

CW 바이오 레이더에서 수정 송수신 모델을 이용한 심장 박동 및 호흡 검출

Detection of Heartbeat and Respiration Using a Modified Signal Model in the CW Bio-Radar

서 명 환 · 이 병 섭

Myung-Hwan Seo · Byung-Seub Lee

요 약

이 논문에서는 여러 곳에서 통용되고 있는 기존의 CW(Continuous-Wave) 바이오 레이더 송수신 모델을 수정한 새로운 송수신 모델을 제안한다. 최근에 심장 박동과 호흡을 검출하기 위해 CW 바이오 레이더를 이용해서 여러 연구 기관에서 연구가 진행되고 있다. 그러나 이 통용되고 있는 수신 모델을 이용해서 심장 박동을 검출하게 되면 여분의 위상 변이나 가우시안 잡음에 취약하고, 또한 인체 공학적으로 개념상 정확하지 못한 단점을 가지고 있다. 그러므로 이 논문에서 인체 공학상으로 정확한 수정된 CW 바이오 레이더 송수신 모델을 제안함으로써 여분의 위상 변이와 가우시안 잡음이 있는 환경뿐 아니라 다중 경로 환경에서 기존의 송수신 모델과의 심장 박동과 호흡 검출에 대한 성능을 비교 분석한다.

Abstract

The paper proposes a new signal model which is revised from the commonly used signal model. Recently, many research institutions had a research about CW bio-radar for detecting the heartbeat and respiration. However, when the bio-radar detects the heartbeat using the previous signal model, the bio-radar has a disadvantage of weakness about the residual phase and AWGN. Also, the model is inappropriate in ergonomics because this signal model supposes that the heart and lung are located at a same place. In this paper, the modified signal model, which is appropriate in ergonomics, is proposed. This paper analyzes and compares with the performance for detecting the heartbeat and respiration using the previous model and revised model in AWGN and multi-path environment.

Key words : CW, Harmonic, AWGN, SNR, Bio-Radar

I. 서 론

최근에 마이크로파를 이용한 도플러 레이더가 여러 무선 센서를 사용하는 곳에 사용되고 있다^[1]. 이 도플러 레이더는 지진으로 인해 매몰되어 있는 곳에서 사람의 존재에 대한 흔적을 찾는 것뿐만 아니라, 병원에서 health care 장치에 사용되어지고 있다. 이런 마이크로파를 이용한 센서 시스템은 CW 신호를

전송하여 그 신호가 인체에서 반사되어지고, 수신기가 그 반사되어지는 신호를 복조함으로써 심장 박동이나 호흡의 파형을 검출할 수 있는 시스템을 말한다^[2]. 여기서 반사되어 수신기에 들어오는 신호는 심장 박동과 호흡에 의해 생기는 위상 변이와 발진기에 의해 생기는 위상 잡음을 가진 신호이다. 그래서 이 CW 바이오 레이더는 발진기에 의해 생기는 위상 잡음에 매우 민감하게 반응하고, 또한 이 레이더와

한국항공대학교 정보통신공학과(Department of Telecommunications and Information Engineering, Korea Aerospace University)

· 논문 번호 : 20080701-080

· 수정완료일자 : 2008년 10월 10일

인체와의 거리에 의해 생기는 위상 변이에 의해 심장 박동과 호흡의 검출 성능이 달라진다^[3].

또한, CW 바이오 레이더는 AWGN 환경에서 발생하는 잡음의 강도가 커짐에 따라 심장 박동 검출 성능에 대한 정확도를 감소시키게 된다. 특히 전파의 주파수 편이를 측정하여서 타겟의 미세한 움직임을 검출하게 되는데 순수하게 타겟으로부터 반사된 신호는 고정된 주변 물체 또는 움직이는 물체로부터 반사되는 많은 다중 경로 반사파에 의해 심각한 간섭을 받게 된다. 이러한 경우에 상대적으로 미약한 타겟에서 반사된 신호의 주파수 편이로부터 타겟의 심장 박동을 추출하기가 어렵게 되고, 검출 성능 정확도도 크게 저하시킨다.

이처럼 기존의 CW 바이오 레이더 모델을 이용해서 여러 논문에서 모의 실험을 하고, 그에 대한 결과를 내고 있지만 이 CW 바이오 레이더에 적용되는 수신 모델은 인체공학상으로 적합하지 않은 모델이다. 인체 공학상 심장과 폐는 서로 다른 위치에 있는데, 기존의 CW 바이오 레이더의 송수신 모델은 같은 위치에 심장과 폐가 위치되어 있으며, 단지 심장 박동 신호가 호흡의 신호보다 매우 작다고 가정함으로써 수신되는 신호의 모델을 정의하였다. 그러나 실제로 심장과 폐의 위치가 다르므로 기존의 수신 모델을 수정해야 하는 필요가 있다.

