

호흡 및 심박수 측정을 위한 비 접촉 방식의 2.4 GHz 바이오 레이더 시스템

An 2.4 GHz Bio-Radar System for Non-Contact Measurement of Heart and Respiration

이 용 진 · 장 병 준* · 육 종 관

Yong-Jin Lee · Byung-Jun Jang* · Jong-Gwan Yook

요 약

본 논문에서는 호흡 및 심박수 측정을 위한 2.4 GHz 바이오 레이더 시스템의 성능을 분석하고 이를 통한 설계 및 구현 과정을 제시하였다. 먼저 2.4 GHz 시스템의 성능을 정량적으로 분석하기 위해, 인체 조직의 전자기적 성질을 이용하여 사람 몸에 의한 손실을 구하였고, 거리에 따른 복조기 출력에서의 SNR을 분석하였다. 5 Hz 대역폭일 때, 50 cm에서 90 % 이상의 success ratio를 성능지표로 삼아 바이오 레이더 성능을 MATLAB을 이용하여 시뮬레이션 하였고, 전체 시스템의 링크 버젓을 완성하였다. 분석 결과를 활용하여 4층 PCB 기판 위에 계산된 링크 버젓을 만족하는 직접 변환 방식의 바이오 레이더 수신기를 설계 및 제작하였다. 측정 결과, 0 dBm 출력에서 5 Hz 대역폭일 때, 50 cm의 거리에서 약 80 %의 success ratio가 측정되어 설계 과정을 검증하였다.

Abstract

In this paper, we present a performance analysis and design and implementation results of a 2.4 GHz bio-radar system that can detect human heartbeat and respiration signals. In order to design a 2.4 GHz bio-radar system qualitatively, we investigate the electromagnetic properties of human tissues and calculate the target SNR of demodulation output with respect to distance. The target SNR is defined by the 90 % success ratio for detecting heartbeat signal. With this target SNR value, the performance and link budget of the bio-radar system is simulated using MATLAB. Using this link budget results, the direct conversion receiver is designed and implemented in 4 layer printed circuit board(PCB). With output power of 0 dBm and 5 Hz bandwidth, 80 % success ratio of 50 cm is measured. Measurement results show a good agreement with simulation results.

Key words : Biomedical Monitoring, Bio-Radar, Doppler Radar, I/Q Diversity, Path Loss, Phase Noise, Radar Cross Section

I. 서 론

최근 u-헬스 및 IT-BT 융합 기술의 발달로 전자파를 이용하여 심박 및 호흡 신호를 측정할 수 있는 바이오 레이더 시스템에 대한 관심이 높아지고 있다. 현재 심박 및 호흡 신호를 측정하기 위해서는 전극

을 몸에 부착하는 접촉식 측정법을 사용하는 것이 일반적이는데, 이는 장기간 사용이 어렵고, 소아나 환자에게는 사용하기가 어려운 단점이 있다. 따라서 이러한 단점을 극복하기 위해 비접촉 방식으로 호흡 및 심박수를 측정하는 바이오 레이더 시스템이 필요하게 되었다^[1].

연세대학교 전기전자공학과(Department of Electrical and Electronic Engineering, Yonsei University)

*국민대학교 전자공학부(Department of Electrical Engineering, Kookmin University)

· 논문 번호 : 20071130-14S

· 수정완료일자 : 2008년 1월 21일

바이오 레이더 시스템은 1970년대 처음으로 소개되었는데, 처음에는 시스템의 부피가 크고 측정거리도 수 cm에 불과해 상용화하기 어려웠다^[2]. 하지만 최근 반도체, RF, 통신 기술 등의 발달로 저렴하면서 긴 측정거리를 갖는 휴대 가능한 시스템이 활발히 연구 중에 있다. 현재까지의 바이오 레이더에 관한 연구 동향을 살펴보면, 참고문헌 [3]에서는 거리 상관 효과(range correlation effect)로 인한 위상 잡음 감소 효과를 분석하였고, 인체와 레이더 사이의 이격거리의 변화에 따른 간섭 효과를 I/Q 방식을 이용한 직접 변환 수신기(direct-conversion receiver)를 사용하여 해결할 수 있음을 이론적으로 분석하였다. 또한, 이 논문에서는 1 mW의 소출력으로 1 m 이상 떨어진 성인의 심박 및 호흡 신호를 측정할 수 있다고 발표하였으며, 지향성 안테나를 이용하면 측정 거리가 그 이상으로 증가될 수 있다.

