러 무선 센서를 사용하는 곳에 사용되고 있다.[6] 이 도플러 레이더는 지진으로 인해 매몰되어 있는 곳에서 사람의 존재에 대한 흔적을 찾는 것뿐만 아니라, 병원에서 health care 장치에 사용되어 지고 있다. 이런 마이크로파를 이용한 센서시스템은 CW(continuous-wave) 신호를 전송하여 그 신호가 인체에서 반사되어지고, 수신기가 그 반사되어지는 신호를 복조함으로써 심장박동이나 호흡의 파형을 검출할 수 있는 시스템을 말한다.[3] 여기서 반사되어 수신기에 들어오는 신호는 심

장박동과 호흡에 의해 생기는 위상변이와 발진기에 의해 생기는 위상잡음을 가진 신호이다. 그래서 이 CW 레이더는 발진기에 의해 생기는 위상잡음에 매우 민감하게 반응하고, 또한 이 레이더와 인체와의 거리에 의해 생기는 위상변이에 의해 심장박동과 호흡의 검출 성능이 달라진다.[4]

또한 CW 레이더는 AWGN환경이나 다중경로 환경에서 발생하는 잡음과 위상변이에 따라 심장박동 검출성능에 대한 정확도가 감소 되어지는 것을 볼 수 있다. 이처럼 기존의 CW 레이더 모델을 이용해서 여러 논문에서 모의실험을 하고, 그에 대한 결과를 내고 있지만 이 CW 레이더에 적용되는 수신모델은 인체공학상으로 적합하지 않은 모델이다. 인

*한국항공대학교 항공전자정보공학부(lbs@kau.ac.kr)

접수일자 : 2017년 01월 12일, 최종재확정일자 : 2017년 02월 27일

체 공학상 심장과 폐는 서로 다른 위치에 있는데 기존의 CW 레이더의 송수신모델은 같은 위치에 심장과 폐가 위치되어 있으며, 단지 심장박동 신호가 호흡의 신호보다 매우 작다고 가정함으로써 수신되는 신호의 모델을 정의하였다. 그러나 실제로 심장과 폐의 위치가 다르므로 기존의 수신모델을 수정해야 하는 필요가 있다.

그래서 개념적, 인체공학적으로 적합한 모델을 이 논문에서 제안한다. 또한 이 제안된 송수신모델을 가지고 여러 환경에서 모의실험을 통해 기존의 송수신모델과의 심장박동과 호흡에 대한 검출성능과 스펙트럼 분석을 하고, 그것을 가지고 두 송수신모델을 비교, 분석한다.

II. 신호 송수신 모델

1. 기존 송수신 모델

기존의 CW 레이더의 송신신호는 식(1)과 같이 나타내어진다.

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

여기서 f 는 발진기의 주파수이고, $\phi(t)$ 는 발진기의 위상잡음이다.[1] 그리고 만약 신호가 심장박동이나 호흡파형에 의해 시간변이 $x(t)$ 를 가지면서 인체로부터 d_0 떨어져서 반사되어 진다면, 송신기와 수신기 사이의 전체 움직인 거리는 $2d(t) = 2d_0 + 2x(t)$ 가 된다. 그러면 수신신호는 식(2)와 같이 나타내어진다.

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

여기서 c 는 빛의 속도를 나타내고, λ 는 신호의 파장을 나타내며 c/f 로 표시된다. 인체의 움직임 신호는 식(3)과 같이 나타내어진다.

$$\begin{aligned} x(t) &= x_r(t) + x_h(t) \\ x_r(t) &= m_r \sin(w_r t), \quad x_h(t) = m_h \sin(w_h t) \end{aligned} \tag{3}$$

