

CW 바이오 레이더에서 ALE(Adaptive Line Enhancer) 기반의 새로운 적응형 잡음제거기를 이용한 잡음제거 및 심장박동 검출

Noise Cancellation and Detection of Heartbeat using A New Adaptive Noise Canceller Based on ALE(Adaptive Line Enhancer) in the CW Bio-radar

서명환*, 김재종*

Myung-Hwan Seo*, Jae-Joong Kim*

요 약

이 논문에서는 AWGN환경에서 발생하는 가우시안 잡음과 발전기에서 생기는 시스템 잡음을 제거할 수 있는 ALE(Adaptive Line Enhancer) 기반의 새로운 적응형 잡음 제거기를 이용한 CW(Continuous-Wave) 바이오 레이더를 제안한다. 최근에 CW 바이오 레이더를 이용해서 심장박동과 호흡을 검출하는 연구가 여러 연구기관에서 진행 되고 있다. 그러나 이 연구들은 기존 CW 바이오 레이더가 가우시안 잡음에 취약하고 그로 인해 심장박동 검출정확도도 떨어진다는 점을 설명을 하고 있긴 하지만, 그 잡음을 효과적으로 없앨 수 있는 방안은 계속 연구 중에 있다. 본 논문에서는 기저대역 신호에 포함된 잡음을 효과적으로 제거할 수 있는 ALE기반의 적응형 잡음 제거기를 적용한 것을 제안한다. 또한 타겟의 위치에 따른 복조의 민감함에 강점을 가진 quadrature 수신기를 통과한 잡음이 포함된 기저대역 신호에서 잡음만을 효과적으로 제거함으로써 인해 심장박동 검출 정확도를 향상시키는 것을 모의실험을 통해 비교 분석해 본다.

Abstract

This paper proposes a CW(Continuous-Wave) bio-radar applying a new adaptive noise canceller based on ALE(Adaptive Line Enhancer) which can remove the Gaussian noise and system noise. Recently the research works on this CW bio-radar which can be used to detect heartbeat and respiration are advanced by the university and research facility. Although the researches describe CW bio-radar not only is vulnerable for the Gaussian noise but also has a disadvantage of decreasing the heart-rate accuracy due to the noise, the researches do not demonstrate the effective method for removing the noise component in a baseband signal. In this paper, a CW bio-radar applying the new adaptive noise canceller based on ALE which can remove the noise component is proposed. This paper compares and analyzes the performance for increasing the heart-rate accuracy according to removing the Gaussian noise and system noise in the baseband signal through the quadrature receiver which can alleviate the demodulation sensitivity to target position.

Key words : CW, ALE, adaptive noise canceller, Quadrature receiver, Heart-rate accuracy, bio-radar

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

· 제1저자 (First Author) : 서명환

· 투고일자 : 2009년 6월 24일

· 심사(수정)일자 : 2009년 6월 29일 (수정일자 : 2009년 8월 10일)

· 게재일자 : 2009년 8월 30일

I. 서 론

1970년대 이래로 물리적인 움직임을 감지하는 데에 마이크로파를 이용한 도플러 레이더가 사용되어지고 있다[1]. 처음에 사용되어졌던 도플러 레이더는 심장박동과 호흡을 분리시키기 위해 아날로그 필터를 필요로 했고, 그로 인해 파워가 필요하게 되었고 레이더 시스템도 무거워지게 되었다. 이런 단점을 보완하기 위한 연구를 지속적으로 한 결과 무선 환경에서 비 접촉 도플러 레이더 센서 시스템을 만들었고 그로 인해 이 센서 시스템은 휴대가 편리하고, 가벼워졌다. 이런 도플러 레이더 센서 시스템은 전형적으로 CW 신호를 송신하게 되고, 그 송신된 신호는 인체에 의해 반사된다. 이 때 CW 레이더의 수신기는 가슴 움직임으로 인한 시간변이에 의해 변조된 위상을 가진 신호를 수신하고, 그 수신된 신호를 복조시킨다. 이 때 복조된 신호는 심장박동과 호흡에 의해 생기는 움직임에 대한 정보를 포함하고 있는 신호이다[2].