바이오 레이더 시스템의 원리는 무선 신호를 송신하여 심박 및 호흡의 변이량을 측정하는 것으로 사람이 정지한 경우에는 심박 및 호흡 신호를 정확히 감지할 수 있다. 하지만 사람이 움직이거나, 주위 사물이 움직이는 경우 신호를 제대로 감지할 수 없으며, 센싱 거리 내에 두 명 이상의 사람이 있는 경우에도 측정이 불가능하다는 단점이 있다. 따라서 최근에는 다중 안테나(MIMO: Multiple Input Multiple Output) 신호 처리 기술을 이용한 바이오 레이더 시스템이 연구되고 있다^[4]. 그 밖에 arctangent 복조 방식을 이용한 바이오 레이더 시스템^[5] 및 바이오 레이더 자체 움직임에 의한 잡음을 없애기 위한 센서 노드^[6] 등 다양한 연구가 진행되고 있다.

하지만 현재까지 바이오 레이더 시스템을 SNR 측면에서 체계적으로 설계하는 연구는 부족한 실정이다. 이는 인체에 의한 경로 손실이 계산되기 어렵다는 점에 기인한다. 따라서 본 논문에서는 바이오 레이더 시스템을 링크 버짓 및 SNR 개념을 통해 시스템적으로 설계하고, 이를 바탕으로 휴대 가능한 크기로 바이오 레이더 시스템을 설계, 제작하였다. 먼저 경로 손실과 SNR에 따른 성능 분석을 하였고, 바이오 레이더의 링크 버짓을 구하였다. 이를 바탕으로 0 dBm 출력 전력, 5 Hz 대역폭의 경우 50 cm에서 90 % success ratio를 갖는 2.4 GHz 바이오 레이더 시스템을 설계 및 제작하여 측정 결과를 제시하였다.

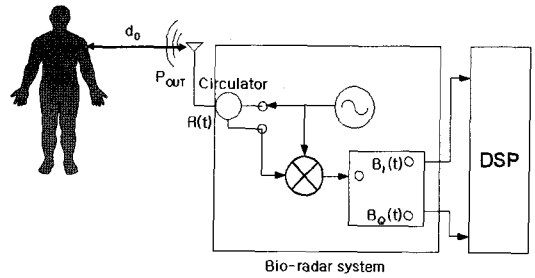


그림 1. 바이오 시스템을 이용한 인체 정보 측정
Fig. 1. Bio signal detection using bio radar system.

II. 바이오 레이더 시스템 이론 및 분석

2-1 바이오 레이더 시스템 동작 원리

바이오 레이더 시스템은 도플러 효과를 호흡 및 심박수 측정에 활용한 것으로 그림 1에 그 동작 원리 및 바이오 레이더 시스템의 구성이 나타나 있다. 시스템 구성은 안테나, RF 회로, 기저 대역 회로, DSP로 나뉘어져 있다. RF 회로의 기본 소자는 발진기, 저잡음 증폭기(LNA) 및 I/Q demodulator로 구성된다.

인체 정보 중 호흡 및 심박 신호는 물리적인 인체 장치의 변화를 동반하는 신호이므로 인체의 변위에 따라 반사되는 위상이 변하게 된다. 연속 정현파(CW: Continuous Wave) 신호를 송신하고 호흡 및 심박 신호가 일정한 주기를 가지며, 순 속도(net velocity)가 영인 경우 반사파의 위상 $\theta(t)$ 는 도플러 효과에 의해 다음과 같이 인체의 변위 $x(t)$ 에 비례한다.

$$\theta(t) = \frac{2f}{c}(2\pi x(t)) = \frac{4\pi x(t)}{\lambda} \quad (1)$$

여기서 f 는 반송파 주파수이며, c 는 빛의 속도, λ 는 반송파의 파장이다. 이제, CW 방식의 바이오 레이더가 단일 톤 신호를 송신한다고 가정하면 송신신호는 다음과 같다.

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

여기서 $\phi(t)$ 는 발진기의 위상 잡음이다. 이제 인체까지의 거리를 d_0 라 한다면, 송신기와 인체까지의 거리는 $d(t) = d_0 + x(t)$ 가 되므로 수신 신호는 식 (1)을 이용하여 다음과 같이 주어진다.

$$R(t) \approx \cos \left[2\pi f - \frac{4\pi d_0}{\lambda} - \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \phi(t) - \frac{2d_0}{c} \right] \quad (3)$$

식 (3)으로 표현된 수신 신호를 식 (1)의 국부 발진기를 이용하여 주파수 변환하고, 이상적인 저역 통과 필터를 통과시키면 기저 대역 신호는 식 (4)와 같다.

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

여기서, θ 는 거리에 의한 위상 변화 값으로서

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

로 표현되며, θ 의 크기에 따라 최적으로 복조 가능한 최적 위상 복조점(optimum phase-demodulation point)과 복조가 되지 않는 영점(null point)이 생기게 되는데, 영점을 피하기 위해 quadrature 수신단을 만들면, 복조된 신호의 I와 Q는 각각 다음과 같다^[3].

