

IR-UWB를 이용한 비접촉 호흡 측정

강성진*, 서화일^o

Contactless Respiration Measurement Using IR-UWB

Sung-Jin Kang*, Hwa-Il Seo^o

요약

본 논문에서는 IR-UWB를 이용한 비접촉 호흡 측정 알고리즘을 제안한다. 시스템 모델을 통해 인체의 호흡과 관련한 수신 신호의 특징을 파악하여 호흡 측정에 적합한 알고리즘을 제안한다. 제안된 알고리즘을 검증하기 위해 인체를 대상으로 실험하였고, 타 장비의 측정 결과와 비교하여 호흡 신호가 일치함을 확인하였다.

Key Words : IR-UWB, Contactless respiration measurement, RADAR, Gaussian pulse

ABSTRACT

In this paper, we present an algorithm for contactless respiration measurement using IR-UWB. With the system model, the characteristics of the received signal related to the respiration of the human body are investigated and an algorithm suitable for respiration measurement is proposed. To verify the proposed algorithm, we performed experiments on the human body and confirmed that the respiration signals match with the measurement results of other equipment.

I. 서론

비접촉식 호흡 측정은 전통적인 RADAR 기술을 사용하여 왔다. 최근에는 IR-UWB (Impulse Radio Ultra Wide Band) 기술을 이용하여 생체 신호를 분석하기 위한 연구가 활발히 진행되고 있다. IR-UWB 신호는 UWB대역을 이용하여 짧은 펄스를 송신하여 수신된 펄스의 지연 정도를 파악하여 호흡 신호를 검출할 수 있다^[1-3].

본 논문에서는 IR-UWB를 이용하여 호흡을 측정할 수 있는 알고리즘을 제안한다. 먼저 시스템 모델을 통해 호흡과 관련한 수신 신호의 특징을 살펴보고, 호흡 측정에 적합한 알고리즘을 제안한다. 검증을 위해 인체를 대상으로 실험을 수행하고, 동시에 측정 한 장비의 결과와 비교하였다.

II. IR-UWB를 이용한 호흡 측정

2.1 시스템 모델

송수신 안테나와 인체의 거리가 d_0 이고, 인체의 호흡은 주파수가 f_b 인 사인파로 가정한다. 호흡으로 인한 거리의 최대 편이를 Δ_r 라고 하면, 송신 안테나에서 송신된 신호가 인체에 반사되어 수신 안테나에 수신될 때까지 전파하는 거리는 식 (1)과 같고, 전파의 속도를 빛의 속도 $c = 3 \times 10^8 m/s$ 로 가정하면 전파 시간은 식 (2)와 같다.

$$d_l(t) = 2(d_0 + \Delta_r \sin(\omega_b t)) \tag{1}$$

$$\tau_b(t) = \frac{d_l(t)}{c} = \tau_0 + \tau_r \sin(\omega_b t) \tag{2}$$

여기에서 $\omega_b = 2\pi f_b$, $\tau_0 = 2d_0/c$, $\tau_r = 2\Delta_r/c$ 이다.

IR-UWB를 이용한 호흡 측정은 동일한 짧은 펄스를 반복적으로 송신한 후, 반사되어 수신된 신호를 분석함으로써 이루어진다^[1]. $t = nt_f$ 에서 송신 신호는 식 (3)과 같다.

$$s(nt_f, \tau) = p(\tau) \cos(\omega_c \tau) \tag{3}$$

* 이 논문은 2017년도 한국기술교육대학교 교수 교육연구진흥과제 지원에 의하여 연구되었습니다.