그러나 CW 도플러 레이더의 수신기에서 신호를 복조시킬 때 발진기에 의해 발생하는 위상잡음에 의해 민감하게 반응하게 되고, 또한 CW 레이더는 AWGN 환경에서 발생하는 잡음의 강도가 커짐에 따라 심장박동 검출 성능에 대한 정확도를 감소시키게 된다. 이런 잡음 제거에 대한 연구가 연구기관과 대학에서 예전부터 연구되고 있지만, 효과적으로 잡음을 제거시키는 알고리즘은 여전히 연구 중에 있다. 현재 연구된 논문에서의 잡음제거는 ALE 기반의 잡음제거 알고리즘으로 이 ALE는 광 대역 잡음에 묻혀 있는 사인 신호를 찾아내는데 사용하는 기법이다. 이 ALE 알고리즘을 이용하면 입력신호의 지연된 신호를 참고신호로 사용해서 적응형 잡음 제거기를 만들 수 있다[3].

본 논문에서는 AWGN 환경에서 발생하는 잡음과 발진기에서 발생하는 시스템 잡음으로 인하여 CW 바이오 레이더의 성능이 저하되는 것을 모의실험을 통해 분석해 보고, 이 잡음들을 효과적으로 제거할 수 있는 방법인 ALE(Adaptive Line Enhancer) 기반의 새로운 적응형 잡음 제거기를 제안한다. 또한 하나의 채널을 가진 CW 바이오 레이더는 타겟의 위치에 따

라 복조의 민감함에 따른 검출 정확도 감소라는 단점을 가지게 되는데 quadrature 수신기를 이용함으로써 이런 단점을 보완할 수 있다. Quadrature 수신기는 복조된 기저대역신호를 I채널과 Q채널로 나누어 받게 되고, 이중에 더 나은 성능을 가지는 채널의 출력신호를 선택함으로써 검출 정확도를 향상시킬 수 있다[4]. 이 quadrature 수신기를 사용하는 CW 바이오 레이더에 제안한 적응형 잡음 제거기를 적용함으로써 성능이 나은 채널의 기저대역 신호에서 가우시안 잡음과 시스템 잡음을 효과적으로 제거시킬 수 있다. 이렇게 기저대역 신호에서 잡음을 제거시킴으로써 심장박동 검출 정확도를 향상시킬 수 있다.

그래서 본 논문에서는 quadrature 수신기를 가진 CW 바이오 레이더에 ALE 기반의 적응형 잡음 제거기를 적용함으로써 인해 향상된 심장박동 검출 정확도를 모의실험을 통해 비교 분석해 보고, 잡음의 강도를 다르게 함으로써 검출 정확도가 어떻게 변화하는지를 실험을 통해 알아본다.

II. 송수신 모델과 ALE 기반 적응형 잡음 제거기

2-1 송수신 모델

CW 레이더의 송신신호는 식(1)과 같이 나타내어진다.

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

여기서 f 는 발진기의 주파수이고, $\phi(t)$ 는 발진기의 위상잡음이다.

만약 이 송신신호가 호흡이나 심장박동에 의해 발생하는 시간변이 $x(t)$ 를 가지면서 인체로부터 d_0 떨어져서 반사되어 진다면, 송신기와 수신기 사이의 전체 움직인 거리는 $2d(t) = 2d_0 + 2x(t)$ 이 된다. 그러면 수신신호는 식(2)와 같이 나타내어 진다[2].

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

이 수신신호를 Quadrature 수신기를 이용해서 2개의 직교 기저대역 신호를 얻을 수 있다. 이 때 2개의 직교 기저대역 신호를 얻기 위해 90도 전력 분배기를 이용해서 지역 발진기 신호를 분리시킨다. 그 복조된 신호를 저 대역 통과필터를 통과시키게 되면 식(4)과 같은 기저대역 신호 $B(t)$ 를 찾아낼 수 있다[4].

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

여기서 θ 는 d_0 에 의해 변하는 위상천이이고, $\Delta\phi(t)$ 는 여분의 위상잡음을 나타낸다. 이 기저대역 신호를 I채널 성분과 Q채널 성분으로 나누면 아래와 같다.