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

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

이 때 $n(t)$ 는 열 잡음을, $\Delta\phi(t)$ 는 거리 상관 효과 후 위상 잡음을 나타낸다. 이 출력 신호는 그림 2와 같이 DSP로 디지털 필터를 이용해 호흡과 심박수로 분리된 뒤 윈도우가 씌워진다. 이제 각 윈도우 안에서 신호를 자기 상관 연산을 수행하여 나온 결과, 파형을 이용하여 심박수를 계산할 수 있다.

2-2 바이오 레이더 시스템 링크 버젓 분석

본 절에서는 바이오 레이더 시스템을 설계하기

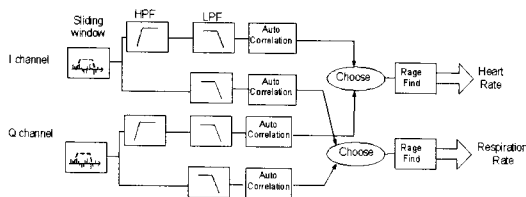


그림 2. 바이오 레이더의 신호 처리 블록 다이어그램
Fig. 2. Block diagram of digital signal processing in a bio-radar system.

표 1. 2.4 GHz에서의 인체 매질의 특성
Table 1. Electromagnetic characteristics of various human tissue at 2.4 GHz.

	Impedance [Ω]	Attenuation [α]	Thickness [mm]
Air	377	-	-
Skin	63.43	33.63	5
Fat	170.88	9.27	5
Muscle	51.45	39.79	15
Heart	48.67	48.68	55

위하여 SNR 측면에서 분석한다. SNR을 분석하기 위해서는 인체 내부에 위치한 심장에서 반사되는 신호의 세기 및 수신기 내에 존재하는 다양한 잡음 성분을 계산하여야 한다. 먼저 심장에서 반사되는 신호의 세기를 계산하기 위하여 표 1과 같이 인체의 다양한 조직의 특성에 따른 전자기 신호의 반사 및 투과 정도를 전자기 이론을 이용하여 계산하였다^[7].

또한, 심장에서의 radar cross section(RCS) 값을 구하기 위하여 사람 심장의 크기를 5.5 cm의 완전한 도체구로 가정하였을 때 심장의 radar cross section(RCS)은

$$\sigma = 68 \times 10^3 [m^2] \quad (8)$$

이다. 표 1과 식 (8)을 사용하여 심장까지 전파한 신호가 반사되어 다시 피부까지 도달할 때까지의 경로 손실을 계산하면 그림 3과 같다. 그림에서 보는 바와 같이 인체에 의한 신호 감쇄는 약 -60 dB인 것을 알 수 있다.

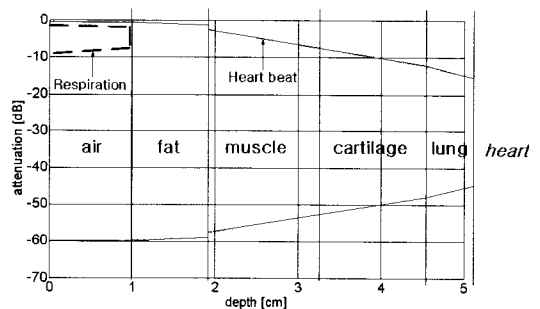


그림 3. 2.4 GHz 신호의 인체 내부에서의 경로 손실
Fig. 3. Path loss of 2.4 GHz signal in human body.

이제 SNR을 계산하기 위해서는 바이오 레이더에 존재하는 잡음 전력을 계산하여야 한다. 바이오 레이더 수신기에 나타나는 잡음 신호로는 열 잡음 (thermal noise), $1/f$ 잡음 및 위상 잡음이 있다. 이 중에서 위상 잡음의 경우는 호흡 및 심박수 측정을 위해서 가장 중요한 양으로 이에 대한 분석은 range correlation 이론에 의해 설명된다^{[2],[8]}. 참고문헌 [8]을 참조하여 계산된 $\Delta\phi(t)$ 에 의한 잡음 전력 $N_{RPN,B}$ 은 식 (9)와 같다.

$$N_{RPN,B} = \frac{P_T G^2 G_{RX} \sigma_c}{\pi f^2} S_\phi(1) \ln\left(\frac{f_{max}}{f_{min}}\right) \quad (9)$$

여기서 $S_\phi(1)$ 은 1 Hz에서의 위상 잡음 스펙트럼, G 는 안테나 이득, G_{RX} 는 수신단의 이득, σ_c 는 반사체의 RCS, f_{max} 와 f_{min} 은 기저 대역 대역 통과 필터의 최대 및 최소 주파수를 나타낸다. 이제 열 잡음을 추가하고, 식 (9)와 그림 3을 이용하여 복조기 출력에서의 신호 대 잡음 비(SNR)을 계산하면 다음 식 (10)으로 주어진다.

