

스마트폰을 이용한 호흡 측정에 관한 연구

강성진^{*†}

^{**} 한국기술교육대학교 전기전자통신공학부

A Study on Respiration Measurement Using a Smartphone

Sung Jin Kang^{*†}

^{*†} School of Electrical, Electronics & Communication Engineering,
Korea University of Technology and Education

ABSTRACT

In this paper, a respiration measurement method using FMCW signal for off-the-shelf smartphone is presented and investigated. The proposed algorithm transmits FMCW signal periodically instead of transmitting continuously so that one can reduce the power consumption from speaker in smartphone and the algorithm complexity. In order to eliminate the clicking noise generated when transmitting FMCW signal, Tukey window with $\alpha = 0.01$ is applied to prevent the noise from being heard. An application program for Android OS which can transmit FMCW signal through speaker and record the reflected signals through MIC has been developed. Since the total duration of the signal transmission is set to 20msec per 1 second for the experiments, the power consumption can be decreased by 80% compared to the continuous transmission. It was confirmed that the clicking noise is inaudible as long as a smartphone is located at more than 10cm from ears. In the experiments on a sleeping child, the breathing signal of about 0.27Hz was measured.

Key Words : Smartphone, Respiration, FMCW, Chirp, Tukey window, FFT

1. 서 론

최근 IoT 기술과 센서 기술이 의료 산업과 접목되면서 헬스케어 분야가 급성장을 하고 있다. 현재는 스마트 워치, 스마트 밴드 등이 출시되어, 심박수, 운동량, 수면 패턴 등의 측정을 통해 개인의 건강 상태를 지속적으로 관리할 수 있게 되었다. 바쁘게 생활하는 현대인들에게 양질의 수면은 매우 중요하고, 특히 수면의 질을 떨어뜨리는 수면 무호흡은 종종 생명을 위협하기도 하고 건강을 해치는 요소이다. 현재 수면의 질을 판단할 수 있는 의료 기기는 고가이고 사용하기에 불편하다.

일반적으로 호흡은 각종 센서를 몸에 부착하여 얻어진

신호를 바탕으로 측정하게 되는데, 최근 비접촉식으로 호흡을 측정하려는 연구가 활발히 진행되고 있다. 비접촉식 호흡 측정은 전통적인 RADAR 기술을 사용하여 시도되어 왔다. 최근에는 IR-UWB(Impulse Radio-Ultra Wide Band) 기술을 이용하여 생체 신호를 분석하기 위한 연구가 활발히 진행되고 있다[1].

최근 스마트폰 보급이 확산되면서 스마트폰을 이용하여 호흡을 측정하는 기술이 활발히 연구되고 있다[2-7]. 호흡 시에 발생하는 소리를 스마트폰의 마이크로 수신하여 분석하는 기술[2]은 일반적인 적용에 한계가 있어서, 비가청 주파수 대역의 신호를 스마트폰의 스피커로 발생한 후, 인체에 반사되는 신호를 마이크로 수신하여 호흡을 측정하는 기술이 주목받고 있다[3-6]. 스마트폰을 이용하여 물체의 움직임을 검출 방식은 주로 CW (Continuous

[†]E-mail: sjkang@koreatech.ac.kr

Wave) 신호를 이용하는 방식[3,4]과 FMCW (Frequency Modulated Continuous Wave) 신호를 이용하는 방식[5,6]이 있다. CW이용하는 방식은 송신 신호와 수신 신호의 위상 차이를 계산하여 움직임을 검출하는데 다중 물체에 대한 검출이 어렵다는 단점이 있다. [5]에서는 FMCW를 이용하여 호흡을 검출하는 방식을 제안하였지만, 많은 데이터를 저장해야 하고, 호흡을 찾기 위한 초기 탐색에 긴 시간이 소요되는 단점이 있다.

