

A Method to Separate Respiration and Pulse Signals from BCG Sensing Data for Companion Animals

Ho-Young Kwak*, Jin-Wook Chang**, Soo Kyun Kim*, Woo Jin Song***, Young-Min Yun***

*Professor, Dept. of Computer Engineering, Jeju National University, Jeju, Korea

**Research director, HRG Incorporated., Jeju, Korea

*Professor, Dept. of Computer Engineering, Jeju National University, Jeju, Korea

***Assistant Professor, Dept. of Veterinary Medicine, Jeju National University, Jeju, Korea

***Professor, Dept. of Veterinary Medicine, Jeju National University, Jeju, Korea

[Abstract]

Currently, as the number of families living with companion animals increases, the demand for information about the health status of companion animals has increased. As the demand for this increases, there is a need for a method to measure respiration and pulse in companion animals. Considering the characteristics of hairy companion animals, we want to measure respiration and pulse signals using BCG, which is different from adsorption ECG. Since this BCG method is made by mixing respiration and pulse signals into one signal, it is necessary to separate the respiration signal waveform and the pulse signal waveform from one signal waveform. In this paper, a wearable device for BCG measurement was implemented to measure the signal, and a method of separating the signal input from the BCG wearable device into a respiration signal and a pulse signal was proposed.

▶ **Key words:** BCG(ballistocardiogram), ECG(electrocardiogram), respiration, puls, signal separation

[요 약]

현재 반려동물과 함께 사는 가정이 매우 늘어나면서 반려동물의 건강 상태에 대해서 알고 싶어 하는 요구가 늘었다. 이에 대한 요구의 증가에 따라 반려동물에게서 호흡과 맥박을 측정하는 방법이 필요한데 반려동물의 특성상 털이 있다는 것을 고려하여 흡착식의 심전도와는 다른 방법인 심탄도 방식을 이용하여 호흡과 맥박 신호를 측정하고자 한다. 이 심탄도 방식은 호흡과 맥박 신호가 하나의 신호에 섞여 만들어지기 때문에 하나의 신호 파형에서 호흡 신호 파형과 맥박 신호 파형을 분리할 필요가 있다. 본 논문에서는 심탄도 측정을 위한 웨어러블 기기를 구현하여 신호를 측정할 수 있게 하고, 이 심탄도 웨어러블 장치로부터 입력된 신호를 호흡 신호와 맥박 신호로 분리하는 방법을 제안하였다.

▶ **주제어:** 심탄도, 심전도, 호흡, 맥박, 신호 분리

- First Author: Ho-Young Kwak, Corresponding Author: Young-Min Yun
- *Ho-Young Kwak (kwak@jejunu.ac.kr), Dept. of Computer Engineering, Jeju National University
- **Jin-Wook Chang (kerimc14@gmail.com), HRG Incorporated.
- *Soo Kyun Kim (kimsk@jejunu.ac.kr), Dept. of Computer Engineering, Jeju National University
- ***Woo Jin Song (ssong@jejunu.ac.kr), Dept. of Veterinary Medicine, Jeju National University
- ***Young-Min Yun (dvmyun@jejunu.ac.kr), Dept. of Veterinary Medicine, Jeju National University
- Received: 2022. 01. 25, Revised: 2022. 02. 18, Accepted: 2022. 02. 18.

I. Introduction

현재 반려동물과 함께 사는 가정이 매우 늘어나면서 반려동물의 건강 상태에 대해서 알고 싶어 하는 요구가 늘었다. 이에 대한 요구의 증가에 따라 동물병원에서는 반려동물의 상태 측정에서 가장 기본적인 호흡과 맥박의 체크이다. 그러나 이 호흡과 맥박을 체크하기 위해서는 홀터모니터라고 하는 고가의 장비를 구비해서 사용해야만 한다. 장비가 고가이기 때문에 홀터모니터를 여러 대 구비하고 운영하는 병원이 그리 많지 않은 실정이다.

이러한 상황에서 수의사들의 요구에 의해 호흡과 맥박을 간편하고 저렴하게 측정할 수 있는 장비의 필요성이 대두되었다.

반려동물에게서 호흡과 맥박을 측정하는 방법은 다양할 수 있으나 반려동물의 특성 상 피부에 털이 있다는 것을 염두에 두고 사람에게 사용되는 심전도(ECG)와는 다른 방법인 심탄도(BCG) 측정 방식을 이용하여 호흡과 맥박 신호를 측정하고자 한다.

이 심탄도 방식은 호흡과 맥박 신호가 하나의 신호에 섞여 만들어지기 때문에 하나의 신호 파형에서 호흡 신호 파형과 맥박 신호 파형을 분리할 필요가 있다.

