

논문 2022-17-04

IR-UWB 레이더와 Lomb-Scargle Periodogram을 이용한 비접촉 심박 탐지

(Non-contact Heart Rate Monitoring using IR-UWB Radar and Lomb-Scargle Periodogram)

변상선*

(Sang-Seon Byun)

Abstract : IR-UWB radar has been regarded as the most promising technology for non-contact respiration and heartbeat monitoring because of its ability of detecting slight motion even in submillimeter range. Measuring heart rate is most challenging since the chest movement by heartbeat is quite subtle and easily interfered with by a random body motion or background noise. Additionally, periodic sampling can be limited by the performance of computer that handles the radar signals. In this paper, we deploy Lomb-Scargle periodogram method that estimates heart rate even with irregularly sampled data and uneven signal amplitude. Lomb-Scargle periodogram is known as a method for finding periodicity in irregularly-sampled and noisy data set. We also implement a motion detection scheme in order to make the heart rate estimation pause when a random motion is detected. Our scheme is implemented using Novelda's X4M03 radar development kit and its corresponding drivers and Python packages. Experimental results show that the estimation with Lomb-Scargle periodogram yield more accurate heart rate than the method of measuring peak-to-peak distance.

Keywords : IR-UWB radar, Non-contact heart rate monitoring, Lomb-Scargle periodogram, Peak detection

1. 서론

IR-UWB는 서브밀리미터 이하의 매우 미세한 움직임도 탐지할 수 있어 비접촉 방식으로 호흡과 심박신호를 탐지하는데 가장 적합한 기술로 간주되고 있다. 따라서, 수면다원 검사 (polysomnography) [1, 2], 수면각성 활동량 검사 (actigraphy) [3], 수면무호흡 (apnea) 탐지 [4, 5], 재실탐지 (occupancy detection) [6], 지진이나 산사태 등에 의해 건축물이 붕괴된 지역의 생존자 탐지 [7] 등에 적용되고 있다.

IR-UWB 레이더 센서를 이용하면 기존의 광학센서 (PPG 센서)를 이용하는 방식이나 ECG 방법에 비해 정확도는 떨어지지만 비접촉으로 호흡과 심박을 감지할 수 있기 때문에, 각종 수면 검사에서 비교적 환자가 편안한 수면을 취하면서 검사에 임할 수 있다는 장점이 있다. 그리고, 모션 센서는 움직임이 없으면 탐지할 수 없는데 반해, IR-UWB 레이더는 호흡을 탐지할 수 있으므로 재실 탐지에 보다 효과적이고, 벽 뒤에 있는 사물에 대한 탐지 (through-wall sensing)가 가능하므로 재난 지역의 생존자 탐지에 유용하게 사용될 수 있다. 비접촉 방식으로 호흡 및 심박을 측정할 수 있는 방법은 레이더 (IR-UWB 레이더 또는 FMCW (Frequency

Modulation Continuous Wave) 레이더)를 이용하는 방법 이외에는 현재까지 알려진 것이 없다.

IR-UWB를 이용하여 호흡과 심박신호를 측정하고자 할 때, 호흡 신호는 호흡으로 인한 흉부의 움직임이 육안으로 식별될 정도로 크기 때문에 측정에 큰 어려움이 없다. 하지만, 심박신호의 경우 심박에 의한 흉부 움직임이 매우 미세하기 때문에 정확한 측정이 어려울 뿐만 아니라 측정 자체가 불필요한 움직임 등 여러 요소에 의해 방해받기 쉽다. 이 논문에서는 IR-UWB 레이더에 의해 탐지된 흉부 움직임을 통해 분당 심박 수를 정확하게 추정하는 방법에 대해서 제안한다.

IR-UWB 레이더를 이용하여 심박 신호를 추출하는 다양한 연구가 이루어져왔다. 관련연구 [8]에서는 호흡 신호와 호흡신호의 고조파 (harmonic signal)를 필터링하고 푸리에 변환 (Fourier Transform)을 통해 심박 주파수를 추출하는 가장 일반적인 방법을 제안한다. 그러나, IR-UWB 레이더는 매우 미세한 흉곽의 움직임을 탐지해야하기 때문에, 측정대상의 호흡 또는 불필요한 움직임, 배경 잡음 (background noise) 으로 인해 정확한 측정이 매우 어렵다. 이러한 문제를 해결하기 위해 측정대상이 호흡과 움직임을 완전히 멈춘 상태에서만 측정을 하는 방법 [9], 호흡신호와 고조파 (harmonic signal)를 제거한 후, 측정대상이 움직이지 않는 상태에서 일정 측정 윈도우내에 가장 많이 등장하는 주파수를 심박 주파수로 간주하는 방법 [10] 등이 제안된다.

*Corresponding Author (ssbyun@cup.ac.kr)

Received: Jul. 12, 2021, Revised: Aug. 9, 2021, Accepted: Nov. 3, 2021.

S.S. Byun: Catholic University of Pusan (Assoc. Prof.)

* 이 논문은 2019년도 부산가톨릭대학교 교내연구비에 의하여 연구되었음.

관련연구 [9]에서 제안하는 방법은 가장 높은 정확도로 심박신호를 측정할 수 있다는 장점이 있으나, 측정대상이 호흡을 참은 상태에서만 측정이 가능하다는 불편함이 있고, 관련연구 [10]에서 제안하는 방법은 측정 윈도우만큼의 시간이 지나야 측정결과가 나오는 단점이 있다. 실제로 관련연구 [10]에서 제안하는 알고리즘을 구현하여 측정 정확도를 비교하였을 때, 이 논문에서 제안하는 방법의 비교 대상인 peak 간 거리 탐지 방법에 비해 낮은 정확도를 보이는 것을 확인한 바 있다 [11].