본 논문에서는 스마트폰에서 FMCW를 이용하여 호흡을 측정하는 기법을 제안하고 검증한다. 스마트폰의 스피커로 FMCW를 송신할 때 갑작스런 위상의 변화 때문에 잡음 (Clicking noise) 이 발생하는데, Tukey 윈도우를 사용하여 잡음이 들리지 않도록 하였다. 또한 FMCW를 연속으로 송신하지 않고 주기적으로 송신하여 전력 소모와 계산량을 줄일 수 있게 하였다. 스피커에서 송신된 신호가 인체에 반사되어 마이크로 수신될 때 주변 반사체에 의한 신호보다 훨씬 작은 전력으로 수신되어 호흡 신호를 검출하기 어려워진다. 본 논문에서는 빠른 초기 탐색과 안정적인 호흡 검출을 위해 전력을 정규화하는 방식을 적용하였다.

2. 스마트폰을 이용한 호흡 측정

2.1 FMCW 신호 전송 방식

Fig 1과 같이 스마트폰과 인체의 거리가 d_0 이고, 인체의 호흡은 주파수가 f_b 인 사인파로 가정한다. 호흡으로 인한 거리의 최대 편이를 Δ_r 라고 하면, 스마트폰의 스피커에서 송신된 신호가 인체에 반사되어 마이크로 수신될 때까지 거리는 식 (1)과 같고, 소리의 속도를 $v = 340\text{m/sec}$ 로 가정하면 송수신에 걸리는 시간은 식 (2)와 같다.

$$d_i(t) = 2(d_0 + \Delta_r \sin(\omega_b t)) \quad (1)$$

$$\tau_b(t) = \frac{d_i(t)}{v} = \tau_0 + \tau_r \sin(\omega_b t) \quad (2)$$

여기에서, $\omega_b = 2\pi f_b$, $\tau_0 = 2d_0/v$, $\tau_r = 2\Delta_r/v$ 이며, $\Delta_r \sin(\omega_b t)$ 가 호흡 신호이고, f_b 는 호흡 주파수이다.

Fig 2(a)는 일반적인 FMCW신호 전송 방식이다. 비가청 주파수 대역인 18KHz-21KH에서 주파수가 선형적으로 증가하고, T_{sw} 마다 반복 전송되고 있음을 나타내고 있다. Fig 2(b)는 제안된 FMCW 전송방식이다. 전송 주기 T_p 구간에서 T_{sw} 구간만 전송하므로 전력 소모를 줄일 수 있다. n 번째 T_p 구간의 송신된 신호 $s(nT_p, \tau)$ 는 다음과 같다.

$$s(nT_p, \tau) = \begin{cases} \cos(2\pi[f_0\tau + K_{sw}\tau^2/2]), & 0 \leq \tau < T_{sw} \\ 0, & T_{sw} \leq \tau < T_p \end{cases} \quad (3)$$

여기에서, $0 \leq \tau < T_p$ 이고, $K_{sw} = (f_1 - f_0)/T_{sw}$ 는 chirp신호의 주파수 변화량을 결정하는 상수이다. $f_0=18\text{KHz}$, $f_1=21\text{KHz}$ 이다.

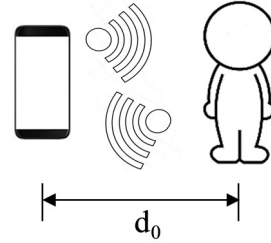


Fig. 1. System model for respiration detection using a smartphone.

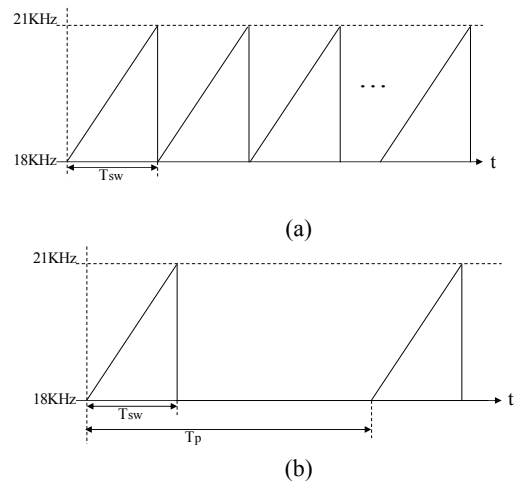


Fig. 2. FMCW Transmission (a) Conventional FMCW transmission (b) Proposed FMCW transmission.