통상적으로 여기서 넓은 가슴으로부터 반사되는 호흡신호 m_r 은 상대적으로 반사 면적이 적고 가슴과 심장까지의 전파경로상의 손실로 인해 심장에서부터 반사되는 신호 m_h 보다 통상적으로 10dB 정도 더 크기 때문에 호흡신호에 비해 심장박동을 검출하는데 어려움을 가지고 있다.[3] 이 수신신호를 송신신호와 같은 국부 발진기 신호와 곱하면 주기적인 심장박동이나 호흡의 파형에 대한 정보를 복조시킬 수가 있다. 그 복조된 신호를 저대역 필터를 통과시키게 되면 식(4)과 같은 기저대역 신호 $B(t)$ 를 찾아낼 수 있다.[4]

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

여기서 θ 는 거리 d_0 에 의해 변하는 일정한 위상편이를 나타내고, $\Delta\phi(t)$ 는 여분의 위상잡음을 나타낸다. 이 같은 도플러 레이더의 신호 및 개념을 나타내는 블록도는 그림1과 같다.

이렇게 얻어진 기저대역 신호 $B(t)$ 의 요소들을 유도하면 도플러 주파수 편이를 획득할 수 있다. 그러나 이렇게 정의되고 통용되는 수신모델은 인체공학상으로 부적절한 요소를 가지고 있다. 그 이유는 심장과 폐가 같은 위치에 있는 것이 아닌데 단지 두 신호의 강도를 조정함으로써 같은 위치에 있다고 가정하고 그것을 바탕으로 송수신모델을 만들었기 때문에 인체공학상 적합하지 못한 부분을 가지고 있다.

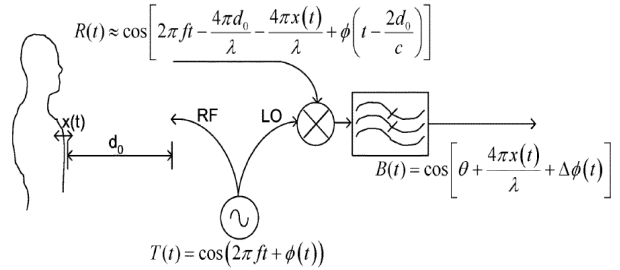


그림 1. 바이오 레이더 블록도

2. 수정 송수신 모델

기존의 송수신모델의 인체 공학적인 문제를 보정하여서 수정된 송수신모델을 제안한다. 이 논문에서 제안하는 모델을 적용한 CW 레이더의 송신신호는 식(1)과 마찬가지로 나타내어 지나, 수신기에서 받은 수신신호는 식(5)와 같이 두 개의 신호로 나타내어진다.

$$\begin{aligned} R(t) \approx & \cos\left[2\pi ft - \frac{2\pi d_0}{\lambda} - \frac{4\pi x_r(t)}{\lambda} + \phi\left(t - \frac{2d_0}{c}\right)\right] \\ & + \varepsilon \cos\left[2\pi ft - \frac{2\pi d_1}{\lambda} - \frac{4\pi x_h(t)}{\lambda} + \phi\left(t - \frac{2d_1}{c}\right)\right] \end{aligned} \tag{5}$$

이렇게 두 개의 신호로 나누어져서 수신모델을 정의하는 이유는 인체 공학적으로 심장이 호흡신호가 반사되는 가슴보다 안쪽에 위치되어 있기 때문에 송신기에서 신호를 인체에 보낼 때, 먼저 가슴에 부딪쳐서 반사되는 호흡신호와 심장까지 들어가서 반사되는 심장박동 신호가 나누어져서 수신기에 들어오기 때문이다. 그래서 기존의 수신모델은 심장과 폐가 동일선상에 있다고 가정해서 인체로부터의 거리 d_0 만 적용하여 모델링을 하였지만, 심장과 폐의 위치가 틀리므로 가슴까지와 심장까지의 거리를 차별화 하여 d_0, d_1 으로 정확하게 모델링을 할 필요성이 있다.

