원거리에서 측정 가능한 호흡 및 심박 수 측정을 위한 도플러 레이더 시스템

Doppler Radar System for Long Range Detection of Respiration and Heart Rate

이 지 훈 · 김 기 범 · 박 성 옥

Jee-Hoon Lee · Ki-Beom Kim · Seong-Ook Park

요 약

본 논문에서는 원거리에서 사람의 호흡 및 심박수를 측정할 수 있는 Ku-Band 대역의 도플러 레이더 시스템을 설계하였다. 레이더로 측정을 하는 동시에 ECG(Electrocardiogram)를 이용하여 호흡 및 심박수 측정을 하였다. 수신된 I/Q(In-phase & Quadrature-phase) 신호를 이용한 arctangent demodulation을 적용하였을 때 RMSE(Root Mean Square Error)값을 약 50 % 정도 개선시킬 수 있었다. CW(Continuous Wave) 도플러 레이더는 송수신단이 연속적으로 항상 열려 있기 때문에 송신안테나에서 수신 안테나로 누설되는 전력이 발생하게 된다. 출력 파워가 높아질수록 누설되는 전력은 시스템의 SNR(Signal-to-Noise Ratio)에 영향을 주게 된다. 따라서 본 연구에서는 원거리에서 감지가 가능하도록 누설 전력의 반대 위상을 갖는 신호를 더해줌으로써 누설 전력으로 인한 수신단의 감도 저하를 최소화 시키는 기법을 적용하였다. 위의 leakage cancellation 기법을 적용하여 최대 35 m 거리 대상의 호흡 및 심박 수를 측정하였으며, 이와 비교하여 ECG 값에서 추출한 심박 수 값과 일치함을 볼 수 있다.

Abstract

This paper presents a Ku-Band Doppler Radar System to measure respiration and heart rate. It was measured by using simultaneous radar and ECG(Electrocardiogram). Arctangent demodulation without dc offset compensation can be applied to transmitted I/Q(In-phase & Quadrature-phase) signal in order to improve the RMSE(Root Mean Square Error) about 50 %. The power leaked to receiving antenna from the transmitting antenna is always generated because of continuously opening the transceiver of CW(Continuous Wave) Doppler radar. As the output power increase, leakage power has an effect on the SNR(Signal-to-Noise Ratio) of the system. Therefore, in this paper, leakage cancellation technique that adds the signal having the opposite phase of the leakage power to the leakage power was implemented in order to minimize the decline of receiver sensitivity. By applying the leakage cancellation techniques described above, it is possible to measure the heart rate and respiration of the human at a distance of up to 35 m. the heart rate of the measured data at a distance of 35 m accords with the heart rate extracted from the ECG data.

Key words: Heart Rate, Doppler Radar, Leakage Cancellation, Arctangent Demodulation

「본 연구는 교육부와 한국연구재단의 지역혁신인력양성사업으로 수행된 연구결과임(No. 2013-06-A-02-132-13-010100).

한국과학기술원 전기 및 전자공학과(Department of Electrical Engineering, Korea Advanced Institute of Science and Technology)

· Manuscript received January 27, 2014 ; Revised March 10, 2014 ; Accepted March 20, 2014. (ID No. 20040127-012)

· Corresponding Author: Seong-Ook Park (e-mail: sopark@ee.kaist.ac.kr)

I. 서 론

현대 의학의 발달로 사망률이 줄어들고 지속적인 평균 수명의 연장으로 노인 인구가 급증하고 있다. 건강에 대한 관심도가 높아지면서 여러 의료 측정기기의 기술도 점점 발전해 가고 있다. 특히 전자파를 이용하여 호흡 및 심박수를 측정할 수 있는 레이더 시스템에 관한 연구가 활발히 진행되고 있다. 기존의 심박수를 측정하는 장치는 가슴과 팔 부위에 전극을 부착하여 측정을 하는 방식이다. 이와 달리 연속파를 이용하면 비접촉식으로 심박수를 측정하거나, 자연재해 혹은 사고로 매몰되어 있는 사람을 감지하는 등 여러 응용분야에도 적용이 가능하다.