관련연구 [11]에서는 푸리에 변환을 사용하는 기존 방법들 대비 더 신속한 심박 수 추정을 위해 호흡신호와 고조파가 제거된 신호의 피크간 거리 (peak-to-peak distance)를 측정하는 방법을 제안한다. 하지만, 이 방법은 peak로 간주되는 신호의 범위에 따라 오차가 발생한다. 그림 1은 수신된 레이더 신호에 대역 통과 필터를 적용하여 호흡 신호를 제거한 심박신호 샘플을 보이고 있다. 그래프의 x축은 1/30 초 간격으로 샘플링 되는 신호 데이터의 번호를 의미하고, y축은 각 샘플의 세기 (power)를 의미한다. 그래프를 통해 알 수 있듯이 심박신호의 진폭변화가 큰 관계로, peak로 간주되는 범위 (최대 신호값 또는 파워대비 %로 지정)에 따라 측정에 오차가 발생한다. 그림 1의 그래프 상에 실선 직선은 peak 범위 80%를, 점선 직선은 20%를 각각 의미한다. Peak의 범위를 지나치게 넓게 잡으면 (즉, 최대 신호값과 최대 신호값의 20% 구간에 있는 모든 peak들을 심박신호의 peak로 간주하면), 잡음으로 인해 발생하는 spike까지 심박신호에 포함 시키게 되어 실제 심박 수보다 높게 측정될 수 있다. 반대로 peak의 범위를 좁게 잡으면 (즉, 최대 신호값과 최대 신호값의 80% 구간에 있는 peak들만을 심박신호의 peak로 간주) 실제 심박에 의한 spike를 포함하지 않게 되어 실제 심박 수보다 낮게 측정될 수 있다. 게다가, 신호 처리를 수행하는 컴퓨터의 성능이나 작동 환경에 따라 샘플링 주기를 일정하게 유지할 수 없는 상황에서는 정확한 심박 주파수를 추정하는 것이 더욱 어려워진다.

본 논문에서는 이러한 문제를 완화하고 보다 정확한 심박 추정을 위해 Lomb-Scargle Periodogram [12]을 활용하는 방법을 제안한다. Lomb-Scargle Periodogram을 이용하면 샘플링 주기와 진폭이 일정하지 않은 신호의 발진 (oscillation) 주파수를 추정할 수 있는데, 우리는 이 발진 주파수를 심박 신호의 주파수로 간주하게 된다.

이 논문에서 제안하는 방법이 갖는 장점은 다음과 같이 요약될 수 있다.

1. 기존 방법들 가운데 하나인 측정 윈도우 내에서 가장 많이 측정되는 주파수를 통해 심박 수를 예측하는 방법 [10]에 비해 빠르게 심박신호를 추출할 수 있다
2. Lomb-Scargle periodogram을 사용함으로써 신호처리 컴퓨터의 성능 제한으로 인해 샘플링 주기가 일정하지 않은 환경에서 보다 정확한 측정이 가능하고, 피크간 거리 추정을 통한 심박 측정 방법 [11]에 비해 심박 수를 비교적 정확하게 추출할 수 있다.

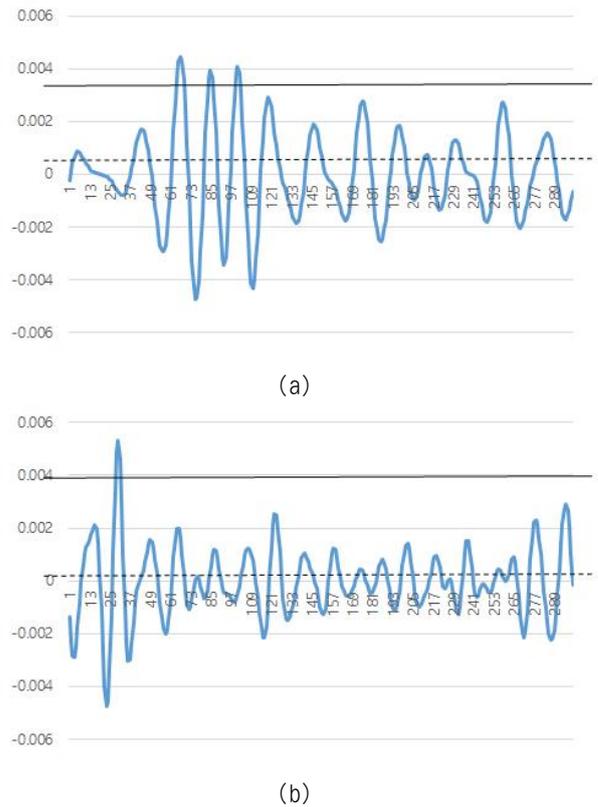


그림 1. 호흡신호를 대역통과 필터를 사용해 제거한 신호 샘플: peak 범위 지정에 따라 추정하는 심박 수가 크게 달라짐
Fig. 1. Sampled signals after removing respiration signal by applying band-pass filter: it is observed that there is a large fluctuation in estimating heart rate in accordance with the range of peak values.

본 연구에서 제안하는 심박 수 추정 방법은 Novelda 사의 X4M03 IR-UWB 레이더 키트를 사용하여 구현되며 실제 환경에서 그 성능이 측정된다.