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

$$B_Q(t) = \sin \left[\theta + \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\phi(t) \right] \quad (5)$$

식 (4), (5)의 인체의 움직임 신호 $x(t)$ 는 식(6)과 같이 심장박동과 호흡으로 분리되어 나타내어 진다.

$$x(t) = x_r(t) + x_h(t) \quad (6)$$

식 (6)을 식 (4), (5)에 적용을 하면 아래와 같이 심장박동과 호흡 신호가 분리된 기저대역 신호가 된다.

$$B_I(t) = \cos \left[\theta + \frac{4\pi x_r(t)}{\lambda} + \frac{4\pi x_h(t)}{\lambda} + \Delta\phi(t) \right] \quad (7)$$

$$B_Q(t) = \sin \left[\theta + \frac{4\pi x_r(t)}{\lambda} + \frac{4\pi x_h(t)}{\lambda} + \Delta\phi(t) \right] \quad (8)$$

여기서 θ 가 π 의 정수배가 되면, I 채널이 optimum 이 되고 Q채널이 null이 된다. 반대로 θ 가 $\pi/2$ 의 정수배가 되면, I 채널이 null이 되고 Q채널이 optimum

이 된다. 이 때 심장박동과 호흡의 움직임 신호, $x_r(t)$ 와 $x_h(t)$ 가 $\lambda/4\pi$ 보다 매우 작으며 그 움직임 신호를 각각 $x_r(t) = m_r \sin(2\pi f_r t)$, $x_h(t) = m_h \sin(2\pi f_h t)$ 으로 나타내고, θ 가 π 의 정수배일 때, 식 (7), (8)은 아래와 같이 근사화 된다 [4].

$$B_I(t) \approx m_r \sin(2\pi f_r t) + m_h \sin(2\pi f_h t) + \Delta\phi(t) \quad (9)$$

$$B_Q(t) \approx 1 - [m_r \sin(2\pi f_r t) + m_h \sin(2\pi f_h t) + \Delta\phi(t)]^2 \quad (10)$$

이 때 심장박동의 주파수 f_h 은 호흡의 주파수 f_r 보다 크고, 호흡의 신호강도 m_r 은 심장박동의 신호강도 m_h 보다 10dB 정도 더 크기 때문에 호흡의 harmonic 성분이 심장박동 주파수 성분에 영향을 미쳐 심장박동 파형을 검출하는데 어려움을 가지게 된다[2]. 그리고 Q채널의 제곱 부분은 SNR값이 감소함에 따라 위상 잡음에 의해 신호의 왜곡이 발생하여서 심장박동 검출 정확도를 떨어뜨리게 된다.

2-2 ALE 기반 적응형 잡음 제거기

CW 바이오 레이더의 기저대역 신호 $B(t)$ 는 AWGN환경에서 발생하는 가우시안 잡음과 시스템 잡음이 포함된 신호 즉, 식 (11)과 같이 나타내어진다.

$$B(t) = \exp \left[\theta + \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\phi(t) \right] + \omega(t) + v(t) \quad (11)$$

여기서 $\omega(t)$ 는 필터를 통과한 후 발생하는 시스템 잡음이고, $v(t)$ 는 가우시안 잡음을 나타낸다. 이런 잡음 때문에 CW바이오 레이더에서 심장박동 검출성능이 크게 저하된다. 이 점을 보완하기 위해 ALE를 이용한 잡음제거기를 적용함으로써 기저대역 신호에 포함되어 있는 잡음을 제거시킨다. 이 과정에서 사용되는 ALE알고리즘은 그림 1과 같이 나타낼

수 있다.

$$e(n) = d(n) - \hat{d}(n) \quad (14)$$

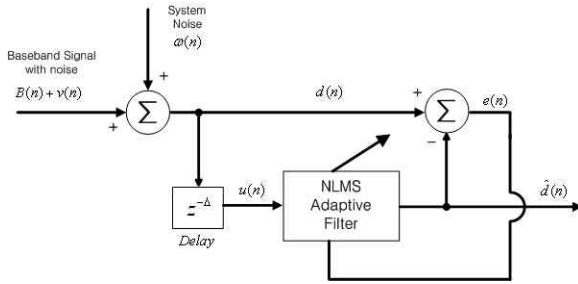


그림 1. Adaptive Line Enhancer
Fig 1. Adaptive Line Enhancer

그림 1에서 보듯이 ALE에 들어가는 입력 신호는 식(12)와 같이 나타낸다.

$$d(n) = B(n) + \omega(n) + v(n) \quad (12)$$

여기서 $B(n)$ 은 Quadrature 수신기를 이용해서 얻은 기저대역 신호이다. $v(n)$ 은 AWGN 환경에서 생기는 가우시안 잡음이고 $\omega(n)$ 은 발진기에서 복조시킬 때 발생하는 잡음이다. 먼저 ALE에서 추정치 에러 $e(n)$ 을 예측하기 위해서 입력신호 $d(n)$ 의 Δ 샘플 지연된 신호 $d(n - \Delta)$, 즉 $u(n)$ 을 기준신호로 사용하게 된다. 여기서 Δ 는 decorrelation delay로 샘플링 간격의 단위로 측정된다[3]. 이렇게 ALE에 입력신호 $d(n)$ 과 기준신호 $u(n)$ 을 입력하면 ALE의 출력신호가 식 (13)과 같이 나타내어 진다.