본 논문에서는 심탄도 측정을 위한 웨어러블 기기를 구현하여 신호를 측정할 수 있게 하고, 이 심탄도 웨어러블 장치로부터 입력된 신호를 호흡 신호와 맥박 신호로 분리하는 방법을 제안하였다.

본 논문의 2장에서 관련 연구와 기술 동향에 대해 서술하고, 3장에서는 웨어러블 디바이스를 이용하여 측정 입력된 신호를 분리하는 방법을 설명하였으며, 그에 대한 실험 결과를 기술하였다. 끝으로 4장에서는 결론을 맺었다.

II. Preliminaries

1. Related works

1.1 Wearable Device

웨어러블 디바이스[1]는 피부 가까이 착용한 후 몸에서 발생하는 신호를 측정하여 관심 있는 정보를 식별, 분석 전송하기 위한 기기이다. 웨어러블 디바이스는 손목시계부터 시작해서 이어폰, 팔찌 다양한 형태로 개발되었다. 웨어러블 기기는 일반적으로 피트니스 정보 및 건강 정보를 수집하여 운동에 도움이 되는 정보를 제공하거나 건강 정보를 제공하여 사용자가 건강관리를 돕도록 하고 있다.

이런 웨어러블 디바이스는 스마트폰과는 다르게, 많은 제약조건이 존재한다. 기본적으로 몸에 착용하는 장치이기

때문에 장치의 사이즈와 무게의 제약을 받게 된다. 따라서 웨어러블 디바이스에서 사용할 수 있는 디스플레이 사이즈, 연산능력, 메모리 용량, 배터리 용량에 한계가 있다.

1.2 BCG의 기존 연구들

심탄도(BCG:BallistoCardioGram, 심탄동도(心彈動圖), 심장탄도(心臟彈圖))란 심장이 피를 뿜어낼 때 즉, 심장의 수축에 의해서 혈액이 심장에서 동맥으로 분출할 때, 역학적인 반작용에 의해 신체가 움직이는 현상이 발생하는데, 이 현상에 의한 신체 일부분의 변위나 일부분에서 측정된 압력의 변화를 기록한 것으로 ECG 신호와는 다르게 F, G, H, I, J, K, L, M, N의 9개 파형으로 이루어져 있으며, 특히 I, J, K 파가 중요하다(Fig. 1 참조).

현재 이 심탄도를 이용한 연구로 심탄도 심박수를 모니터링하는 방법을 이용하여 응용되고 있는 사례들이 다수 발표되고 있다. 특히 심박수 모니터링을 위해 기존의 ECG 장치나 홀터모니터를 이용한 방법은 신체 구속형 장치들이라 환자에게 채용하는 데에는 다양한 한계성을 지니고 있다. 기존 BCG 관련 연구들에서는 심박수가 정상적으로 측정되었다는 가정하에 당뇨 예측[2]이나 스트레스 분석[3], 의자 등받이형 장치[4] 등에 이용할 수 있다는 연구 정도만이 보고되고 있다. 정확히 어떠한 방법으로 심탄도 센서로부터 취득한 신호에서 잡음을 제거하고 심박 신호만을 취득하는 방법에 대해서는 수학적 모델로 분석하는 방법들이 대부분이다. 그러나 이 수학적 모델 방법은 완벽하게 심탄도 원시 신호에서 심박 신호만을 분리해 내는 데에는 한계가 있다.

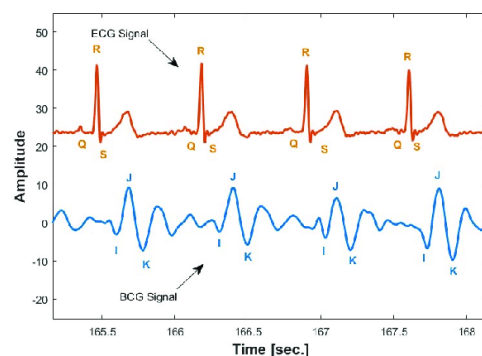


Fig. 1. Comparison of ECG signal and BCG signal

1.3 Application of signal transformation

기존 연구들에서는 다양한 방법으로 신호를 해석하고 있다. 특히, FFT(Fast Fourier Transform; 고속푸리에 변환) 알고리즘을 이용하여 신호를 분석하고 있다[5]. 이 FFT 알고리즘은 Fig. 2와 같이 신호를 정형화하는 방법으로 사용되고 있다.