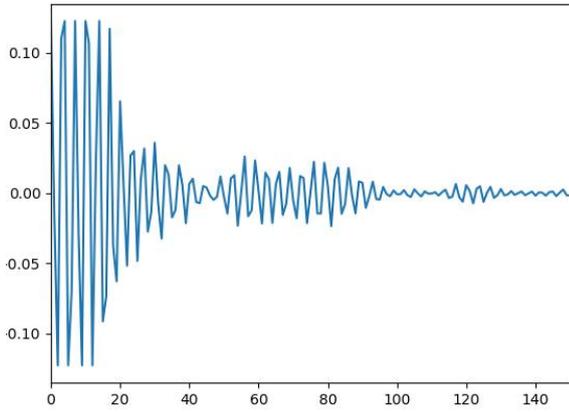
이 논문의 나머지는 다음과 같이 구성된다. 2장에서는 본 논문에서 제안하는 Lomb-Scargle Periodogram을 이용한 심박 신호 탐지 절차에 대해서 기술하고, 3장에서는 실험 환경 및 결과에 대해서 기술한다. 그리고, 마지막으로 4장에서 이 논문의 결론을 맺는다.

II. 심박 신호 탐지 절차

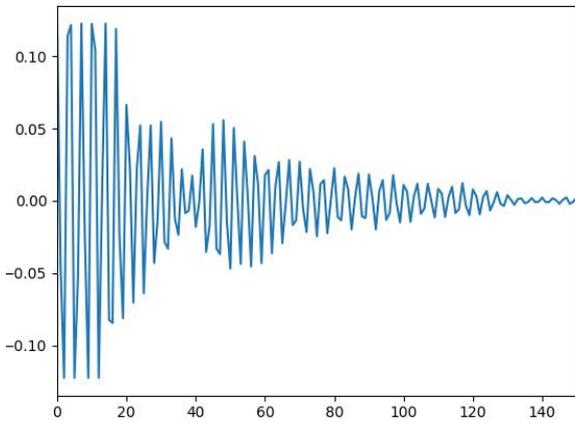
이 논문에서 제안되는 심박탐지는 다음에 기술되는 절차를 통해 이루어진다.

- 1) 측정 대상의 위치 탐지
- 2) 모션 감지를 위한 경계값 도출
- 3) 호흡신호 검출
- 4) 호흡신호와 고조파 필터링
- 5) 심박신호 검출

절차 1)~4)는 관련연구 [11]에서 수행했던 방법을 사용한



(a) 날숨이 끝났을 때 수신된 신호



(b) 들숨이 끝났을 때 수신된 신호

그림 2. Fast time 영역의 레이더 수신 신호를 이용한 측정 대상의 위치 탐지

Fig. 2. Estimating the distance between radar transceiver and patient using the received radar signal in fast time domain

다. 측정대상의 위치 탐지는 레이더 안테나로부터 심박 신호 측정 대상까지의 거리를 측정하는 것인데, 정확하게는 측정 대상의 위치에 해당하는 fast time 영역의 프레임에 결정하는 것이다. 측정대상의 위치 탐지를 위해서, 측정대상이 움직이지 않고 호흡만 하고 있는 상태에서 이 호흡으로 인한 레이더 신호의 진폭변화를 이용해 위치를 탐지한다. 그림 2의 그래프에서 x축의 frame은 레이더 안테나로부터의 거리를 의미하는데, 한 프레임은 대략 0.7cm이다. 즉, 그림 2의 그래프는 안테나로부터 약 1m 지점까지 모든 위치로부터 반사 수신된 신호를 표현한 것이다.

레이더 주변에 아무런 움직임이 없고, 측정대상이 호흡만 하고 있는 상태에서는 측정대상의 위치에 해당하는 프레임들에서만 진폭 변화가 탐지 된다. 이러한 진폭의 변화가 있는 프레임들 가운데 가장 큰 진폭 변화가 있는 프레임에 측정 대상의 위치에 해당하는 프레임으로 간주한다. 그림 2에서는 대략 50번째 프레임 (거리로는 안테나로부터 약 35cm 지점)에서 들숨과 날숨에 의한 가장 큰 진폭변화가 관찰되고 있다.

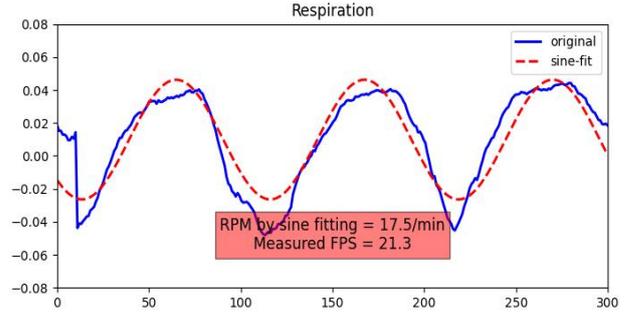


그림 3. Fast time 영역의 측정 대상 프레임 신호를 slow time 영역으로 확장하고 정현파 맞춤을 수행한 결과

Fig. 3. The result after extending the received signal in fast time domain to slow time domain and applying sinusoidal fitting.

측정 프레임이 결정되면, 이 프레임의 신호 변화를 slow time 영역으로 확장한다. 그러면, 그림 3과 같이 slow time 영역에서의 신호가 표현되는데 (그래프 상의 실선 (original)으로 표현), 측정대상이 호흡이외에는 움직이지 않고 있는 상태이므로 이 신호를 호흡 신호로 간주할 수 있다. 이 그래프에서 x축은 단순히 샘플 번호를 의미한다.

측정대상의 불필요한 움직임이 감지되면 호흡과 심박신호의 검출을 중단하여야 하는데, 불필요한 움직임으로 간주하기 위한 진폭 변화의 경계값을 정해야 한다. 정지상태에서 일정시간 (실험에서는 10초) 수신 신호의 평균 진폭값을 측정하고, 이를 경계값으로 설정한다. 측정 시 수신된 신호의 진폭이 이 경계값과 50% 이상 차이난다면 측정 대상이 움직이는 것으로 간주하고 측정을 중단한다. 그리고, 다시 진폭이 경계값의 50% 이내에서 변하는 것을 탐지하면 움직임이 없는 것으로 간주하고 측정을 재개한다.