$$\hat{d}(n) = \sum_{k=1}^M w_k(n)u(n-k) \quad (13)$$

여기서 $w_k(n)$ 는 필터의 가중치를 나타내고, M 은 필터의 탭 수를 나타낸다. 이렇게 얻은 출력신호 $\hat{d}(n)$ 은 시스템 잡음과 가우시안 잡음이 포함된 기저대역 신호에서 가우시안 잡음이 제거된 신호, 즉 $\hat{d}(n) = B(n) + \omega(n)$ 이다. 식 (14)과 (15)는 입력신호 $d(n)$ 과 출력신호 $\hat{d}(n)$ 를 이용해서 추정치 에러 $e(n)$ 을 구하고, 필터의 가중치 $w_k(n)$ 에 대한 업데이트를 나타낸 것이다.

$$w_k(n+1) = w_k(n) + 2\mu \frac{u(n-k)e(n)}{\|u(n-k)\|^2} \quad (15)$$

여기서 μ 는 step-size를 나타낸다. μ 가 크면 steady-state 에러가 상대적으로 커지게 되고, μ 가 작으면 수렴 시간이 길어지게 되는 단점이 있지만 steady-state 에러가 비교적 적다[4]. 이런 μ 값에 따라 장단점이 있기 때문에 적절하게 조절하여야한다. 필터의 가중치 $w_k(n)$ 는 NLMS(Normalized Least Mean Square) 적응형 필터를 이용해서 그 다음 필터의 가중치를 업데이트 할 수 있다[5].

이 ALE를 적용하여서 기저대역 신호 $B(t)$ 에서 가우시안 잡음과 시스템 잡음을 효과적으로 제거할 수 있는 적응형 잡음 제거기를 만들 수 있다. 그림 2는 ALE기반의 적응형 잡음 제거기를 나타낸 것이다.

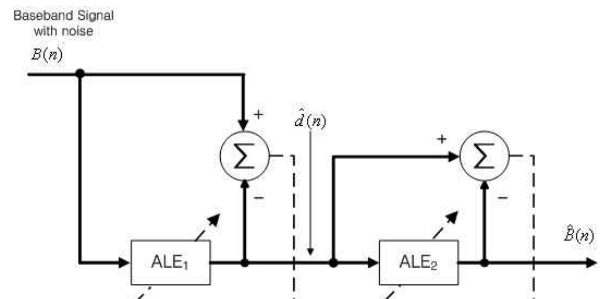


그림 2. ALE기반의 새로운 적응형 잡음 제거기
Fig 2. New Adaptive Noise Canceller based on ALE

이 ALE 기반의 잡음 제거기는 시스템 잡음과 가우시안 잡음이 포함된 기저대역 신호 $d(n)$ 이 들어왔을 때, ALE₁에서 가우시안 잡음을 일차적으로 제거시키고, 시스템 잡음을 ALE₂에서 제거시킴으로써 ALE₁만 통과시켜서 얻은 기저대역 신호보다 잡음이 보다 더 많이 사라지게 된다. 이 잡음 제거기를 통과해서 얻은 신호 $\hat{B}(n)$ 는 식 (16)과 같이 나타내어 진다.

$$\hat{B}(n) = \sum_{k=1}^M w'_k(n)u'(n-k) \quad (16)$$

여기서 $w'_k(n)$ 은 ALE₂의 필터의 가중치를 나타낸 것이고, $u'(n)$ 은 ALE₁의 출력신호 $\hat{d}(n)$ 의 Δ 샘플 지연된 신호를 나타낸다. 이런 잡음 제거기를 이용함으로써 잡음이 포함된 기저대역 신호 $d(n)$ 에서 잡음이 효과적으로 제거된 신호 $\hat{B}(n)$ 을 얻을 수 있다. 이 잡음 제거기를 CW 바이오 레이더에 적용한 블록 다이어그램은 그림 3과 같다.