그래서 개념적, 인체공학적으로 적합한 모델을 이 논문에서 제안한다. 또한, 이 제안된 송수신 모델을 가지고 여러 환경에서 모의 실험을 통해 기존의 송수신 모델과의 심장 박동과 호흡에 대한 검출 성능과 스펙트럼 분석을 하고, 그것을 가지고 두 송수신 모델을 비교 분석한다.

II. 신호 송수신 모델

2-1 기존 송수신 모델

기존의 CW 레이더의 송신 신호는 식 (1)과 같이 나타내어진다.

$$T(t) = \cos(2\pi ft + \phi(t)) \quad (1)$$

여기서 f 는 발진기의 주파수이고, $\phi(t)$ 는 발진기의 위상 잡음이다^[4].

그리고 만약 신호가 심장 박동이나 호흡 파형에

의해 시간변이 $x(t)$ 를 가지면서 인체로부터 d_0 떨어져서 반사되어진다면, 송신기와 수신기 사이의 전체 움직인 거리는 $2d(t) = 2d_0 + 2x(t)$ 가 된다. 그러면 수신 신호는 식 (2)와 같이 나타내어진다.

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

여기서 c 는 빛의 속도를 나타내고, λ 는 신호의 파장을 나타내며 c/f 이다. 인체의 움직임 신호 $x(t)$ 는 식 (3)과 같이 나타내어진다.

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

여기서 m_r 은 m_h 보다 10 dB 정도 더 크기 때문에 심장 박동을 검출하는데 어려움을 가지고 있다^[2]. 이 수신 신호를 송신 신호와 같은 지역 발진기 신호와 곱하면 주기적인 심장 박동이나 호흡의 파형에 대한 정보를 복조시킬 수가 있다. 그 복조된 신호를 저대역 통과 필터를 통과시키게 되면 식 (4)와 같은 기저대역 신호 $B(t)$ 를 찾아낼 수 있다^[3].

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

여기서 θ 는 d_0 에 의해 변하는 일정한 위상 천이를 나타내고, $\Delta\phi(t)$ 는 여분의 위상 잡음을 나타낸다. 이 같은 도플러 레이더의 블록도는 그림 1에서 볼 수가 있다.

이렇게 얻어진 기저대역 신호 $B(t)$ 의 요소들을 유도하면 도플러 주파수 천이를 획득할 수 있다. 그러나 이렇게 정의되고 통용되는 수신 모델은 인체공학상으로 부적절한 요소를 가지고 있다. 그 이유는 심장과 폐가 같은 위치에 있는 것이 아닌데, 단지 두

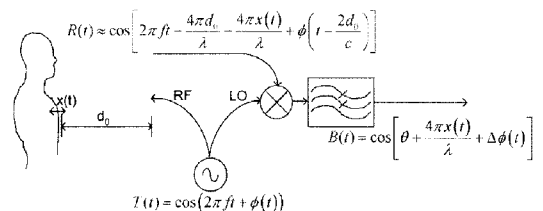


그림 1. 도플러 레이더의 블록도^[3]
Fig. 1. Block diagram of the Doppler-radar^[3].

신호의 강도를 조정함으로써 같은 위치에 있다고 가정하고 그것을 바탕으로 송수신 모델을 만들었기 때문에 인체공학상 적합하지 못한 부분을 가지고 있다.

2-2 수정 송수신 모델

기존의 송수신 모델의 인체 공학적인 문제를 보정하여서 수정된 송수신 모델을 제안한다. 이 논문에서 제안하는 모델을 적용한 CW 바이오 레이더의 송신 신호는 식 (1)과 마찬가지로 나타내어지나, 수신기에서 받은 수신 신호는 식 (5)와 같이 두 개의 신호로 나타내어진다.

$$R(t) \approx \cos \left[2\pi ft - \frac{2\pi d_0}{\lambda} - \frac{4\pi x_r(t)}{\lambda} + \phi(t - \frac{2d_0}{c}) \right] + \varepsilon \cos \left[2\pi ft - \frac{2\pi d_0}{\lambda} - \frac{4\pi x_h'(t)}{\lambda} + \phi(t - \frac{2d_0}{c}) \right] \quad (5)$$

이렇게 두 개의 신호로 나누어져서 수신 모델을 정의하는 이유는 인체 공학적으로 심장이 폐보다 안쪽에 위치되어 있기 때문에 송신기에서 신호를 인체에 보낼 때, 먼저 폐에 부딪쳐서 반사되는 신호와 심장까지 들어가서 반사되는 신호가 나누어져서 수신기에 들어오기 때문이다. 그래서 기존의 수신 모델처럼 하나의 식으로 수신 신호를 모델링하는 것이 아니라, 심장과 폐의 시간 변이를 각각 구별하여서 수신 신호를 정의한다.