다음 과정은 slow time 영역에서 정현파 맞춤 (sinusoidal fitting)을 통해 호흡 신호의 주파수를 추정하는 것이다. 초당 20번의 샘플링을 수행한다면 샘플 당 간격은 1/20초가 되어, 이를 이용하여 정현파 신호의 주파수를 계산할 수 있고, 이 주파수를 호흡 신호의 주파수로 간주한다. 정현파 맞춤은 최소제곱법 (minimum square error)을 적용하여 진행된다. 호흡 이외의 다른 움직임이 전혀 없는 상태에서는 호흡 신호의 주파수 성분이 가장 파워가 크기 때문에 정현파 맞춤을 사용하면 기존 연구들에서 사용하는 푸리에 변환 대비 훨씬 빠른 시간에 정확한 주파수를 추출할 수 있다. 그림 3에서 실선으로 표현된 심박신호에 정현파 맞춤을 수행한 결과가 점선 (sine-fit)으로 표현된다.

추출된 호흡신호의 주파수를 이용하여 호흡 신호 및 호흡 신호의 고조파 (harmonic signal), 심박 신호의 주파수로 간주될 수 있는 영역 (실험에서는 0.7 ~ 2.0Hz) 이외의 영역을 대역 통과 필터를 통해 제거하고 남은 신호에 Lomb-Scargle periodogram을 적용해 심박신호의 주파수를 추출한다. 우리는 실험에서 호흡 주파수의 3배수 고조파까지 필터링 하였다.

Lomb-Scargle periodogram은 정현파 맞춤의 한 종류인데, 천체물리학에서 천체의 움직임이나 밝기 변화의 주기를

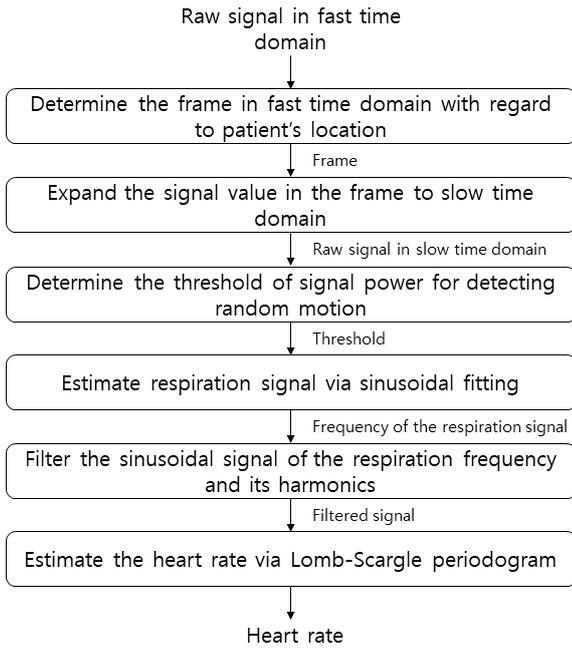


그림 4. 심박 수 탐지 절차

Fig. 4. Procedure of heart rate estimation

탐지하기 위한 방법으로 고안되었다. 샘플링 간격 또는 진폭이 일정하지 않은 신호의 주기를 탐지하는데 가장 유용한 것으로 알려져 있다 [12]. 따라서, 신호처리를 하는 컴퓨터의 성능 제한 및 작동 환경으로 인해 일정한 샘플링 간격을 유지하기 어려운 경우와 신호의 진폭이 균등하지 않은 경우에 비교적 정확한 주파수를 추출할 수 있다는 장점이 있다. 그리고, 기존 정현파 맞춤에 비해 높은 주파수 성분을 빠르게 추출하고, 불필요한 주파수 성분과 잡음으로 인한 주파수 지터 (jitter)의 생산을 억제한다 [13]. 따라서, 우리는 비교적 낮은 주파수를 갖는 호흡 신호의 추출은 기존의 정현파 맞춤을 사용하고, 보다 높은 주파수를 갖는 심박 신호에는 Lomb-Scargle periodogram을 사용한다.

Lomb-Scargle periodogram을 통해 time series g 로부터 특정 주파수 f 를 갖는 신호 성분의 power를 추출하고자 할 때, 다음의 식을 사용한다.

$$P_{LS}(f) = \frac{1}{2} \left(\frac{\sum_n g_n \cos(2\pi f[t_n - \tau])}{\sum_n \cos^2(2\pi f[t_n - \tau])} \right)^2 + \frac{1}{2} \left(\frac{\sum_n g_n \sin(2\pi f[t_n - \tau])}{\sum_n \sin^2(2\pi f[t_n - \tau])} \right)^2 \quad (1)$$

식 (1)에서 τ 는 시간 오프셋 값인데, 시간 값이 t_n 에 따라 변하지 않도록 하기 위해 아래 식 (2)를 이용하여 구한다.

$$\tau = \frac{1}{4\pi} \tan^{-1} \left(\frac{\sum_n \sin(4\pi f t_n)}{\sum_n \cos(4\pi f t_n)} \right) \quad (2)$$

이 논문에서 제안하는 방법은 관련연구 [11]에서 연구된

피크간 거리 탐지 방법과 비교된다. 추출된 심박 신호의 피크간 거리가 d 로 측정되고, 초당 s 회의 샘플링이 수행된다면, 심박 신호의 주파수는 s/d 로 추정된다.