바이오 레이더 시스템은 송신된 신호가 인체에 반사되고, 이를 수신단에서 증폭된 신호와 송신 신호의 커플링 신호가 혼합기에 입력이 되어 기저대역 혹은 중간주파수로 출력된다. 이 신호를 필터를 이용하여 호흡과 심박 신호를 구분함으로써 매우 정확히 호흡 및 심박수를 측정할 수 있다. 이는 지금까지 발표된 여러 연구에서 실험을 통해 증명되었다. 본 논문에서는 기존의 연구와 차별성을 두기 위해 두 가지 목표를 가지고 연구를 진행하였다.

첫째, 지금까지 발표된 논문들은 근거리에서 측정이 가능하다는 한계점을 가지고 있다. 현재까지 발표된 논문들 중에서 가장 먼 거리에서 심박 신호를 측정된 논문 결과는 2.45 GHz의 동작주파수와 18 dBm의 송신 출력을 이용해 21 m 거리에서 측정된 것이다^[1]. 원거리에서 측정되어 수신단에서 복조된 신호는 작은 SNR(Signal to Noise Ratio) 때문에 시간 축에서 심박수를 나타내기가 매우 어렵다. 따라서 PSD(Power Spectral Density)를 이용하여 가장 큰 진폭 값을 가지는 주파수를 역으로 계산하여 심박수를 계산하는 방식으로 시스템의 정확도를 보여준다. 본 논문에서는 25 m 거리에서 시간축에서도 정확히 호흡 및 심박수를 측정할 수 있고, PSD를 이용하면 35 m 이상의 거리에서까지 측정이 가능하다.

둘째, 전자파에 대한 사람들의 인식이 인체에 해로운 것이라고 생각을 하고 거부감이 점점 높아져 가고 있다. 바이오 레이더 시스템은 목표물이 사람이기 때문에, 측정 시 송신 출력을 최소화 시키는 것이 피 실험자의 거부감

을 줄일 수 있다. 그러나 작은 송신 출력으로 호흡 신호와 심박 신호를 구분하는 것은 쉽지 않다. 현재까지 발표된 논문들 중에서 가장 작은 송신 출력으로 측정된 논문 결과는 2.4 GHz의 주파수와 -47 dBm(20 nW)의 송신 출력을 이용하여 1 m 거리에서 성공한 것이다^[2]. 이 논문에서는 피실험자가 호흡을 멈춘 상태에서 측정한 것으로 실제 측정 환경과는 부합한다고 볼 수 있다. 호흡으로 인한 가슴의 움직임은 보통 1 mm 정도인 반면, 심박에 의한 움직임은 0.1 mm 정도로 알려져 있으며^[3], 수신되어 복조된 신호는 목표물의 움직임의 비례하므로, 호흡에 의한 신호가 심박에 의한 신호보다 10배 정도 크기 때문이다. 본 논문에서는 -46 dBm(25 nW)의 송신 출력으로 2 m 거리에 있는 사람의 호흡과 심박수를 PSD를 이용하여 정확히 측정하였다.

II. 도플러 레이더 시스템

2-1 레이더 시스템의 구조

호흡 및 심박수 측정을 위한 레이더 시스템은 송수신 안테나와 RF 신호를 송신하고 수신하여, I/Q 신호를 출력하는 transceiver 단, 복조된 I/Q 신호를 증폭하고 호흡 신호와 심박 신호로 구분해 주는 기저대역단, 마지막으로 신호처리 및 데이터를 보여주는 디스플레이단으로 구분할 수 있다. 그림 1은 RF 송수신단의 자세한 구조를 나타낸다.

