

공진기의 임피던스 변화에 근거한 비접촉 생체 신호 센서

김기윤*, 김상규*, 홍윤석**, 육종관°

Non-Contact Vital Signal Sensor Based on Impedance Variation of Resonator

Kee-yun Kim*, Sang-Gyu Kim*, Yunseog Hong**, Jong-Gwan Yook°

요 약

본 논문에서는 공진기의 임피던스 변화에 근거한 생체 신호 센서를 제안한다. 제안된 생체 신호 센서는 호흡과 심장 박동 같은 생체 신호를 감지할 수 있고, 시스템은 공진기, 발진기, SAW 필터, 그리고 파워 감지기로 구성되어 있다. 인체와 같은 유전체의 주기적인 움직임은 근거리 장 영역 안에서 공진기의 임피던스 변화를 야기하며, 따라서 공진기의 공진 주파수의 변화는 발진기의 발진 주파수 변화에 영향을 끼친다. 여기서 SAW 필터 저지대역의 가파른 주파수 응답특성은 작은 양의 주파수 편차를 큰 변화로 바꿀 수 있다. 기존의 센서의 감지 거리를 확장시키는 것을 목적으로 ISM 대역 870 MHz 대역에서 동작 시켰으며, 최대 거리 120 mm에서 호흡과 심장 박동신호의 검출을 확인하였다.

Key Words : Oscillator, Planar resonator, RF power detector, SAW filter

ABSTRACT

In this paper, a vital signal sensor based on impedance variation of resonator is presented. Proposed vital signal sensor can detect the vital signal, such as respiration and heart-beat signal. System is composed of resonator, oscillator, surface acoustic wave (SAW) filter, and power detector. The cyclical movement of a dielectric such as a human body, causes the impedance variation of resonator within the near-field range. So oscillator's oscillation frequency variation is effected on resonator's resonant frequency. SAW filter's skirt characteristic of frequency response can be transformed a small amount of frequency deviation to a large variation. Aim to enhance the existing sensor detection range, proposed sensor operates in 870 MHz ISM band, and detect respiration and heart-beat signal at distance of 120 mm.

I. 서 론

21세기 의료서비스 패러다임이 사후 치료에서 사전 예방 및 관리 중심으로 바뀔에 따라 U-헬스케어 응용 서비스가 점차 중요해지고 있다. 이러한 U-헬

스케어를 위해서는 크게 4가지의 기술의 융합이 필요하다. 이는 각종 기기로부터 생체정보를 센싱하는 센싱 기술, 센싱된 정보를 취합하여 전송하는 취합 및 전송 기술, 수집된 정보를 분석하는 분석 기술, 마지막으로 이를 분석하여 사용자에게 알려주는 피

※ 본 연구는 미래창조과학부 및 정보통신산업진흥원의 IT융합 고급인력과정 지원사업의 연구결과로 수행되었음(NIPA-2013-H0401-13-2011)

♦ 주저자 : (주)LG전자, keeyun.kim@lge.com, 정회원

° 교신저자 : 연세대학교 전기전자공학과 Advanced Computational Electromagnetics Lab., jgyook@yonsei.ac.kr, 종신회원

* (주)LG전자, ksangg@yonsei.ac.kr

** 삼성탈레스(주), ksquall1@yonsei.ac.kr

논문번호 : KICS2013-04-200, 접수일자 : 2013년 4월 30일, 최종논문접수일자 : 2013년 8월 30일

드백 기술이다. 이러한 4가지의 기술이 융합되어야만 U-헬스케어 서비스가 가능하게 된다¹¹.

이러한 측면에서 바이오 메디칼 텔레메트리, 건강 관리, 지진 구조 등에 대한 여러 분야에서 무선 바이오 센서를 이용한 연구들이 활발하게 이루어지고 있다. 마이크로웨이브 도플러 레이더¹²를 이용한 순환계 및 호흡 운동의 비 접촉식 감지 기술이 이런 원격 모니터링에 적용될 수 있다. 이런 원격 감지용 통신 장치와 주파수를 사용하여 의료 전문가에게 환자의 데이터를 전송하는 것은 기존 통신 네트워크의 사용을 용이하게 할 것이다¹³.

생체 신호의 원격 감지는 체스트-스트랩 모니터 같은 기존의 접촉식 방법에 비해 매력적인, 비 접촉식 대안이다. 마이크로웨이브 도플러 레이더는 이러한 원격 생체 신호 감지 및 모니터링의 응용분야에서 무선 센서로서 이용되어 왔다¹⁴. 다른 대안으로는 UWB (Ultra-wide Band) 레이더를 이용한 방법들이¹⁵에서 제안되었다.

본 논문에서는 도플러 이론에 기초한 일반적인 방법과는 다른 방법으로, 생체 신호 감지를 위한 RF 생체 신호 센서를 제안한다. 제안하는 생체 신호 센서는 발진기와 결합된 공진기의 입력 임피던스 변화에 의한 발진기의 발진 주파수 변화를 이용한다. 평면형 공진기는 라디에이터로 동작하며 RF 트랜지스터와 병렬 연결되어 있다. 인체가 라디에이터에 근접할 경우, 호흡운동 등의 주기적인 움직임이 라디에이터의 근거리 장 영역 안에서 이루어지면 라디에이터의 입력 임피던스가 변화한다. 라디에이터의 입력 임피던스 변화가 발진기의 발진 주파수 변화를 야기하고, 이는 생체 신호 감지하는데 사용된다¹⁶. 비록 제안된 시스템이 기존의 도플러 레이더에 비해 측정 거리가 짧지만, 상호 주파수 간섭으로 부터의 어떠한 민감도 감소 없이 생체 신호를 감지할 수 있기 때문에, 무선 응용분야에 적합하다.