마지막으로, 측정된 심박 신호의 주파수는 아래의 식으로 표현되는 이동평균 (moving average)에 적용한다.

$$Hb_{avg} = Hb_{t-1} \times 0.7 + Hb_t \times 0.3. \quad (3)$$

Hb_{t-1} 은 이전 측정 단계까지의 심박 주파수의 이동평균 값이고, Hb_t 는 현재 단계에서 측정된 심박 주파수 값이다. 이는 순간적인 부정확한 측정값이 평균에 영향을 적게 미치게 하기 위함이다. 관련 연구 [11]에서는 0.95와 0.05의 이동평균 가중치를 사용하였으나, 본 연구에서는 Lomb-Scargle periodogram을 사용하여 측정 정확도가 개선되어서 위와 같은 가중치를 사용하여도 큰 측정오차가 발생하지 않는 것을 실험을 통해 확인하였다.

앞서 기술한 심박 수 검출 과정은 그림 4에서 기술하는 절차로 요약된다.

III. 실험 환경 및 결과

1. 실험 환경

실험은 Novelda사의 X4M03 IR-UWB 레이더 개발 키트 (그림 4)를 사용한다. X4M03은 X4A02 방향성 안테나 두 개가 송수신용으로 사용되고, Wi-Fi 신호를 걸러내는 필터가 내장되어 있다. 동작 주파수는 5.9 ~ 10.3 GHz 범위이고, 10m 거리 이내에서는 서브밀리미터 정확도로 아주 미세한 움직임을 탐지 할 수 있다 [14].

측정은 그림 5의 오른쪽 사진에서 보이는 것처럼 레이더를 거치하고 측정 대상이 흉부를 레이더 송수신 안테나를 향해 정면으로 앉아서 호흡이외의 움직임은 최대한 억제하도록 하고 이루어진다.

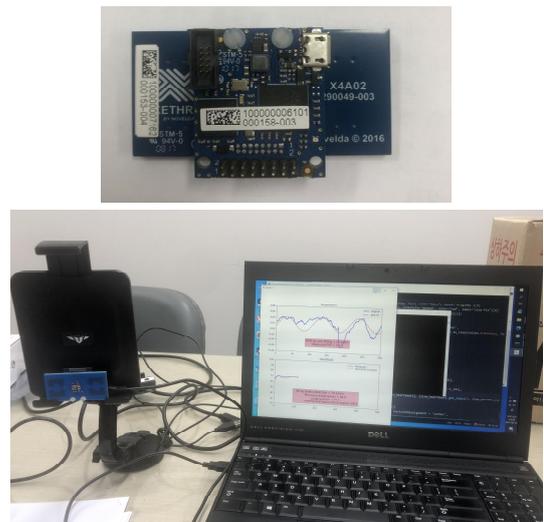


그림 5. X4M03 IR-UWB 레이더 개발 키트

Fig. 5. X4M03 IR-UWB rader development kit

레이더 키트가 수신한 신호는 키트 내 펌웨어의 기본적인 신호처리 과정을 거쳐 USB를 통해 호스트 PC로 전달된다. 호스트 PC로 전달되는 신호는 그림 2에 표현된 fast-time 영역의 신호이다. 호스트 PC는 Novelda 사에서 제공하는 Module Connector 디바이스 드라이버와 Python 패키지 또는 C++ 라이브러리를 통해 응용프로그램에서 신호 값을 읽어들이 수 있다.

이 논문에서는 심박신호 추출을 위한 프로그램을 Python 으로 작성하는데 Numpy, Scipy 패키지를 신호 처리를 위해 사용하고, 피크간 거리 탐지를 위해 peakutils 패키지 [15]를, 시각화를 위해 matplotlib 패키지를 사용한다. Lomb-Scargle Periodogram은 Scipy 패키지의 signal 모듈에 구현된 scipy.signal.lombscargle() 함수 [16]를 사용한다.

이 논문에서 제안하는 방법은 관련연구 [11]에서 제안된 방법과 비교되는데, 공정한 비교를 위해 실험에서 사용될 주요 파라미터는 관련연구 [11]에서 사용되었던 파라미터들 가운데 이동평균값 가중치를 제외하고 모두 같은 값을 사용한다. 이는 반복 실험을 통해서 결정된 값으로 심박 신호의 측정은 물론, 불필요한 모션 및 호흡 중단 상태의 탐지 정확도를 최대화 할 수 있는 파라미터 조합이다. 실험에 사용된 주요 파라미터는 다음과 같다.

- 레이더 수신신호 샘플링 회수: 최대 30회/sec
- 측정 대상의 위치: 약 1m 내외
- 측정 대상 위치 탐지 구간: 35cm ~ 2m
- 측정 대상의 프레임 위치를 결정하기 위한 진폭 변화량: 0.03 ~ 0.4
- 측정 대상의 불필요한 움직임 감지 기준: 평균 진폭 변화량 대비 50% 이상의 진폭 변화
- 호흡 중단 상태의 탐지를 위한 신호 세기 경계: 0.015
- 심박신호로 간주되는 주파수 구간: 0.7 ~ 2.0Hz

추가적으로 측정의 정확도를 높이기 위해 측정 대상의 흉부가 안테나를 가급적 정면으로 향하도록 하고 실험을 진행한다.

2. 실험 결과

측정 결과는 그림 6, 7, 8에 표현된다. 그래프 상에 실선 (MA (peak))은 피크간 탐지 기법을 사용했을 때, 측정된 분당 심박 수의 이동 평균 값을 나타내고, 점선 (MA (Lomb-Scargle))은 Lomb-Scargle periodogram을 사용했을 때 측정된 심박 수의 이동 평균값을 표현하고 있다. 실제 심박 수는 손가락에 꼽는 맥박 측정 기구를 이용해 측정한다.

