

바이오 정보 센싱을 위한 바이오 레이더 연구 동향

장병준 | 이윤수 | 육종관

국민대학교, (주)유비즈플러스, 연세대학교

요약

본 고에서는 바이오 정보, 특히 호흡 및 심박수 측정을 위한 바이오 레이더의 원리 및 최근 연구동향을 살펴본다. 바이오 레이더는 무선을 이용하여 비접촉 방식으로 심박 및 호흡 신호를 측정할 수 있어, 향후 u-헬스케어의 핵심 기술 중의 하나로 고려되고 있으며, 최근 관련 연구가 전세계적으로 활발히 진행되고 있다. 하지만 실제 상용화되는 데는 아직도 많은 난관이 있어 이를 극복하려는 기술 개발 및 지속적인 관심이 필요하다.

1. 서론

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 호흡신호를 측정하기 위해서는 전극을 몸에 부착하는 접촉식 측정법을 사용하는 것이 일반적이지만, 이는 장기간 사용이 어렵고, 소아나 화상 환자에게는 사용하기가 어려운 단점이 있다. 따라서 이러한 단점을 극복하기 위해 비접촉 방식으로 호흡 및 심박수를 측정하는 바이오 레이더 시스템이 필요하게 되었다.

바이오 레이더 시스템은 1970년대 처음으로 소개되었는데, 처음에는 시스템의 부피가 크고 측정거리도 수 cm에 불과해 상용화하기 어려웠다¹⁾. 하지만, 최근 반도체, RF 및

통신 기술의 발달로 저렴하고 휴대 가능한 바이오 레이더 시스템이 출현하고 있다. 바이오 레이더 시스템의 원리는 무선신호를 송신하여 심박 및 호흡의 변이량을 측정하는 것으로, 사람이 정지한 경우에는 심박 및 호흡신호를 정확히 감지할 수 있다. 최근 논문²⁾에 의하면 1mW의 소출력으로 1m 이상 떨어진 성인의 심박 및 호흡신호를 측정할 수 있다고 보고되고 있으며, 지향성 안테나를 사용하면, 센싱거리를 그 이상으로 증가시킬 수 있다²⁾. 하지만, 사람이 움직이거나, 주위 사물이 움직이는 경우 신호를 제대로 감지할 수 없으며, 센싱거리 내에 두 명 이상의 사람이 있는 경우에도 측정이 불가능하다는 단점이 있다. 따라서 복잡한 환경에서도 신호를 센싱할 수 있도록 다중송수신기와 다중안테나(MIMO : Multiple Input Multiple Output) 신호처리 기술의 개발이 요구되고 있다³⁾.

한편 바이오 레이더 시스템은 UWB 펄스를 이용하여 구현할 수 있는데 이 경우 건물 안에 있는 사람의 존재 유무를 파악할 수 있어 군사 및 인명구조 분야에서 사용될 수 있다. 또한 MEMS 기술의 발달로 인체 내에 이식된 센서를 이용하여 혈압, 혈당 등 다양한 바이오 정보를 센싱할 수 있으며, 이러한 센서들 간의 네트워크를 형성하는 연구도 진행 중이다^{4,5)}.

본 고에서는 이러한 다양한 바이오 레이더 시스템의 연구 동향과 현 기술의 한계를 보이고, 향후 기술의 발전추세를 논하여 바이오 레이더 시스템이 상용화되기 위한 요구사항을 기술적인 측면에서 논하고자 한다.

II. 바이오 레이더의 원리 및 역사

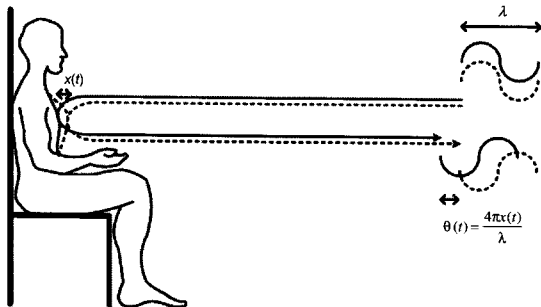
본 장에서는 바이오 레이더의 기본 동작원리 및 현재까지의 바이오 레이더에 대한 연구 동향에 대해 살펴본다.

1. 도플러 방식의 바이오 레이더의 원리

도플러 효과 (Doppler Effect)는 일정한 주파수의 신호를 고정된 물체에 송신하였을 때, 반사파의 주파수가 고정되어 반사되는 데 반하여, 반사체가 움직였을 경우 송신주파수와 수신주파수 간에 주파수차가 발생하는 현상을 의미한다. 만약 반사체가 송신측의 안테나로부터 멀어지는 방향으로 이동한다면, 수신 신호의 주파수는 느려지는 반면 안테나와 가까워지는 방향으로 이동할 경우 수신신호 주파수는 빨라지게 된다. 이러한 도플러 효과는 자동차의 속도감지계 등에서 오래전부터 사용되고 있다.