II. 시스템의 구조와 동작 원리

그림 1은 제안된 센서의 블록 다이어그램을 나타내고 있다. 그림 1에 나타낸대로 시스템은 발진기, SAW (Surface Acoustic Wave) 필터, RF 파워 감지기, 연산 증폭기, 그리고 디지털 신호 처리 부분으로 구성되어 있다. 발진기 회로는 피어스 구조의 설계이고, BJT (Bipolar Junction Transistor) 와 평면형 공진기는 근거리 장에서 라디에이터 역할을 하며¹⁶, 발진 주파수를 결정하는 역할을 한다.

만약 인체 등의 유전체가 공진기에 가까이 있는 경우, 공진기의 입력 임피던스가 변화한다. 공진기 임피던스의 변화율은 인체와 평면 공진기 사이의 거리에 관계한다. 때문에, 호흡 운동을 하는 동안 인체의 움직임을 감지 할 수 있다. 인체의 움직임에 따른 발진기의 주파수 차이는 심장 박동 신호와 같은 특별한 생체 신호를 추출하고 감지하기에는 매우 작은 차이이다. 따라서 시스템의 민감도를 향상시키기 위해 발진기의 출력단에 SAW 필터가 위치한다. SAW 필터의 주파수 응답특성은 저지대역에서 skirt한 크기 영역을 갖는 특성을 나타낸다. 결과적으로, 이 대역에 발진기의 발진 주파수를 위치시키면 발진기의 작은 주파수 편차를 큰 크기의 변화로 변환할 수 있다. RF 파워 감지기는 SAW 필터 뒤에 자리하며, 호흡 및 심장 박동의 신호를 시간축의 전압 파형으로 나타내기 위해 사용한다¹⁸. 연산 증폭기는 RF 파워 감지기의 출력을 증폭시키는 역할을 하며, RF 파워 감지기의 출력뿐만 아니라 주변 환경의 잡음 신호 또한 증폭시키기 때문에, 신호를 추출하는 과정을 거쳐야 한다. 일반적으로, 인간의 호흡 신호는 0.5 ~ 0.6 Hz 미만이며, 심장 박동 신호는 0.8 ~ 3 Hz 사이의 주파수 영역에 위치한다. 따라서 생체 신호를 조금 더 쉽게 감지하기 위해서 적절한 필터링 과정이 필요하다.

III. 제안된 센서 시스템의 설계

3.1. 공진기 설계

그림 2에 시뮬레이션하고 제작하여 제안한 공진기를 나타내었다. 공진기는 두께가 1.6 mm, 비유전율 4.5의 FR - 4 기판을 사용하였다. 설계한 구조의 각각의 수치들을 표1에 정리하였다. 포트의 역할을 하는 비아의 위치는 발진기의 물리적 크기와 공진기의 입력 임피던스를 고려하여 설계되었다. 공진

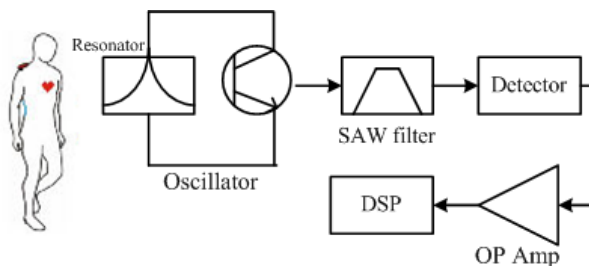


그림 1. 제안된 센서의 구조
Fig. 1. Architecture of the proposed sensor

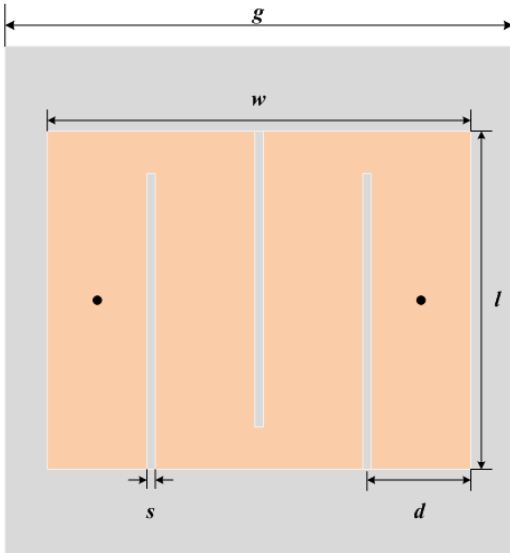


그림 2. 제안된 공진기의 구조
Fig. 2. Configuration of the proposed resonator

기의 특성 측정 시 각각의 포트는 SMA 커넥터로 연결되어 측정되었다. 그림 4에 제안된 공진기의 시뮬레이션 및 측정된 S-parameter 특성을 나타내었다. 시뮬레이션은 3-D 전자기 해석툴인 Ansoft社의 HFSS를 사용하였고, 측정은 Agilent社의 E5017B (ENA)를 사용하였다. 그림 3에 나타낸대로, 900 MHz에서 공진이 발생하며 3-dB 밴드폭은 76 MHz로 그에 따른 Q 값은 7.36이다. 대체로, 주파수 안정도와 페이즈 잡음을 향상시키기 위해 발진기 설계에 높은 Q 값의 공진기가 사용된다. 반면, 낮은 레벨의 주파수 안정도를 요구하는 본 시스템의 구조 때문에 높은 Q의 공진기보다 낮은 Q의 공진기가 더 적합하다^[8].