그림 6은 peak 범위를 최대 파워의 30% 이상으로 했을 때 측정 결과를 표현한다.

측정 대상이 최대한 안정된 상태를 유지하고 실제 심박 수는 분당 71~75회로 측정되었다. 그림에 나와 있듯이, peak 범위를 최대 파워의 30% 이상으로 하게 되면 실제 심박 신호에 비해 상대적으로 파워가 낮은 노이즈 신호의 peak까지 심박으로 인한 peak로 탐지하게 되어 대체로 실제 심박 수 보다 높게 측정되는 것이 확인된다. 그리고, Lomb-Scargle

periodogram을 이용해 심박 수를 측정 한 결과는 비교적 실제 심박 수와 동일하거나 비슷하게 측정된다.

측정 결과는 그림 6 ~ 11에 표현된다. 그래프 상에 실선 (MA (peak))은 피크간 탐지 기법을 사용했을 때, 측정된 분당 심박 수의 이동 평균 값을 나타내고, 점선 (MA (Lomb-Scargle))은 Lomb-Scargle periodogram을 사용했을 때 측정된 심박 수의 이동 평균값을 표현하고 있다. 실제 심박 수는 손가락에 꼽는 맥박 측정 기구를 이용해 측정한다.

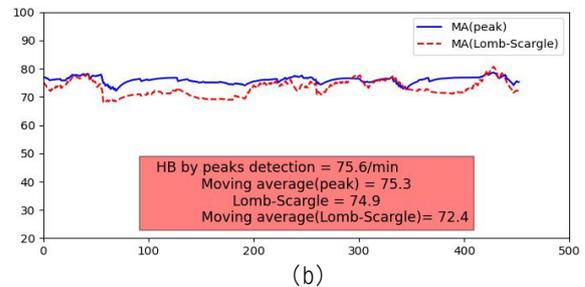
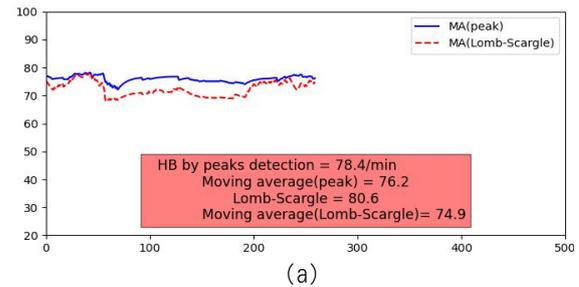


그림 6. 실제 측정 심박: 분당 71~75회, peak 범위: 최대 파워의 30%

Fig. 6. Actual heart beat rate: 71~75 times/min, Peak range: 30% of the maximum signal power

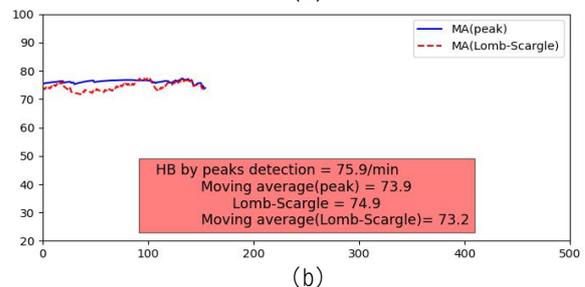
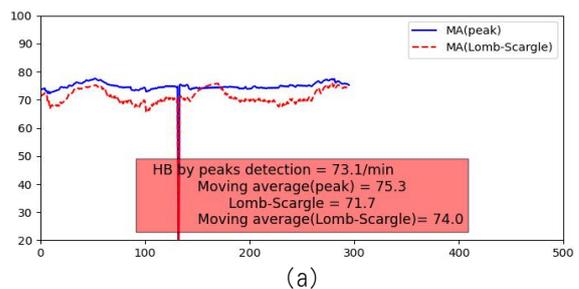
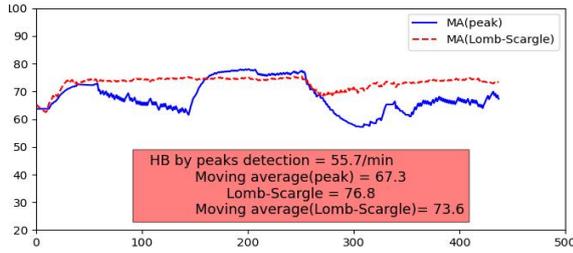
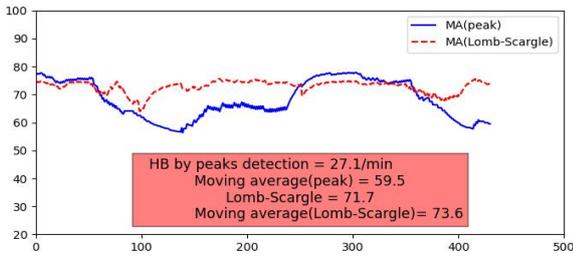


그림 7. 실제 측정 심박 72-74회, peak 범위 최대 파워의 50%

Fig. 7. Actual heart beat rate: 72~74 times/min, Peak range: 50% of the maximum signal power

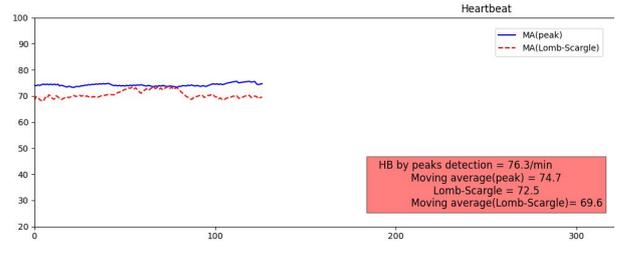


(a)