또한 기존 수신모델에서는 신호의 진폭을 호흡신호를 m_r

로 심장박동 신호를 m_h 로 각각 별도의 신호인 것으로 표시 되었지만 실제로 가슴으로부터 반사되는 신호와 심장으로부터 반사되는 신호는 근본적으로 송신된 하나의 신호로부터 서로 다른 경로손실과 위상지연을 갖고 반사된 신호로 식 (6)과 같이 모델링 되는 것이 합리적이다.

$$B(t) = \cos\left[\theta + \frac{4\pi x_r(t)}{\lambda} + \Delta\phi(t)\right] + \epsilon \cos\left[\theta' + \frac{4\pi x_h(t)}{\lambda} + \Delta\phi'(t)\right] \quad (6)$$

여기서 $\theta \approx \theta'$ 로 가정할 수 있고 ϵ 는 통상적으로 호흡신호보다 -10 dB의 정도의 크기를 갖는 심장박동 관련 신호의 진폭을 나타낸다. 그리고 $\Delta\phi(t), \Delta\phi'(t)$ 는 각각 호흡신호 및 심장박동신호 관련 여분의 위상잡음을 나타내는데 두 값은 같다고 가정한다.

결과적으로 이 같이 수정된 수신모델을 가지고 심장박동이나 호흡의 도플러 주파수 천이를 찾는 방법은 수식은 식 (7)과 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} R(t) &= \cos(2\pi f t + \phi_r(t)) + \epsilon \cos(2\pi f t + \phi_h(t)) \\ \phi_r(t) &= 4\pi x_r(t)/\lambda \\ \phi_h(t) &= 4\pi x_h(t)/\lambda \end{aligned} \quad (7)$$

삼각함수 근사식을 활용하여 합성된 위성천이 함수를 구해보면 식 (8)과 같다.

$$\begin{aligned} \Theta(t) &= \phi_r(t) + \tan^{-1}\left\{\frac{\epsilon \sin(\phi_r(t) - \phi_h(t))}{1 + \epsilon \cos(\phi_r(t) - \phi_h(t))}\right\} \\ &\approx \phi_r(t) + \epsilon \sin(\phi_r(t) - \phi_h(t)) \end{aligned} \quad (8)$$

식(8)을 전개하고 호흡신호가 심장박동신호보다 주파수가 낮은 점을 고려하여 정리하면 식(9)와 같다.

$$\begin{aligned} \Theta(t) &= \phi_r(t) + \epsilon \sin(\phi_h(t))\cos(\phi_r(t)) - \epsilon \cos(\phi_h(t))\sin(\phi_r(t)) \\ &\approx \phi_r(t) + \epsilon \sin(\phi_h(t))\cos(\phi_r) - \epsilon \cos(\phi_h(t))\sin(\phi_r) \end{aligned} \quad (9)$$

식 $\Theta(t)$ 를 미분하여 호흡신호와 심장박동의 주파수 천이를 구하면 식(10)과 같다.

$$\begin{aligned} f_d(t) &= \frac{1}{2\pi} \left[\frac{d\Theta(t)}{dt} \right] \\ &= f_{d,r}(t) + \frac{1}{2\pi} \epsilon \frac{d}{dt} [\sin(\phi_h(t))\cos(\phi_r) - \cos(\phi_h(t))\sin(\phi_r)] \end{aligned} \quad (10)$$

식(10)의 두 번째항을 삼각함수 공식에 의해 전개 하면 식 (11)을 구할 수 있다.

$$\begin{aligned} &\frac{1}{2\pi} \epsilon \frac{d}{dt} [\sin(\phi_h(t))\cos(\phi_r) - \cos(\phi_h(t))\sin(\phi_r)] \\ &= \frac{1}{2\pi} \epsilon \left[\frac{d\phi_h(t)}{dt} \cos(\phi_h(t))\cos(\phi_r) + \frac{d\phi_h(t)}{dt} \sin(\phi_h(t))\sin(\phi_r) \right] \\ &= \epsilon f_{d,h}(t) [\cos(\phi_h(t))\cos(\phi_r) + \sin(\phi_h(t))\sin(\phi_r)] \end{aligned} \quad (11)$$