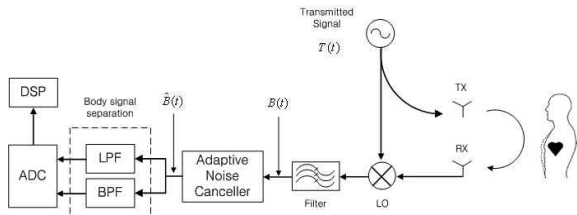


그림 3. 적응형 잡음 제거기를 적용한 2.4 GHz 바이오 레이더 블록 다이어그램
Fig 3. Block diagram of the 2.4 GHz bio-radar applying an adaptive noise canceller

그림 3에서 보듯이 CW 바이오 레이더에 적응형 잡음 제거기를 적용하고 그로 인해 잡음이 제거된 기저대역 신호를 필터링을 통해서 호흡과 심장박동 신호로 분리 후 AD 변환을 거쳐 PC에 들어가게 된다. 그 PC에 들어간 신호는 MATLAB을 이용하여서 DSP 과정을 거치게 된다[6]. 이 때 검출된 심장박동의 검출 정확도를 측정하게 된다.

III. 심장박동 검출 정확도 측정 방법

기저대역 신호 $B(t)$ 에서 심장박동과 호흡의 파형을 분리시키기 위해 6th 버터워스 필터를 사용한다. 호흡의 파형을 검출하기 위해서는 호흡의 주파수 범위가 0.2~0.7Hz 이므로, 버터워스 저 대역 통과필터를 사용해서 호흡의 주파수 성분을 분리시킬 수가 있고, 심장박동의 파형을 검출하기 위해서는 심장박동의 주파수 범위가 0.9~3Hz 이므로 그 범위의 버터워스 대역통과 필터를 사용하여서 심장박동의 파형을 검출할 수가 있다[7].

이렇게 검출한 심장박동에 대한 검출성능 정확도는 그림 4에서 보는 바와 같이 SNR이 15dB일 때, 검

출된 심장박동과 기준 심장박동을 각각 Autocorrelation을 하고, 기울기가 +에서 -로 또는, -에서 +로 변하는 것을 측정하는 Zero-crossing detection 기법을 이용해서 피크치를 계산한다. 그 다음 그 피크치를 가지고 기준 심장박동과 검출 심장박동의 분당 횟수를 측정한다.

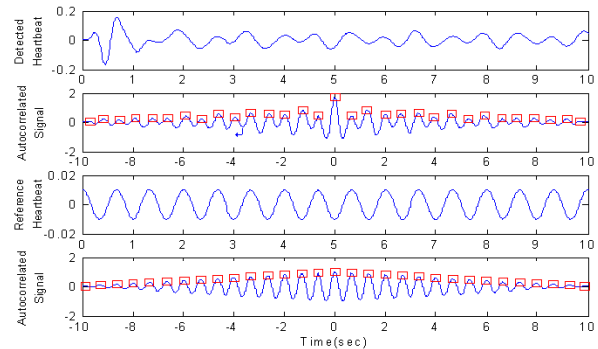


그림 4. 심장박동 기준신호와 검출 신호의 Autocorrelation

Fig 4. Autocorrelated signal corresponding to the detected heartbeat and reference heartbeat

이렇게 측정된 심장박동 비율을 가지고 식 (17)과 같이 심장박동 검출 측정치 에러를 계산할 수 있다.

$$e_{measure} = \frac{|Heartrate_{ref} - Heartrate_{det}|}{Heartrate_{ref}} \times 100 \quad (17)$$

여기서 $Heartrate_{ref}$ 는 기준 심장박동에 대한 분당 횟수를 나타낸 것이고, $Heartrate_{det}$ 는 검출 심장박동의 분당 횟수를 나타낸 것이다. 그 계산된 측정치 에러를 이용해서 심장박동 검출 정확도를 식 (18)과 같이 구할 수 있다.

$$Heartrate Accuracy = 100 - e_{measure} \quad (18)$$

이렇게 측정된 심장박동 검출 정확도는 심장박동 참고 신호의 2%안에서 시간의 퍼센트에 의해 정의할 수 있다. 그러나 호흡 검출 정확도는 호흡에 대한 참고 신호가 없으므로 검출성능 정확도를 계산할 수 없다[6].