이러한 도플러 효과를 호흡 및 심박수 측정에 활용한 것이 도플러 방식의 바이오 레이더로서 그 원리가 그림 1에 나타나 있다. 인체정보 중 호흡 및 심박신호는 물리적인 인체 장기의 변화를 동반하는 신호이므로 인체의 변위에 따라 반사되는 파의 위상이 변하게 된다. 연속 정현파(CW : Continuous Wave)신호를 송신하고 호흡 및 심박신호가 일정한 주기를 가지며, 순 속도(net velocity)가 영인 경우 반사파의 위상은 다음과 같이 인체의 변위에 비례한다.

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



(그림 1) 바이오 레이더를 이용한 인체정보 측정 원리

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.

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

여기서 $\phi(t)$ 는 발진기의 위상잡음이다. 이제 인체까지의 거리를 d_0 라 한다면 송신기와 인체까지의 거리는 $d(t) = d_0 + x(t)$ 가 되며, 왕복시간 지연시간은 다음과 같이 주어진다.

$$t_d = \frac{2(d_0 + x(t - d(t)/c))}{c} \quad (3)$$

식 (3)을 이용하면 수신기에서 신호는 다음과 같다.

$$R(t) \approx A_R \cos[2\pi f(t - t_d) + \phi(t - t_d) + \theta_0] \quad (4)$$

여기서, A_R 은 경로손실을 고려한 반사된 신호의 크기, θ_0 는 반사표면에서의 위상차와 송신기와 안테나 그리고 안테나와 주파수 혼합기 사이의 위상차를 고려한 일정한 위상차에 해당한다. 식 (3)과 식 (4)를 결합하고 $x(t) \cdot d_0$ 를 고려하여 간략화하면, 수신신호는 다음 식 (5)와 같다.

$$R(t) \approx A_R \cos \left[2\pi f t - \frac{4\pi d_0}{\lambda} + \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \phi(t - \frac{2d_0}{c}) + \theta_0 \right] \quad (5)$$

식 (5)에서처럼 수신신호는 인체의 변위 $x(t)$ 가 위상변조된 것이므로 주파수 하향변환 및 복조과정을 거치면 인체의 변위, 즉 호흡 및 심박신호를 추출할 수 있다.

2. 바이오 레이더의 역사

앞에서 설명한 것과 같이 CW 레이더는 고정된 반사체 주변에서의 주기적인 변위를 측정하기 적합하므로 호흡 및 심박에 의한 변위를 측정하기에 적합하다. 초창기 시스템은 1970년대 후반에 호흡[1] 및 심박 신호[6]가 각각 측정되었으며, 심박측정은 호흡 신호보다 변위가 작기 때문에 심박 신호를 측정하기 위해서는 호흡을 참아야 가능했다[6]. 그 당시엔 X-대역의 발진기와 혼안테나가 사용되었다. 그 당시 성능으로 30cm의 거리에서 호흡신호가, 3cm의 거리에서 심박신호가 측정되었다.

1980년대 중반부터 1990년대 말까지의 연구결과는 주로 큰 호흡신호로부터 작은 심박신호를 분리하기 위해 아날로그 및 디지털 신호처리 기술이 연구되어져, 호흡 및 심박 신호를 동시에 측정할 수 있는 기술이 연구되어졌다. Chan과 Lin[7]은 10.5GHz에서 10mW 송신 시 혼안테나와, 80Hz의 샘플링 주파수를 갖는 8bit ADC를 이용하여 5~7cm의 거리에서 호흡 및 심박수를 동시에 측정하였다.

2000년도에 들어와서 CMOS 회로를 이용한 레이더 시스템이 연구되어지고 있으며, Lubeckel[2,9] 등은 바이오 레이더에 대한 range correlation 이론, quadrature demodulator 이론 등을 발표하였다. 또한 같은 시기에 UWB (Ultra Wide Band)방식을 이용한 바이오 정보 센싱에 대한 연구도 발표되어지고 있다[10,11]. 최근에는 바이오 레이더를 이용하여 혈액의 산성도를 동물실험으로 측정한 연구도 발표되었다 [12].

<표 1> 바이오 레이더 연구 동향

Year	Description	Results
1975, Lin[1]	X-band OSC, 혼 안테나	호흡신호 측정, 30 cm
1979, Lin[6]	심박신호 측정(호흡 정지시)	심박신호 측정, 3cm
1987, Chan & Lin[7]	10.5GHz, 10mW, 혼 안테나, 8bit 80Hz ADC	호흡 및 심박 동시 측정, 5~7cm
1997, Greneker[8]	24GHz, 30mW, 40dB gain	호흡 및 심박 동시 측정, 10m
2002, Lubecke[9]	1.2GHz, 70mW	2.4GHz 무선전환기 수신기 사용
2004, Ossverge[10]	1215MHz, 70mWm UWB	호흡신호 측정, 1.5m
2005, Immoreev[11]	UWB, 1GHz center freq.	1m 호흡신호 측정
2006, Matsui[12]	1214MHz radar, infrared thermography 이용	blood PH 측정

III. 바이오 레이더 설계 시 고려사항

II장에서 CW 신호를 송신하고 인체의 변위에 따라 위상변조된 신호를 복조함으로써 바이오 레이더가 호흡 및 심박신호를 센싱할 수 있음을 살펴보았다. 본 장에서는 바이오 레이더 설계 시 고려해야 할 사항을 레이더 형태, 동작주파수, 안정성 문제, RF회로 및 신호처리 회로의 요구사항 측면에서 분석하고자 한다.