표 1. 공진기의 크기 [단위 : mm]
Table 1. Dimension of the resonator [Unit : mm]

Parameter	g	w	l	s	d
Values	60	50	40	11.75	1

3.2. 공진기에 끼치는 인체의 영향

제안된 센서 시스템의 성능을 검증하기 위해 인체가 공진기에 끼치는 영향을 확인하는 과정이 필요하다. 인체 조직 구조의 전자기장 흡수에 관한 연구는 여러 가지 다른 구조의 모델로 오랜 기간 연구되어 왔으며, [10]-[12]에서, 높은 수분 함량을 갖는 성분(근육 등)과 낮은 수분 함량을 갖는 성분(지방 또는 뼈 등)의 조직 층으로 구성된 실험적 고도 이론적인 인체 모델이 제안되었다. 그러나 이

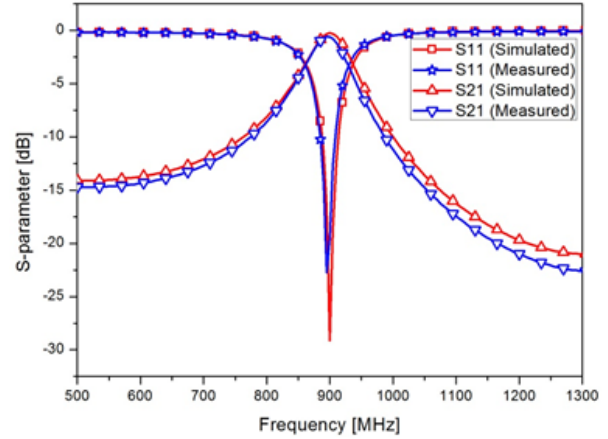


그림 3. 제안된 공진기의 S-파라미터 특성
Fig. 3. Simulated and measured results of the proposed sensor

모델은 피부의 존재와 그 효과를 고려하지 않았고, [13]-[16]에서 피부를 포함한 인체 조직 모델의 흡수 특성이 연구되었다. 표 2에 각 조직의 유전율 및 전도율을 정리하였다.

표 3에 어른과 어린이의 각 조직 순서와 영역을 표시하였다. 공진기와 인체 모델 간의 영향을 검증하기 위해 세 가지 구조의 인체 모델을 구성하였다. 첫 번째 직육면체 구조는 한 개의 층으로 구성된 모델이며 그림 4(a)에 표시하였다. 두 번째는 세 개의 층으로 구성하였으며, 한 개의 낮은 수분 함량을 갖는 성분(지방)을 추가하여 두 개의 높은 수분 함량을 갖는 성분(피부, Body Tissue Simulating Liquid(BTSL)) 사이에 위치시켰으며 그림 4(b)에 표시하였다. 세 번째는 다섯 개의 층으로 구성하였으며, 두 개의 낮은 수분 함량을 갖는 성분(지방, 뼈)를 세 개의 높은 수분 함량을 갖는 성분(피부, 근육, 심장) 사이에 위치시켰고 그림 4(c)에 표시하였다. 그림 5(a), (b), (c)는 위에서 구성한 세 종류의 인체 모델과 공진기 간의 거리에 따른 공진기의 입력 임피던스 변화를 주파수 축에 표시한 것이다. 구성한 인체 모델은 공진기의 정면에 위치하며 1 mm에서 100 mm 까지 1 mm 간격으로 거리를 변경시켰고, 그림 5의 결과는 25 mm 간격으로 표현하였다.

표 2. 인체 조직의 비유전율과 전도율
Table 2. Relative permittivity and conductivity of the body tissue

	Skin	Fat	Muscle	Bone	Heart	BTSL
ϵ_r	41.4	5.5	55	12.5	59.9	55
σ [S/m]	0.87	0.051	0.94	0.14	1.23	1.05

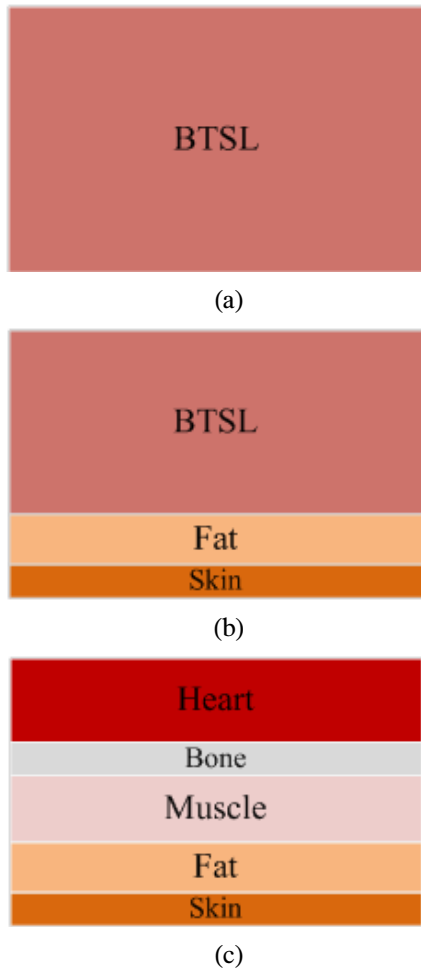


그림 4. 단순하게 모델링된 인체 구조
Fig. 4. Simplify modeled human body

표 3. 각각 다른 신체 영역의 조직 층 두께
Table 3. Tissue layer thicknesses of the different body regions. [Unit : mm]