IV. 모의실험

앞에서 제안한 ALE 기반의 적응형 잡음 제거기를 quadrature 수신기를 가진 2.4GHz, ISM 주파수 영역의 CW 바이오 레이더에 적용시킨 것과 적용하지 않은 것의 심장박동 검출 성능을 MATLAB을 이용해서 비교 분석하고, AWGN 환경에서 잡음의 강도에 따라 심장박동 검출정확도가 어떻게 변화하는 지를 모의 실험을 통해서 알아본다. 송수신 모델에서 호흡과 심장박동의 신호 강도비는 -10dB, 인체와 송신기간의 거리 d_0 는 0.5m로 정한다. 먼저 quadrature 수신기에서 기저대역 신호를 I 채널과 Q 채널로 분리했을 때, SNR값에 따라 어느 채널이 더 나은 성능을 가지는지 그림 5에서 나타난다.

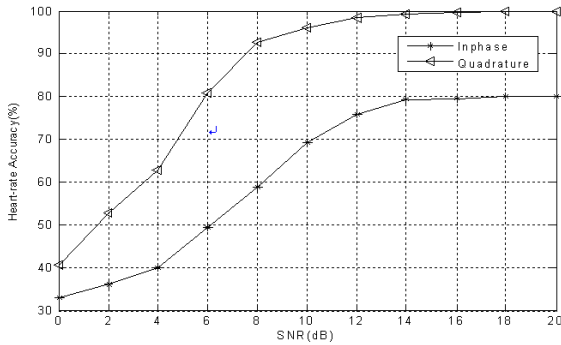


그림 5. I채널과 Q채널의 SNR에 따른 심장박동 검출 정확도

Fig 5. Heart-rate accuracy of I channel and Q channel over different SNR from 0dB to 20dB

그림 5에서 보면 잡음의 강도가 증가하면 증가할 수록 심장박동 검출 정확도가 떨어진다는 것을 알 수 있고, 특히 θ 에 따라 I채널과 Q채널의 성능이 결정 된다. 그러므로 이 모의실험에서 I채널이 Q채널보다 잡음 강도에 따라 심장박동 검출 정확도의 향상정도가 떨어짐으로 채널 성능이 Q채널보다 떨어진다는 것을 알 수 있다. 그림 6, 7은 각각 SNR이 0dB인 AWGN 환경에서 제안한 적응형 잡음 제거기를 사용하지 않은 quadrature 수신기와 사용한 quadrature 수신기의 I채널과 Q채널의 심장박동 검출 파형을 나타낸 것이다.

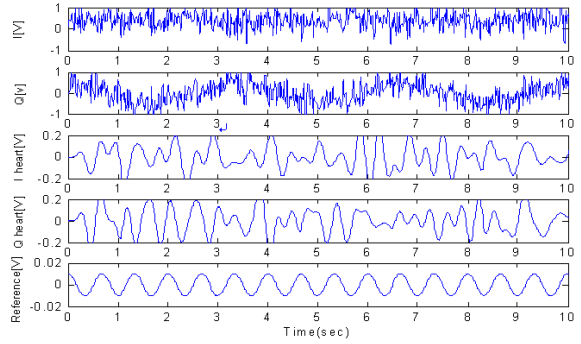


그림 6. 잡음 제거기를 적용하지 않은 파형검출 (SNR = 0dB)

Fig 6. Life detection without noise canceller (SNR = 0dB)

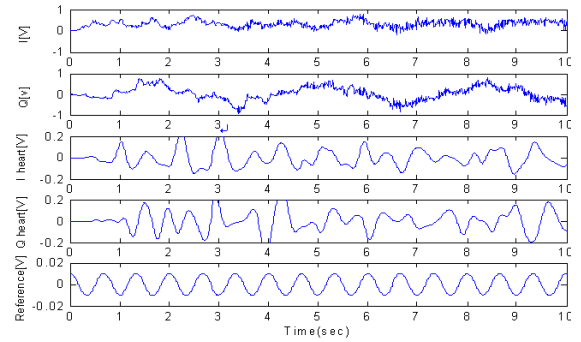


그림 7. 잡음 제거기를 적용한 파형검출 (SNR = 0dB)

Fig 7. Life detection with noise canceller (SNR = 0dB)

그림 6에서보면 I채널과 Q 채널의 검출된 심장박동 파형을 볼 수 있다. 여기서 I채널의 검출 성능은 32%이고, Q채널은 41%로 Q채널이 더 성능이 나은 채널이라는 것을 확인할 수 있고, 이 quadrature 수신기에 적응형 잡음 제거기를 적용하면 그림 7에서 보듯이 기저대역 신호 $B_I(t)$ 와 $B_Q(t)$ 가 잡음이 많이 사라진 것을 확인할 수 있다. 이렇게 가우시안 잡음과 시스템 잡음이 제거되면 심장박동과 호흡신호의 스펙트럼 주변에 분포하는 광 대역 잡음이 제거됨으로써 심장박동 검출 정확도가 향상되게 된다. 이 때, quadrature 수신기의 I채널 경우 32%에서 94%로 향상되고 Q채널 경우도 41%에서 98%로 향상되게 된다.