또한, 기존 수신 모델에서는 m_r 과 m_h 의 크기를 조정해서 심장 박동과 호흡 신호의 강도를 조절하였지만, 수정 수신 모델에서는 심장에서 반사되어서 나오는 신호와 폐에서 반사되어서 나오는 신호의 강도비 $\varepsilon(dB) = 10 \log \frac{m_h}{m_r}$ 로 정의하고, ε 을 조정함으로써 실제적으로 반사되어서 나오는 수신 신호를 정의할 수가 있다. 그래서 기존 수신 모델에서 정의한 심장 박동 신호 $x_h(t)$ 를 수정 신호 모델에서는 $x_h'(t) = \frac{1}{\varepsilon} x_h(t)$ 로 정의하고, ε 을 조정함으로써 심장 박동과 호흡 신호의 강도를 설정해줄 수 있고, 일반적으로 -10 dB 정도로 나타낸다. 이렇게 정의된 수신 신호를 송신 신호와 같은 지역 발진기 신호와 곱하여 복조를 시키고 그 복조된 신호를 저 대역 통과 필터를 통과시키면 식 (6)과 같은 기저 대역 신호

$B(t)$ 를 얻을 수 있다.

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

여기서 θ 는 d_0 에 의해 변하는 위상 천이이고, $\Delta\phi(t)$ 는 여분의 위상 잡음을 나타낸다.

이 같이 수정된 수신 모델을 가지고 심장 박동이나 호흡의 도플러 주파수 천이를 찾는 방법은 수식적으로 아래와 같이 나타낼 수 있다.

$$R(t) = \cos(2\pi ft + \phi_r(t)) + \varepsilon \cos(2\pi ft + \phi_h(t)) \quad (7)$$

여기서 $\phi_r(t)$ 는 호흡 신호의 위상 천이를 나타내는 것으로 $4\pi x_r(t)/\lambda$ 이고, $\phi_h(t)$ 는 심장 박동의 위상 천이를 나타내는 것으로 $4\pi x_h'(t)/\lambda$ 이다. 이 수식에서는 여분의 위상 잡음과 d_0 에 의해 발생하는 일정한 위상 천이를 무시하고 ε 은 -10 dB라 가정한다. 여기서 삼각 함수와 근사치 정리를 이용해서 정리하면 심장 박동과 호흡에 의해 발생하는 위상 천이를 식 (8)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\theta(t) = \phi_r(t) + \tan^{-1} \left\{ \frac{\varepsilon \sin(\phi_r(t) - \phi_h(t))}{1 + \varepsilon \cos(\phi_r(t) - \phi_h(t))} \right\} \approx \phi_r(t) + \varepsilon \sin(\phi_r(t) - \phi_h(t)) \quad (8)$$

이 위상 천이 $\theta(t)$ 를 근사화 시키면 식 (9)와 같이 나타내어진다.

$$\theta(t) \approx \phi_r(t) + \varepsilon \sin(\phi_h(t)) \cos(\phi_r(t)) - \varepsilon \cos(\phi_h(t)) \sin(\phi_r(t)) \approx \phi_r(t) + \varepsilon \sin(\phi_h(t)) \cos(\phi_r) - \varepsilon \cos(\phi_h(t)) \sin(\phi_r) \quad (9)$$

이렇게 근사화된 위상 천이 $\theta(t)$ 를 이용해서 식 (10)과 같이 심장 박동과 호흡에 대한 도플러 주파수 천이를 구할 수 있다.

$$f_d(t) = \frac{1}{2\pi} \left[\frac{d\theta(t)}{dt} \right] = f_{d,r}(t) + \frac{1}{2\pi} \varepsilon \frac{d}{dt} [\sin(\phi_h(t)) \cos(\phi_r) - \cos(\phi_h(t)) \sin(\phi_r)] \quad (10)$$

위의 식에서 두 번째 항을 삼각 공식에 의해 정리하면 식 (11)로 나타내어진다.

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

식 (11)을 식 (10)에 대입하면,

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

이처럼 위상 천이 $\theta(t)$ 를 이용해서 심장 박동이 나 호흡에 대한 도플러 주파수 천이 $f_d(t)$ 를 구할 수 있다. 이 $f_d(t)$ 에서 $\cos(\phi_r - \phi_h(t))$ 의 크기는 일정한 값이므로, ε 의 크기에 따라서 심장 박동 도플러 주파수 천이 $f_{d,h}(t)$ 의 검출 성능이 달라진다. 만약 ε 이 작아지면 작아질수록 심장 박동 도플러 주파수 천이 $f_{d,h}(t)$ 의 검출 성능은 현격하게 감소하게 된다. 이처럼 ε 은 심장 박동 신호의 검출 성능에 영향을 미치는 중요한 요소임을 알 수 있다.