Tissue	Frontal Thorax		Real Thorax	
	Child	Adult	Child	Adult
Skin	0.6-1.0	0.8-2.6	0.4-1.0	1.4-2.6
Fat	0.0-16.0	1.4-23.2	0.0-10.8	0.6-15.0
Muscle	0.0-30.0	0.0-30.0	0.0-30.0	0.0-30.0
Bone	4.4-4.8	5.6-6.6	4.4-4.8	5.6-6.6
Viscera	Heart, Lung, Liver and Thymus		Lung and Liver	

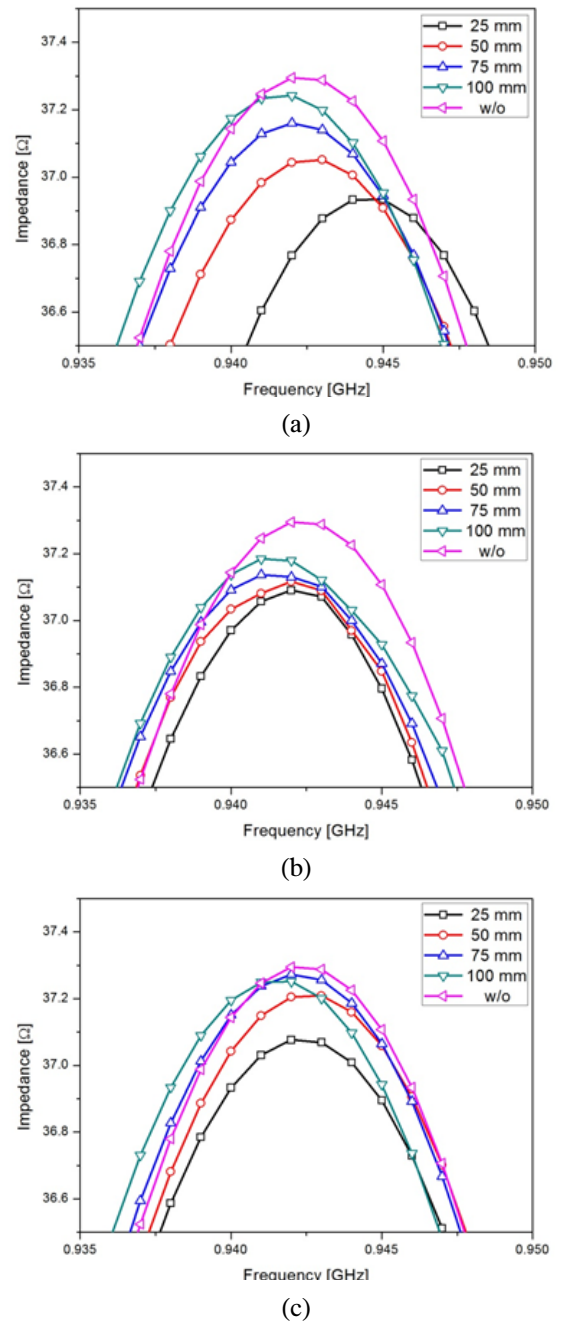


그림 5. 공진기와 인체모델 간의 거리에 따른 공진기 입력 임피던스의 변화
Fig. 5. Input impedance variation of resonator according to the distance between resonator and body models.

3.3. 발진기 설계

개방 루프 상태에서의 발진기의 이득과 페이즈 특성 시뮬레이션 결과를 그림 6에 표시하였다. 피드백 증폭기와 공진기의 전체 회로에서 중심 주파수에서의 페이즈가 0이 되는 것과 전송 이득이 10dB 이하인 것을 시뮬레이션을 통해 확인할 수 있다. 발진은 페이즈가 0인 주파수에서 일어나며, 페이즈가