식(11)을 식(10)에 대입하면 식(12)를 구할 수 있다.

$$\begin{aligned} f_d(t) &= f_{d,r}(t) + \epsilon f_{d,h}(t) [\cos(\phi_h(t))\cos(\phi_r) + \sin(\phi_h(t))\sin(\phi_r)] \\ &= f_{d,r}(t) + \epsilon f_{d,h}(t) [\cos(\phi_r - \phi_h(t))] \end{aligned} \quad (12)$$

이처럼 위상천이 $\Theta(t)$ 를 미분하여 심장박동이나 호흡에 대한 도플러 주파수 천이 $f_d(t)$ 를 구할 수 있다. 식에서 보는 바와 같이 호흡신호와 심장박동신호의 중첩으로 표현되는 $f_d(t)$ 에서 심장박동신호는 ϵ 값 즉 신호가 가슴에서 심장까지 전파되어 반사되어 나오는 경로손실 정도에 의해 영향을 받는 것을 알 수 있다. 따라서 CW 레이더를 이용한 호흡신호 및 심장박동신호 검출에서는 심장으로부터 반사되어 나오는 신호크기가 유지 되도록 하는 점이 매우 중요하나 이를 제어할 수 있는 방법은 없는 것으로 생각된다.

III. 신호 스펙트럼 분석

1. 수정수신 모델을 적용한 CW 레이더 스펙트럼 분석

푸리에 급수의 원리를 이용해서 기저대역신호 $B(t)$ 를 푸리에 급수형태로 나타낼 수가 있다.[3] 먼저 기저대역신호를 지수형태로 표시하면 식(13)과 같다.

$$\begin{aligned} B(t) &= \cos\left[\theta + \frac{4\pi x_r(t)}{\lambda} + \Delta\phi(t)\right] + \epsilon \cos\left[\theta' + \frac{4\pi x_h(t)}{\lambda} + \Delta\phi'(t)\right] \\ &= \text{Re}\left[e^{j(4\pi m_r \cos(\omega_r t)/\lambda)} e^{j(\theta + \Delta\phi(t))}\right] \\ &\quad + \epsilon \text{Re}\left[e^{j(4\pi m_h \cos(\omega_h t)/\lambda)} e^{j(\theta' + \Delta\phi'(t))}\right] \end{aligned} \quad (13)$$

지수항은 다시 다음식과 같이 표시할 수 있다.

$$e^{j(4\pi m_r \sin(\omega_r t)/\lambda)} = \sum_{n=-\infty}^{\infty} J_n\left(\frac{4\pi m_r}{\lambda}\right) e^{jn\omega_r t} \quad (14)$$

따라서 $B(t)$ 는 최종적으로 다음식으로 표시된다.

$$B(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} J_n\left(\frac{4\pi m_r}{\lambda}\right) \cos(n\omega_r t + \phi) + \epsilon \sum_{n=-\infty}^{\infty} J_n\left(\frac{4\pi m_h}{\lambda}\right) \cos(n\omega_h t + \phi')$$

(15)

호흡 신호에 대한 전체 여분의 위상은 $\phi = \theta + \Delta\phi(t)$ 이고, 심장박동 신호에 의한 전체 여분의 위상은 $\phi' = \theta' + \Delta\phi'(t)$ 이다. 여기서 $J_n(4\pi m_r/\lambda)$ 와 $J_n(4\pi m_h/\lambda)$ 은 각각 호흡과 심장박동에 대한 harmonics이라고 하는 주파수 성분을 나타내는 것이다. 이 성분에서 ϵ 값이 작아지면 작아질수록 심장박동 신호에 대한 harmonics의 크기가 감소할 뿐 아니라 호흡 신호에 대한 harmonics에 영향을 받아 심장박동의 검출성능을 떨어뜨리게 된다.