물체의 움직임을 검출하기 위해서는 식(3)과 수신 신호를 곱한 후에 저역통과필터를 이용하여 비트 신호 (Beat signal)을 추출한다. Fig 2(b)와 같이 FMCW신호를 전송하면, Fig 3과 같이 Δt 만큼 지연되어 수신되는 신호는 τ_1 구간 동안에는 비트 신호가 나타나지 않고, τ_2 구간 동안에만 주파수가 Δf_1 인 비트 신호가 나타난다. 이 비트 신호에 FFT를 수행하여 Δf_1 를 추출하여 Δt 를 추정할 수 있다. 이때, $T_{sw} = \tau_1 + \tau_2$ 이다.

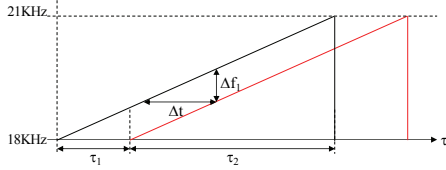


Fig. 3. FMCW processing for the signal in Eq. (3)

2.2 호흡 측정 알고리즘

본 논문에서 제안한 FMCW 전송 방식은 참고문헌 [8]의 IR-UWB 전송 방식과 매우 유사하며, 단지 송신되는 신호가 식 (3)이라는 점이 다르다. 따라서, [8]에 기술된 호흡 측정 방식이 적용가능하다. 송신 신호 $s(nT_p, \tau)$ 를 반복 전송하고 다수의 반사체가 존재하며 잡음이 없는 환경을 가정하면, 수신 신호로부터 얻어지는 비트 신호는 다음과 같다.

$$r_b(nT_p, \tau) = \sum_i A_i \cos(2\pi f_{b,i} \tau) + A_b \cos(2\pi K_{sw}(\tau_0 + \tau) \sin(2\pi f_b t \tau)) \quad (4)$$

여기에서 $t = nT_p + \tau$ 이고 $f_{b,i}$ 는 i 번째 반사체의 순시 비트 주파수이다. 식 (4)를 τ 축으로 푸리에 변환을 수행하면 비트 신호의 스펙트럼 $R_b(nT_p, f)$ 를 얻는다. 식 (5)와 같이 $R_b(nT_p, f)$ 로부터 n 에 대한 평균을 구하면 $R_{av}(f)$ 를 얻고 $R_b(nT_p, f)$ 에서 $R_{av}(f)$ 를 빼주면 고정 반사체에 의한 클러터(Clutter)가 제거된 $D(nT_p, f)$ 를 얻는다.

$$R_{av}(f) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} R_b(nT_p, f) \quad (5)$$

$$D(nT_p, f) = R_b(nT_p, f) - R_{av}(f) \quad (6)$$

호흡 신호는 $D(nT_p, f)$ 의 에너지가 최대값을 가지는 $f = f'_b$ 곳에 존재하고, 다음과 같이 위상을 계산하여 호흡 신호 $\phi(nT_p)$ 를 얻을 수 있다.

$$\phi(nT_p) = \tan^{-1} \left(\frac{\text{real}(D(nT_p, f'_b))}{\text{imag}(D(nT_p, f'_b))} \right) \quad (7)$$

2.3 모의 실험

제안된 호흡 측정 알고리즘의 유효성을 살펴보기 위해 Matlab을 이용하여 모의 실험을 수행하였다. 반사체는 총 3개이고 반사체 1과 반사체2는 호흡 주파수가 $f_b=0.3\text{Hz}$ 이고, 호흡으로 인한 거리 변화 $\Delta_r=0.5\text{cm}$ 라고 가정하였다. 또한 반사체는 각각 10cm 간격으로 위치하고 있고 반사체 2는 호흡이 없는 정적 반사체이다. Table 1.은 모의 실험에 사용된 설정 값이다. 스마트폰의 스피커 재생과 마이크 저장을 위한 샘플링 주파수는 48KHz이다.