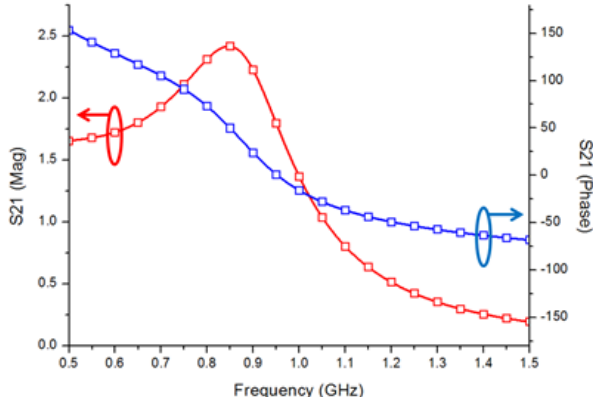


그림 6. 발진기의 이득 및 페이즈 특성
Fig. 6. Gain and phase characteristics of the oscillator

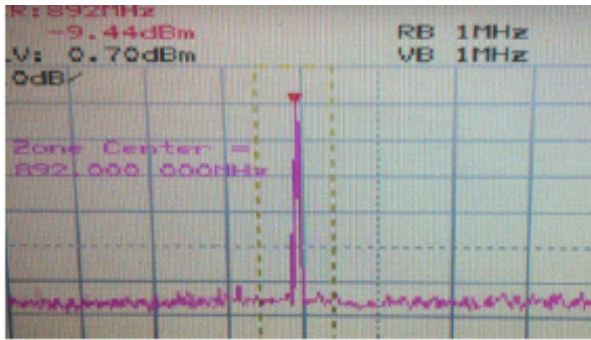


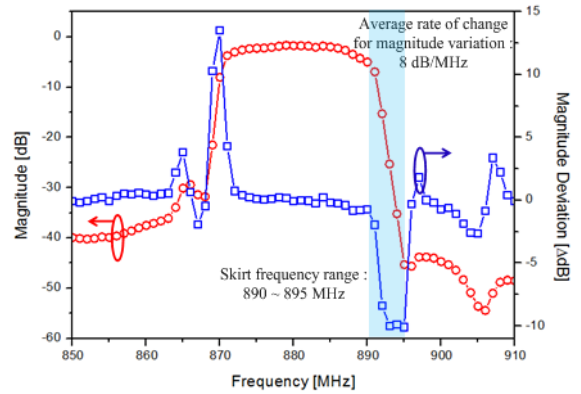
그림 7. 발진기의 출력 스펙트럼 측정
Fig. 7. Measured output spectrum of the oscillator

0이 되는 주파수와 가까운 곳에서 최대 이득 지점을 갖게 설계된다⁹⁾.

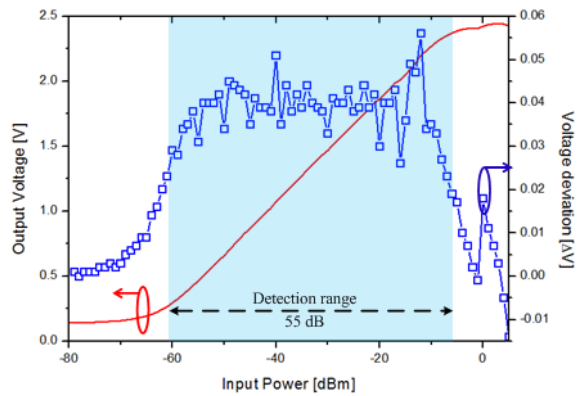
소신호 개방 루프 해석은 공진기와 증폭기를 알맞은 주파수에 위치된 것을 확인시켜준다. 그러나, 폐 루프 상태의 증폭기에서 여러 RF 파라미터들이 발진 주파수에 영향을 끼치는 요소들을 포함한다. 고조파 시뮬레이션을 통해 발진기의 발진 주파수, 출력 파워, 페이즈 잡음, 그리고 고조파 성분 등을 확인할 수 있으며, Agilent社의 ADS (Advanced Design System) 시뮬레이터를 이용하였다. 개방 루프 시뮬레이션 결과로부터 트랜지스터의 대신호 효과로 인해 주파수가 이동한다. 여기서 공진기는 주파수를 조정하는 역할을 한다. 그림 7에 설계된 발진기의 발진 주파수 및 출력 파워의 스펙트럼의 측정 결과를 나타내었다. 측정을 위해 Anritsu社의 Spectrum Analyzer (MS2668C)를 사용하였고, 측정 결과 발진주파수 892 MHz와 출력파와 -9.4 dBm을 나타내었다.

3.4. SAW 필터와 RF 파워 감지기

SAW 필터는 시스템의 민감도를 향상시키기 위



(a)



(b)

그림 8. (a)SAW 필터 특성, (b) RF 파워 감지기 특성
Fig. 8. Characteristic of the (a) SAW filter, (b) RF power detector

해 발진기의 출력부에 위치한다. 파워 감지기가 작은 주파수 변화(수 kHz)를 감지하는 것은 매우 어려운 일인데 이를 해결하기 위해 가장 간단하고 효과적인 방법으로 SAW 필터를 사용하였다. SAW 필터는 평탄한 통과대역과 상대적으로 매우 급한 기울기를 갖는 저지대역을 갖는다. 이 저지대역에 발진기의 출력을 위치시킴으로서 작은 주파수 차이를 큰 크기의 변화로 변환하여 출력할 수 있다. SAWNICS Inc. 의 SA880AM SAW 필터를 사용하였고, 그 특성을 그림 8(a)에 나타내었다. SAW 필터의 크기 변화의 평균 변화율은 저지대역 (890 - 895 MHz)에서 약 8 dB/MHz이다.

RF 파워 감지기는 SAW 필터의 출력 신호를 감지하여 전압 값으로 출력한다. 50MHz - 3 GHz에서 감지 파워 레벨 -60 - 5 dBm을 갖는 Linear Tech.의 LT5534 모델을 사용하였고 그 특성을 그림 8(b)에 나타내었다.

그림 9에 제안한 센서가 인체의 앞에 위치할 때, 발진 주파수 편차의 시뮬레이션 결과를 나타내었다. 모델링한 인체 모델과 센서와의 거리가 5 - 15 mm

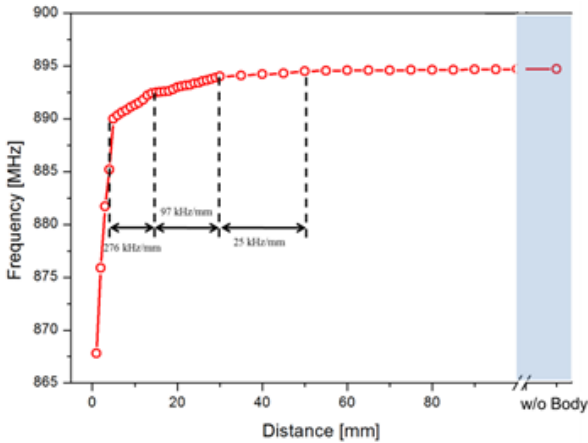


그림 9. 인체 모델과 공진기의 거리에 따른 발진 주파수의 변화
 Fig. 9. Simulated oscillation frequency variation with related to the distance between the resonator and body model

일 때, 발진 주파수는 약 276 kHz/mm를 나타내었고, 15 mm 이상 떨어질 경우 평균 97 kHz/mm를 나타내었다.