이 같은 harmonics 간섭은 낮은 주파수이고 크기가 큰 신호에 의해서 생성되며 그 간섭은 높은 주파수 이고 크기가 작은 신호에 영향을 끼치게 된다. 그래서 호흡의 4차 harmonics의 주파수는 심장박동의 기본과 주파수에 근접하게 되고 그로 인해 호흡의 4차 harmonics인 $J_4(4\pi m_r/\lambda)$ 이 심장박동의 기본과인 $J_1(4\pi m_h/\lambda)$ 에 영향을 끼치게 되어 심장박동의 기본과 주파수의 크기를 변화시키게 된다.[3] 그러므로 이 같은 harmonics 간섭영향을 최소화시켜야지만 심장박동의 검출성능을 높일 수가 있다.

2. 위상잡음에 의한 영향

CW 레이더에서 harmonics 간섭영향은 식 (15)에서 보듯이 피할 수가 없다. 그러나 정작 심장박동의 검출성능에 가장 큰 영향을 주는 것은 여분의 위상성분으로서 여분의 위상 ϕ, ϕ' 에 의해 성능이 영향을 받는다. 이 여분의 위상은 식 (16)과 같이 나타내어 진다.

$$\phi = \theta + \Delta\phi(t) = \frac{4\pi d_0}{\lambda} + \Delta\phi(t)$$

$$\phi' = \theta' + \Delta\phi'(t) = \frac{4\pi d_1}{\lambda} + \Delta\phi'(t)$$

(16)

이 여분의 위상은 인체와의 거리 d_0, d_1 에 의해서 그 잡음 크기가 달라지게 된다. 즉 d_0, d_1 이 멀어지면 그만큼 여분의 위상이 커지게 되고, 그로 인해 심장박동의 검출성능이 감소하게 된다. 또한 여분의 위상잡음 $\Delta\phi(t), \Delta\phi'(t)$ 에 의해서 여분의 위상의 크기가 변하게 되고 식(15)에서 보듯이 심장박동이나 호흡의 harmonics 성분의 크기에 영향을 주어서 심장박동이나 호흡의 검출성능 저하를 일으키는 원인이 된다. 이처럼 심장박동이나 호흡의 검출성능에 영향을 일으키는 요인인 harmonics 간섭과 여분의 위상변화에 의해 성능 저하를 일으키게 된다.

IV. 모의실험 및 결과분석

앞에서 정의한 수정 송수신모델을 2.4GHz, ISM 주파수 영역의 CW 레이더에 적용시켜 기존 수신모델을 적용한 것과 비교분석하고, 여러 다른 환경에서 심장박동 검출성능이 어떻게 변화하는지를 모의실험을 통해서 살펴본다. 또한 심장박동 검출성능에 큰 영향을 끼치는 위상잡음의 크기를 변화시키면서 얼마나 심장박동 검출성능을 감소시키는지에 대해 모의실험을 통해 알아본다.

1. 스펙트럼 비교분석

기존의 수신모델에서 심장박동과 호흡신호의 크기를 각각 $m_r=1\text{mm}$, $m_h=0.1\text{mm}$ 로 정하고 RF 주파수가 2.7GHz인 CW 레이더를 이용해서 기저대역 신호 $B(t)$ 를 구할 수 있으며, $B(t)$ 의 스펙트럼은 그림2 에서처럼 나타내어 진다. 같은 방법으로 제안한 수신모델을 적용해서 기저대역신호 $B(t)$ 를 구하고, 그 스펙트럼은 그림3과 같이 나타내어 진다.