Table 1. Parameters for simulation

	d_0	f_b	A_i	Δ_r
Target 1	10cm	0.3Hz	1	0.5cm
Target 2	20cm	-	0.5	0.5cm
Target 3	30cm	0.3Hz	0.2	0.5cm

Fig 4는 비트 신호를 4096-FFT를 통해 얻은 $R_b(nT_p, f)$ 의 크기를 보여준다. 반사체가 존재하는 곳에서 피크가 나타남을 알 수 있다. Fig 5(a)는 n 에 대한 평균을 취한 $R_{av}(f)$ 의 크기이고, Fig 5(b)는 $R_b(nT_p, f)$ 에서 $R_{av}(f)$ 를 뺀 $D(nT_p, f)$ 이다. Fig 5(b)로 부터 움직임이 없는 반사체에 의한 클러터가 제거 되었음을 볼 수 있다. Fig 6은 반사체 1과 반사체 3의 호흡 신호를 측정 한 결과이다.

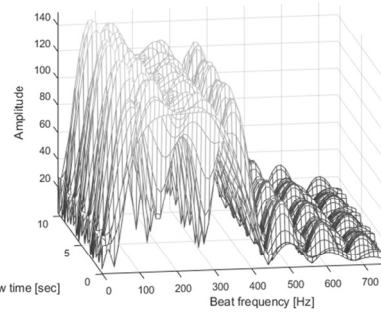


Fig. 4. Magnitude of $R_b(nT_p, f)$

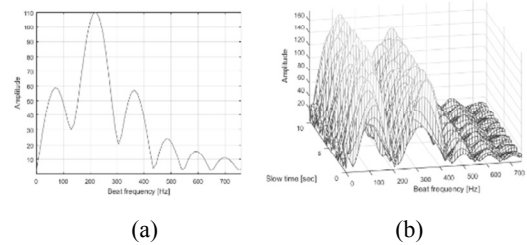


Fig. 5. Magnitude of (a) $R_{av}(f)$ (b) $D(nT_p, f)$

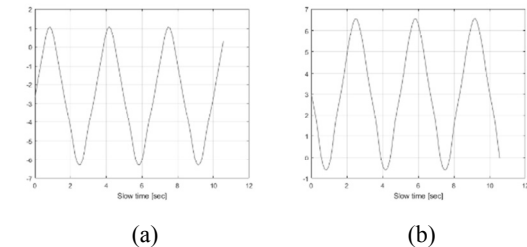


Fig. 6. Breathing signal of (a) target 1 (b) target 3.

3. 실험 및 결과 분석

스피커로 FMCW신호를 송신하고 동시에 마이크로 수신되는 신호를 저장할 수 있는 안드로이드용 앱을 제작하였다. 마이크와 스피커를 선택할 수 있고, 샘플링 주파수도 선택할 수 있도록 제작되었다.

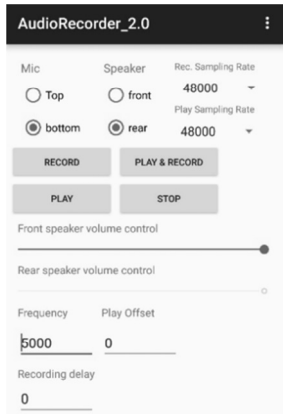


Fig. 7. Snapshot of Android app for Audio play and record.

실제 실험에 사용한 FMCW 신호는 샘플링 주파수가 $f_s = 48\text{KHz}$ 이고, 식 (3)에서 $T_{sw} = 960/f_s$, $T_p = 5T_{sw}$, $f_0 = 18\text{KHz}$, $f_1 = 21\text{KHz}$ 이다. FMCW 신호의 주파수는 비가청 주파수 대역이기 때문에 소리가 들리지 않아야 하지만, 스피커를 통해 반복적으로 송신할 때 FMCW 신호가 시작하는 부분과 끝나는 부분에서 갑작스런 위상 변화로 인해 잡음 (Clicking noise) 이 발생한다[9]. 이 잡음을 제거하기 위해 신호의 중간에서는 평탄하고 시작과 끝부분에서 크기가 서서히 변하는 Tukey window를 선택하고 실험을 통해 잡음이 들리지 않음을 확인하였다[10]. 실험에 사용된 Tukey window는 $\alpha = 0.01$ 로 설정하였다. FMCW 신호가 총 960샘플이므로 $\alpha = 0.01$ 은 약 10샘플에 해당한다.