본 논문에서 소개되는 레이더 시스템은 헤테로다인 방식으로 동작주파수는 14 GHz이다. 2.3 GHz 발진기를 제외한 모든 발진기는 위상잡음 특성이 좋은 PLL을 이용하였고, 모든 발진기는 동기화가 되어 있다. 송신 및 수신 안테나는 동일한 혼 안테나를 사용하였고, 안테나의 이득은 14 GHz에서 16 dBi이다. 송신 안테나로 방사되고 목표물에 반사되어 수신된 신호는 저잡음 증폭기를 거쳐 2.3 GHz의 국부 발진기의 출력과 혼합되어 11.7 GHz로 변환된다. 커플링된 14 GHz 신호와 1.82 GHz 국부 발진기 신호와 혼합되어 변환된 12.18 GHz 신호는 위의 11.7 GHz와 혼합되어 최종적으로 480 MHz의 IF(Intermediate Frequency)로 변환된다. 이 최종 IF 신호는 직교 복조기(quadrature demodulator)를 거쳐 90°의 위상차를 가지는 I/Q 신

그림 1. 레이더 송수신단 구조

Fig. 1. Block diagram of RF transceiver.

호로 출력되어진다. RF 및 IF 단과 baseband 단의 이득은 각각 60 dB와 55 dB 값을 가진다. 그림 1의 16분주, 32분주와 64분주를 갖는 PLL(Phase Locked Loop)의 경우, 위상검출기와 대역 통과 필터(BPF)와 전압발진기를 이용하여 구성하였으며, 동위상 신호 및 구적 위상 신호를 만들기 위한 PLL의 경우, 상용화된 직교 복조기 칩에 내장되어 있다.

2-2 HRV(Heart Rate Variability) 분석

시시각각으로 변화하는 심박수의 주기적인 변화를 정량화한 것이 HRV(Heart Rate Variability)이다^[4]. HRV를 측정하는 방법은 시간축과 주파수축에서 측정을 하는 방법이 있다. 시간축 측정은 심박과형 간격의 편차인 SDNN (Standard Deviation of the Normal beat to beat internal), 간격의 차이의 제곱합의 평균에 제곱근을 취한 RMSSD (Root Mean Square of Successive heartbeat Interval Differences)가 있다. 시간축에서 측정한 결과를 주파수축으로 변화시키면 육안으로 감별하기 어려운 주기적 신호를 쉽게 감별해낼 수가 있다. 즉, 주파수축 측정은 시간축으로 측정된 결과를 FFT를 이용하여 변환한다. 본 논문에서는 레이더로 측정된 신호와 심전도 계측기로 측정된 신호의

HRV 해석을 통해 정확도를 비교하였다.

2-3 누설 전력 감쇄법

송신 안테나에서 수신 안테나로 바로 입력되어지는 누설 전력의 파워는 목표물에 반사되어 안테나에 수신되는 신호의 파워와 비교해서 매우 크기 때문에 수신단을 포화시키거나 회로를 손상시킬 수 있다. 즉, 연속파를 이용한 레이더의 단점은 송수신단이 항상 열려 있어서 누설 전력으로 인한 수신단의 감도 저하가 생긴다는 것이다. 송신 신호의 세기가 커질수록 감도 저하는 더욱 커지게 된다. 이러한 수신단의 감도 저하를 송수신단 간의 격리도에 따라 변화되는 SNR의 값을 MATLAB을 이용하여 해석한 논문도 발표되었다^[5]. 본 논문에서는 근거리 측정을 위해 저전력의 송신 출력을 사용할 경우 그림 1에서와 같은 구조를 사용하고, 원거리 측정을 위해 고출력의 송신 신호를 사용할 경우에는 그림 2와 같은 구조를 사용하여 측정하였다. 그림 2의 구조에 누설 전력을 상쇄시키기 위해 커플러, 가변감쇄기, 위상변화기, 그리고 전력결합기가 추가되었다. 수신 안테나와 저잡음 증폭기를 거친 신호와 송신 신호가 커플링되는 신호의 크기를 가변감쇄기를 이용하여 동일하게 만들어 주고, 위상변화기를 이용하여

(a) 송수신단의 구조
(a) Block diagram of RF transceiver

(b) 누설 전력 상쇄 기법이 적용된 실제로 구현된 RF 단
(b) RF stage with leakage cancellation

그림 2. 원거리 감지를 위해 누설 전력 상쇄 기법을 적용한 시스템

Fig. 2. Doppler radar system with leakage cancellation.