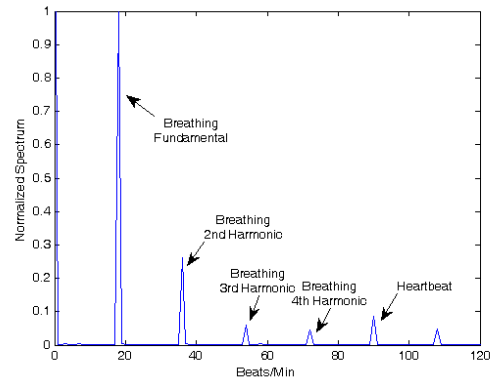


그림 2. 기존의 송수신모델을 적용한 스펙트럼

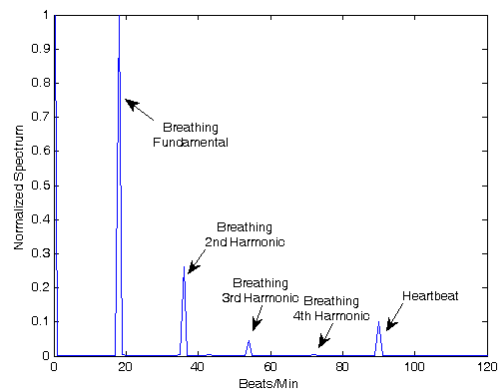


그림 3. 수정 송수신모델을 적용한 스펙트럼

그림 2와 그림 3에서 보면 기존 송수신모델과 수정 송수신모델을 적용해서 얻은 기저대역신호 $B(t)$ 의 주파수 성분이 호흡의 harmonic 성분과 심장박동의 주파수 성분으로 나

타내어지는 것을 알 수가 있다. 그러나 기존 송수신모델을 적용해서 얻은 $B(t)$ 는 호흡의 4차 harmonic 성분이 심장박동 주파수 성분 근처까지 분포하게 되는 것을 볼 수가 있고, 이것은 심장박동 검출 성능의 정확도를 감소시키는 요인이 된다. 이에 반해 수정 송수신모델을 적용해서 얻은 $B(t)$ 는 호흡의 4차 harmonic 성분이 마찬가지로 심장박동 주파수 성분 근처에 분포하게 되지만 그 harmonic 성분의 크기가 기존 송수신모델을 사용한 것에 비해 현격히 줄어들었으므로, 심장박동을 검출할 때 harmonic 간섭의 영향을 거의 받지 않게 된다.

이렇게 분포하게 되는 호흡의 차수 별 harmonic 성분의 크기는 표 1에서 나타내어진다. 표에서 보는바와 같이 기존 송수신모델을 적용한 것보다 수정 송수신모델을 적용해서 얻은 $B(t)$ 가 호흡의 차수 별 harmonic 성분의 크기가 점점 현격히 감소하게 되는 것을 알 수 있고, 이 같은 감소는 심장박동 검출 성능 정확도 면에서 기존의 송수신모델을 적용한 것보다 향상되게 된다.

표 1. 각 차수별 고조파 성분값 비교

호흡 고조파	기존 모델	수정 모델
기본	1	1
2 nd	0.2610	0.2622
3 rd	0.0592	0.0452
4 th	0.0446	0.0048

2. AWGN 환경에서의 성능 비교분석

기존의 송수신모델과 수정 송수신모델을 AWGN 환경에서 CW 레이더에 적용시킴으로써 SNR값에 따라 검출 성능 정확도가 어떻게 변화되는 지를 모의실험을 통해 알아 볼 수가 있다. 수신모델을 CW 레이더에 적용시켜서 얻은 $B(t)$ 에서 심장박동과 호흡의 파형을 분리시키기 위해 6th버터워스 필터를 사용하게 된다. 호흡의 파형을 검출하기 위해서는 호흡의 주파수 범위가 0.2~0.7Hz 이므로, 버터워스 저대역 필터를 사용해서 심장박동의 주파수 성분을 분리시킬 수가 있고, 심장박동의 파형을 검출하기 위해서는 심장박동의 주파수 범위가 0.9~3Hz 이므로 그 범위의 버터워스 대역통과 필터를 사용하여 심장박동의 파형을 검출할 수가 있다.[2]