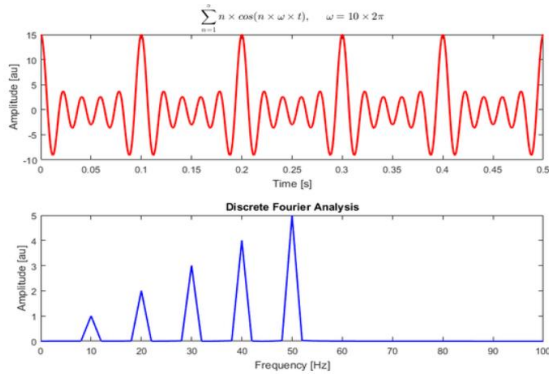


Fig. 2. Result of FFT

그 외에도 Wavelet 변환 등을 이용하여 수행하고 있는데[6], wavelet 변환은 신호, 시스템, 프로세스의 모델을 특수한 신호의 집합으로 구성할 수 있다. 이 특수한 신호를 웨이블릿이라고 부르고, 국부적으로 존재하는 어떤 하나의 작은 파(wavelet)를 패턴으로 하여 이것을 전이시키거나 확대, 축소의 비율을 통하여 임의의 파형으로 표현한 것이다. 이러한 비율의 해석은 서로 다른 비율에서 신호의 평균 섭동을 측정하므로 잡음에 덜 민감하다. 웨이블릿의 응용 범위는 지극히 넓어서 신호의 특정 부분의 주파수를 조사할 수 있으며, 잡음을 포함한 신호를 평활하거나, 신호와 잡음의 경계를 구할 수 있다. 시계열의 해석, 신호의 압축, 제어 시스템의 고장 해석 등에도 응용할 수 있다.

또한 밴드 패스 필터(band-Pass filter) 등도 이용되고 있는데, 특히 버터워스 필터(butterworth filter)는 통과 대역에서 가능한 한 평탄한 주파수 응답을 갖도록 설계된 신호처리 필터 유형이다. 최대 평면 크기 필터라고도 하며, 많이 사용되고 있다[7,8].

III. The Proposed Scheme

1. Wearable device for measuring BCG signal

반려동물의 호흡과 맥박 신호는 BCG[9,10,11] 웨어러블 장치를 통해서 수집한다. 이때 수집된 신호 데이터는 본 논문에서 측정하고자 하는 호흡과 맥박 신호 외에도 체중 성분, 움직임 성분 등의 잡음(noise) 성분이 포함되는데, 이 잡음 성분들은 웨어러블 장치[12]의 하드웨어에서 먼저 제거하고, 호흡과 맥박 신호 데이터만을 정제하여 이 신호에서 호흡 신호와 맥박 신호를 분리한다.

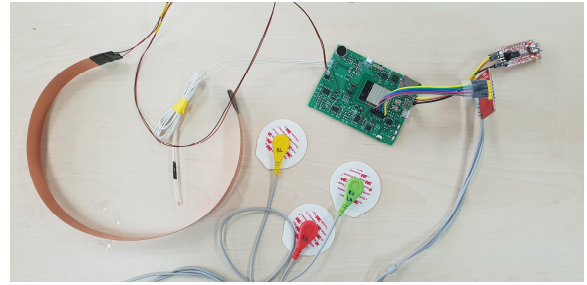


Fig. 3. Piezo sensor type BCG & ECG wearable device

Fig. 3은 본 연구를 위해 제작된 압전 센서 방식의 BCG 신호와 ECG 신호를 동시에 측정할 수 있는 웨어러블 장치로서, BCG는 띠 형태의 압전 센서를 반려동물의 가슴에 두르고, ECG는 가슴에 삼각형으로 부착하여 맥박과 호흡 신호를 수집하는 장치를 보인 것이다.

위 장치는 웨어러블 형태로 제작한 시작품이며, BCG 신호 취득을 위해 압전 센서인 피에조 센서를 가슴에 두르는 형태로 제작하였다. 이 센서로부터 입력되는 신호를 무선으로 서버에 전송하여 신호를 수집하고, 수집된 신호를 제안된 순서에 의해 변화하고 계산함으로써 심박수를 구할 수 있도록 하였다. 특히, 이 장치에는 ECG(Fig. 3의 3개의 패치 부분) 신호를 취득할 수 있는 회로를 추가 구현하여 ECG 신호도 동시에 취득할 수 있도록 하였다. 이는 측정된 BCG와 ECG 신호를 실시간으로 비교하여 성능을 검증하는 목적으로도 사용된다. 이 장치는 국립전파연구원으로부터 KC 인증을 취득한 장치로 실험의 신뢰성을 확보하였다.