그림 8은 SNR이 5dB일 때 quadrature 수신기에 적응형 잡음 제거기를 적용하지 않은 심장박동 검출 파형을 나타낸 것이고 그림 9는 적응형 잡음 제거기를 적용한 심장박동 검출파형을 나타낸 것이다.

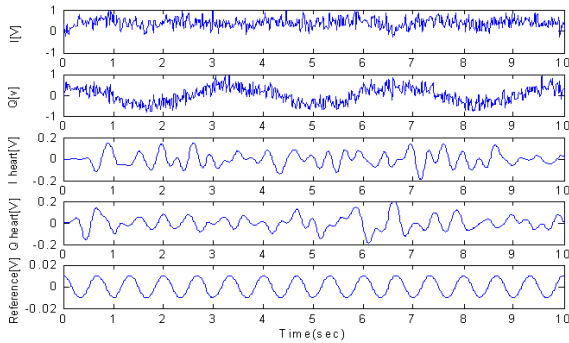


그림 8. 잡음 제거기를 적용하지 않은 파형검출(SNR = 5dB)

Fig 8. Life detection without noise canceller(SNR = 5dB)

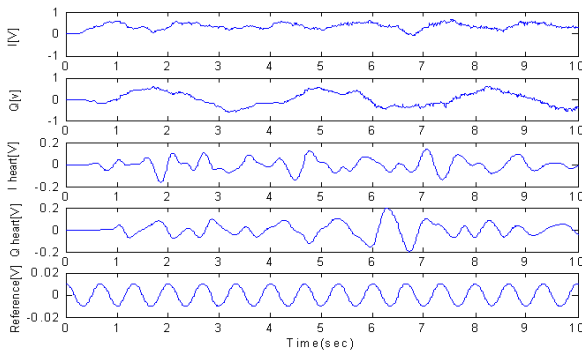


그림 9.잡음 제거기를 적용한 파형검출 (SNR = 5dB)
Fig 9. Life detection with noise canceller(SNR = 5dB)

그림 8과 9를 비교해 보면 적응형 잡음 제거기를 적용해서 얻은 기저대역 신호가 잡음이 상당히 제거된 것을 볼 수가 있고, 그로 인해 심장박동 검출 정확도가 I채널의 경우 45%에서 98%로 향상되고 Q채널의 경우에는 72%에서 99.5%로 향상되게 된다.

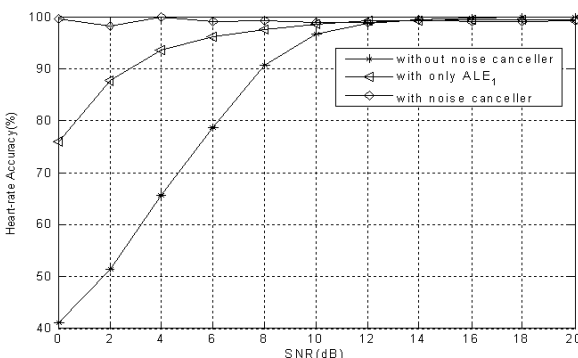


그림 10. SNR에 따른 심장박동 검출 정확도
Fig 10.Heart-rate accuracy comparison over different SNR from 0dB to 20dB

이렇게 AWGN환경에서 잡음 강도를 다르게 변화하고 quadrature 수신기에서 I채널보다 채널 성능이 우수한 Q채널을 이용해서 제안한 잡음 제거기를 적용한 CW바이오 레이더와 적용하지 않은 CW바이오 레이더의 심장박동 검출 정확도를 측정해 보면 그림 10과 같이 나타내어 진다.

그림 10에서 보는 것과 같이 잡음 강도에 따라 CW바이오 레이더에서 잡음 제거기를 적용한 것이 적용하지 않은 것보다 심장 박동 검출정확도가 크게 향상되는 것을 알 수가 있다. 또한 ALE₁만 통과 시킨 기저대역 신호는 가우시안 잡음만 제거시키고 시스템 잡음이 남게 되므로 잡음 제거기를 사용한 것보다 검출 성능이 떨어지게 된다. 이 같은 검출 성능 비교는 표1에서 볼 수 있다.

