# 도플러 효과를 이용한 마이크로파 센서의 구현

김태진\* · 이영철\* · 김선효\*\*

## Implementation of a Microwave Doppler Sensor

Tae-jin Kim\* · Young-chul Rhee\* · Sun-hyo Kim\*\*

#### 요 약

본 논문에서는 10.525GHz에서 동작하는 마이크로파 도플러 레이더 센서를 설계/제작하였다. 움직이는 물 체를 이용한 측정을 통해 도플러 효과에 따른 센서의 특성을 연구 분석하였으며, 측정 결과를 통해 물체의 속도와 물체와 센서 사이의 거리에 따라 특성에 주파수의 차이를 보임을 알 수 있었다. 측정된 결과를 이용 해 마이크로파 도플러 레이더 센서의 FMCW 신호에 의하여 댁내 보안탐지와 같은 용도로 활용할 수 있다.

#### ABSTRACT

In this paper, Microwave doppler radar sensor operated in 10.525GHz is designed by dielectric resonant oscillator. According to doppler effects, a characteristic of Microwave sensor with FMCW was analyzed. The qualities of objects velocity and distance between object and microwave sensor by sensor output frequency difference was measured. As a result of Microwave doppler radar sensor, the prototype sensor is available for indoor burglar alarms and other application through FMCW signal.

### 키워드

#### Microwave, FMCW, Doppler, Radar Sensor

## ㅣ. 서 론

최근 RF 기술과 통신기술이 발전함에 따라 저렴하 면서도 소형화된 무선통신기기들을 사용할 수 있게 되었다. 이로 인해 공학, 의학을 비롯한 많은 분야에 다양하게 이용되고 있다.

노인인구와 천식, 당뇨병, 그리고 심장병과 같은 만 성질환을 앓고 있는 인구의 비율이 증가함에 따라, 가 정건강관리[1][2]와 원격진료[3][4]는 점차적으로 중요 해져만 가고 있다. 심장과 호흡의 속도와 고른 정도는 이 같은 감시에 대한 매우 유용한 매개변수이다.

심장과 호흡의 속도와 생명징후의 원격 비침습성

*	경남대학교	정보	통신	공학과
	접수잌자 :	2009	03	26

검출은 마이크로파 도플러 레이더 센서를 사용하여 가능하다. 호흡과 혈액순환의 수축과 팽창에 의해 야 기된 몸의 움직임은 물체를 노출시키는 마이크로파 신호로 도플러 천이를 일으킨다. 그 결과 몸체로부터 반사된 신호는 이 같은 움직임에 대한 정보를 포함하 며, 이 정보는 간단하고 비싸지 않은 하드웨어와 소프 트웨어 컴포넌트들을 사용하여 쉽게 추출되어질 수 있다. 어떠한 센서도 환자의 몸에 직접적으로 요구되 지 않으며, 레이더 센서의 사용을 위해 오직 최소한의 교육만이 필요하기 때문에, 가정건강관리와 원결진료 에 이용하기에 매우 매력적이다. 또한 환자와의 직접 적인 접촉이 불가능한 곳의 경우, 예를 들어 환자가

<sup>™</sup> 한국폴리텍₩대학 전자과 심사완료일자 : 2009. 04. 28 심한 화상을 입었을 경우, 그리고 수색/구조 작업과 같이 접촉이 불가능할 경우 특히 유용할 것이다.

도플러 레이더 센서의 응용은 1975년에는 호흡수 [5]를 1979년에는 맥박수[6]를 처음으로 측정하였다. 이 당시에는 X-대역 도파관 도플러 송수신기를 이용 하였다. 이와 유사한 많은 송수신기를 이용하여 지속 적으로 이 같은 시스템이 개발되어 왔고, 생명검출시 스템[7]과 공군조종사를 위한 천측두동맥 감시 시스템 등의 많은 장치들이 개발되었다. 이 당시에 사용된 소 자들은 부피가 크고, 값비싼 상용화된 소자들이 사용 되었다. 최근에는 RF기술과 하드웨어 설계기술의 발 달로 저렴하면서도 소형화된 소자들이 사용되고 있다.