Table 1. The structure of Sensor data packet

Name	Length (bytes)	Value	Description
Header	2	0xFAFA	SOF
Device ID	4	0	Reserved
Type	2	0	Notify that it is a sensor packet
Timestamp	4	XX	1ms tick count(uint32)
ECG	2	XX	ECG sensor value (int16)
BCG	2	XX	BCG sensor value (int16)
CRC32	4	0	Reserved
Tail	2	0xFEFE	EOF

Table 1은 웨어러블 장치로부터 수신되어 전송되는 신호 패킷을 정의한 것이다.

2. Method of signal separation

본 논문에서 제안하는 호흡 신호와 맥박 신호를 분리하는 기본 방법은 다음과 같은 절차를 거친다.

2.1 맥박 신호의 분리

맥박 신호 분리는 다음과 같은 절차를 통하여 실행한다.

- ① 수집된 원시 신호(raw signal)(Fig. 4 참조)를 밴드 패스 필터와 FFT 알고리즘을 이용하여 움직임 등의 특이 상황에 의한 기저선의 변화 제거와 동시에 잡음을 제거한다(Fig. 5 참조).
- ② 원시 신호에서 ①에서 밴드 패스 필터(low path filter)를 통해 구해진 값을 뺀 값을 취한다. 이는 원시 신호에서 큰 동작으로 수집된 신호를 잡음으로 처리하기 위함이다. 이 결과는 맥박과 호흡 신호만 섞여 있는 신호로 정제된다(Fig. 6 참조).
- ③ 측정 대상의 특징에 따라서 신호들의 크기가 다를 수 있으므로 값들을 정규화하기 위해서 임의의 값을 기준으로 일부 데이터를 선택하여 최댓값과 최솟값을 구한 후, 각 신호에 대하여 최댓값과 최솟값 사이의 위치 정도를 비율로 나타내어 정규화한다(Fig. 7과 Fig. 8 참조).
- ④ ③에서 정규화된 신호들에서 임의의 값을 기준으로 최근 10개 값을 선택하고, 이 값들의 최댓값과 최솟값의 차이를 계산하여 특정한 값 이상인 경우에만 checked 값으로 설정한다(Fig. 9 참조).
- ⑤ checked 값이 처음 발생할 때, 즉 값이 0에서부터 증가되는 경우에 upto 값으로 체크하여 결과를 새롭게 생성한다(Fig. 10 참조).
- ⑥ 맥박 간격은 거의 일정하다는 가정하에 이 맥박들의 평균 간격을 기준값으로 구하고, 기준 간격 값의 1/2 이내의 upto 값은 잡음 신호로 간주하여 무시하고 result로 표기한다(Fig. 11 참조).
- ⑦ 체크된 result 값을 선택한 해당 신호의 범위 시간 값에 대해 연산하여 이를 1분 기준으로 재계산하여 분당 맥박수와 호흡수를 구한다.

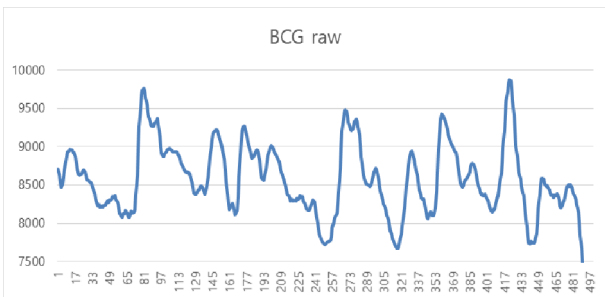


Fig. 4. BCG raw signal

Fig. 4는 BCG 센서를 통해서 수집되는 원시 신호 값으로 그려진 그래프이며, 1초당 100개의 데이터가 수집된다.

Fig. 5의 Low pass filtered의 값은 BCG raw에서 크기가 7인 이동평균을 구한 값이며, 필터링된 값은 원시 신호에서 몸의 움직임과 같은 신체의 큰 움직임을 찾기 위해서 구한 값이다.