$$\frac{S_B}{N_B} = \frac{S_B}{N_{RF,B} + N_{RPN,B}} = \frac{\frac{P_T G^2 G_{RX} \sigma_c}{2\pi R^4} LS_p^2 \overline{x^2(t)}}{8G_{RX}(NF)kT(f_{max} - f_{min}) + \frac{P_T G^2 G_{RX} \sigma_c}{\pi f^2} S_\phi(1) \ln\left(\frac{f_{max}}{f_{min}}\right)} \quad (10)$$

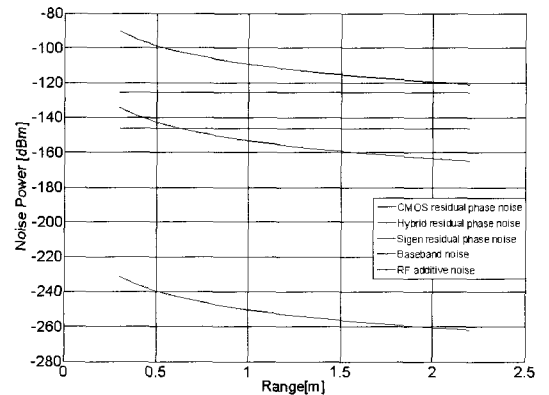
여기서 S_B 는 신호 전력, $N_{RF,B}$ 는 온도 잡음에 의한 기저 대역에서의 잡음 전력을, $N_{RPN,B}$ 는 자기 상관 효과 후 위상 잡음 전력을 나타낸다. 그리고 S_p 는 식 (4)에서 θ 에 따른 $x(t)$ 에 대한 $B(t)$ 의 민감도로 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$S_p = \left. \frac{\partial B(t)}{\partial x(t)} \right|_{\theta=const.} = \frac{4\pi}{\lambda} \sin\left(\frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \theta + \Delta\phi(t)\right) \approx \frac{4\pi}{\lambda} \sin\theta \quad (11)$$

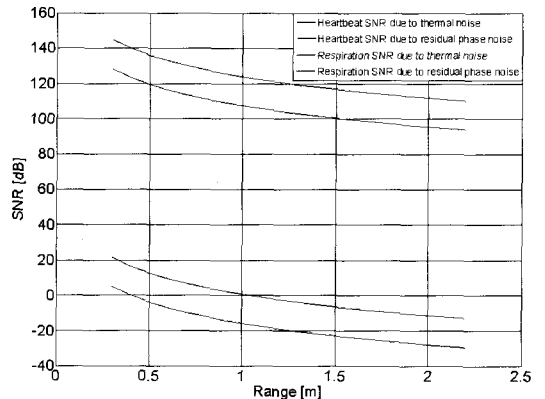
S_p 를 통해 θ 에 의한 신호의 SNR 이득을 알 수 있다. 식 (10)으로부터 θ 가 $\pi/2$ 의 홀수 배일 때는 최상 복조점, π 의 배수일 때는 영점이 된다. 그리고 I/Q 복조 방식일 때는 θ 가 $\pi/4$ 의 배수일 때 최악의

경우인데, 식 (10), (11)에 의해 SNR이 최상 복조점일 때의 SNR에 비해 3 dB 감소한다^[5]. 또한 식 (10)에서 알 수 있듯이 대역폭을 작게 할수록, 신호의 SNR은 높아지나, 측정할 수 있는 호흡 및 심박수 범위가 작아진다. 따라서 f_{max} 를 최소 5 Hz 정도 이상으로 하여야 심박수가 빨리 뛰는 경우에도 측정이 가능하다.

식 (8), (10) 및 (11)을 결합하여 이격 거리에 따른 이론적인 바이오 레이더의 잡음과 SNR을 그림 4에 나타내었다. 출력 전력은 0 dBm, -4 dBi 안테나 이득, 수신단의 잡음지수는 7 dB, RF 잡음 온도는 300



(a) 잡음의 종류에 따른 잡음 전력
(a) Noise power wire respect to various noises



(b) 열잡음 및 위상 잡음에 따른 심박 및 호흡 신호의 SNR
(b) Heartbeat and respiration SNR with respect to thermal noise and residual phase noise

그림 4. 이격 거리에 따른 바이오 레이더 시스템의 잡음과 SNR 계산치
Fig. 4. SNR calculation of bio radar system as a function of range.

k로 가정하였고, 대역폭은 심박수는 0.6 Hz에서 5 Hz, 호흡수는 0.01 Hz에서 0.9 Hz로 설정하였다. 그리고 심장과 폐의 움직임 변위는 각각 0.3 mm, 2 mm로 가정하였다. 그림 4(a)에서 CMOS, hybrid 및 신호 발생기의 위상 잡음 전력 밀도는 1 Hz에서 각각 64 dB/Hz, 20 dB/Hz, -55 dB/Hz로 가정하였다. CMOS와 hybrid의 경우, 참고문헌 [8]의 데이터를 이용하였고, 신호 발생기는 본 논문에서 사용한 신호 발생기의 위상 잡음이다. 여기서 CMOS와 hybrid 발진기를 사용할 때는 위상 잡음이 주 잡음원이 되지만, 신호발생기를 사용할 때는 위상 잡음 전력이 낮으므로 열 잡음이 가장 큰 값을 갖는 것을 알 수 있다.