1. 레이더 종류

레이더(Radar) 시스템은 Radio Detection And Ranging의

약자로 전자파를 송신하고 반사체로부터 반사파를 센싱하는 시스템이다. 송신파와 수신파 사이의 시간차(time delay)는 반사체까지의 거리를 나타내며, 수신된 신호의 주파수 천이량으로부터 물체의 속도를, 수신된 신호의 크기로부터 반사체의 레이더 단면적 (RCS : Radar Cross Section)에 관한 정보를 얻을 수 있다. RF주파수나 초고주파 주파수를 사용하는 레이더 시스템의 경우 가시광선이 투과할 수 없는 장애물을 투과할 수 있으므로 눈으로는 볼 수 없는 반사체의 센싱을 가능하게 한다.

레이더 시스템은 송신하는 신호 및 시스템 구성에 따라 반사체의 거리 및 각도, 반사체의 크기 및 형태 및 반사체의 속도 등을 측정할 수 있다. 예를 들어 연속 정현파(CW) 레이더의 경우 수신된 신호의 도플러 천이를 통해 이동하는 반사체의 속도를 측정할 수 있으나, 반사체까지의 거리는 측정할 수 없다. 주파수 변조된 정현파 (FMCW: Frequency-Modulated Continuous-Wave) 레이더의 경우 반사체의 거리 및 속도를 동시에 측정할 수 있다. 펄스레이더 (Pulsed radar)는 송신과 수신이 다른 시간에 이루어지므로 송신신호에 비해 수신신호가 작을 때 유용하다. 이상의 내용을 정리하면 다음 <표 2>와 같다.

<표 2> 반사체 정보 및 관련된 레이더 형태[9]

Information	Methods of Determination	Required Technology
Range	Time Delay	Any but CW; must have sufficient range resolution
Velocity	Doppler Shift	Any; pulsed systems must have sufficient velocity resolution
Angle	Direction of Reflection	Any; must have directive receiving antenna
Size and Shape	Received Power.	Any but CW; must be high resolution
Radial Velocity	Doppler Shift and Time Delay	CW

CW레이더는 반사체의 속도를 측정할 수 있으므로 바이오 정보 센싱을 위한 최적의 레이더로 생각할 수 있다. 하지만, CW레이더는 송신과 수신이 동시에 이루어지므로 송신신호의 일부가 수신신호로 누설되어 직접 변환 수신기에서 DC offset을 발생시키거나 저주파 잡음을 일으킨다. 따라서, CW 레이더를 바이오 정보 센싱에 사용할 경우 송신신호를 제거하는 회로 및 잡음효과를 정확하게 해석해야 한다.

2. 동작주파수 및 안정성

심박 및 호흡수 측정을 위한 바이오 레이더의 설계 시 주 고려사항 중의 하나가 동작주파수이다. 바이오 레이더는 피부 및 근육 등의 장애물을 통과해야 하므로 RF 및 초고주파 주파수대역을 사용해야 하는데, 주파수가 높으면 높을수록 파장이 짧아지므로 위상변조의 양은 커진다. 하지만 주파수가 높을수록 관련 부품의 비용이 높아지므로 바이오 레이더가 상용화되기 위해서는 저가로 만들 수 있는 가장 높은 주파수를 사용해야 한다. 현재 RFIC를 만들 수 있는 주파수는 2.4GHz 및 5.8GHz가 최적이므로 이 주파수가 도플러 레이더에 최적이라고 사료된다.

한편 동작주파수는 안테나의 크기에도 밀접하게 연관된다. 지향성 있는 안테나를 사용하는 것과 무지향성 안테나를 사용하는 것은 각각 장단점이 있는데 지향성 안테나를 사용하면, 측정거리는 길어지나 측정반경은 작아지므로 시스템의 적용 범위에 따라 적절한 안테나를 사용해야 한다.

또한 바이오 레이더는 인체에 직접 전파를 사용하므로 전자파가 인체에 미치는 영향을 고려하지 않을 수 없다. 현재 미국 FCC 15.247 규격에 의하면 2.4GHz 비허가대역의 최대 출력전력은 1W로 규정되어 있으므로 1mW이하의 출력을 갖는 바이오 레이더의 경우에는 규격 상 큰 문제가 없다고 판단될 수 있다. 하지만 수면 중에 호흡 및 심박수를 측정하는 경우 오랜 시간 지속적으로 정현파 신호를 인체에 주사하므로 바이오 레이더가 상용화되기 위해서는 인체 영향에 대한 지속적인 관심이 필요할 것으로 사료된다.