• First Author : Korea University of Technology and Education, School of Electrical, Electronics and Communication Engineering, sjkang@koreatech.ac.kr, 중신회원

o Corresponding Author : Korea University of Technology and Education, School of Electrical, Electronics and Communication Engineering, hiseo@koreatech.ac.kr, 정회원

논문번호 : 201808-234-D-LU, Received August 3, 2018; Revised August 21, 2018; Accepted August 22, 2018

여기에서 t_f 는 펄스 송신 주기, n 은 정수, $t = nt_f$ 는 slow time, τ 는 fast time, ω_c 는 반송파 주파수이다. $p(\tau)$ 는 송신 펄스이고 주로 가우시안 함수를 사용한다. 잡음과 다른 반사체가 없고 호흡에 의한 반사파만 존재한다고 가정하면 수신 신호는 식 (4)와 같다.

$$r(nt_f, \tau) = \alpha_b p(\tau - \tau_b(t)) \cos(\omega_c(\tau - \tau_b(t))) \quad (4)$$

여기에서 α_b 는 감쇄성분을 나타낸다. 여기에 반송파를 곱하고 저역 통과 필터를 통과하면 다음과 같은 기저대역 신호를 얻는다.

$$r_I(nt_f, \tau) = \frac{1}{2} \alpha_b p(\tau - \tau_b(t)) \cos(\omega_c \tau_b(t)) \quad (5)$$

$$r_Q(nt_f, \tau) = \frac{1}{2} \alpha_b p(\tau - \tau_b(t)) \sin(\omega_c \tau_b(t)) \quad (6)$$

여기에서 $r_I(nt_f, \tau)$, $r_Q(nt_f, \tau)$ 는 각각 복소 기저대역 신호의 동상성분과 직교성분을 나타낸다. 위 기저대역 신호를 $\tau = mt_s$ 간격으로 샘플링 할 때(단, m 은 정수), 식 (2)의 τ_0 가 샘플링 간격 t_s 의 정수배가 아니면 $\Delta\tau$ 만큼 샘플링 오프셋이 존재하고, $\tau_0 = kt_s + \Delta\tau$, $t = nt_f + mt_s$ 가 된다. 여기에서 k, n, m 은 정수이다. ω_b 와 t_s 가 작은 값이므로 $\sin(\omega_b t) \approx \sin(\omega_b nt_f)$ 로 근사화할 수 있고, 샘플링된 기저대역 신호는 다음과 같다.

$$r(n, m) = r_I(n, m) + jr_Q(n, m) \quad (7)$$

$$r_I(n, m) \approx \frac{1}{2} \alpha_b p((m-k)t_s - \Delta\tau - \tau_r \sin(\omega_b nt_f)) \cdot \cos(\omega_c(kt_s + \Delta\tau + \tau_r \sin(\omega_b nt_f))) \quad (8)$$

$$r_Q(n, m) \approx \frac{1}{2} \alpha_b p((m-k)t_s - \Delta\tau - \tau_r \sin(\omega_b nt_f)) \cdot \sin(\omega_c(kt_s + \Delta\tau + \tau_r \sin(\omega_b nt_f))) \quad (9)$$

2.2 호흡 측정

식 (7)의 기저대역 신호 $r(n, m)$ 의 n 에 대한 푸리에 변환을 $R(f, m)$ 이라 하고, $|r(n, m)|$ 의 n 에 대한 푸리에 변환을 $D(f, m)$ 이라고 하자. 실제 호흡이 존재하는 위치가 $m = k$ 일 때, 그림 1과 그림 2는 $\Delta\tau$ 에 따른 $|R(f, k)|$ 와 $|D(f, k)|$ 를 나타낸다. 그림 1의 $|R(f, k)|$ 는 $\Delta\tau$ 와 무관하지만, 그림 2의 $|D(f, k)|$ 는 $\Delta\tau = 0$ 일 때, 호흡 주파수의 2배 주파수가 나타남

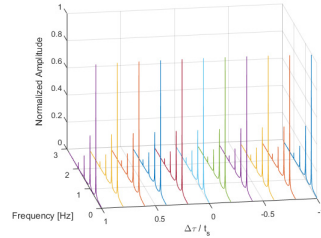


그림 1. $\Delta\tau$ 에 따른 $|R(f, k)|$
Fig. 1. $|R(f, k)|$ with respect to $\Delta\tau$

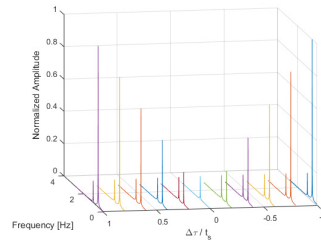


그림 2. $\Delta\tau$ 에 따른 $|D(f, k)|$
Fig. 2. $|D(f, k)|$ with respect to $\Delta\tau$

을 볼 수 있다. 따라서, $|r(n, m)|$ 을 이용하여 호흡을 측정할 때 오류가 생길 수 있다.