IV. 측정 및 결과 분석

그림 10에 실제 제작된 센서의 앞면과 뒷면을 나타내었고, 그림 11에 측정을 위한 설정도를 도시하였다. Lab-view와 연결된 DAQ (Data Acquisition)에 의해 디지털화된 결과를 얻었고, 이때의 샘플링 레이트는 초당 1651 포인트이다. 제안된 생체 신호

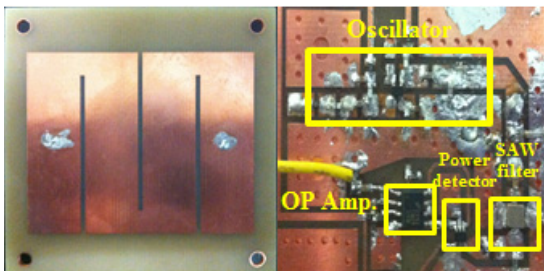


그림 10. 제작된 센서의 사진
 Fig. 10 Photograph of fabricated sensor system

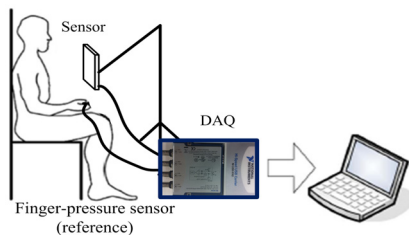


그림 11 측정 환경
 Fig. 11. Measurement setup

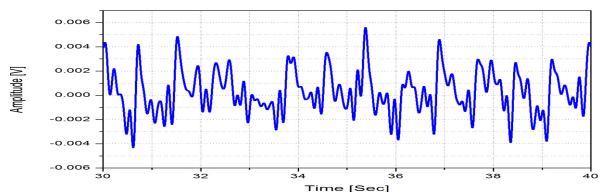
센서의 성능을 검증하기 위하여, 맥박을 측정하는 손가락 압력 센서(UFI-1010)을 사용하여 동시에 측정하였다.

표 4. 시간에 따른 주파수 성분 [단위 : Hz]

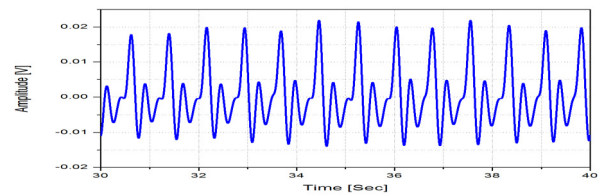
Table 4. Frequency content according to measurement time [Unit : Hz]

	Respiration		Heart - beat	
	Average	Standard Deviation	Average	Standard Deviation
5 [s]	0.417	0.033	1.339	0.032
15 [s]	0.408	0.023	1.328	0.018
25 [s]	0.408	0.021	1.325	0.014
35 [s]	0.413	0.015	1.326	0.009
45 [s]	0.416	0.011	1.328	0.006

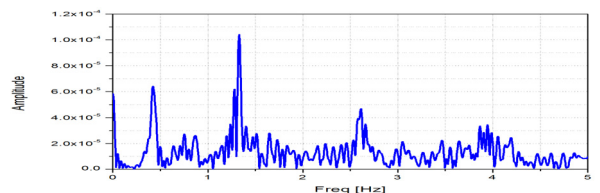
디지털 신호 처리의 첫 부분은 불필요한 성분들을 제거하는 것이다. 일반적으로, 인간의 호흡 신호는 0.5 ~ 0.6 Hz 미만이며, 심장 박동 신호는 0.8 ~ 3 Hz 사이의 주파수 영역에 위치한다. 따라서 4 ~ 5 Hz 이상의 성분은 불필요하기 때문에 차단 주파수 5 Hz의 저역필터를 적용시켰다. 거리 100 mm에서 측정된 신호와 손가락 압력센서 결과에 대



(a)



(b)



(c)

그림 12. (a)시간 축의 센서 측정 결과, (b)손가락 센서 측정 그리고 (c)주파수 축 성분

Fig. 12. Output data of the (a)Sensor as time-domain waveform, (b)finger pulse sensor and (c) FFT result

해 5 Hz 저역 통과된 시간 축 성분을 각각 그림 12(a)와 (b)에 표시하였다. 심장 박동과 호흡의 비율은 각각의 데이터의 동일한 구간에서 최대 값을 비교함으로써 추출할 수 있다¹⁷⁾. 측정된 신호에서 호흡은 분당 24번 (0.42 Hz), 심장 박동은 분당 약 80회 (1.33 Hz)로 확인되었고, 푸리에 변환을 통해 주파수 성분을 확인하여 그림 12(c)에 나타내었다.

측정시간에 따른 제안된 센서의 성능을 확인하기 위해, 측정시간을 변경시켜가면서 호흡과 심장박동 신호가 검출되는 주파수 및 동일 시간에서의 표준편차를 측정을 통하여 구하였다. 상기 기술한 호흡과 심장 박동 신호의 주파수를 고려할 때 한번 이상의 신호를 확인하려면 최소 2초 이상의 시간이 필요하기 때문에 최소 시간을 5초로 설정하고 10초 간격으로 5, 15, 25, 35, 45 초의 시간 동안 각각 20회의 측정을 통해 평균 및 표준편차를 계산하였으며, 그 결과를 표 4에 기록하였다.