여 180° 위상 신호로 만들어 두 신호를 전력결합기를 이용하면 누설 전력을 상쇄시킬 수 있다. 누설 전력을 상쇄

그림 3. 누설 전력 상쇄 기법을 적용 및 미적용시 IF 스펙트럼 비교

Fig. 3. IF spectrum with and without leakage cancellation.

함으로써 향상되는 송수신 안테나 간의 격리도를 측정하기 위해 함수발생기와 우퍼 스피커를 이용하여 실험을 하였다. 함수발생기의 출력을 5 Hz의 정현파로 설정을 하고, 스피커에 입력을 시키면 스피커의 진동판은 초당 5번의 주기를 가지고 흔들리게 된다. 이를 레이더로 측정하기 위해 안테나와 스피커의 거리는 3 m의 거리를 두고, 송신 출력은 -10 dBm으로 설정을 하였다.

그림 3에서의 점선으로 그려진 그래프는 누설 전력 상쇄기법을 적용하지 않았을 때, 실선의 그래프는 누설 전력 상쇄 기법을 적용하였을 때 복조기의 입력으로 들어가는 480 MHz 대역의 스펙트럼을 측정한 것이다. 정확히 480 MHz에서 나오는 신호가 바로 누설 전력으로 인한 신호로 누설 전력 상쇄 기법을 적용하면 20.88 dB 감소하는 것을 볼 수 있다. 그리고 스피커에 반사되어 입력된 $480 \text{ MHz} \pm 5 \text{ Hz}$ 신호의 크기는 6.5 dB 증가하는 것을 볼 수 있다. 누설 전력으로 인해 포화되었던 수신단의 이득이 증가된 것이다. 즉, 누설 전력 상쇄기법을 적용함으로써 약 27.4 dB의 격리도 향상 효과를 볼 수 있다.

III. 호흡 및 심박수 측정 결과

3-1 Arctangent Demodulation을 이용한 심박수 측정의 정확도 향상

그림 4는 송신 출력이 -10 dBm일 때 5 m 거리에 있는 사람의 심박수를 측정된 결과이다. 그림 4(a)와 그림 4(b)은 각각 I와 Q 채널의 심박 신호, 그림 4(c)은 그림 4(a)와 그림 4(b) 신호의 arctangent demodulation 신호, 그림 4(d)는 레이더 측정과 동시에 심전도 계측기를 이용하여 측정된 ECG 신호이다. HRV 해석을 통해 정확도의 차이를 알아보기 위해 그림 4(b)~(d) 신호의 각 주기별 최대값에

그림 4. 5 m 거리에서 측정된 심장 박동 신호. (a) I-채널의 심박 신호, (b) Q-채널의 심박 신호, (c) arctangent demodulation 신호, (d) ECG 신호

Fig. 4. Measured heart signal at a distance of 5 meters. (a) I-channel, (b) Q-channel, (c) Arctangent demodulation, (d) ECG signal.

표 1. Q-채널, arctangent demodulation, ECG 신호의 HRV 비교

Table 1. HRV analysis comparison of Q, arctangent, and ECG.