2-3 바이오 레이더 시뮬레이션

앞 절의 분석을 통해 바이오 레이더의 SNR을 이론적으로 분석할 수 있다. 다음으로 설계된 신호처리 기가 요구하는 SNR 값을 계산하여야 시스템 설계가 가능하다. 이를 위해서 먼저 참고문헌 [9]에서 정의된 success ratio 개념을 성능 지표로 사용한다. Success ratio의 정의는 식 (12)와 같다.

$$Success\ ratio = \frac{T_s}{T_M} \tag{12}$$

여기서 T_M 은 측정된 시간이고, T_s 는 측정된 시간 중 $P_e < E_r$ 인 시간을 나타낸다. 여기서 E_r 은 최소 허용 오차이며, 상대오차 P_e 는 다음과 같이 정의된다.

$$P_e = \frac{h_m - h_r}{h_r} \tag{13}$$

여기서 h_m , h_r 은 각각 한 개의 윈도우 안에서 결정된 측정 심박수와 기준 심박수에 해당한다. 본 논문에서는 E_r 을 2%로 놓았다. 이러한 개념을 사용하여 그림 5와 같은 시뮬레이터를 MATLAB으로 구성하였다. 이 때 success ratio은 단시간 푸리에 변환(short time Fourier transform)을 한 뒤 최대 값을 찾는 것과 시간 축에서 영점 교차점을 찾는 방법(zero-crossing detection), 그리고 자기 상관을 취한 후 영점 교차검출의 세 가지 방법으로 비교하였다.

시뮬레이션 결과는 그림 6과 같이 복조 출력 신호의 SNR에 따른 바이오 레이더 시스템의 성능으로

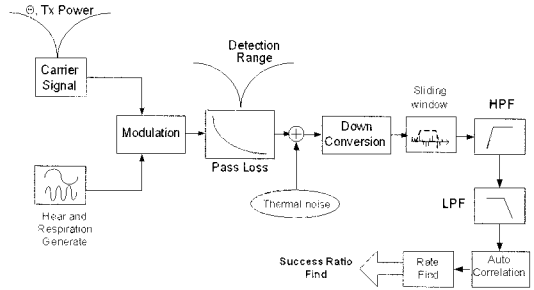


그림 5. 바이오 레이더 시뮬레이션 블록도
Fig. 5. Simulation block diagram of bio radar system.

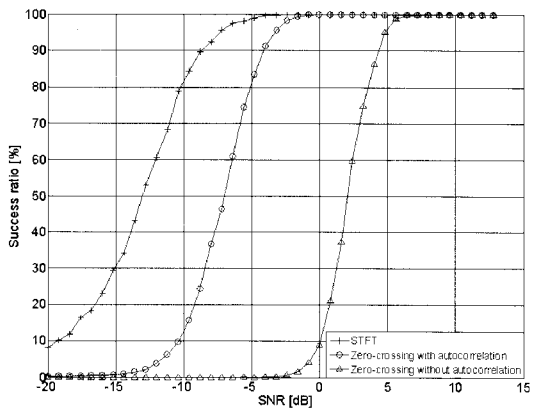


그림 6. SNR에 따른 success ratio의 변화(window time =10 sec).
Fig. 6. Success ration with respect to SNR as a function of signal processing methods(window time is assumed to 10 sec.).

나타난다. 그림 6의 결과로 각 심박수 검출 방법에 의한 SNR 이득이 얼마나 되는지를 볼 수 있다. 예를 들면 90% success ratio에서 영점 교차점을 했을 때, 자기 상관에 의한 SNR 이득은 8 dB, 그리고 단시간 푸리에 변화는 영점 교차점보다 5 dB SNR 이득이 있는 것을 볼 수 있다.

이상의 결과를 바탕으로 레이더 방정식에 적용하여 링크 버짓을 완성하였다. 표 2는 이상의 결과를 바탕으로 기저 대역 대역폭이 5 Hz이고 단시간 푸리에 변화 심박수 검출을 할 때, 계산된 민감도와 요구되는 신호 레벨을 나타낸다.

III. 제작 및 실험 결과

3-1 2.4 GHz 바이오 레이더 시스템 제작

표 2. 바이오 레이더의 민감도와 요구되는 신호 레벨
Table 2. Sensitivity and required signal level of a bio-radar system.