3. 수신신호의 SNR 특성

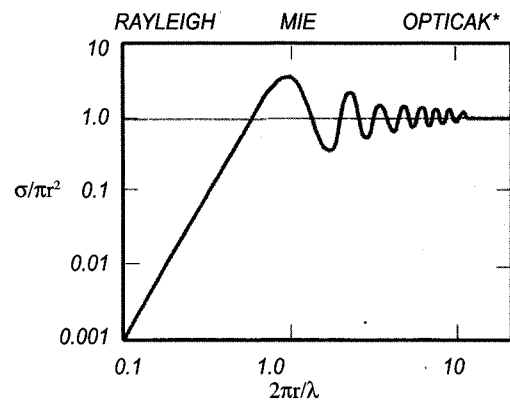
수신된 신호는 기저대역으로 변환된 후 신호처리부를 통과하는데 신호처리 방식에 따라 적절한 SNR값이 필요하게 된다. SNR값은 송신된 신호의 전력(P_T)과 안테나 이득(G) 및 신호전파에 따른 손실을 고려한 수신신호전력 $P_R(mW)$ 을 잡음전력으로 나눈 값이다. 먼저 수신신호전력을 Friis 공식에 의하여 계산하면 다음과 같이 주어진다.

$$P_R = \frac{P_T G^2 \sigma \lambda^2}{(4\pi)^3 d_0^4} \quad (6)$$

여기서 σ 는 인체의 레이더 단면적(RCS : Radar Cross section)으로 다음과 같이 주어진다.

$$\sigma = (\text{단면적}) \times (\text{인체손실}) \times (\text{지향성}) \quad (7)$$

인체의 단면적은 전파가 투영되는 면적에 해당하며, 단면적의 실제값보다는 파장에 대한 상대적인 크기가 중요한데, 예를 들어 완전한 도체구의 RCS를 나타낸 경우가 (그림 2)에 나타나 있다. RCS는 반사체가 얼마만큼의 신호를 레이더의 수신기 방향으로 반사하는지를 나타내는 값으로 반사체로부터 반사된 신호의 크기를 $1m^2$ 의 단면적을 갖는 완전한 도체구에 의한 반사량으로 나눈 값으로 정의된다.



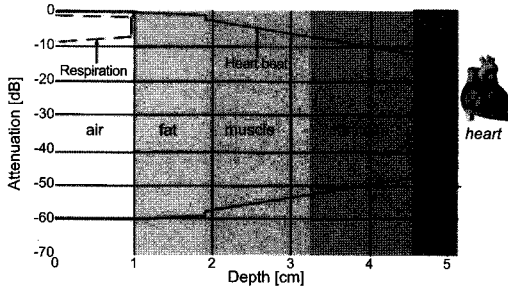
(그림 2) 완전한 도체구의 RCS 예

예를 들어 원주를 파장으로 나눈 값($2\pi r/\lambda$)이 1보다 작은 경우는 Rayleigh 영역에 해당하며, 단면적은 선형적으로 커진다. $1 < 2\pi r/\lambda < 10$ 인 영역은 공진영역으로 구의 앞면에서 반사된 파가 구의 뒷면에서 반사된 파와 결합하여 공진 특성을 일으키며, $2\pi r/\lambda > 10$ 인 영역은 반사파만이 존재하는 영역이 된다. 성인 남자의 경우 몸 전체의 2.4GHz에서 RCS값은 $0.39m^2$ 정도의 값을 가진다[14]. 하지만 호흡 및 심박수를 측정하는 경우는 인체 전부가 아니라 움직이는 영역만이 해당하며, 나머지 정지해 있는 인체에 대한 반사량은 고정된 반사값에 해당되어 noise에 해당한다.

식 (7)의 두 번째 항은 인체 내부의 손실을 고려한 것이다. 인체 내부는 다양한 근육, 지방 등 다양한 조직으로 이루어졌으며, 이들의 특성임피던스, 유전율 및 두께에 따른 감쇄 특성을 살펴보면 다음 <표 3>과 같다. <표 3>의 값과 반사 및 투과에 대한 전자기이론을 적용하여, 심박 및 호흡 신호에 대한 전파 경로 손실을 보이면 다음 (그림 3)과 같다.

<표 3> 2.4GHz에서의 인체 매질의 특성[14]

	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



(그림 3) 2.4GHz 신호의 인체 내부에서의 경로손실

식(7)의 마지막 항은 안테나 및 사람의 지향성을 나타내는 것으로 안테나의 위치 및 사람의 자세에 따라 다양한 값을 가질 수 있다.

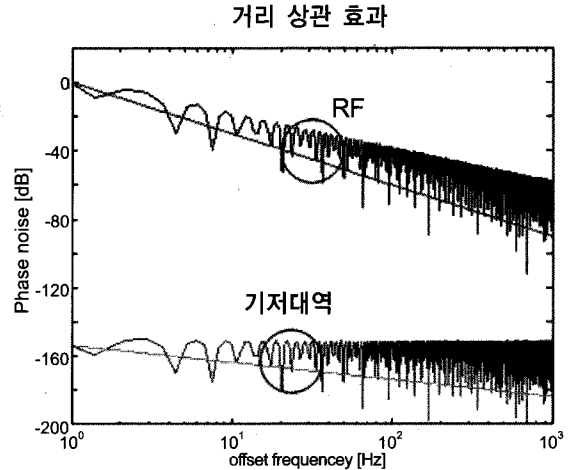
이제 수신신호의 크기를 계산할 수 있으므로 잡음 성분을 고려하면, 수신기의 SNR값을 구할 수 있다. 바이오 레이더 수신기에 나타나는 잡음 신호로는 열잡음 (thermal noise), 잡음 및 위상잡음이 있다. 이 중에서 위상잡음의 경우는 호흡 및 심박수 측정을 위해서 가장 중요한 양으로 이에 대한 분석은 range correlation 이론에 의해 설명된다[2,16].