III. 스펙트럼 분석

3-1 수정 수신 모델을 적용한 CW 레이더의 스펙트럼 분석

푸리에 급수의 원리를 이용하여 주기적인 시간 변이 $x(t)$ 를 신호의 급수에 대한 조합으로 표현할 수 있다^[3]. 이 푸리에 급수의 원리를 이용해서 기저 대역 신호 $B(t)$ 를 푸리에 급수 형태로 나타낼 수가 있다. 먼저 기저 대역 신호를 식 (13)과 같이 지수 형태로 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} B(t) &= \cos \left[\theta + \frac{4\pi x_r(t)}{\lambda} + \Delta\phi(t) \right] \\ &\quad + \varepsilon \cos \left[\theta + \frac{4\pi x_h(t)}{\lambda} + \Delta\phi(t) \right] \\ &= \text{Re} \left[e^{j(4\pi m_r \cos(v_r t)/\lambda)} \cdot e^{j(\theta + \Delta\phi(t))} \right] \\ &\quad + \varepsilon \text{Re} \left[e^{j(4\pi(m_r/\varepsilon) \cos(v_r t)/\lambda)} \cdot e^{j(\theta + \Delta\phi(t))} \right] \end{aligned} \quad (13)$$

여기서 지수 항은 푸리에 급수를 이용해서 정리하면 식 (14)로 나타내어진다^[3].

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

식 (14)를 식 (13)에 적용하면 식 (15)와 같이 $B(t)$ 를 푸리에 급수 형태로 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} B(t) &= \text{Re} \left[\sum_{n=-\infty}^{\infty} J_n \left(\frac{4\pi m_r}{\lambda} \right) e^{jn\omega_r t} \cdot e^{j(\theta + \Delta\phi(t))} \right] \\ &\quad + \varepsilon \text{Re} \left[\sum_{n=-\infty}^{\infty} J_n \left(\frac{4\pi m_h}{\lambda \varepsilon} \right) e^{jn\omega_r t} \cdot e^{j(\theta + \Delta\phi(t))} \right] \\ &= \sum_{n=-\infty}^{\infty} J_n \left(\frac{4\pi m_r}{\lambda} \right) \cos(n\omega_r t + \phi) \\ &\quad + \varepsilon \sum_{n=-\infty}^{\infty} J_n \left(\frac{4\pi m_h}{\lambda \varepsilon} \right) \cos(n\omega_r t + \phi) \end{aligned} \quad (15)$$

전체 여분의 위상 $\phi = \theta + \Delta\phi(t)$ 이라 정의한다. 여기서 $J_n(4\pi m_r/\lambda)$ 와 $J_n(4\pi m_h/\lambda \varepsilon)$ 은 각각 호흡과 심장 박동에 대한 harmonics라고 하는 주파수 성분을 나타내는 것이다. 이 성분에서 ε 이 작아지면 작아질수록 심장 박동 신호에 대한 harmonics의 크기가 감소할 뿐 아니라 호흡 신호에 대한 harmonics에 영향을 받아 심장 박동의 검출 성능을 떨어뜨리게 된다.

이 같은 harmonics 간섭은 낮은 주파수이고, 크기가 큰 신호에 의해서 생성되며, 그 간섭은 높은 주파수이고 크기가 작은 신호에 영향을 끼치게 된다. 그래서 호흡의 4차 harmonics의 주파수는 심장 박동의 기본파 주파수에 근접하게 되고 그로 인해 호흡의 4차 harmonics인 $J_4(4\pi m_r/\lambda)$ 이 심장 박동의 기본파인 $J_1(4\pi m_h/\lambda \varepsilon)$ 에 영향을 끼치게 되어 심장 박동의 기본파 주파수의 크기를 변화시키게 된다^[2]. 그러므로 이 같은 harmonics 간섭 영향을 최소화시켜야지만 심장 박동의 검출 성능을 높일 수가 있다.

3-2 여분의 위상에 대한 영향

CW 바이오 레이더에서 harmonics 간섭 영향은 식 (15)에서 보듯이 피할 수가 없다. 그러나 정작 심장 박동의 검출 성능에 가장 큰 영향을 주는 것은 여분의 위상 ϕ 이며, 이 여분의 위상에 의해 심장 박동 검출 성능 정확도가 달라지게 된다. 이 여분의 위상 ϕ 는 식 (16)과 같이 나타내어진다.

$$\phi = \theta + \Delta\phi(t) = \frac{4\pi d_0}{\lambda} + \Delta\phi(t) \quad (16)$$

이 여분의 위상은 인체와의 거리 d_0 에 의해서 변하는 위상 변이량에 따라 그 크기가 달라지게 된다. 즉, d_0 이 멀어지면 그만큼 여분의 위상이 커지게 되고, 그로 인해 심장 박동의 검출 성능이 감소하게 된다. 또한, 여분의 위상 잡음 $\Delta\phi(t)$ 에 의해서 여분의 위상의 크기가 변하게 되고, 식 (15)에서 보듯이 심장 박동이나 호흡의 harmonics 성분의 크기에 영향을 주어서 심장 박동이나 호흡의 검출 성능 저하를 일으키는 원인이 된다. 이처럼 심장 박동이나 호흡의 검출 성능에 영향을 일으키는 요인인 harmonics 간섭과 여분의 위상 변화에 의해 성능 저하를 일으키게 되는 것이다.