표1. AWGN환경에서의 SNR값에 따른 심장박동검출 정확도

Table1. Heart-rate accuracy over different SNR from 0dB to 15dB with AWGN environment

SNR	잡음제거기를 적용하지 않은 심장박동 검출정확도(%)	ALE ₁ 만 적용한 심장박동 검출정확도(%)	잡음제거기를 적용한 심장박동 검출정확도(%)
15dB	100	100	100
10dB	96.4	98.5	100
5dB	69.8	94.2	99.5
0dB	41	75.7	98

표 1에서 보듯이 0에서 15dB로 SNR값이 증가되면 심장박동 검출 정확도의 향상 정도는 감소하게 되지만, 제안한 잡음 제거기를 적용한 CW바이오 레이더는 기저대역 신호에 포함되어 있는 잡음을 효과적으로 제거시키게 되고, 그로인해 심장박동 검출정확도가 향상되는 것을 모의실험을 통해 알 수가 있다.

V. 결 론

기존의 CW바이오 레이더는 AWGN환경에서 발생하는 가우시안 잡음과 발진기에서 생기는 시스템 잡음에 따라 심장박동 검출 성능에 대한 정확도가 감소하게 된다. 그래서 이 논문에서는 가우시안 잡음과 시스템 잡음으로 인해 기존의 CW바이오 레이더의

심장박동 검출정확도를 떨어뜨리기 되는 것을 막기 위해, 광 대역 잡음을 제거할 수 있는 ALE기반의 새로운 적응형 잡음 제거기를 제안한다. 이 ALE기반의 적응형 잡음 제거기는 광 대역 가우시안 잡음을 NLMS 적응형 필터를 이용해서 추출하고, 그것을 기저대역 신호에 적용함으로써 잡음을 제거시키기 때문에 잡음제거기를 적용하지 않은 것과 비교하였을 때, 호흡과 심장박동 주변에 있는 남아 있는 잡음이 줄어들어서 심장박동 검출정확도가 크게 향상 된다.

또한 타겟의 위치에 따른 복조의 민감함에 강점을 가지는 quadrature 수신기를 사용함으로써 I채널과 Q 채널 중 성능이 나은 것을 선택할 수 있다. 그로 인해 수신신호와 발진기 사이의 위상관계에 대한 문제를 해결할 수 있다. 본 논문에서는 제안한 ALE기반의 적응형 잡음 제거기를 quadrature 수신기를 가진 2.4GHz CW바이오 레이더에 적용하고 MATLAB을 통해 모의실험을 함으로써 잡음의 강도에 따라 심장박동 검출 정확도가 향상되는 정도를 비교 분석해 볼 수 있었고, 기저대역 신호에서 잡음이 제거되는 것을 확인 할 수 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] 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, No3, pp 838-848, March 2004.

[3] Simon. Haykin, *Adaptive Filter Theory : Fourth Edition*, PrenticeHall, pp253-256, 2002

[4] Byung-Kwon Park, Olga Boric-Lubecke, Victor M.Lubecke, "Arctangent Demodulation with DC Offset Compensation in Quadrature Doppler Radar Receiver Systems", *IEEE Trans, On Microwave Theory and Tech*, vol.55, No5, pp 1073-1079, May

2007.

[5] Naoto Sasaoka, Yoshio Itoh, Keiichi Wakizaka, Kensaku Fujii, "A STUDY ON LESS COMUPUTATION LOAD OF NOISE REDUCTION METHOD BASED ON ALE AND NOISE ESTIMATION FILTER", *Proceedings of 2005 International Symposium, on Intelligent Signal Processing and Communication Systems*, pp 685-688, Dec 13-16, 2005.

[6] 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", *Proceeding of the 23rd Annual EMBS International Conference*, pp 3359-3362, Oct 2001.

[7] 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*, pp 7151-7154, Sept 1-42005.

서 명 환 (徐明煥)



2008년 2월 : 한국항공대학교 전자
정보통신공학과(공학사)
2008년 3월 : 한국항공대학교 정보
통신공학과 석사과정
관심분야 : 디지털 신호처리, 바이
오레이더, OFDM 통신시스템

김 재 중 (金在中)



2008년 2월 : 한국항공대학교 전자
정보통신공학과(공학사)
2008년 3월 : 한국항공대학교 정보
통신공학과 석사과정
관심분야 : 디지털 신호처리, Active
noise cancellation