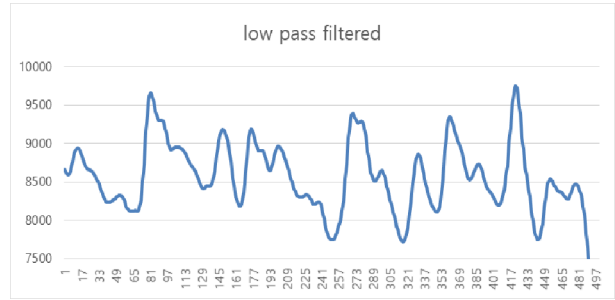


Fig. 5. Signal refined through low path filter

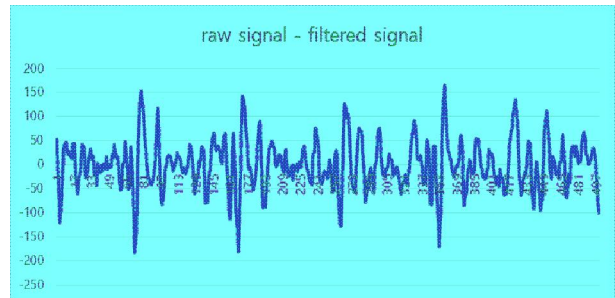


Fig. 6. Signal consisting of the raw value minus the filtered value

Fig. 6의 그래프는 raw 값에서 filter 된 값을 뺀 값으로, 원시 신호에서 큰 움직임을 뺀 값으로 작은 움직임에 대한 정보들을 포함하고 있으며, 여기에는 맥박 신호도 포함하고 있다.

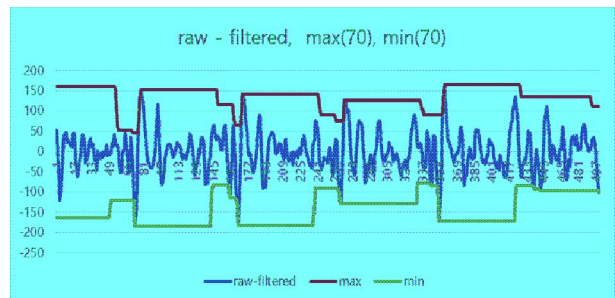


Fig. 7. The result of normalizing signals of different magnitudes

측정 대상인 반려 동물들마다, 또 웨어러블 장치의 부착 위치마다 신호들의 크기가 다를 수 있으므로 값들을 정규화하기 위해서 임의의 값을 기준으로 최근 70개의 데이터를 참고하여 그중에서 최댓값과 최솟값을 구한 후 현재 임의의

값이 최근 최댓값과 최솟값 사이에 어느 정도의 위치에 존재하는지 비율로 나타내었다. Fig. 7의 그래프에서는 크기를 70으로 고정하여 처리했는데, 실제 프로그램에서는 현재 맥박의 평균 간격에 0.8~1.4 정도를 곱하여 유동적으로 변경시키면서 해당 값을 처리하였다. 이 범위는 여러 번의 실험을 통해 최적값으로 판단되는 factor 값을 적용하였다.

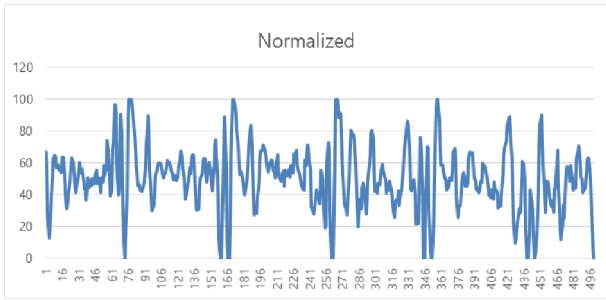


Fig. 8. Normalized signal

Fig. 8은 이전의 그래프 Fig. 7에서 최댓값, 최솟값을 적용하여 구한 정규화된 값이다.

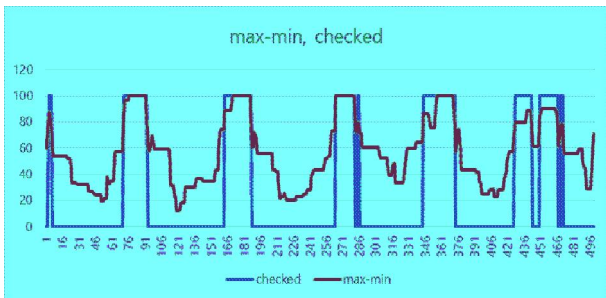


Fig. 9. Synthesize

Fig. 9는 이전에 정규화된 그래프(Fig. 8)에서 임의의 값을 기준으로 최근 10개 값을 선택하고, 이 값들의 최댓값과 최솟값의 차이를 ($max - min$)으로 표현하고, 이 값들이 75 이상인 경우에만 checked 값으로 설정하고, 그 결과를 나타내었다.

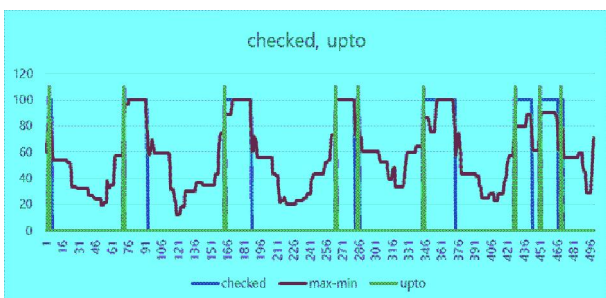


Fig. 10. Result set as checked value

Fig. 10은 Checked 값이 처음 발생할 때, 즉 값이 0에서부터 증가되는 경우에 upto로 체크하여 생성된 그래프이다.