IV. 모의 실험

앞에서 정의한 수정 송수신 모델을 2.4 GHz, ISM 주파수 영역의 CW 바이오 레이더에 적용시켜 기존 수신 모델을 적용한 것과의 스펙트럼을 MATLAB을 이용하여 비교분석하고, 여러 다른 환경에서 심장 박동 검출 성능이 어떻게 변화하는 지를 모의 실험을 통해서 살펴본다. 또한, 심장 박동 검출 성능에 큰 영향을 끼치는 여분의 위상의 크기를 변화시키면서 얼마나 심장 박동 검출 성능을 감소시키는지에 대해 모의 실험을 통해 알아본다.

4.1 스펙트럼 비교

기존의 수신 모델에서 심장 박동과 호흡 신호의 크기를 각각 $m_r=1$ mm, $m_b=0.1$ mm로 정하고, 신호 강도 비 ϵ 은 -10 dB, 인체와 송신기간의 거리 d_0 는 0.5 m로 정한다. 이렇게 파라미터를 정의하고, RF 주파수가 2.4 GHz인 CW 레이더를 이용해서 기저 대역 신호 $B(t)$ 를 구할 수 있으며, $B(t)$ 의 스펙트럼은 그림 2에서처럼 나타내어진다. 이 같은 방법으로 제안한 수신 모델을 적용해서 기저 대역 신호 $B(t)$ 를 구하고, 그 $B(t)$ 의 스펙트럼은 그림 3과 같이 나타내어진다.

그림 2와 그림 3에서 보면 기존 송수신 모델과 수정 송수신 모델을 적용해서 얻은 기저 대역 신호 $B(t)$ 의 주파수 성분이 호흡의 harmonic 성분과 심장 박동의 주파수 성분으로 나타내어지는 것을 알 수가

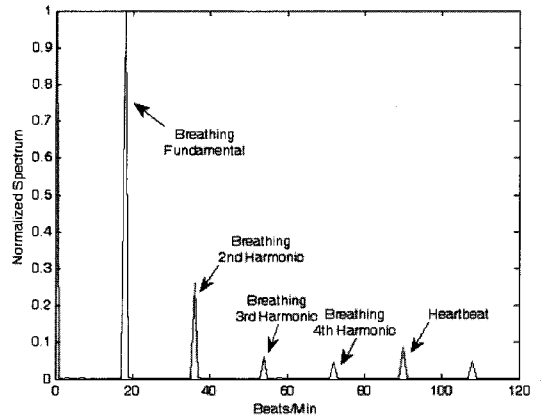


그림 2. 기존의 송수신 모델을 적용한 스펙트럼
Fig. 2. Spectrum of previous signal model.

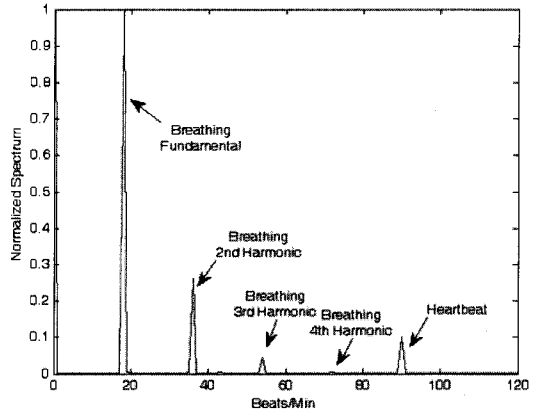


그림 3. 수정 송수신 모델을 적용한 스펙트럼
Fig. 3. Spectrum of modified signal model.

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

이렇게 분포하게 되는 호흡의 차수별 harmonic 성분의 크기는 표 1에서 나타내어진다.

표 1. 각 차수에 대한 harmonic 성분의 normalized 값 비교

Table 1. Comparison of the normalized amplitudes of harmonics for each order.

호흡 Harmonics	기존 송수신 모델에 대한 Normalized 값	수정 송수신 모델에 대한 Normalized 값
Fundamental	1	1
2 nd	0.2610	0.2622
3 rd	0.0592	0.0452
4 th	0.0446	0.0048

이 같이 기존 송수신 모델을 적용한 것보다 수정 송수신 모델을 적용해서 얻은 $B(t)$ 가 호흡의 차수별 harmonic 성분의 크기가 점점 현격히 감소하게 되는 것을 알 수 있고, 이 같은 감소는 심장 박동 검출 성능 정확도면에서 기존의 송수신 모델을 적용한 것보다 향상되게 된다.