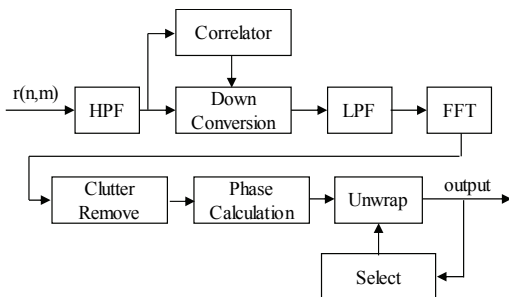


Fig. 8. Block diagram of the proposed algorithm.

Fig 8은 본 논문에서 제안한 호흡 측정 알고리즘의 구조를 나타낸다. 마이크는 전 대역의 오디오 신호를 수신하기 때문에 HPF(High pass filter)를 사용하여 FMCW 신호만을 추출한다. HPF의 차단 주파수는 17.5KHz이고 41탭 TDL(Time delayed line) 구조로 구현하였다. 안드로이드 앱에서 재생과 녹음을 동시에 수행하지만, 매번 지연이 다르게 나타나므로 correlator에서 down conversion할 적절한 타이밍을 계산한다. Down conversion된 신호를 LPF(Low pass filter)에 통과시키면 비트 신호가 추출된다. LPF는 차단 주파수가 1KHz이고, 41탭 TDL 구조이다. FFT 수행하여 비트 신호의 스펙트럼을 얻고, 클러터를 제거한다. 클러터가 제거된 스펙트럼에서 피크 위치를 찾아서 식 (7)과 같이 위상을 계산하면 호흡 신호를 추출할 수 있다. 이때, 클러터 추정이 완벽하지 않고, 호흡 신호의 크기가 상대적으로 매우 작게 나타나면 정확한 호흡 위치를 찾기가 어려워진다. 따라서, 모든 거리마다 전력을 동일하게 정규화한 후에 FFT를 수행한 후, 호흡 주파수 범위에서 피크를 찾는다.

성인은 호흡시에 가슴 위치의 변화량이 크지만, 연령이 낮아질수록 호흡으로 인한 가슴 위치의 변화량이 크지 않다. 제안된 알고리즘을 검증하기 위해 12세 어린이를 대상으로 호흡 측정 실험을 수행하였다. 자체 제작된 안드로이드 앱을 탑재한 스마트 폰을 어린이와 약50cm정도 떨어진 곳의 바닥에 놓고 실험했다.

Fig 9(a)~9(e)는 안드로이드 앱에서 저장된 신호를 PC로 전송한 후, 매트랩을 이용하여 제안된 알고리즘을 구현하여 호흡 신호를 측정된 결과이다. Fig 9(a)는 스마트폰의 마이크로 입력된 반사파이고, Fig 9(b)는 correlator에서 동기화가 이루어진 후에 T_{sw} 시간 구간의 FMCW 수신 신호이다. 이 신호는 송신에 사용되었던 FMCW를 이용하여 down conversion된다. Fig 9(c)는 비트 신호를 4096-FFT한 후에 15초 구간의 신호들로 matrix를 구성한 하고 y축으로 1024-FFT를 해서 얻은 Frequency matrix이다. 피크가 위치하는 곳이 호흡이 존재하는 곳을 나타낸다. Fig 9(d)는 추정된 호흡 위치에서 추출한 호흡 신호이다. 시작 부분에는 호흡 신호가 나타나지 않지만, 이후에는 호흡 신호가 잘 추출되고 있음을 볼 수 있다. Fig 9(e)는 호흡 신호의 스펙트럼이다. 호흡 주파수에 해당하는 피크가 0.273Hz에서 생김을 볼 수 있다.

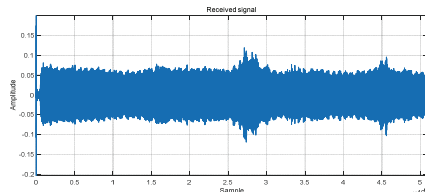


Fig. 9. (a) Total received signal.

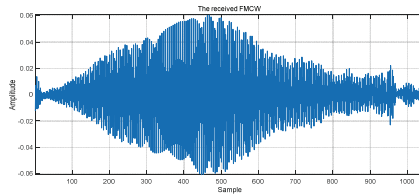


Fig. 9. (b) Received one FMCW signal.