그림 3과 그림 4는 $|R(f, m)|$ 과 $|D(f, m)|$ 을 보여주며, 그림에서는 m 을 거리로 환산하여 나타낸 것이다. $d_0 = 80\text{cm}$, $f_b = 0.5\text{Hz}$, $t_f = 1/17\text{sec}$, $\Delta_b = 1\text{cm}$ 이고, 호흡에 의한 반사파만 존재하는 경우이다. f_c 는 8.748GHz , $f_s = 1/t_s$ 는 23.328GS/s 이다³⁾. 그림 3에서 거리가 80cm 인 곳에서 $|R(f, m)|$ 의 피크가 존재하지만 호흡 주파수는 $3f_b$ 이다. 그림 4에서 주파수가 f_b 인 곳에서 $|D(f, m)|$ 의 피크가 나타나지만 거리는 d_0 가 아닌 곳이다. $|R(f, m)|$ 는 위치정보를 $|D(f, m)|$ 는 호흡 주파수 정보를 정확하게 나타내고 있다.

그림 5와 그림 6은 기저대역 신호 $r(n, m)$ 에서 n 에 대한 에너지를 $E(m)$ 이라 할 때, $E(m)$ 이 최대가 되는 $m = m'$ 의 위치에서 $r(n, m')$ 의 진폭과 위상을

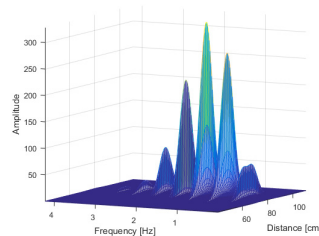


그림 3. $|R(f, m)|$
Fig. 3. $|R(f, m)|$

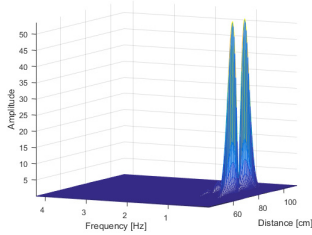


그림 4. $|D(f, m)|$
Fig. 4. $|D(f, m)|$

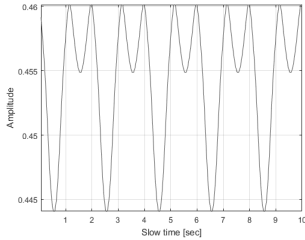


그림 5. $|r(n, m')$
Fig. 5. $|r(n, m')$

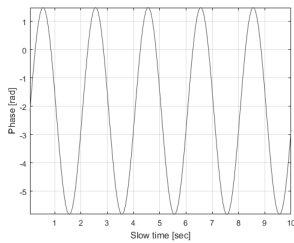


그림 6. $r(n, m')$ 의 위상
Fig. 6. Phase of $r(n, m')$

나타낸다. 그림 5에서는 고조파 성분이 나타나는 반면에 그림 6에서는 고조파 성분이 나타나지 않으며, 호흡 신호 $K_r \sin(\omega_r t)$ 가 검출됨을 볼 수 있다.

2.3 제안된 알고리즘 및 실험 결과

그림 7은 본 논문에서 제안한 호흡 측정 알고리즘에 대한 블록도이다. 움직임이 없는 반사체에 의한 신호(Clutter)를 제거하기 위해 수신 신호의 평균을 구하여 기저대역 신호에서 제거한다. M 은 fast time τ 측 따라 샘플링하여 얻은 신호의 총 개수이다. M 에 따라 최대 측정 거리가 결정된다.