Fig. 11. Result generated by checking 'upto'

Fig. 11은 맥박 간격은 거의 일정하다는 가정하에 이 맥박들의 평균 간격을 기준으로 했을 때, 한 간격의 1/2 이내의 upto 값은 잡음 신호로 간주하여 무시하고 result로 체크하였다. 즉, 현재 맥박 간격이 90이라면 45 이내로 upto 값이 발생하면 맥박 카운트에서 무시하도록 했는데, 이는 맥박이 한 cycle에서 갑자기 2배 이상 높아지지 않는다고 가정하여 잡음으로 처리하였다.

Fig. 11에서 보면 총 신호의 개수가 500개로 5초간(웨어블 장치에서 1초에 100개의 신호를 수집하여 전송함) 측정된 결과를 보여주고 있다. 이 결과로 측정된 결과는 6회/5sec = 1.2회/1 sec로 측정된다. 이를 1분 동안의 신호인 6,000개 신호를 가지고 동일하게 적용하면 분당 맥박수를 측정할 수 있다.

2.2 호흡 신호의 분리

호흡 신호의 분리는 맥박 신호의 추출보다는 상대적으로 쉽다. 호흡 신호는 수집된 raw signal 데이터에서 큰 파형의 흐름을 찾는 것으로 생성된다.

호흡 신호의 분리는 다음과 같은 절차에 의해 실행된다.

- ① 수집된 원시 신호(raw signal)를 밴드 패스 필터를 이용하여 움직임 등의 특이 상황에 의한 기저선의 변화 제거와 동시에 잡음을 제거한 후, 정규화를 실행한다(Fig. 12 참조).
- ② ①에서 밴드 패스 필터(low path filter)를 통해 구해진 값에서 원시 신호 값을 뺀 값을 취한다. 이는 원시 신호에서 큰 동작으로 수집된 신호만을 취득할 수 있도록 한다(Fig. 13 참조).
- ③ 호흡을 위한 동작만으로 추출된 신호에서 변곡점을 찾아 주어진 시간에서의 변곡점[13]의 개수를 카운트함으로써 호흡수를 구할 수 있다(Fig. 14 참조).

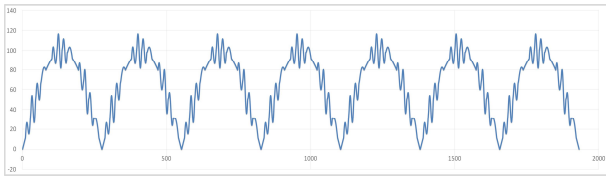


Fig. 12. Normalized signal with mixed respiration and plus after filtering the raw signal

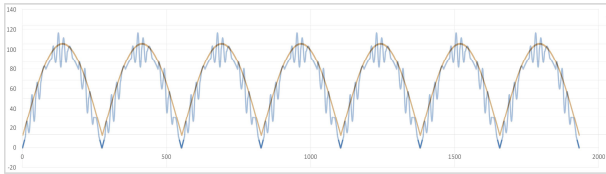


Fig. 13. signal after the filtered value minus the raw value

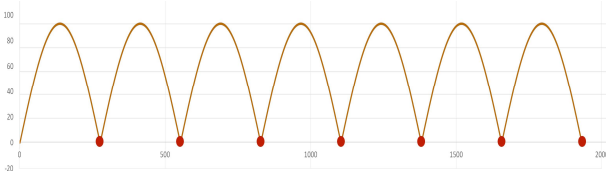


Fig. 14. Finding the inflection point and counting the result

3. Experiments and Considerations

앞 절에서 기술한 BCG raw 신호에서 맥박과 호흡 신호를 분리하는 과정의 변환된 신호들을 BCG 보다 정확한 ECG 맥박 신호와의 비교를 통하여 정확성을 검증하였다.

이 실험을 위해 Fig. 15와 같이 셔틀랜드 시프도그에 웨어러블 기기를 장착하여 측정을 실시하였다.



Fig. 15. Dog with wearable device

Fig. 16은 측정된 신호를 제안된 알고리즘에 의해 변환한 결과를 ECG 신호와 동시에 측정하여 보인 것이다. 이 Fig. 16에서 가장 큰 파장을 보이는 신호가 필터링되어 정규화된 BCG 신호이며, 이를 위의 알고리즘을 통해 맥박수를 계산해 낸 것이 붉은색 막대그래프이다. 이 붉은 선이 맥박을 나타내는데 ECG 신호(초록색)와 비교해 보면 ECG의 R spike 신호와 잘 일치하고 있는 것을 알 수 있다.