본 논문에서 10.525GHz의 X-대역에서 동작하는 마 이크로파 도플러 레이더 센서를 설계하였다. 0.6mm Epoxy Glass 기판(FR4)과 플라스틱 패키지소자(SOT-23)의 사용으로 크기의 최적화를 이루고 동시에 높은 신뢰도와 경제성을가지는 우수한 성능의 회로를 구현 하였다. 이 회로는 단일 양전압( $V_{cc} = 5 V \pm 0.5 V$ )이 바 이어스로 인가된다. 동작온도는 -25℃~60℃이내이고, 주파수 흐름은 전체 온도범위에 걸쳐 1dB이하의 출력 전력변화를 가지는 10MHz이하 특성을 보였다.

## II. 마이크로파 도플러 레이더 센서

#### 2.1 도플러 레이더 센서의 원리

움직임을 감지하는 시스템의 기본동작 원리는 아주 간단하다. 마이크로파 신호가 움직이는 물체에 반사될 때, 도플러 효과로 인해 신호의 주파수가 물체의 속도 에 비례하여 변화된다. 일정한 주기를 갖고 움직이는 물체로부터 반사된 신호의 주파수는 동일하게 유지되 나 위상이 시간에 따라 변화한다. 부하를 갖는 전송선 로의 위상변화는 그림1에 나타내었는데, 시간에 따라 변화되는 위상은 변위 x(t)에 비례한다.

$$\begin{aligned} f' &= \frac{f_0}{1 - \frac{v}{c} \cos\theta} \approx f_0 \left(1 + \frac{v}{c} \cos\theta\right) \\ &= f_0 + f_0 \frac{v}{c} \cos\theta = f_0 + \frac{v}{\lambda} \cos\theta \end{aligned} \tag{1}$$

$$2\pi t \cdot f' = 2\pi t \left( f_0 + \frac{v}{\lambda} \cos \theta \right)$$
$$= 2\pi f_0 t + \frac{2\pi}{\lambda} \cdot (v \cdot \cos \theta) t$$
$$= 2\pi f_0 t + \frac{2\pi}{\lambda} \cdot 2x(t)$$
$$= 2\pi f_0 t + \frac{4\pi}{\lambda} \cdot x(t)$$
$$= 2\pi f_0 t + \Delta \phi(t)$$
(2)

여기서,  $f_0$ 는 입력신호의 주파수, v는 움직이는 물 체의 속도, c는 광속도, f'는 주파수 변화량,  $\lambda$ 는 입 력신호의 파장, x(t)는 물체의 변위이다.

변위의 크기가 파장의 크기에 비해 적을 때, 위상 변화는 적다. 그리고 위상 변조된 신호는 원래 신호와 합치는 믹서에 의해 복조된다. 그러면 복조신호는 물 체의 변위에 비례하게 된다.



그림 1. 물체의 움직임이 일정한 주기를 가지고 변화되었을 때 도플러 효과 Fig. 1 Doppler effect with a periodic motion

### 2.2 도플러 레이더 센서 시스템

도플러 이론에 따르면, 주기적으로 변화되는 변위 를 가지고 움직이는 물체에 대해 주파수는 일정하나 위상  $\phi(t)$ 는 시간에 따라 변화된다. 이것을 수식으로 표현하면 식 (3)과 같다.