4-2 AWGN 환경에서의 검출 성능 비교

기존의 송수신 모델과 수정 송수신 모델을 AWGN 환경에서 CW 바이오 레이더에 적용시킴으로써 SNR 값에 따라 검출 성능 정확도가 어떻게 변화되는지를 모의 실험을 통해 알아볼 수가 있다. 수신 모델을 CW 바이오 레이더에 적용시켜서 얻은 기저 대역 신호 $B(t)$ 에서 심장 박동과 호흡의 파형을 분리시키기 위해 6th 버터워스 필터를 사용하게 된다. 호흡의 파형을 검출하기 위해서는 호흡의 주파수 범위가 0.2~0.7 Hz이므로, 버터워스 저 대역 통과 필터를 사용해서 심장 박동의 주파수 성분을 분리시킬 수가 있고, 심장 박동의 파형을 검출하기 위해서는 심장 박동의 주파수 범위가 0.9~3 Hz이므로 그 범위의 버터워스 대역 통과 필터를 사용하여서 심장 박동의 파형을 검출할 수가 있다^[5].

이렇게 검출한 심장 박동의 파형에 대한 검출 성능 정확도는 심장 박동 참조 신호의 2% 안에서 시간의 퍼센트에 의해 정의할 수 있다. 그러나 호흡의 검출 성능 정확도는 호흡에 대한 참조 신호가 없으므로 검출 성능 정확도를 계산할 수 없다^[6].

그림 4는 기존의 송수신 모델을 적용해서 심장 박동과 호흡의 파형을 검출한 것이고, 그림 5는 수정

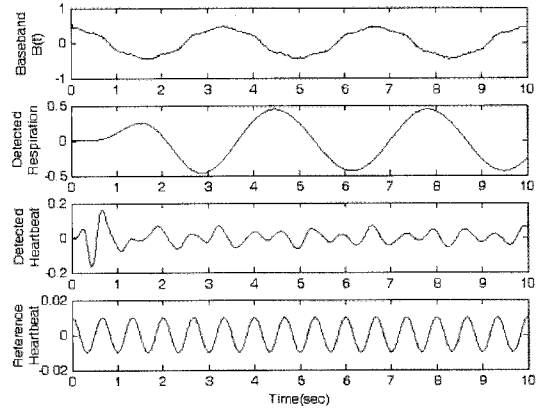


그림 4. 기존의 송수신 모델을 적용한 파형 검출 (SNR=30 dB, 단일 경로)

Fig. 4. Life detection adjusted previous signal model (SNR=30 dB, single path).

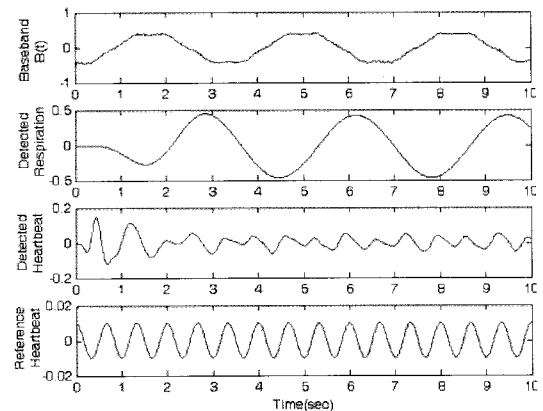


그림 5. 수정 송수신 모델을 적용한 파형 검출 (SNR=30 dB, 단일 경로)

Fig. 5. Life detection adjusted modified signal model (SNR=30 dB, single path).

송수신 모델을 적용해서 심장 박동과 호흡의 파형을 검출한 것이다.

SNR이 30 dB 기준으로 그림 4와 5에서 보듯이 심장 박동과 호흡의 파형이 정확히 검출되는 것을 볼 수 있다. 그러나 SNR 값이 감소함에 따라 심장 박동 검출 정확도는 표 2에서 나타나 있듯이 현격히 감소하는 것을 볼 수가 있다.

표 2에서 보면 기존의 송수신 모델을 적용시켜서 심장 박동을 검출하였을 때의 정확도는 논문에서 제안한 송수신 모델을 적용시켜서 심장 박동을 검출하

표 2. AWGN 환경에서의 SNR값에 따른 심장 박동 검출 정확도

Table 2. Heart-rate accuracy for SNR in AWGN environment.

SNR	기존 송수신 모델에 대한 심장 박동 검출 정확도(%)	수정 송수신 모델에 대한 심장 박동 검출 정확도(%)
30 dB	98.9	100
20 dB	84.4	85.3
10 dB	30.1	35.6

였을 때보다 정확도가 떨어지는 것을 볼 수가 있다. 이렇듯 제안한 송수신 모델을 적용한 CW 바이오 레이더가 AWGN 환경에서 심장 박동 검출 정확도가 기존 송수신 모델을 적용한 것보다 더 향상되는 것을 알 수가 있다.