거리상관(range correlation)이란 송신신호와 반사된 신호와의 상관관계에 의해 나타나는데 바이오레이더에서는 송신신호와 동일한 신호가 주파수혼합기의 국부발진기에 사용되어 혼합되므로 두 신호의 상관관계에 의해 위상잡음이 감소됨을 의미한다. 식 (2)와 식(5)의 위상잡음은 동일한 위상잡음이며, 시간지연만큼만 차이가 있으므로 주파수 혼합된 신호의 위상잡음 스펙트럼을 구하면 다음 식 (8)과 같이 주어진다.

$$s_{\Delta\theta}(f_0) = s_{\theta}(f_0) \left[4 \sin^2 \left(2\pi \frac{d_0 f_0}{c} \right) \right] \quad (8)$$

여기서 f_0 는 오프셋 주파수이다. 식 (8)에서 레이더와 인체 사이의 거리가 작고, 오프셋주파수가 작은 경우 위상잡음이 감소됨을 알 수 있다. 2.4GHz인 경우 거리 상관에 따른 위상잡음 특성을 그리면 (그림 4)와 같다. 그림에서 알 수 있듯이

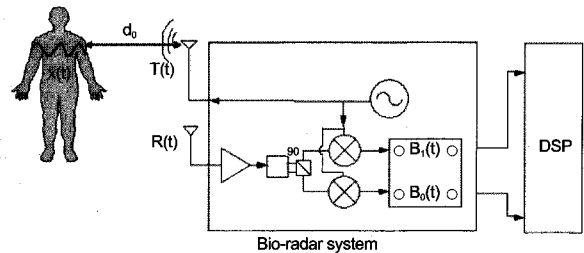
실제 RF 주파수에서 위상잡음이 기저대역에서는 -150dB이상 감소됨을 알 수 있다.



(그림 4) 바이오 레이더에서 위상잡음과 range correlation theory

4. 바이오 레이더의 RF회로

바이오 레이더의 시스템 구성은 그림 5와 같이 크게 안테나, RF회로 및 신호처리부로 나뉘어져 있다. RF회로의 기본 소자는 발진기, 믹서, 저잡음 증폭기(LNA), I/Q demodulator로 구성된다. 이러한 시스템 구성 시 저가화되기 위해서는 CMOS 회로를 이용한 단일 칩으로 구성하는 것이 필수적이다. CMOS회로의 경우 수동소자를 만들기 어렵고, 1/f 잡음이 크므로 칩 제작 시 이를 고려해야 한다. 또한 송신신호에 비해 인체에서 반사되는 수신신호의 크기가 매우 작으므로 송신신호의 일부가 수신부를 넘어가게 되면, RF회로가 포화될 수 있으므로 초단 LNA에 입력되기 전에 송신신호의 coupling을 최소로 만들어야 한다[17].



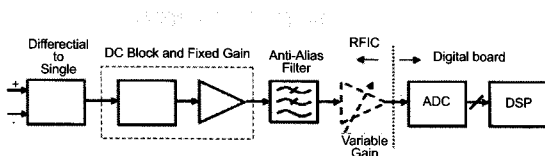
(그림 5) 바이오레이더 시스템의 RF회로

또 다른 하나의 고려사항으로 송신안테나와 수신안테나를 분리하는 방안과 하나의 안테나를 사용하고 circulator로 분리하는 방안이 있다. 두개의 안테나를 사용하면 안테나 간의 Isolation 특성이 좋아지지만 크기가 커지는 단점이 있다. 단일 안테나와 Circulator를 사용하는 경우에는 SoC화가 어려우므로 이에 대한 회로 설계 기술이 필요하다[17].

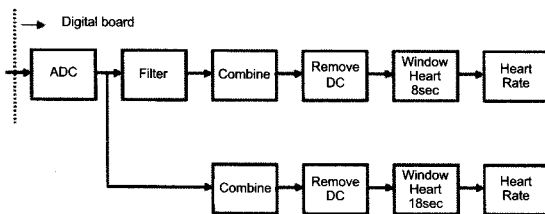
5. 바이오 레이더의 신호처리부

바이오 레이더의 신호처리부는 아날로그 신호처리부와 디지털 신호처리부로 구분될 수 있는데 아날로그 신호처리부는 ADC하기 전에 DC offset을 제거하는 회로 및 Aliasing을 제거하는 저역통과필터 회로를 포함하며, 디지털 신호처리부는 호흡 및 심박신호의 분리 및 각각의 신호로부터 호흡 및 심박수를 추정하는 회로가 포함된다.