$$sin\left(2\pi f_0 t + \frac{4\pi}{\lambda} \cdot x(t)\right) \cdot sin\left(\frac{\pi}{2} + 2\pi f_0\right)$$

$$= sin\left(2\pi f_0 t + \frac{4\pi}{\lambda} \cdot x(t)\right) \cdot \cos\left(2\pi f_0\right)$$

$$= \frac{1}{2}\left[sin\left(4\pi f_0 + \frac{4\pi}{\lambda} \cdot x(t)\right) + sin\left(\frac{4\pi}{\lambda} \cdot x(t)\right)\right]$$

$$= sin\left(\frac{4\pi}{\lambda} \cdot x(t)\right)$$

$$\approx \frac{4\pi}{\lambda} \cdot x(t) \qquad (If, \frac{4\pi}{\lambda} \cdot x(t) \ll 1)$$

$$= \phi(t)$$

$$\therefore \phi(t) = \frac{4\pi}{\lambda} \cdot x(t) \qquad (3)$$

여기서, λ는 신호의 파장이다. 물체로부터 반사된 신호는 위상변조가 되어있다. 이 물체의 변위 변화 크 기가 신호 파장의 트기에 비해 적으면, 위상 변화는 적을 것이다. 그리고 PM신호는 믹서에 의해 복조될 것이고 변조 신호의 위상은 물체의 변위에 비례하게 될 것이다. 도플러 이론에 기반으로 개발된 마이크로 파 도플러 레이더 센서는 마이크로파 신호가 움직이 는 물체에 부딪히면, 이 신호의 주파수는 도플러 효과 에 의해 주파수 변화가 발생하게 된다. 만약, 물체의 움직임이 주기적이라면, 물체의 움직임에 따라 마이크 로파 신호의 위상변화가 있게 된다. 위상변화는 물체 의 변위에 비례하여 변화된다. 이 위상 변조된 신호를 검출하려면 그림2와 같이 간단한 송수신기에 의해서 신호가 검출된다. 되돌아오는 신호는 전송신호의 샘플 과 믹서에서 합쳐지게 되는데, 그 이유는 물체로 보내 는 신호와 물체로부터 되돌아오는 신호 간의 위상변 화의 크기를 그에 비례하는 출력전압으로 나타내기 위해서이다. 이 때, 신호는 두 개의 2-패치 안테나를 이용하여 송신신호와 수신신호를 분리시킨다. 송신신 호인 국부발진기의 일부분을 이용하여 수신된 신호는 기저대역으로 하향 변환된다. 조그마한 변위에 대해 이 기저대역 신호의 주파수는 물체의 주기적인 변위 에 직접 비례하여 변화되며, 국부발진기의 위상잡음이 이 시스템의 감도를 떨어뜨리는 원인 중 하나가 된다. 기저대역 신호의 크기가 RF입력신호의 위상에 비례하 게 되므로, RF신호의 위상잡음이 출력신호의 잡음의 크기를 증가시키게 된다. 그러나 송신신호를 발생시키 는 발진기나 국부발진기가 같은 것이므로, 수신신호와 국부발진기 신호의 위상잡음 사이에는 상관관계가 존 재하게 된다. 그리고 시간지연에 관계있는 상관관계 레벨은 물체의 크기와 주파수 차이에 의해 변화된다.