이렇게 검출한 심장박동의 파형에 대한 검출 성능 정확도는 심장박동 참고 신호의 2%안에서 시간의 퍼센트에 의해 정의할 수 있다. 그러나 호흡의 검출 성능 정확도는 호흡에 대한 참고 신호가 없으므로 검출 성능 정확도를 계산할 수 없다.[5]

그림4는 기존의 송수신모델을 적용해서 심장박동과 호흡의 파형을 검출한 것이고, 그림 5는 수정 송수신모델을 적용해서 심장박동과 호흡의 파형을 검출한 것이다.

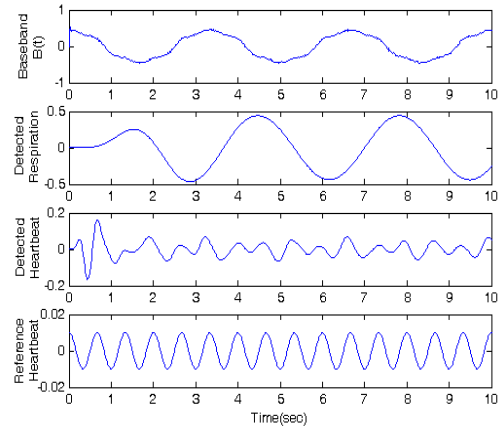


그림 4. 기존모델 신호검출결과 (SNR=30dB)

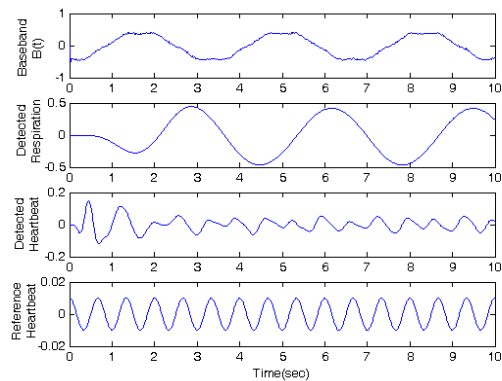


그림 5. 수정모델 신호검출결과 (SNR=30dB)

SNR이 30dB 기준으로 그림4와5에서 보듯이 심장박동과 호흡의 파형이 정확히 검출되는 것을 볼 수가 있다. 그러나 SNR값이 감소함에 따라 심장박동 검출 정확도는 표2에서 나타나 있듯 현격히 감소하는 것을 볼 수가 있다.

표 2. SNR 에 따른 검출 정확도

SNR	기존모델 검출 정확도 (%)	수정모델에 검출 정확도 (%)
30dB	98.9	100
20dB	84.4	85.3
10dB	30.1	35.6

3. 다중경로 환경에서의 성능 비교분석

기존의 송수신모델과 논문에서 제안한 송수신모델을 다중경로 환경에서 CW 레이더에 적용시키고, 이때 SNR값을 변화하면서 심장박동 검출 성능 정확도가 어떻게 변화되는 지를 모의실험을 통해 알아 볼 수가 있다. 이 모의실험에서는 경로 수를 3으로 하고 수신된 신호를 식(17)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\tilde{y}(t) = \tilde{a}_0 \tilde{x}(t) + \tilde{a}_1 \tilde{x}(t - \tau_1) + \tilde{a}_2 \tilde{x}(t - \tau_2) \quad (17)$$

표 3. 다중경로 환경에서 SNR 에 따른 검출 정확도

SNR	기존모델 검출 정확도 (%)	수정모델에 검출 정확도 (%)
30dB	68.9	76.7
20dB	33.3	36.6
10dB	17.7	23.3

표 2와 표 3을 비교해 볼 때, 단일 경로로 전송되는 것 보다 다중경로로 전송되는 것이 심장박동의 검출 정확도를 현격히 떨어뜨리는 것을 볼 수가 있다. 그러나 기존 송수신모델을 적용한 것보다는 논문에서 제안한 송수신모델을 적용한 것의 심장박동 검출정확도가 더 높은 것을 볼 수가 있다.