Mean RR (ms)					
Q	ECG	RMSE	arctan.	RMSE	$ \angle $
845.28	241.73	40.87	845.37	21.16	19.71
SDNN (ms)			RMSSD (ms)		
Q	ECG	RMSE	arctan.	RMSE	$ \angle $
43.20	23.58	14.77	72.87	36.76	10.3

그림 5. 5 m 거리에서 측정된 심박 신호, ECG, 아크탄젠트 복조된 신호의 심박의 간격 비교

Fig. 5. Beat-to-beat intervals of Q-channel, ECG, and arctangent demodulation signals.

서의 시간을 측정하고, 그 값을 이용하여 해석된 HRV의 항목별 값은 표 1에서 보여주고 있다.

Q-채널의 심박 간의 평균 주기와 심전도 계측기로 측정된 ECG의 평균 주기의 RMSE(Root Mean Square Error)는 40.87 ms, arctangent demodulation한 신호와 ECG 신호의 RMSE는 21.16 ms로 19.71 ms 감소한 것을 알 수 있다. SDNN 및 RMSSD의 값 역시 arctangent demodulation 했을 경우 ECG의 값에 더욱 근접한 것을 볼 수 있다.

그림 5는 Q-채널의 심박 신호(그림 4(b))와 arctangent demodulation 신호 (그림 4(c)), 그리고 ECG(그림 4(d)) 신호에서 측정된 심박의 간격의 변화를 나타낸 그래프이다. 표 1과 그림 5를 통해 알 수 있듯이 아크탄젠트 복조된 신호가 Q-채널의 신호보다 ECG 신호에 근접, 즉 더욱 정확히 심박수를 검출하고 있다는 것을 알 수 있다.

3-2 저출력 송신 신호를 이용한 근거리 호흡 및 심박 검출

심박수 측정을 위한 레이더는 목표물이 사람이기 때문에 송신 출력을 최소한으로 하면서 정확히 심박수를 측정하는 것이 중요하다. 본 연구에서는 2 m 거리에 떨어져 있는 사람의 호흡 및 심박수를 -46 dBm(25 nW)의 송신 출력으로 정확히 측정하였고, 그 결과는 그림 6에 나타내

(a) 레이더로 측정된 호흡 신호
(a) Respiration signal by radar

(b) 레이더와 심전도 계측기로 측정된 심박 신호
(b) Heart signal by radar and ECG detector

그림 6. 2 m 거리에 있는 사람의 호흡 및 심박 신호 측정 결과

Fig. 6. The measurement results when transmission power is -46 dBm at a distance of 2 meters.

내었다.

3.3 고출력 송신 신호를 이용한 원거리 호흡 및 심박 검출

지금까지 발표된 심박수 측정 레이더는 대부분 근거리에서만 감지가 가능한 한계점을 가지고 있다. 본 논문에서는 앞에서 기술했듯이 감지거리를 늘리기 위해 송신 출력을 높이고, 누설 전력으로 인한 수신단의 감도 저하를 leakage cancellation 기법을 적용하여 최소화시켰다. 설

그림 7. 35 m 거리에 있는 사람의 호흡 및 심박 측정 실험

Fig. 7. Experiment set-up for long range detection.

(a) 레이더로 측정된 호흡 신호
(a) Respiration signal by radar

(b) 레이더와 심전도 계측기로 측정된 심박 신호
(b) Heart signal by radar and ECG detector

그림 8. 35 m 거리에 있는 사람의 호흡 및 심박 신호 측정 결과

Fig. 8. The measurement results when transmission power is 23 dBm at a distance of 35 meters.

계된 레이더 시스템을 이용하여 23 dBm(200 mw)의 송신 출력으로 35 m 거리에 있는 사람의 호흡과 심박수를 정확히 측정하였다. 그림 7은 실제 35 m 거리에 있는 사람의 호흡 및 심박 측정을 위한 실험 세팅이다. 그림 8(a)은 35 m 거리에서 측정된 주파수 영역에서의 호흡 신호로 0.31 Hz, 즉 분당 호흡수는 18.6회를 나타낸다.