아날로그 처리부는 TX 누설전력에 해당하는 DC offset을 제거하기 위한 DC Block회로와, RF회로만의 이득이 작으므로 이를 보상하기 위한 증폭회로 및 ADC에 의해 발생하는 Aliasing 성분을 제거하기 위한 LPF로 구성된다. 보통 아날로그 처리부는 RF회로와 함께 SoC로 구성되는 것이 일반적이다.



(a) 아날로그 신호처리부



(b) 디지털 신호처리부

(그림 6) 바이오레이더 시스템의 신호처리부

디지털 신호처리부는 ADC이후 호흡 및 심박수를 분리하고, I와 Q신호를 결합한 후 DC를 디지털적으로 제거한 후 최종적으로 호흡 및 심박수를 검출하는 회로로 구성될 수

있다. 디지털 부의 구성은 마이컴을 이용하는 방법, FPGA를 이용하는 방법, DSP를 이용하는 방법 등 시스템에서 요구하는 반응속도 및 정확도에 따라 다양한 구성이 가능하므로 최종 시스템에서 요구하는 규격을 고려하여 선정하여야 한다.

IV. 바이오 레이더 미래 연구 방향

앞 장에서 도플러 방식의 CW 바이오 레이더의 원리 및 설계 시 고려사항을 다양한 측면에서 살펴보았다. 이러한 바이오 레이더 시스템을 이용한 바이오 정보 센싱 방식이 상용화되기 위해서는 앞에서 서술한 기술적인 이슈 이외에 다음과 같은 추가적인 연구가 필요하다. 예를 들어 측정 대상이 이동하는 경우 신체의 변위에 비해 심박신호 및 호흡신호가 이동하는 변위량에 비해 작아 측정이 어려워지며, 동일 센싱지역 내 여러 명의 사람이 있을 때 신호를 구분할 수 없다는 단점을 극복해야 한다. 또한 UWB 방식 및 임플란트 소자를 이용한 BAN(Body Area Network)에 대한 연구도 필요하다

또한 UWB 신호를 송신하여 측정하는 방식도 활발히 연구되어지고 있다. 마지막으로 인체 변위이외에 혈류량이나, 당뇨 등을 측정하는 방안 및 센싱 소자를 임플란트하여 이를 네트워크로 구성하는 방안에 대한 연구가 진행 중이다.

1. CW 도플러 레이더 기술의 향후 연구 방향

먼저, 송수신기의 개선에 대한 연구가 필요하다. 반도체 기술의 발달로 인한 저전력, 소형 송수신기의 구성 역시 중요한 역할을 하는데 특히 CMOS를 사용하여 저가로 구성할 수 있어야 하며, 이를 위해서 위상잡음을 감소시킬 수 있는 회로의 구성이 필요하다. 또한 송수신기 구조에서 직접변환 방식에 의한 DC offset 등의 문제를 해결하기 위하여 low-IF 구조를 갖는 수신기에 대한 연구가 진행 중이다. 또한 안테나가 하나일 경우에 Circulator를 SoC안에 삽입하는 연구가 필요하다.

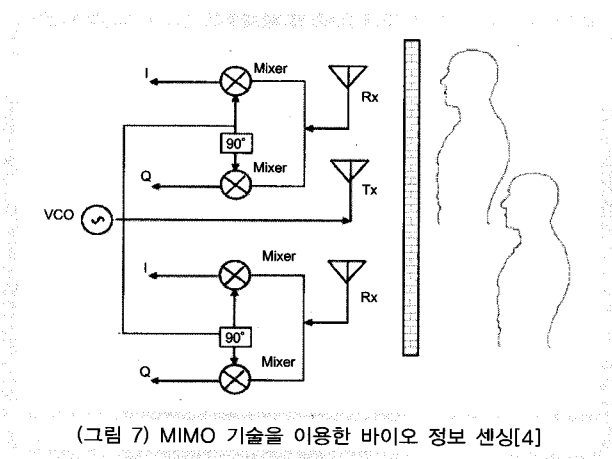
두 번째로 신호처리에서의 개선이 추가될 필요가 있다. 현재의 신호처리 기술은 주파수 필터링 및 correlator를 이용한

방식을 사용하는데, 측정하려는 신호의 특성에 맞게 적응적으로 필터 특성을 조절하거나, 호흡 및 심박수 판단 시 에러를 줄이기 위한 신호처리 기법에 대한 연구가 필요하다.

마지막으로 다중송수신기와 MIMO(Multiple-Input Multiple-Output) 신호처리 기술에 대한 연구를 통해 여러 명의 비측정체로부터 심박 및 호흡신호를 분리할 수 있는 기술개발이 필요하다.

2. UWB 도플러 레이더 기술의 연구 방향

II장에서 간략히 논의한 바와 같이 UWB 기술의 발달로 UWB를 이용하여 바이오 정보 센싱에 대한 기술개발이 현재 활발히 진행되고 있다. UWB 레이더는 주로 건물 내부에 위치한 사람의 유무를 파악할 수 있으므로, 군사용이나 건물사고 시 잔해에 묻힌 사람을 구제하는 목적 등으로 사용될 수 있어 연구가 활발히 진행되고 있다.