표 5. 거리에 따른 주파수 성분 [단위 : Hz]
Table 5. Frequency content according to distance [Unit : Hz]

	Respiration		Heart - beat	
	Average	Standard Deviation	Average	Standard Deviation
20 [mm]	0.405	0.028	1.421	0.175
50 [mm]	0.411	0.032	1.244	0.128
70 [mm]	0.384	0.029	1.229	0.077
100 [mm]	0.421	0.021	1.338	0.053
120 [mm]	0.383	0.019	1.391	0.049

측정거리에 따른 제안된 센서의 성능을 확인하기 위해, 측정거리를 변경시켜가면서 거리에 따른 호흡 및 심장 박동 신호가 검출되는 주파수 및 동일 시간에서의 표준편차를 측정을 통하여 구하였다. 측정 거리는 20 mm 부터 150 mm 까지 10 mm 간격으로 20초 동안 측정하였으며, 평균과 표준편차는 20 번 동안의 결과이며, 표 5에 기록하였고, 다양한 거리에서의 호흡과 심장 박동의 측정 신호를 주파수 성분으로 그림 13에 나타내었다.

V. 결 론

본 논문에서는 공진기의 임피던스 변화를 이용한 생체 신호 센서를 제안하였다. 제안된 센서의 목적

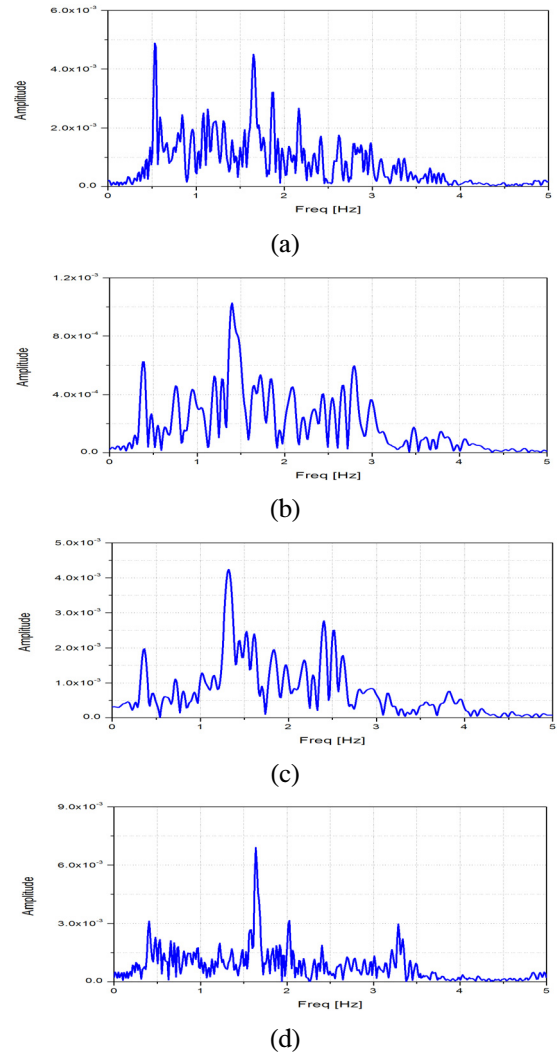


그림 13. 거리에 따른 센서 측정 결과 (a) 20 mm, (b) 50 mm (c) 70 mm, 그리고 (d) 120 mm
Fig. 13. Output data of the Sensor according to the various distance (a) 20 mm, (b) 50 mm, (c) 70 mm and (d) 120 mm

은 호흡이나 심장 박동 같은 생체 신호를 측정하는 것이다.

생체 신호를 측정하기 위하여 라디에이터 역할을 하는 공진기 및 그것과 결합한 발진기를 설계하였고, 실제 시스템 제작을 통해 생체 신호 검출을 확인하였다. 제안된 생체 신호 센서는 평면형 공진기, 발진기, SAW 필터, 그리고 RF 파워 감지기로 구성되어있다. 유전체인 사람의 신체와 공진기의 거리에 따른 영향으로 공진기의 입력 임피던스가 변화하고 공진기의 공진 주파수의 변화가 발진기의 발진 주파수의 변화를 야기시킨다. SAW 필터를 이용하여 시스템의 민감도를 향상시켰고, RF 파워 감지기를 사용해 발진 주파수의 변화를 시간 영역의 전압 파형으로 변환하여 측정하였다.

제안된 센서는 측정 시간과 거리에서 성능의 변화가 발생하지 않고 호흡과 심장 박동 신호같은 생체 신호를 측정할 수 있음을 확인하였고, 의료기기 및 스마트 침대와 의류 등 다양한 분야에서 활용될 수 있을 것으로 생각된다.