Ⅲ. 시스템 설계 및 측정

## 3.1 X-band 유전체 공진 발진기(DRO) 설계

본 논문에서는 게이트 바이어스 전압제어 방식의 유전체 공진 발진기를 설계하였다. 본 논문에서 이용 한 게이트 바이어스 전압제어 방식은 직렬형 유전체 공진 발진기의 형태를 기본으로 하고, 주파수 동조를 유전체 공진기를 이용하는 것이 아니라, 능동소자의 동작점을 조정하는 방식이다. 바이어스 동작점을 이용 하여 우수한 위상잡음을 가지는 X-대역 게이트 전압 제어 유전체 공진 발진기를 설계하였으며, 그 방식은 일반적으로 사용되어지는 방식인 바렉터 다이오드를 이용한 전압제어방식과 달리 능동소자의 게이트 바이 어스 전압튜닝 방식을 이용하였다. 설계된 유전체 공 진 발진기는 마이크로파 도플러 레이더 센서의 상용 주파수인 10.525GHz에 맞추어 설계하였다. 유전율이 3.6인 FR-4기판을 사용하였고, NEC사의 NE3210S01 소자를 사용하여 설계하였다. 그림 3과 4는 ADS툴을 사용하여 설계한 유전체 공진기와 유전체 공진기의 시뮬레이션 특성을 보여준다. 소자의 바이어스 동작점 은 비선형 해석을 통해 Vds=2V, Vgs=-0.52V, Ids=10mA로 선정하였다. 설계한 유전체 공진기와 비 선형 해석된 NE3210S01소자를 이용하여 ADS툴에서 유전체 공진 발진기를 설계하였으며, 이는 그림 5에 나타내었다. 유전체 공진 발진기의 시뮬레이션 결과는 그림 6에 나타나 있다.



그림 3. 유전체 공진기 설계회로 Fig. 3 Dielectric Resonator schematic



그림 4. 유전체 공진기의 시뮬레이션 결과 Fig. 4 Result of Dielectric Resonator simulation



그림 5. 발진기 설계회로 Fig. 5 Oscillator schematic



그림 6. 발진기 시뮬레이션 결과 Fig. 6 Result of Oscillator simulation

## 3.2 X-band 주파수 믹서 및 안테나 설계

믹서는 서로 격리된 두 개의 포트에 연결된 단일 칩 위에 두 개의 쇼트키 다이오드를 가지는 상용 SOT-23패키지 쇼트키 다이오드를 사용하여 구현되었 다[8]. 그림7은 믹서의 레이아웃을 나타내고 있다. 레 이아웃에서 보여진 바와 같이 송신신호와 수신신호가 서로 반대방향으로 입력됨을 알 수 있다, 이를 위해 역방향 직렬 쌍 형태의 내부구조를 가진 SOT-23 패 키지 쇼트키 다이오드를 사용하였다. 안테나는 앞서 언급한 바를 토대로 FR-4기판을 사용하여 2개의 2-패치 마이크로스트립 안테나를 설계하였다. 안테나의 반사손실을 시뮬레이션한 결과는 그림 8(a)와 그림 8(b)에 나타내었다.



그림 7. 믹서 레이아웃 Fig. 7 Mixer layout



## 3.3 시스템 측정

제작된 마이크로파 도플러 센서의 시스템 특성 측 정은 센서의 위치를 고정시킨 후 사람이 직접 움직이 는 물체가 되어 측정하였다. 측정은 일정한 거리에서 움직이는 물체의 속도에 따른 출력과 센서 쪽을 향해 직선방향으로 움직일 때, 즉 물체와 센서 사이에 거리 변화가 있을 경우의 출력을 측정하였다. 거리변화는 1m와 2m를 기준으로 하였다. 그림 10은 발진기의 발 진주파수를 측정한 데이터이다. 10.525 GHz에서 3.67 dBm의 송신신호를 출력한다.





그림 11은 1m 거리에서 느린 속도로 움직일 때의 추력신호를 나타내고 있으며, 그림 12는 빠르게 움직 일 때의 출력신호를 나타내고 있다. 일정한 거리에서 움직이는 물체의 속도에 따른 차이는 육안으로도 구 별이 가능할 정도로 확연한 차이를 보인다. 느리게 움 직일 때는 출력신호의 주기가 상대적으로 크고, 빠르 게 움직일 때는 그 주기가 줄어든다. 그림 13은 일정 한 속도로 움직이면서 센서와의 거리를 변화시켰을 때의 출력신호이다. 센서와 가까워질수록 신호의 주기 가 짧아지고, 멀어지면 주기가 커진다. 즉, 가까울수록 주파수가 커진다는 것을 의미한다.