Target range(cm)	Success ratio(%)	Sensitivity (dBm)	SNR (dB)	CNR (dB)	NF (dB)
50	90	-120	-8	25	17
80	90	-130	-8	25	14
120	90	-135	-8	25	7
50	60	-120	-12	21	24
80	60	-120	-12	21	16

2장의 이론을 이용하여 기저 대역 회로를 포함한 2.4 GHz 대역의 바이오 레이더 시스템을 제작 및 측정하였다. 바이오 레이더와 인체와의 거리에 따른 영점을 제거하기 위해 *I/Q* 출력을 갖는 직접 변환 수신기를 설계하였다. 설계 목표는 0 dBm 출력에 50 cm에서 90 % success ratio를 갖도록 하였다. 먼저 표 2에서 요구되는 target SNR은 -2 dB로 계산되며, 허용 최대 NF는 17 dB로 계산된다. 하지만 옷에 의한 손실 등을 고려하여 10 dB 설계 마진을 갖도록 7 dB의 NF를 갖는 수신기를 설계하였다. 송수신기는 가로 10.8 cm, 세로 8.4 cm의 4층 PCB 기판 위에 설계되었고, 송신 안테나와 수신 안테나를 각각 사용하였다. 그리고 출력 신호와 믹서의 LO 신호를 외부 신호 발생기로 입력하기 위해, 송신 안테나 입력과 믹서 LO 단자에 SMA 커넥터를 달았다. 설계된 바이오 레이더의 블록도는 그림 7과 같다.

안테나는 향후 제품화를 고려해 inverted-F 타입 안테나를 PCB 위에 설계하였고, 별도로 설계하여

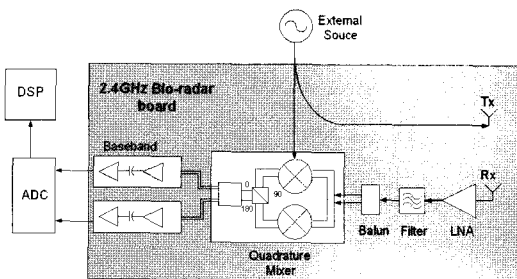


그림 7. 호흡 및 심박수 측정용 2.4 GHz 바이오 레이더 시스템의 블록 다이어그램
Fig. 7. Block diagram of a 2.4 GHz bio-radar system for heartbeat and respiration detection.

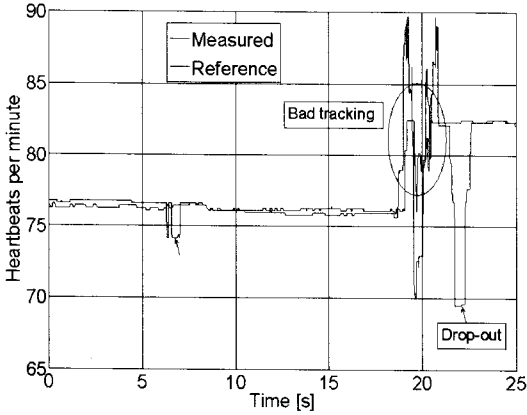
측정한 결과 -4 dB이득이 나왔다. LNA는 2SC-4408 트랜지스터를 이용하여, 12 dB gain에 3.5 dB NF가 나오게 설계하였다. Skyworks사의 sky73009를 *I/Q* demodulator로 사용되었으며, LDB212G4005C가 발룬으로 사용되었다. 기저 대역 회로는 OPAMP를 이용하여 증폭 회로, DC 제거 회로, 저역 통과 필터로 구성하였다. LNA와 믹서는 3 V 공급 전원을 사용하였고, 기저 대역은 ±3 V의 정원을 공급하였는데 이를 위해 ±3 V 레귤레이터를 각각 달아주었다.

바이오 레이더의 출력 신호는 AD 변환한 후 PC로 들어가게 된다. PC로 들어가게 된 신호는 MATLAB을 이용하여 참고문헌 [9]의 DSP 과정을 거치게 되는데, 먼저 통과 대역이 0.9 Hz부터 5 Hz 5차 elliptic filter를 통해 심박수와 호흡수를 분리한다. 분리된 신호는 10초 구간의 윈도우가 쉼겨져서 한 번 샘플링을 할 때마다 윈도우가 하나씩 이동하게 되고, 이 윈도우 안에서 받은 신호를 자기 상관한 후, 영점 교차 검출 방법으로 심박수를 계산하게 된다.

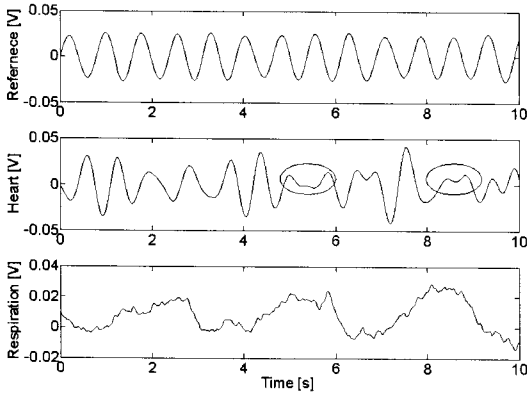
MG4695A 신호 발생기에서 나온 2.4 GHz RF 신호는 전력 분배기를 통해 둘로 나뉘어서 송신 안테나의 입력과 믹서의 LO로 들어간다. 바이오 레이더의 출력 신호는 Tecktronix 2014 오실로스코프로 AD 변환되어 이 신호를 PC로 입력하여 MATLAB 시뮬레이터로 심박수를 계산하였다. 측정된 데이터의 success ratio를 계산하기 위한 심박수 측정의 기준 데이터는 손가락 압력 센서인 UFI_1010를 이용하여 계산하였다.