V. 결론

이 논문에서는 널리 통용되고 있는 기존의 송수신모델이 인체 공학적으로 적합하지 못한 점을 보완하기 위해 수정된 송수신모델을 제안한다. 이 논문에서 제안한 수신모델을 CW바이오 레이더에 적용하면 기존의 송수신모델을 적용한 CW 바이오 레이더 보다 harmonic 간섭을 감소시키고, 그로 인해 심장박동의 검출 정확도를 향상시킨다. 또한 모의실험을 통해 AWGN과 다중경로 환경에서 기존의 수신모델을 적용한 시스템보다 심장박동 검출 정도가 더 향상되는 것을 알 수가 있었다. 그러나 모의실험을 통해 기존 송수신모델이나 제안한 송수신모델을 적용한 것이나 다중환경에서는 심장박동 검출 정확도가 현격히 감소하게 되는 것을 알 수가 있다.

참고문헌

[1] Y. Xiao, J. Lin, O. B. Lubecke, V. M. Lubecke : 'Frequency-Tuning Technique for Remote Detection of Heartbeat and Respiration Using Low-Power Double-Sideband Transmission in the Ka-band' IEEE Trans. On Microwave Theory and Tech. vol. 54, No 5, May 2006, pp 2023-2032

[2] Y. Xiao, J. Lin, O. B. Lubecke, V. M. Lubecke : 'A Ka-Band Low Power Doppler Radar System for Remote Detection of Cardiopulmonary Motion' Proceeding of the 2005 IEEE, Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, Sept1-42005,pp7151-7154

[3] C. Li, Y. Xiao, J. Lin : 'Experiment and Spectral Analysis of a Low-Power Ka-Band Heartbeat Detector Measuring From Four Sides of a Human Body' IEEE Trans. On Microwave Theory and Tech. vol. 54, No 12, Dec 2006, pp 4464-4471

[4] A. D. Droitcour, O. B. Lubecke, V. M. Lubecke, J. Lin, G. T. A Kovacs : 'Range Correlation and I/Q Performance

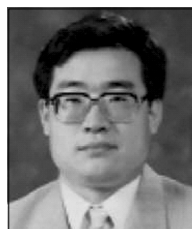
Benefits in Single-Chip Silicon Doppler Radars for Noncontact Cardiopulmonary Monitoring' IEEE Trans. On Microwave Theory and Tech. vol. 52, No 3, March 2004, pp 838-848

[5] B.Lohman, O. B. Lubecke, V. M. Lubecke, P. W. Ong, M. M. Sondhi : 'A DIGITAL SIGNAL PROCESSOR FOR DOPPLER RADAR SENSING OF VITAL SIGNS' 2001 Proceeding of the 23rd Annual EMBS International Conference, Oct 25-28 2001, pp 3359-3362

[6] J. C. Lin : 'Microwave sensing of physiological movement and volume change: A review' Bioelectromagnetics, vol. 13, pp 557-565, 1992

저자

Byung-Seub Lee



received the BS degree from Korea Aerospace University in 1979, the MS degree from Seoul National University in 1981, and the PhD degree from New Jersey Institute of Technology in 1990. He was a head of TT&C section of Satellite Communication System Department at Electronics and Telecommunications Research Institute (ETRI), KOREA from 1990 to 1992. Since 1992, he has been a Professor of Department of Information and Telecommunication Eng. Dept. of Korea Aerospace university. Currently he is Head of School of Avionics , Telecommunication and Computer Eng. Of Korea Aerospace university and also president of Telecommunication and Broadcasting Technology Lab. He is now working as a President of Korea Society of Space Technology (KOSST) from 2017. His research areas are satellite communications, Adaptive antenna array and signal processing, Bio radar and active noise control.