References

- [1] S. M. Lee, J. W. Nah, S. M. Chun, K. C. Lee, J. H. Choi, M. K. Kang, and J. T. Park, "Design and implementation for M2M-based U-healthcare application service," in *Proc. KICS Autumn Conf. 2011*, pp. 353-354, Seoul, Korea, Nov. 2011.
- [2] J. C. Lin, "Microwave sensing of physiological movement and volume change: a review," *Bioelectromagnetics*, vol. 13, no. 6, pp. 557-565, 1992.
- [3] V. M. Lubecke, O. Boric-Lubecke, G. Awater, P. W. Ong, P. L. Gammel, R. H. Yan, and J. C. Lin, "Remote sensing of vital signs with telecommunications signals," in *World Congress Medical Physics Biomed. Eng. (WC2000)*, Chicago, U.S.A., July 2000.
- [4] Y. F. Chen, D. Misra, H. Wang, H.-R. Chuang, and E. Postow, "An X-band microwave life-detection system," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-33, no. 7, pp. 697-701, July 1986.
- [5] D. Zito, D. Pepe, M. Mincica, F. Zito, D. De Rossi, A. Lanata, E. P. Scilingo, and A. Tognetti, "Wearable system-on-a-chip UWB radar for contact-less cardiopulmonary monitoring: present status," in *Proc. 30th Annu. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 5274-5277, Vancouver, Canada, Aug. 2008.
- [6] M. Mincica, D. Pepe, A. Tognetti, A. Lanata, D. De Rossi, and D. Zito, "Enabling technology for heart health wireless assistance," in *Proc. 12th IEEE Int. Conf. e-Health Networking Appl. Services (Healthcom)*, pp. 36-42, Lyon, France, 2010.
- [7] M. Mincica, D. Pepe, F. Zito, and D. Zito, "Advances in CMOS SoC radar sensor for contactless cardiac monitoring," in *Proc. Conf. Ph.D. Research Microelectron. Electron. (PRIME)*, pp. 1-4, Berlin, Germany, July 2010.
- [8] S.-G. Kim, G.-H. Yun, and J.-G. Yook, "Compact vital signal sensor using oscillation frequency deviation," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 60, no. 2, pp. 393-400, Feb. 2012.
- [9] R. W. Rhea, *Oscillator Design and computer Simulation*, 2nd Ed., Novel Publishing Corporation, 1995.
- [10] A. W. Guy, "Analysis of electromagnetic fields induced in biological tissues by thermographic studies on equivalent phantom models," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 19, no. 2, pp. 205-214, Feb. 1971.
- [11] R. W. P. King, "Electromagnetic field generated in model of human head by simplified telephone transceiver," *Radio Sci.*, vol. 30, no. 1, pp. 267-281, Jan. 1995.
- [12] H.-R. Chuang, "Numerical computation of fat layer effects on microwave near-field radiation to the abdomen of a full-scale human body model," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 45, no. 1, pp. 118-125, Jan. 1997.
- [13] H. P. Schwan and K. Li, "Hazards due to total body irradiation by radar," *Proc. IRE*, vol. 44, no. 11, pp. 2058-2062, Nov. 1956.
- [14] P. W. Barber, O. P. Gandhi, M. J. Haggmann, and I. Chatterjee, "Electromagnetic absorption in a multilayered model of man," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-26, no. 7, pp. 400-405, July 1979.
- [15] I. Chatterjee, O. P. Gandhi, M. J. Haggmann, and A. Riazi, "Plane-wave spectrum approach for the calculation of electromagnetic absorption under near-field exposure conditions," *Bioelectromagnetics*, vol. 1, no. 4, pp. 363-377, 1980.
- [16] K. Meier, R. Kstle, V. Hombach, R. Tay, and N. Kuster, "The dependence of EM energy absorption upon human head modeling at 1800 MHz," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 45, no. 11, pp. 2058-2062, Nov. 1997.
- [17] K. H. Chan and J. C. Lin. "Microproce-

ssor-based cardiopulmonary rate monitor,”
Medical Biological Eng. Computation, vol. 25,
no. 1, pp. 41-44, Jan. 1987.

김 기 윤 (Kee-yun Kim)



2011년 2월 건국대학교 전자공
학과 (공학사)
2013년 2월 연세대학교 전기전
자공학과 (공학석사)
2013년 2월~현재 LG전자 연
구원
<관심분야> RF 시스템, 바이
오 센서, 무선전력전송

김 상 규 (Sang-Gyu Kim)



2001년 2월 경원대학교 전기
전자공학과 (공학사)
2003년 2월 경원대학교 전기
전자공학과 (공학석사)
2005년 12월~2008년 12월
Analog Device Inc. Korea
Packaging Design Engineer
2013년 2월 연세대학교 전기전자 공학과 (공학박사)
2013년 3월~현재 LG전자 선임 연구원
<관심분야> 수치해석, EMI/EMC, 원격 무선 생체
신호 측정 센서 및 바이오 물질 검출 센서

홍 윤 석 (Yunseog Hong)



검출 센서

2002년~현재 삼성탈레스 수
석연구원
2011년 3월~현재 연세대학
교 전기전자공학과 박사과
정
<관심분야> 레이더, 생체신호
측정 센서 및 바이오물질

육 증 관 (Jong-Gwan Yook)



1987년 연세대학교 전자공학
과 (공학사)
1989년 연세대학교 전자공학
과 (공학석사)
1998년 University of Michig-
an 전기공학과 (공학박사)
1997년 1월~1998년 10월
University of Michigan Research Fellow
1998년 11월~1999년 2월 Qualcomm Inc. Senior
Engineer
1999년 3월~2000년 2월 주과학기술원 조교수
2000년 3월~현재 세대학교 전기전자공학과 교수
<관심분야> 수치해석, 바이오 센서, 마이크로파 구
조 해석 및 설계, RF MEMS, 박막 공진 구조,
EMI/EMC, HEMP, 플라즈마 해석