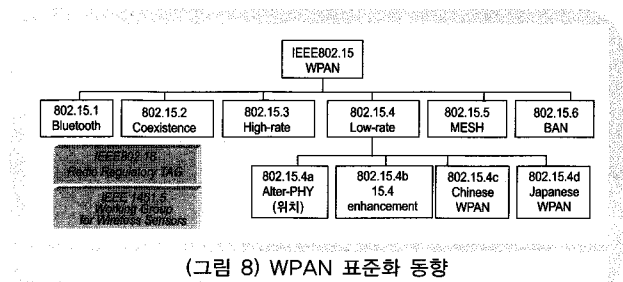


(그림 7) MIMO 기술을 이용한 바이오 정보 센싱[4]

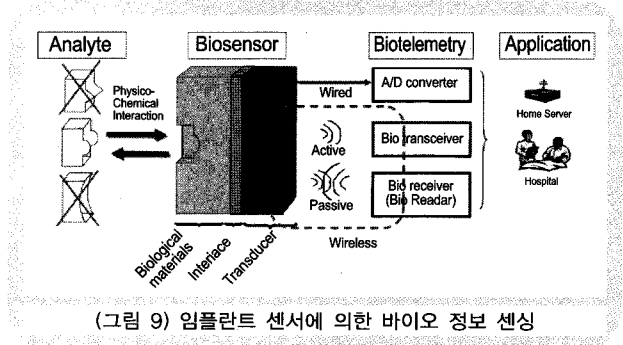
3. Body Area Network로 확장

최근 BAN기술이 활발히 연구되고 있는데, 현재 BAN은 단순히 센싱된 정보를 외부로 송신하는데 무선을 사용하는데 비하여, 바이오 레이더를 BAN기술과 융합하면 센싱과 통신이 하나의 무선으로 통합될 수 있다. BAN 기술은 과거에는 주로 인체에 부착된 IT기기들 간의 소규모 통신방식으로 고려되어 왔으나, MEMS 기술의 발달에 따른 인체내장형 초소형 임플란트 소자의 발달과 더불어 인체 내 센싱 소자를 포함한 통신 네트워크로 확대되고 있다. 특히, 당뇨 및 혈압과 같은 화학신호를 센싱하는 센서를 인체 내부에 임플란트시

키고 이를 외부에서 전파를 보내어 센싱정보를 획득하는 연구는 우주인의 건강관리 등에서 제시된 바 있다[18]. 최근에는 IEEE WPAN 802.15 표준화그룹 내에서 Medical BAN 기술의 표준화가 진행되고 있으며, 관련 기술이 지속적으로 개발되고 있으므로 바이오 레이더 기술과 융합된 시스템이 출현할 것으로 기대되고 있다. (그림 8)에 IEEE 802.15내 표준화 그룹의 구성과, (그림 9)에 임플란트 센서에 의한 바이오 정보 센서의 예를 보이고 있다. 임플란트 센서가 혈당 등의 바이오 정보를 센싱하고 그 결과를 바이오 레이더를 통해 외부에서 센싱하거나, 센서 내에 포함된 송수신기를 이용하여 외부와 센싱 정보를 교환할 수 있다.



(그림 8) WPAN 표준화 동향



(그림 9) 임플란트 센서에 의한 바이오 정보 센싱

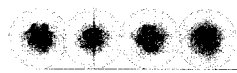
V. 결 론

본고에서는 바이오정보 센싱을 위한 도플러 방식의 바이오 레이더 시스템의 동작원리 및 주요 기술적인 특성을 살펴해보았다. 또한 현재까지의 연구동향과 현재 기술의 한계를 보이고, 향후 기술의 발전추세를 논하여 도플러 레이더 시스템이 상용화되기 위한 요구사항을 기술적인 측면에서 논

하였다.

바이오 레이더는 현재 CW 방식의 경우 호흡 및 심박수를 측정하는 시스템으로 연구실 레벨에서 그 가능성이 확인되었으며, 다중 안테나 및 적응 신호처리기술이 추가로 개발되면, 실제 다양한 환경에서 상용화될 수 있는 제품이 출현할 것으로 기대된다. 바이오 레이더 방식 중 UWB 기술을 사용하는 방식은 군사용 응용분야에서 활발히 연구가 진행되고 있으며, UWB기술의 발달과 함께 다양한 응용제품이 출현할 것이다.

이러한 레이더 기술은 외부에서 신호를 보내어 바이오 정보를 센싱하는 방식으로 인체의 물리적인 변위량만을 측정할 수 있다. 하지만, 임플란트 소자의 소형화에 따라 다양한 센서를 인체 내에 삽입하게 된다면 물리적인 변화량 이외에 혈압, 당노레벨 등 다양한 응용기술 들이 출현할 것으로 기대되어 IT관련 종사자뿐만 아니라 바이오 전공자들의 관심 및 협력이 기대된다.