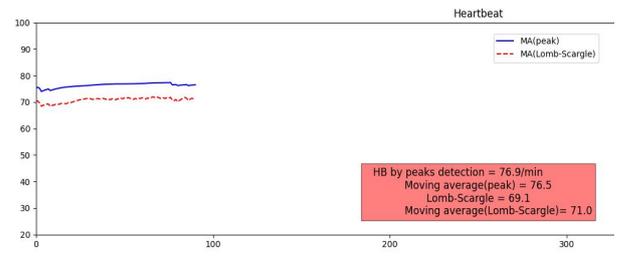


(b)

그림 8. 실제 측정 심박: 분당 72~74회, peak 범위 최대 파워의 80%
 Fig. 8. Actual heart beat rate: 72~74 times/min, Peak range: 80% of the maximum signal power



(a)



(b)

그림 10. 실제 측정 심박 68~72회, peak 범위 최대 파워의 50%
 Fig. 10. Actual heart beat rate: 68~72 times/min, Peak range: 50% of the maximum signal power



(a)

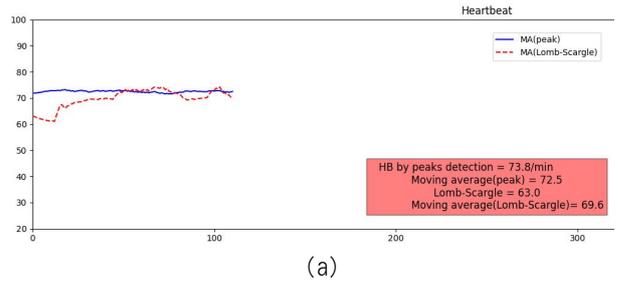


(b)

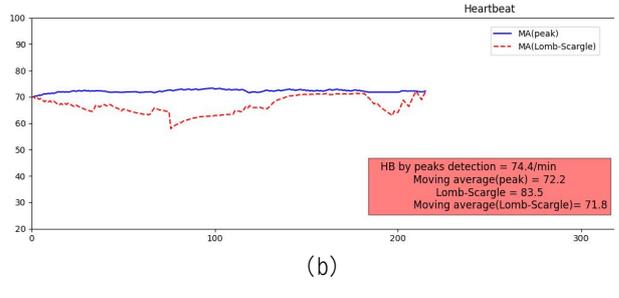
그림 9. 실제 측정 심박: 분당 68~70회, peak 범위 최대 파워의 20%
 Fig. 9. Actual heart beat rate: 68~70 times/min, Peak range: 20% of the maximum signal power

다음은 peak의 범위를 최대 진폭의 50%로 했을 때의 측정 결과를 그림 7에 표현한다. 측정 결과 peak의 범위를 50%로 했을 때는 30%로 했을 때에 비해서 실제 심박 수 대비 오차가 줄어드는 것으로 측정된다. 역시 Lomb-Scargle periodogram을 사용했을 때, 실제 심박 수와 근사하게 측정되는 것이 확인된다.

Peak의 범위를 최대 진폭의 80% 이상으로 했을 때의 측



(a)



(b)

그림 11. 실제 측정 심박: 분당 68~70회, peak 범위 최대 파워의 80%
 Fig. 11. Actual heart beat rate: 68~70 times/min, Peak range: 80% of the maximum signal power

정 결과를 그림 8에 그래프로 표현하고 있다. 이 경우에는 peak의 범위가 좁아짐에 따라 실제 심박 신호의 peak를 건너뛰어 peak 거리를 측정하게 되어 실제 심박 수보다 낮게 측정된다.

이렇게 peak 간 거리 탐지는 peak로 간주할 신호의 진폭 범위에 따라 오차가 발생할 수 있다. 실험 결과상으로는 최대 진폭의 50% 이상을 peak로 간주하는 경우에 실제 심박 수와 오차가 가장 적게 측정되었으나, 이는 실제 심박 수에 따라 가장 정확한 결과를 내는 peak의 범위가 달라지므로 측정 전

에 peak 범위를 결정해야하는 번거로움이 있게 된다.

그림 9, 10, 11은 다른 피험자를 대상으로 동일한 세팅을 가지고 측정한 결과를 보여준다. 이 측정대상의 경우에는 80%의 peak 범위를 설정했을 때, 실제 심박 수와 오차가 가장 적은 것으로 관찰되었다. 그리고, Lomb-Scargle periodogram을 사용하는 방법이 peak 탐지 방법에 비해 더 나은 정확도를 보이는 것으로 측정되었다.

IV. 결론

IR-UWB 레이더는 비접촉식으로 호흡과 심박신호를 측정할 수 있다는 장점으로 인해 다양한 분야에서 활용되고 있고, 점차 그 분야도 확대되고 있다.

호흡신호의 경우 비교적 흉부 움직임이 크기 때문에 IR-UWB 레이더를 이용한 측정이 어렵지 않다. 하지만, 심박에 의한 흉부 움직임이 매우 미세하여 심박 신호의 정확한 측정이 매우 까다롭다.

우리는 심박 측정의 정확도를 향상시키기 위해 다음과 같은 절차를 적용한다. 먼저, 레이더로부터 수신된 신호를 slow time 영역으로 확장한 후, 정현파 맞춤을 통해 호흡신호의 주파수를 추출한다. 그리고, 추출된 호흡 신호의 주파수와 그 호흡 신호의 고조파 주파수를 필터를 통해 제거한 후, 남은 신호에 Lomb-Scargle periodogram을 적용하여 심박신호의 주파수를 추정한다. Lomb-Scargle periodogram은 샘플링 주기와 진폭이 일정하지 않은 신호의 주파수를 추출해 내는데 유용한 방법으로 알려져 있다.