그림 8(b)은 주파수 영역에서의 심박과 ECG 신호로 1.094 Hz, 즉 분당 심박수는 65.64회를 나타낸다. 원거리에서 레이더로 측정된 신호는 ECG 신호와 비교하여 노이즈는 많지만, 정확히 같은 주파수에서 최대값을 갖는 것을 알 수 있다.

IV. 결 론

원거리에서 측정 가능한 호흡 및 심박수 비 침습 측정을 위한 고감도 도플러 레이더 시스템을 설계하고, 그 정확도를 심전도 계측기로 측정된 신호와 비교하여 검증하였다. 기존의 심박수 레이더는 원거리에서 있는 사람은 감지하기가 어렵고, 일반적인 송신 출력은 0 dBm 이상을 사용하였다. 본 논문에서는 감도 높은 수신단을 구성하여 2 m 거리에 있는 사람의 호흡 및 심박수를 25 nW의 송신 출력으로 감지할 수 있었다. 감도 높은 수신단을 이용하여 원거리의 사람을 감지하기 위해 송신 출력을 높이면 송신안테나에서 수신 안테나로의 누설 전력으로 인해 수신단이 포화되는 현상을 가져온다. 이를 해결하기 위해 누설 전력과 반대 위상을 가지는 신호와 상쇄시키는 leakage cancellation 방법을 적용하였다. 그 결과, 최대 35 m 거리에 있는 사람의 호흡과 심박수를 정확히 측정할 수

있었다. 또한, arctangent demodulation을 적용하여 기존의 단일 채널의 레이더보다 정확한 심박수를 측정할 수 있다는 것을 HRV 해석을 통해 증명하였다.

References

- [1] M. Baboli, A. Singh, N. Hafner, and V. Lubecke, "Parametric study of antenna for long range Doppler radar heart rate detection", *International Conference of the IEEE EMBS*, USA, 2012.
- [2] Shuhei Yamada, Mingqui Chen, and Victor Lubecke, "Sub-uW signal power Doppler radar heart rate detection", *APMC*, 2006.
- [3] M. Singh, G. Ramachandran, "Reconstruction of sequential cardiac in-plane displacement patterns on the chest wall by laser speckle interferometry", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, pp. 483-489, 1999.
- [4] D. H. Kim, "Heart rate variability", *Current Practice in Cardiology*, vol. 5, no. 10, 2011.
- [5] B. J. Jang, S. H. Wi, J. G. Yook, M. Q. Lee, and K. J. Lee, "Wireless bio-radar sensor for heartbeat and respiration detection", *Progress In Electromagnetics Research C*, vol. 5, 2008.
- [6] Manh-Tuan Dao, Dong-Hun Shin, Yun-Taek Im, and Seong-Ook Park, "A two sweeping VCO source for heterodyne FMCW radar," *IEEE Trans. on Instrumentation and Measurement*, vol. 62, no. 1, Jan. 2013.

이 지 훈

2007년 2월: 광운대학교 전파공학과 (공학사)
 2009년 2월: 한국과학기술원 정보통신공학과 (공학석사)
 2009년 3월~현재: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 박사과정
 [주 관심분야] 바이오 레이더 시스템, RF

송수신단 설계 등

김 기 범

2011년 7월: 한국기술교육대학교 전기전자정보통신공학부 (공학사)
 2011년 9월~현재: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 석사과정
 [주 관심분야] RF 및 Baseband system 등

박 성 욱

1987년 2월: 경북대학교 전자공학과 (공학사)

1989년 2월: 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 (공학석사)

1989년~1993년: 한국통신 전임연구원

1997년 5월: 미국 Arizona State University 전자공학과 (공학박사)

1997년~2009년 2월: 한국정보통신대학교 공학부 교수

2009년 3월~현재: 한국과학기술원 전기및전자공학과 교수

[주 관심분야] 전자파 이론, 소형 안테나, 레이더 시스템 등