4.3 다중 경로 환경에서의 검출 성능 비교

기존의 송수신 모델과 논문에서 제안한 송수신 모델을 다중 경로 환경에서 CW 바이오 레이더에 적용시키고, 이때 SNR값을 변화하면서 심장 박동 검출 성능 정확도가 어떻게 변화되는 지를 모의 실험을 통해 알아볼 수가 있다. 이 모의 실험에서는 다중 경로를 3 경로로 하고, 수신된 신호를 식 (17)과 같이 나타낼 수 있다.

$$y(t) = a_0R(t) + a_1R(t - \tau_1) + a_2R(t - \tau_2) \quad (17)$$

여기서 $R(t)$ 는 지연 없는 수신 신호를 의미하며, $R(t - \tau_1)$ 과 $R(t - \tau_2)$ 은 각각 수신 신호 $R(t)$ 가 지연 정도가 다른 다중 경로를 통과할 때, τ_1 과 τ_2 만큼 지연되어서 수신되는 신호를 말한다. a_0, a_1, a_2 의 크기는 각 경로마다 정한 전력 레벨 P_0, P_1, P_2 에 따라 그 크기가 정해진다. 이 모의 실험에서는 $P_0=1, P_1=0.3, P_2=0.2$ 로 정하고, $\tau_1=13$ ns, $\tau_2=19$ ns로 지정한다.

그림 6과 7은 다중 경로 환경에서의 심장 박동과 호흡의 검출 파형을 보여준다.

표 3은 지연 없는 수신 신호가 지연이 있는 다중 경로를 지나 수신되었을 때, SNR값에 따라 심장 박동 검출 정확도가 어느 정도 변화하는 지에 대한 변화되는 정도를 나타낸다.

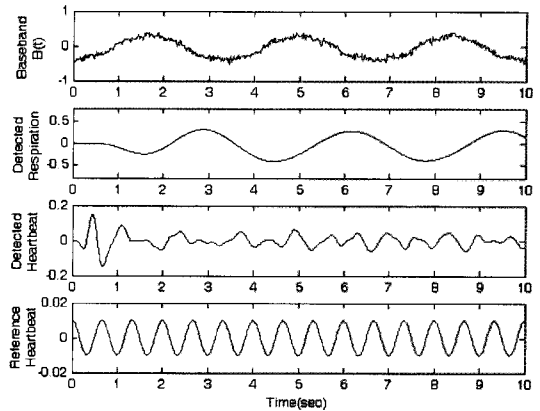


그림 6. 기존의 송수신 모델을 적용한 파형 검출 (SNR=30 dB, 3 경로 채널)
Fig. 6. Life detection adjusted previous signal model (SNR=30 dB, three path).

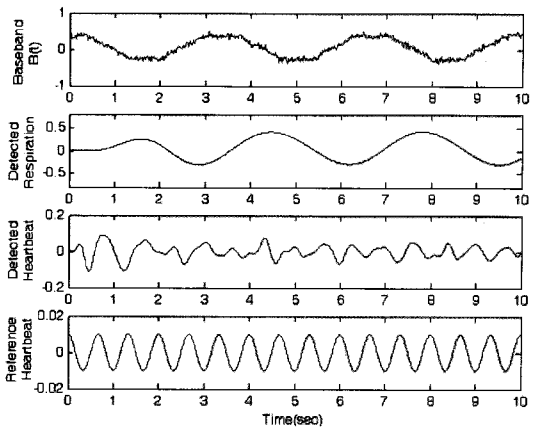


그림 7. 수정 송수신 모델을 적용한 파형 검출(SNR=30 dB, 3 경로 채널)
Fig. 7. Life detection adjusted modified signal model (SNR=30 dB, three path).

표 3. 다중 경로 환경에서의 SNR값에 따른 심장 박동 검출 정확도

Table 3. Heart-rate accuracy for SNR in multi-path environment.

SNR	기존 송수신 모델에 대한 심장 박동 검출 정확도(%)	수정 송수신 모델에 대한 심장 박동 검출 정확도(%)
30 dB	68.9	76.7
20 dB	33.3	36.6
10 dB	17.7	23.3

표 2와 표 3을 비교해 볼 때, 단일 경로로 전송되는 것보다 다중 경로로 전송되는 것이 심장 박동의 검출 정확도를 현격히 떨어뜨리는 것을 볼 수가 있다. 그러나 기존 송수신 모델을 적용한 것보다는 논문에서 제안한 송수신 모델을 적용한 것이 심장 박동 검출 측면에서 정확도가 더 높아진 것을 볼 수가 있다.

4.4 여분의 위상에 의한 검출 성능 비교

이 모의 실험은 심장 박동 검출 정확도를 떨어뜨리는 요인인 여분의 위상을 증가시킴으로써 심장 박동 검출 정확도의 감소 정도를 알아본다. 여기서 여분의 위상은 인체와의 거리 d_0 를 변화시킴으로써 그 여분의 위상 정도를 증가시킨다. 이렇게 검출된 호흡이나 심장 박동의 파형을 그림 8과 9에서 볼 수가 있다.