3-2 호흡 및 심박수 측정 결과

앞 절의 실험 방법으로 호흡 및 심박수를 측정하였다. 먼저 그림 8은 3 Hz의 통과 대역으로 영점 교차 검출 방법을 사용하여 70 cm의 거리에서 측정된 호흡 및 심박 신호를 나타낸 것이고, 이 때 success ratio는 91 %로 설계 목표를 만족시키는 것을 확인하였다. 그림 8(a)는 심박수 측정의 윈도우 히스토리를 나타낸 것으로 각 윈도우의 결과가 대체로 오차가 2 % 이내에 있으나, 7초와 22초에서는 측정이 안되는 구간이 발생하고(drop-out 구간) 20초 근방에서와 같이 심박수가 갑자기 변하는 구간에서는 측정값이 불안정하게 흔들리는 것을 볼 수 있다. 그림 8(b)는 측



(a) 심박수를 보여주는 윈도우 히스토리(91 % success ratio)
 (a) History of window showing measured and reference heart rate (91% success ratio)



(b) 가장 위의 그림은 손가락 압력 센서로 측정된 심박수, 그리고 중간, 아래 그림은 각각 DSP 처리 후 심박과 호흡 신호
 (b) The top trace is reference obtained from finger-pressure pulse sensor. The second and bottom is measured data

그림 8. 호흡 및 심박수를 70 cm에서 3 Hz 대역폭으로 영점 검출을 이용하여 2.4 GHz 바이오 레이더로 측정된 그림

Fig. 8. Measured results of 2.4 GHz bio-radar system at 70 cm with zero-crossing rate finding.

정 데이터 중 한 윈도우 구간에서 심박 및 호흡 파형을 나타낸 것이다.

그림 9는 대역폭이 3 Hz일 때 0.4 m에서 1.6 m 거리에 따른 success ratio의 영점 교차점으로 시뮬레이션과 측정값을 비교한 그림이다. 각 거리에서의 측정에 대하여 I와 Q 채널 데이터의 success ratio를 표

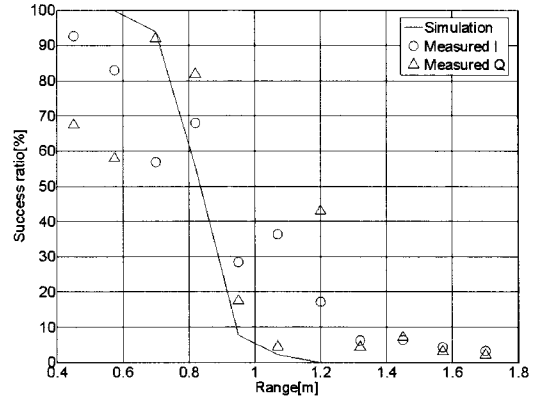


그림 9. 거리에 따른 success ratio의 시뮬레이션 값 측정값 비교(f_{max} 가 3 Hz이고 영점 교차 검출 방법을 사용했을 때 측정값)

Fig. 9. Simulation and measurement results of success ratio with respect to range(f_{max} is 3 Hz, zero-crossing detection method is used.)

시하였다. 이 두 신호 중 좋은 것을 골라 쓰면, 80 cm 까지 80 % 이상의 success ratio가 나온 것을 확인할 수 있다.

이 상의 결과로부터 시뮬레이션 결과와 측정 결과가 유사한 패턴을 보였다. 비록 인간의 실제 심폐 운동에 의한 RCS 값이 사람에 따라 편차가 크고 측정 방향에 따라 변하기 때문에 정확한 계산이 더욱 더 어렵다. 하지만 본 논문의 결과로부터 바이오 레이더를 설계하기 위한 정량적인 설계 과정을 얻을 수 있음을 알 수 있다. 본 논문에서 제시한 이론의 정확한 검증을 위해서는 심폐 운동 대한 심층적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

IV. 결론

본 논문은 심박 및 호흡 측정용 바이오 레이더 시스템의 성능 분석 및 설계 결과를 제안하였다. 이를 위해 요구되는 심박 및 호흡의 측정 성공률을 success ratio로 정의하여, 정의된 값을 얻기 위해 필요한 시스템의 SNR 값을 시뮬레이션을 통해 계산하였고, 인체의 전자기적 특성 및 레이더 방정식을 이용한 경로 손실 모델과 결합하여 시스템의 링크 버짓을 계산할 수 있었다. 이러한 결과를 바탕으로 잡음지수 7 dB인 수신부와 -4 dB의 이득을 갖는 내장형