이 논문에서 제안하는 방법은 IR-UWB 레이더 개발 키트 (Novelda 사의 X4M03)와 정현파 맞춤 및 대역 통과 필터, Lomb-Scargle periodogram 등을 수행하는 신호 처리 프로그램을 통해 그 성능이 검증된다.

우리는 기존에 제안되었던 심박 신호의 peak간 거리 측정을 통한 심박 수 추정 방법에 비해 더 높은 정확도를 갖는 것을 실험을 통해 확인하였다.

추출된 심박 신호 값을 데이터로, 그 때 실제 측정된 심박 수를 레이블로 해서 신경망이나 회귀 모델을 통해 학습을 시킨 후, 새로운 심박 신호 데이터의 심박 수를 예측하게 하는 방법, 즉, 기계학습을 이용한 심박 수 추정 방법을 고려해 볼 수 있는데, 이는 차후 연구과제로 남아 있다. 이를 위해서는 다양한 심박 수에 따른 심박 신호 데이터의 수집이 필수적인데, 인위적으로 심박을 조절하기가 용이하지 않으므로 이는 달성하기 쉽지가 않다. 따라서, 불균형 데이터 (imbalanced data)를 해결하는 방법들을 적용하여 이러한 문제를 완화하고자 한다.

References

- [1] "XeThru vs. Polysomnography (PSG) Comparative Study," XeThru Whitepaper By Novelda AS., 2016.
- [2] S. S. Byun, "UWB Radar and Non-contact Polysomnography," IEMEK J. Embed. Sys. Appl., Vol. 10, No. 1, pp. 33-40, 2015 (in Korean).
- [3] J. W. Choi, Y. N. Lee, S. H. Cho, Y. H. Lim, "Sleep Efficiency Measurement Algorithm Using IR-UWB Radar Sensor," Journal of Korean Institute of Communications and Information Science, Vol. 42, No. 1, pp. 214-217, 2017 (in Korean).
- [4] I. Ko, H. C. Park, "Apnea Detection and Respiration Rate Estimation Using IR-UWB Radar Signals," Journal of Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science, Vol. 28, No. 10, pp. 802-809, 2017 (in Korean).
- [5] S. Kang, D. K. Kim, Y. Lee, Y. H. Lim, H. K. Park, S. H. Cho, S. H. Cho, "Non-contact Diagnosis of Obstructive Sleep Apnea Using Impulse-radio Ultra-wideband Radar," Scientific Reports, Vol. 10, No. 1, pp. 1-7, 2020.
- [6] A. Muric, C. A. Georgiadis, F. C. Sangogboye, M. B. Kjaergaard, "Practical IR-UWB-based Occupant Counting Evaluated in Multiple Field Settings," Proceedings of 1st ACM International Workshop on Device-Free Human Sensing, pp. 48-51, 2019.
- [7] L. Tantiparimongkol, P. Phasukkit, "IR-UWB Pulse Generation Using FPGA Scheme for through Obstacle Human Detection," Sensors, Vol. 20, No. 13, pp. 1-21, 2020.
- [8] A. Lazaro, D. Girbau, R. Villarino, "Analysis of Vital Signs Monitoring Using an IR-UWB Radar," Proceedings of Electromagnetics Research, pp. 265-284, 2010.
- [9] Y. Lee, J. Y. Park, Y. W. Choi, H. K. Park, S. H. Choi, S. H. Cho, Y. H. Lim, "A Novel Non-contact Heart Rate Monitoring Using Impulse-radio Ultra-wideband (IR-UWB) Radar Technology," Scientific Reports, Vol. 8, No. 1, pp. 1-10, 2018.
- [10] F. Khan, S. H. Cho, "A Detailed Algorithm for Vital Sign Monitoring of a Stationary/Non-stationary Human Through IR-UWB Radar," Sensors, Vol. 17, No. 2, pp. 1-15, 2017.
- [11] S. S. Byun, "A Non-contact Realtime Heart Rate Estimation Using IR-UWB Radar," IEMEK J. Embed. Sys. Appl., Vol. 14, No. 3, pp. 123-131, 2019 (in Korean).
- [12] J. VanderPlas, "Understanding the Lomb-Scargle Periodogram," Astrophysical Journal Supplement Series, Vol. 236, No. 16, pp. 1-28, 2018.
- [13] J. Stewart, P. Stewart, T. Walker, L. Gullapudi, M. T. Eldehni, N. M. Selby, M. W. Taal, "Application of the Lomb-Scargle Periodogram to Investigate Heart Rate Variability during Haemodialysis," Journal of Healthcare Engineering, Vol. 2020, No. 8862074, pp. 1-18, 2020.
- [14] M. S. Raheel, J. Coyte, F. Tubbal, R. Raad, P. Ogunbona, C. Patterson, D. Perlman, "Breathing and

Heartrate Monitoring System Using IR-UWB Radar,”
Proceedings of 13th International Conference on Signal
Processing and Communication Systems, 2019.

[15] Available on: <https://peakutils.readthedocs.io/en/latest/>

[16] Available on: <https://docs.scipy.org/doc/scipy/reference/generated/scipy.signal.lombscargle.html>

Sang-Seon Byun (변상선)



1996 Department of Computer Science
from Korea University (B.S.)

2002 Department of Communications
System Technology from Korea
University (M.S.)

2007 Department of Computer Science
from Korea University (Ph.D.)

2014~Department of Computer Engineering from Catholic
University of Pusan (Assoc. Prof.)

Career:

2007~2012 Research Scientist, NTNU (Norway)

2012~2013 Research Professor, GIST

2013~2014 Senior Researcher, DGMIF

Field of Interests: Cognitive Radio, UWB radar

Email: ssbyun@cup.ac.kr