클러터가 제거된 신호를 $N \times M$ 행렬을 구성한 후 1024-FFT를 수행하여 $|R(f, m)|$ 를 계산한다. 여기에서 N 은 t_f 간격으로 송신된 신호의 개수를 나타낸다. 본 논문에서는 총 15sec동안 발생한 데이터를 저장하도록 설정하였다. 따라서, $t_f = 1/17$ 인 경우 $N=255$ 이다. $|R(f, m)|$ 1초마다 갱신되므로 초당 M 번의 1024-FFT가 수행된다. $|R(f, m)|$ 의 피크 위치를 찾

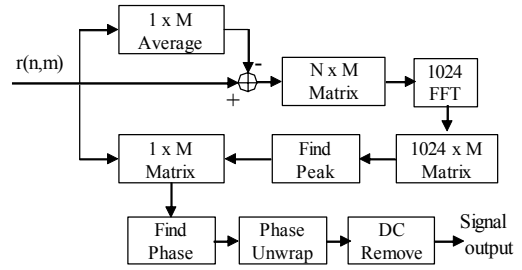


그림 7. 제안된 알고리즘 블록도
Fig. 7. Block diagram of the proposed algorithm

아서 해당 호흡 주파수가 약 0.2~0.5Hz 사이인지 판단하고, 반사체의 거리를 계산한다. 마지막으로 입력 신호로부터 반사체의 거리에 해당하는 신호만 추출하여 위상을 계산하고 unwrap을 수행한 후 평균을 제거하면 호흡 신호를 추출할 수 있다.

본 논문에서는 Novelda사의 X4M200 모듈을 이용하여 실험하였다. 누워있는 성인 옆에 거리 약 60cm, 높이 약 50cm되는 위치에 X4M200 모듈이 인체를 향하도록 설치하였다. 성능을 비교하기 위해 필립스사의 Alice NightOne을 가슴에 착용하고 실험하였다. 그림 8은 측정거리, 호흡 신호, RPM을 비교한 것이다. 그림 8에서 “X4M200”은 Novelda사에서 제공하는 XethruExplorer Version 2.6.0의 출력 결과를 의미하고, “Proposed”는 X4M200 모듈의 complex baseband raw data를 이용하여 제안된 알고리즘으로 측정된 결과를 의미하며, “Alice NightOne”은 Alice NightOne으로 측정된 신호를 의미한다. 제안된 알고리즘은 인체와 모듈간의 거리, RPM이 안정되게 검출되고 있음

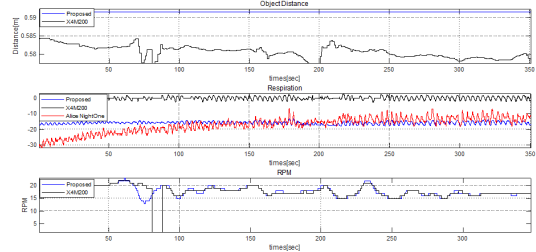


그림 8. 호흡 측정 결과 비교
Fig. 8. Comparisons of respiration detection results

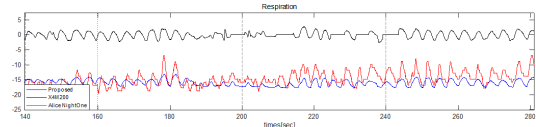


그림 9. 호흡 신호 비교
Fig. 9. Comparison of respiration signals

을 볼 수 있고, 그림 9로부터 측정된 호흡이 Alice NightOne의 결과와 매우 유사하게 나타남을 볼 수 있다.

III. 결 론

본 논문에서는 IR-UWB를 이용하여 호흡을 측정할 수 있는 알고리즘을 제안하고, 실험을 통해 성능을 확인 하였다. 타 장비와 비교하여 안정적이고 정확한 호흡 측정 결과가 나타남을 확인하였다.

References

- [1] S. Venkatesh, C. Anderson, N. Rivera, and R. Buerher, "Implementation and analysis of respiration-rate estimation using impulse-based UWB," *IEEE MILCOM 2005*, vol. 5, pp. 3314-3320, USA, Oct. 2005.
- [2] J. Choi, Y. Lee, S. Cho, Y. Lim, and S. Cho, "Sleep efficiency measurement algorithm using an IR-UWB radar sensor," *J. KICS*, vol. 42, no. 1, pp. 214-217, Jan. 2017.
- [3] 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, Mar. 2017.