안테나 및 직접 변환 방식의 바이오 레이더 시스템을 4층 PCB 기판에 설계 및 제작하였다. 설계 과정을 검증하기 위해 50 cm의 거리에서 심박수를 측정 한 결과 80 % success ratio에서 대체적으로 심박수가 2 % 오차 이내에 있었고, 갑작스러운 박동 변화에 오차가 커지는 것을 볼 수 있었다. 또한, 거리에 따른 success ratio는 시뮬레이션과 비슷한 경향성을 보여 주었다. 이상의 연구 결과로부터 바이오 레이더 시스템을 체계적으로 설계할 수 있었으며, 안테나부터 신호 처리부까지 체계적인 시스템 설계 프로세스를 정립할 수 있었다.

참 고 문 헌

- [1] Byung-Jun Jang, "Trend on BAN with bio-sensor for early detection", *The 15th Korea Internet Conference*, pp. 80-93, Jun. 2007.
- [2] J. C. Lin, "Non-invasive microwave measurement of respiration", *Proceedings of the IEEE*, vol. 63, no. 10, p. 1530, 1975.
- [3] 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 radars for non-contact cardiopulmonary monitoring", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 52, pp. 838-848, Mar. 2004.
- [4] S. Dragan, B.-K. Park, O. Boric-Lubecke, V. M. Lubecke, Host-Madsen, Anders Sizer, and Theodore, "Experimental evaluation of multiple antenna techniques for remote sensing of physiological motion", *Microwave Symposium, 2007. IEEE/MTT-S International*, pp. 1735-1738, Jun. 2007.
- [5] B.-K. Park, V. M. Lubecke, and O. Boric-Lubecke, "Arctangent demodulation with DC offset compensation in quadrature doppler radar receiver systems", *IEEE Trans. Microwave Theory and Techniques*, vol. 55, no. 5, May 2007.
- [6] M. Isar, B.-K. Park, V. M. Lubecke, O. Boric-Lubecke, Host-Madsen, and Anders Sizer, "Sensor nodes for Doppler radar measurements of life signs", *Microwave Symposium, 2007. IEEE/MTT-S International*, pp. 1241-1244, Jun. 2007.
- [7] C. Gabriel, "Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies", <http://niremf.ifac.cnr.it/>.
- [8] A. Droitcour, "Non-contact measurement of heart and respiration rates with a single-chip microwave doppler radar", Ph. D. thesis, Stanford University, Jun. 2006.
- [9] B. Lohman, O. Boric-Lubecke, V. M. Lubecke, P. W. Ong, and M. M. Sondhi, "A digital signal processor for Doppler radar sensing of vital signs", *Proc. IEEE 23rd Annual Engineering in Medicine and Biology Society Conf.*, vol. 4, pp. 3359-3362, 2001.
- [10] 이용진, 장병준, 육종관, "호흡 및 심박수 측정을 위한 비접촉 방식의 2.4 GHz 바이오 레이더 시스템", 2007년도 한국전자과학회 종합학술발표회논문집, 17(1), pp. 267-3270, 2007년 11월.

이 용 진



2006년 2월: 연세대학교 전기전자공학과 (공학사)
2006년 3월~현재: 연세대학교 전기전자공학과 석사과정
[주 관심분야] RF시스템, 바이오 센서

육 중 관



1987년 2월: 연세대학교 전자공학과 (공학사)
1989년 2월: 연세대학교 전자공학과 (공학석사)
1996년 2월: University of Michigan (공학박사)
1997년 1월~1998년 10월: 미국 University of Michigan (Research Fellow)
1998년 11월~1999년 2월: Qualcomm Inc. Senior Engineer
1999년 3월~2000년 2월: 광주과학기술원 정보통신과 교수
2000년 3월~현재: 연세대학교 전기전자공학과 교수
[주 관심분야] 마이크로파 소자 및 안테나, 초고주파 통신 시스템, 전자과환경(EMI/EMC), 수치해석, RF MEMS 설계, 병렬컴퓨팅

장 병 준



1990년 2월: 연세대학교 전자공학과 (공학사)
1992년 2월: 연세대학교 전자공학과 (공학석사)
1997년 2월: 연세대학교 전자공학과 (공학박사)
1995년 3월~1999년 1월: LG전자(주)
1999년 1월~2003년 9월: 한국전자통신연구원 무선방송연구실
2003년 10월~2005년 8월: 정보통신연구진흥원
2005년 9월~현재: 국민대학교 전자공학부 교수
[주 관심분야] 마이크로파/밀리미터파 회로(MMIC, Hybrid), 무선통신시스템, RFID/USN