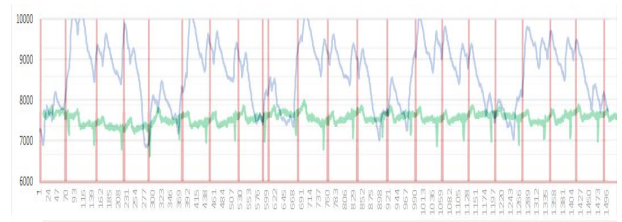


Fig. 16. Mixed signal on BCD & ECG respiration and puls

또한 Fig. 17은 실제 제안된 알고리즘을 적용하여 실시간으로 측정할 수 있는 모니터링 프로그램으로 실시간 측정된 데이터를 보인 것으로 위로부터 호흡 신호, BCG, ECG 순으로 보인 것이다. 이 결과에서 보인 바와 같이 호흡의 경우에는 분당 16회로 측정되고 있으며, ECG 신호 측정 결과(79)와 BCG 측정 결과(77)의 분당 맥박수가 2정도 차이가 있는 것을 알 수 있는데, 이는 반려견이 측정 시 움직임에 대한 잡음 신호가 완벽하게 제거되지 않은 것으로 확인되었다.

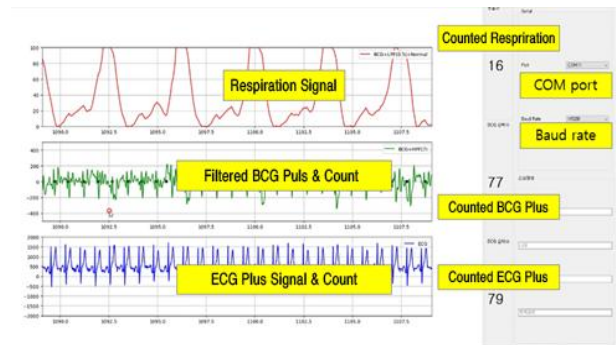


Fig. 17. Results screen measured by monitoring program

그러나 심탄도(BCG) 신호와 반려동물의 특성을 고려할 때 위의 오차는 허용할 수 있는 수준이며, 10초간의 순간 오차는 수의 임상학에서 반려동물의 건강 상태를 모니터링하는 데에는 영향을 주지 않는 오차라고 판단되었다.

기존의 연구들에서는 수학적 공식에 의한 방법으로만 신호를 해석하여 결과를 도출하였으나 본 연구에서는 신호의 해석에 대한 새로운 방법을 제시하였고, Fig. 17에서 보인 바와 같이 ECG를 동시에 채용하여 비교 검증하였으며, 맥박수 산출에서 1시간 연속 측정된 결과를 분석할 때 약 98.7%의 정확도를 보였다. 기존 연구들에서의 BCG 신호 측정이 잡음 제거에서부터 정확도 산출에서 정확한 측정 결과를 제시하고 있지 않아 기존 연구들과의 측정 성능을 비교하는 데에 어려움이 있었다.

IV. Conclusions

본 논문에서는 흡착식(구속식)의 ECG 방식으로는 털이 있는 반려동물에게 적용하여 맥박과 호흡을 측정하는 것이 어렵다는 점에 착안하여 심탄도 방식인 BCG 원시 신호(raw signal)를 분석하여 호흡과 맥박 신호로 분리하는 방법을 제시하였다. 또한 제시된 방법을 실제로 실험하기 위해서 BCG와 ECG 신호를 동시에 측정할 수 있는 웨어러블 장치를 개발하여 반려견에 입힐 수 있는 의류 형태로 제작해서 채용하고 측정한 결과를 분석하였다.

측정 결과로 호흡과 맥박 신호는 잘 분리할 수 있었으며, 분리된 맥박 신호는 실제 심전도 측정 결과와 잘 일치되는 것을 알 수 있었으며, 그 측정 결과도 ECG 방식에 대해 98.67% 정도의 수준으로 평가되어 수의 임상에서 사용하는 데에 적합한 것으로 평가되었다.

향후에는 현재 심탄도의 특성상 움직임이 심한 경우 잡음 신호가 많이 발생하는데, 이 잡음을 좀 더 효율적으로 제거할 수 있는 방법의 연구가 필요하며, 무접촉식 ECG 측정 웨어러블 장치의 개발도 필요하다.

ACKNOWLEDGEMENT

This research was supported by the 2021 scientific promotion program funded by Jeju National University.