Fig. 10 Oscillator output signal



그림 11. 1m거리에서 느린 속도로 움직일 때 Fig. 11 Output signal for slow movement in 1 meter



그림 12. 1m거리에서 빠른 속도로 움직일 때 Fig. 12 Output signal for fast movement in 1 meter



그림 13. 거리가 변화할 때 Fig. 13 Output signal for distance

# Ⅳ.결론

본 논문에서는 10.525GHz대에서 동작하는 마이크 로파 도플러 레이더 센서를 제작하고 분석하였다. 센 서의 안정적인 설계를 위해 발진기의 위상잡음을 고 려하여 유전체 공진기를 이용한 발진기를 설계하였다. 그리고 실제 마이크로파 도플러 레이더 센서의 응용 을 고려하여 실질적으로 요구되는 25cm2에 맞추어 제 작하였다. 그리고 IF 출력신호가 미세하기 때문에 신 호 검출을 위해 IF출력단에 OP-Amp.를 이용하여 출 력신호를 증폭시켰다. 발진기의 출력은 10.525GHz에 서 3.67dBm을 나타내었다. 상용화된 MMIC와 마이크 로스트립 패치안테나를 이용하여 경량 소형화가 가능 하였다. 제작된 센서는 움직이는 물체를 이용한 측정 에서도 움직이는 물체의 움직임에 대한 정보를 이용 할 수 있을 정도의 신호 검출이 가능함을 알 수 있었 다. 이러한 특성을 이용하면 노령화와 만성질환 환자 의 증가로 주목받고 있는 원격진료나 댁내 모니터링 과 같은 의료사업에 적용할 수 있고, 또한 댁내 침입 감지와 같은 시스템에 모션센서로서 이용이 가능하다.

# 참고 문헌

- J. bai, Y. Zhang, D. Shen, L. Wen, C. Ding, Z. Cui, F. Tian, B. Yu, B.Dai and J. Zhang, "A portable ECG and blood pressure telemonitoring system", IEEE Engineering in Medicine and Biology, Vol. 18, No. 4, pp.63-70, 1999.
- [2] 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", World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Cicago II, July 2000.
- [3] J. Lin, "Applying telecommunication technology to health-care delivery", IEEE Engineering in Medicine and Biology, Vol. 18, No. 4, pp.28-31, 1999.
- [4] K. Simizu, "Telemedicine by mobile communication", IEEE Engineering in Medicine and Biology, Vol. 18, No. 4, pp.32-44, 1999.
- [5] J. C. Lin, "Non-invasive microwave measurement of respiration", Proc. of IEEE, Vol. 63, pp.1530, 1979.

- [6] J. C. Lin, J. Kiernicki, M. Kiernich, P. B. Wollschaeger, "Microwave apexcardiography", IEEE Tran. Microwave Theory and Technique, Vol. 27, pp.618-620, 1979.
- [7] K. M. Chen, D. Misra, H. Wang, H. R. Chuang and E. postow, "An X band microwave life-detection system", IEEE Trans. On Biomedical Engineering, Vol. 33, pp.697-701, 1986.
- [8] C. Y. Pon, "Hybrid ring directional coupler for arbitrary power division", IEEE Trans. Microwave Theory Tech., Vol. MTT-9, pp. 529-535, Nov. 1961.



## 저자 소개

# 2007년02월 : 경남대학교 정보 투시곳학과 족억(곳학사)

김태진(Tae-jin Kim)

통신공학과 졸업(공학사) 2007년03월 : 경남대학교 대학 원 정보통신 공학과(석사과정)

※ 관심분야 : 마이크로파 능동소자 응용, RFIC설계



# 이영철(Young-chul Rhee)

1981년 ~ 현재 : 경남대학교 공과 대학 정보통신공학과 교수

# 김선효(Sun-hyo Kim)

1988년 ~ 1993년 : 삼성전자(주)

- 1993년 ~ 1995년 : 부일이동통신(주)
- 1995년 ~ 현재 : 한국폴리텍Ⅲ창원대학 전자과 교수