- [1] J.C.Lin, "Non-invasive microwave measurement of respiration," *Proceedings of the IEEE*, vol.63, no.10, pp.1530, 1975.
- [2] A.D.Droitcour, O.Boric-Lubecke, V.M.Lubecke, J.Lin, and G.T.Kovacs, "Range correlation and I/Q performance benefits in single chip silicon Doppler radars for noncontact cardiopulmonary monitoring," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol.52, no.3, pp.838-848, Mar. 2004.
- [3] D.Samardzija, B.-K. Park, O.Boric-Lubecke, V.M.Lubecke, A.Host-Madsen, T. Sizer, "Experimental evaluation of multiple antenna techniques for remote sensing of physiological motion," in the *IEEE IMS-Symposium Digest*, pp.1735-1738, 2007.
- [4] V.M.Lubecke, O.Boric-Lubecke, A.Host-Madsen, A. E. Fathy, "Through-the-wall radar life detection and monitoring," in the *IEEE IMS-Symposium Digest*, pp.769-772, 2007.
- [5] E.M.Staderini, "UWB radars in medicine," *IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine*, vol.17, no.1, pp.13-18, Jan 2002.
- [6] J.C.Lin, J. Kiernicki, M. Kiernicki, and P.B.Wollschlaeger, "Microwave apexcardiography," *IEEE Trans. Microwave Theory and Tech.*, vol. 27, no. 6, pp.618-620, 1979.
- [7] K.-M.Chan and J.C.Lin, "Microprocessor-based cardiopulmonary rate monitor," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol.25, no.9, pp.41-44, 1987
- [8] E.F.Greener, "Radar sensing of heartbeat and respiration at a distance with applications of the technology," in *Radar97 Conference Proceedings*, pp.150-154, 1997.
- [9] V.Lubecke, O.Boric-Lubecke, and E.Beck, "A compact low-cost add-on module for doppler radar sensing of vital signs using a wireless communications terminal," in the *IEEE IMS-Symposium Digest*, pp.1767-1770, 2002.
- [10] G.Ossberger, T. Buchegger, E.Schimback, A.Stetzler and R. Weigel, "Non-invasive respirator movement detection and monitoring of hidden humans using ultra wideband pulse radar," in *Proceedings of the International Workshop on Ultrawideband Technologies*, pp.395-399, 2004.
- [11] I.Y.Immoreev and S.Samkov, "Short-distance ultrawideband radars," *IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine*, vol.20, no.6, pp.9-14, 2005.
- [12] T.matsu, H.Hattori, B.Takase, and M.Ishihara, "Non-invasive estimation of arterial blood PH using exhaled CO/CO2 analyzer, microwave radar, and infrared thermography for patients after missive hemorrhage," *Journal of Medical Engineering and Technology*, vol. 20, no. 2, pp.97-101, 2006.
- [13] A.D.Droitcour, "Non-contact measurement of heart and respiration rates with a single-chip microwave doppler

- radar,” Ph.D Dissertation, Standford University, 2006.
- [14] C. Gabriel, “Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies,” <http://niremf.ifac.cnr.it/>
- [15] F.V.Schultz, R.C.Burgener, and S.King, “Measurement of the radar cross section of a man,” Proceedings of the IRE, vol. 46, pp. 476-481, 1958.
- [16] H.G.Yoon and B.-J. Jang, “Link budget calculation for UHF RFID systems,” Microwave Journal, to be published.
- [17] Wan-Kyu Kim, Moon-Que Lee, Jin-Hyun Kim, Hyung-sun Lim, Jong-Won Yu, Byung-Jun Jang, Jun-seok Park, “A Passive Circulator with High Isolation using a Directional Coupler for RFID,” 2006 International Microwave Symposium, pp.1177-1180, June, 2006.
- [18] 장병준, “Trend on BAN with bio-sensor for early detection,” The 15th Korea Internet Conference, pp. 80-93, June 2007.

약 력



장 병 준

1990년 연세대학교 전자공학과 (공학사)
 1992년 연세대학교 전자공학과 (공학석사)
 1997년 연세대학교 전자공학과 (공학박사)
 1995년 ~ 1999년 LG전자(주)
 1999년 ~ 2003년 한국전자통신연구원 무선방송연구소
 2003년 ~ 2005년 정보통신연구진흥원
 2005년 ~ 현재 국민대학교 전자공학부 교수
 관심분야 : 마이크로파/밀리미터파 회로(MMIC, Hybrid), 무선통신시스템, RFID/USN



이 윤 수

1988년 원광대학교 전자공학과 공학사
 1993년 원광대학교 전자공학과 공학석사
 2000년 ~ 현재 경북대학교 전자공학과 박사과정
 1988년 ~ 1995년 KT 금산위성지구국
 1995년 ~ 1996년 교통안전공단 Cable TV 방송단 팀장
 1996년 ~ 1997년 (홍콩) hutchison corporate access, Expert
 1998년 ~ 2003년 Asia-Pacific Satellite Communications Council, Expert
 2004년 ~ 현재 유비즈플러스 IT 융합 기술 연구개발 본부장
 관심분야 : 위성통신방송, M/W, RF



육 종 관

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