그림 4, 5와 그림 8, 9를 비교해 보면 검출된 호흡의 파형은 거의 변화가 없는 것을 볼 수가 있지만 심장 박동의 검출 정확도가 기존 송수신 모델을 적용하였을 때는 98.9%에서 41.1%로 현격히 저하되고, 역시나 제안한 송수신 모델을 적용한 것도 검출 정확도가 100%에서 45.5%로 현저히 저하되는 것을 알 수가 있다. 이렇듯 여분의 위상이 다른 요인들보다 심장 박동의 검출 성능을 저하시키는 핵심적인 요소라 할 수가 있다.

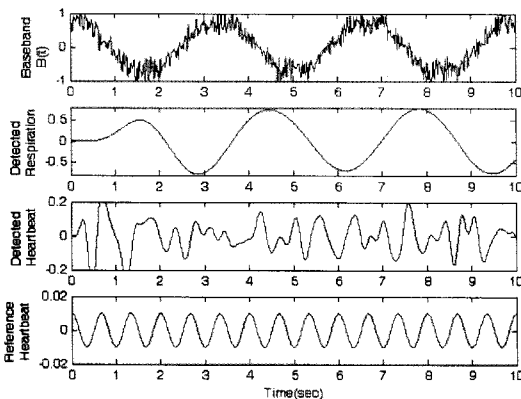


그림 8. 기존의 송수신 모델을 적용한 파형 검출 (SNR=30 dB, 단일 경로, $d_0=3$ m)
 Fig. 8. Life detection adjusted previous signal model (SNR=30 dB, single path, $d_0=3$ m).

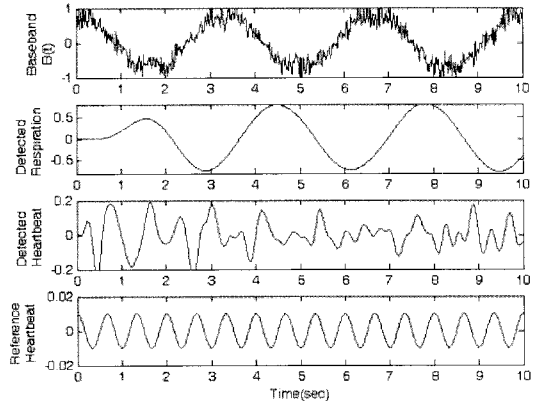


그림 9. 수정 송수신 모델을 적용한 파형 검출(SNR=30 dB, 단일 경로, $d_0=3$ m)
 Fig. 9. Life detection adjusted modified signal model (SNR=30 dB, single path, $d_0=3$ m).

V. 결 론

이 논문에서는 널리 통용되고 있는 기존의 송수신 모델이 인체 공학적으로 적합하지 못한 점을 보완하기 위해 수정된 송수신 모델을 제안한다. 이 논문에서 제안한 수신 모델을 CW 바이오 레이더에 적용하면 기존의 송수신 모델을 적용한 CW 바이오 레이더보다 harmonic 간섭을 감소시키고, 그로 인해 심장 박동의 검출 정확도를 향상시킨다. 또한, 모의 실험을 통해 AWGN과 다중 경로 환경에서 기존의 수신 모델을 적용한 시스템보다 심장 박동 검출 정도가 더 향상되는 것을 알 수가 있었다. 그러나 모의 실험을 통해 기존 송수신 모델이나 제안한 송수신 모델을 적용한 것이나 여분의 위상이 커지면 심장 박동 검출 정확도가 현격히 감소하게 되는 것을 알 수가 있었다.

참 고 문 헌

- [1] J. C. Lin, "Microwave sensing of physiological movement and volume change: A review", *Bioelectromagnetics*, vol. 13, pp. 557-565, 1992.
- [2] C. Li, Y. Xiao, and 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, pp. 4464-4471, Dec. 2006.

- [3] A. D. Droitcour, O. B. Lubecke, V. M. Lubecke, J. Lin, and 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, pp. 838-848, Mar. 2004.
- [4] Y. Xiao, J. Lin, O. B. Lubecke, and 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, pp.

2023-2032, May 2006.

- [5] Y. Xiao, J. Lin, O. B. Lubecke, and 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*, pp. 7151-7154, Sep. 2005.
- [6] B. Lohman, O. B. Lubecke, V. M. Lubecke, P. W. Ong, and M. M. Sondhi, "A digital signal processor for Doppler radar sensing of vital signs", *Proceeding of the 23rd Annual EMBS International Conference*, pp. 3359-3362, Oct. 2001.

서 명 환



2008년 2월: 한국항공대학교 정보통신공학과 (공학사)
 2008년 3월~현재: 한국항공대학교 정보통신공학과 석사과정
 [주 관심분야] 디지털 신호 처리, 바이오 레이더

이 병 섭



1979년 2월: 한국항공대학교 전자공학과 (공학사)
 1981년 2월: 서울대학교 전자공학과 (공학석사)
 1992년 2월: New Jersey Institute of Technology (공학박사)
 1992년~현재: 한국항공대학교 항공전자 및 정보통신공학부 교수
 [주 관심분야] 디지털 신호 처리, 위성 통신, Adaptive Array