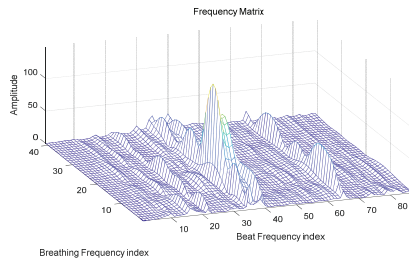


Fig. 9. (c) Frequency matrix.

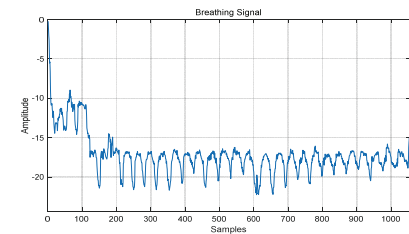


Fig. 9. (d) Breathing signal.

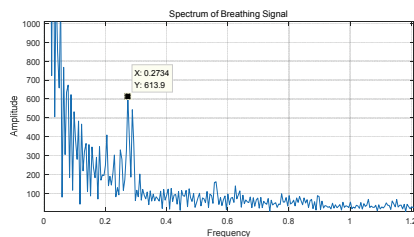


Fig. 9. (e) Spectrum of the breathing signal in Fig. 9(d)

4. 결 론

본 논문에서는 스마트폰에서 FMCW를 이용하여 호흡을 측정하는 기법을 제안하고 검증하였다. FMCW를 송신할 때 발생하는 잡음(Clicking noise)을 제거하기 위해 Tukey 윈도우를 적용하여 잡음이 들리지 않도록 하였다. 또한 FMCW를 연속으로 송신하지 않고 주기적으로 송신하여 전력 소모와 계산량을 줄일 수 있게 하였다. 모의 실험과 인체 실험을 통해 제안된 알고리즘을 검증하였다.

감사의 글

이 논문은 2018년도 한국기술교육대학교 교수 교육연구진흥과제 지원에 의하여 연구되었음.

참고문헌

1. N. Anderson, et. al, "A 118mW 23.3GS/s Dual-Band 7.3GHz and 8.7GHz Impulse-Based Direct RF Sampling Radar SoC in 55nm CMOS," in Proc. IEEE ISSCC 2017, pp.138-140, 2017.
2. Y. Ren, C. Wang, J. Yang and Y. Chen, "Fine-grained sleep monitoring: Hearing your breathing with smartphones," 2015 IEEE Conference on Computer Communications (INFOCOM), pp. 1194-1202, 2015.
3. X. Wang, R. Huang, and S. Mao, "SonarBeat: Sonar Phase for Breathing Beat Monitoring with Smartphones," in Proc. ICCCN 2017, pp. 1-8, 2017.
4. L. Ge, J. Zhang, and J. Wei, "Single-Frequency Ultrasound-Based Respiration Rate Estimation with Smartphones," Computational and Mathematical Methods in Medicine, vol. 2018, 2018. <https://doi.org/10.1155/2018/3675974>.
5. R. Nandakumar, S. Gollakota, and N. Watson, "Contactless sleep apnea detection on smartphones," in Proc. ACM MobiSys'15., pp. 45-57, Italy, May 2015.
6. W. Mao, J. He, L. Qiu, "CAT: High-precision acoustic motion tracking," Proceedings of the 22nd Annual International Conference on Mobile Computing and Networking, MobiCom 2016, pp. 69-81. 2016.
7. J. Cho, "Portable Electrocardiograph and Smart Device-based Heart Health Monitoring and Risk Notification System," Journal of the Semiconductor & Display Technology, Vol. 12, No. 2, pp. 73-78, 2013.
8. S. Venkatesh, C. Anderson, N. Rivera, and R. Buerher, "Implementation and Analysis of Respiration-rate Estimation Using Impulse-based UWB," IEEE Military Communications Conference (MILCOM) 2005, Vol. 5, pp.3314-3320, 2005.
9. P. Lazik, A. Rowe, "Indoor pseudo-ranging of mobile devices using ultrasonic chirps," Proceeding SenSys'12 (the 10th ACM Conference on Embedded Network Sensor Systems), pp. 99-112, 2012.
10. https://en.wikipedia.org/wiki/Window_function

접수일: 2018년 9월 17일, 심사일: 2018년 9월 21일,
게재확정일: 2018년 9월 21일