REFERENCES

- [1] B. Gribbin, A. Steptoe, and P. Sleight, "Pulse Wave Velocity as a Measure of Blood Pressure Change", *Psychophysiology*, Vol. 13, No.1, pp. 86-90, 1976. DOI:10.1111/j.1469-8986.1976.tb03344.x
- [2] S. K. Choi, G. L. Lee, "Heart rate monitoring and predictability of diabetes using ballistocardiogram(pilot study)", *J. Digital Convergence*, Vol.18, No.8, pp.231-242, 2020. <https://doi.org/10.14400/JDC.2020.18.8.231>
- [3] Y. H. Noh, D. U. Jeonge, "Basic Study for Stress Analysis Using an Unconstrained BCG Monitoring System", *Journal of Sensor Science and Technology*, Vol.20, No.2, pp.118-123, 2011. DOI:10.5369/JSST.2011.20.2.118
- [4] Y. G. Lim, K. K. Kim, and K. S. Park, "ECG measurement on a chair without conductive contact," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. 53, no. 5, pp. 956-959, 2006. DOI:10.1109/TBME.2006.872823
- [5] W. D. Cho, S. T. Choi, "Method and device for calculating heart rate using frequency analysis", Korean Patent, 10-2016-0053718, 2016.
- [6] https://en.wikipedia.org/wiki/Wavelet_transform
- [7] James W. Nilsson, Susan A. Riedel, "Electric Circuits (9th Edition)", Prentice Hall, 520p, 2011, ISBN 0136114997.
- [8] Butterworth, S. "On the Theory of Filter Amplifiers", *Experimental Wireless and the Wireless Engineer*. 7:536-541, 1930.
- [9] <https://en.wikipedia.org/wiki/Ballistocardiography>
- [10] Y.G. Lim, "Development of Chair Backrest for Non-intrusive Simultaneous Measurement of ECG and BCG", *JISPS*, Vol.19, No.3, pp.104-109, 2018. DOI:10.23087/jkicsp.2018.19.3. 003
- [11] Y.H. Noh, D.W. Jung, "Implementation and evaluation of the BCG measurement system for non-constrained health monitoring", *JSST*, Vol.19, No.1, pp.8-16, 2010. DOI:10.5369/JSST.2010.19.1.008
- [12] Maxim integrated, "Max30102 High-Sensitive Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health", <https://www.maximintegrated.com>, Oct. 2018.
- [13] https://en.wikipedia.org/wiki/Inflection_point

Authors



Ho-Young Kwak received the B.S., M.S., and Ph.D. degrees in Computer Science from Hong-Ik University, Korea, in 1983, 1985, and 1990, respectively. Dr. Kwak joined the Department of Computer Engineering at Jeju

National University, Jeju, Korea, in 1990. He is currently a Professor in the Department of Computer Engineering, Jeju National University. He is interested in IT-Medical convergence, Healthcare systems, IoT, and Software systems.



Jin-Wook Chang received a B.S. degree in Electrical Engineering from Sungkyunkwan University, Korea, in 2004. Chang joined the LG electronics Multimedia research laboratory, Korea, in 2004, where he has served as

the researcher. He is currently a research director, HRG Inc. He is interested in pet and livestock internet of things.



Soo Kyun Kim received Ph.D. in Computer Science & Engineering Department of Korea University, Seoul, Korea, in 2006. He joined the Telecommunication R&D Center at Samsung Electronics Co., Ltd., in 2006 and 2008.

He is now a professor at the Department of Computer Engineering at Jeju National University, Korea. Dr. Kim has published many research papers in international journals and conferences. His research interests include multimedia, pattern recognition, image processing, mobile graphics, geometric modeling, and interactive computer graphics. He is a member of ACM, IEEE, IEEE CS, KACE, KMMS, KKITS, and KIIT.



Woo Jin Song received the B.S., M.S., and Ph.D. degrees in Veterinary Medicine of Seoul National University, Korea, in 2013, 2015, and 2019, respectively. Dr. Song joined the college of Veterinary Medicine at Jeju

National University, Jeju, Korea, in 2020. He is now a assistant professor at the Department of Veterinary Medicine at Jeju National University, Korea. He is interested in small animal internal medicine, Tick-borne disease, genetic disease.



Young-Min Yun received the B.S., M.S., and Ph.D. degrees in Veterinary Medicine of Seoul National University, Korea, in 1990, 1992, and 1997, respectively. Dr. Yun joined the college of Veterinary Medicine at Jeju

National University, Jeju, Korea, in 2011. He is now a professor at the Department of Veterinary Medicine at Jeju National University, Korea. He is interested in small animal internal medicine, Tick-borne disease, genetic disease.