

A Design and Implementation of SpO₂ Wearable Device for Companion Animals in PPG Signals

Woo-Chan Kim*, Jin-Wook Chang**, Hoon Kwon***, Won Joo Lee****, Ho-Young Kwak*****

*Researcher, Dept. of Computer Engineering, Graduate School, Jeju National University, Jeju, Korea

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

***Visiting Professor, Dept. of SW Convergence Design, Jeju Polytechnic University, Jeju, Korea

****Professor, Dept. of Computer Science, Inha Technical College, Incheon, Korea

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

[Abstract]

The most basic thing to measure the condition of a companion animal is to check the breathing and pulse. There are several methods to measure the breathing and pulse of a companion animal, and the PPG method is generally used to measure the oxygen saturation (SpO₂) in a companion animal. However, since the input PPG signal is inputted with various information as well as oxygen saturation, it is necessary to separate and extract oxygen saturation information from the PPG signal in order to measure the oxygen saturation. Therefore, in this paper, a wearable measuring device for companion animals that can be measured by applying the PPG method was designed and implemented, and an algorithm for separating oxygen saturation information from the PPG signal input through the wearable measuring device was proposed.

▶ **Key words:** PPG(photoplethysmograph), oxygen saturation(SpO₂), wearable device, achilles tendon, companion animal

[요 약]

반려동물의 상태 측정에서 가장 기본적인 사항은 호흡과 맥박의 체크이다. 반려동물의 호흡과 맥박을 측정하는 방법은 여러 가지가 있는데, 반려동물에게서 산소포화도(SpO₂)를 측정하기 위해서는 일반적으로 PPG 방식을 많이 사용한다. 그러나 입력되는 PPG 신호는 산소포화도뿐만 아니라 여러 정보가 섞여서 입력되기 때문에 산소포화도를 측정하기 위해서는 PPG 신호로부터 산소포화도 정보를 분리하여 추출해야만 한다. 따라서 본 논문에서는 PPG 방식을 적용하여 측정할 수 있는 반려동물용 웨어러블 측정 장치를 설계하고 구현하였으며, 이 웨어러블 측정 장치를 통해 입력되는 PPG 신호에서 산소포화도 정보를 분리하는 알고리즘을 제안하였다.

▶ **주제어:** 광전용적맥파(광혈량계), 산소포화도, 웨어러블 디바이스, 아킬레스 텐던, 반려동물

-
- First Author: Woo-Chan Kim, Corresponding Author: Ho-Young Kwak, Won Joo Lee
*Woo-Chan Kim (supernet29@gmail.com), Dept. of Computer Engineering, Graduate School, Jeju National University
 - **Jin-Wook Chang (kerimc14@gmail.com), HRG Incorporated.
 - ***Hoon Kwon (kwonhoons@gmail.com), Dept. of SW Convergence Design, Jeju Polytechnic University
 - ****Won Joo Lee (woonjoo2@inhac.ac.kr), Dept. of Computer Science, Inha Technical College
 - *****Ho-Young Kwak (kwak@jejunu.ac.kr), Dept. of Computer Engineering, Jeju National University
 - Received: 2022. 10. 19, Revised: 2022. 11. 14, Accepted: 2022. 11. 14.

I. Introduction

최근 반려동물을 키우는 가정이 급속도로 늘어나는 추세에 있다. 반려동물들도 노화가 되면서 사람들과 마찬가지로 많은 질병에 시달리고 있어 그 어느 때 보다 반려동물의 건강 상태에 대한 모니터링의 필요성이 요구되고 있고, 이에 대한 요구의 증가에 따라 동물 의료 처치를 위해서 다양한 장비들이 개발되고 있다. 반려동물의 상태 측정에서 가장 기본적인 호흡과 맥박의 체크이다. 호흡과 맥박을 체크하기 위한 장비로는 홀터모니터, 심전도/심탄도 장치, 산소포화도(SpO₂, saturation of percutaneous oxygen) 측정 장치 등 다양한 장비들이 있다. 그러나 대체적으로 장비들이 고가이거나 사용하기에 불편하거나 진료를 위해 반려동물들에게 마취 등의 일부 선 조치를 하고 진료 검사를 해야 하는 경우가 대부분이다.

반려동물의 호흡과 맥박을 측정하는 방법은 여러 가지가 있다. 산소포화도의 경우 반려동물의 특성 상 피부에 털이 있기 때문에 사람에게 적용하는 측정 방식을 이용하면 정확한 측정이 안 되는 경우가 많다.

반려동물에게서 산소포화도(SpO₂)를 측정하기 위해서는 일반적으로 PPG 방식을 많이 사용하는데, 여기에서 입력되는 PPG 신호는 산소포화도 뿐만 아니라 여러 정보가 섞여서 입력되기 때문에 산소포화도를 측정하기 위해서는 PPG 신호로부터 산소포화도 정보를 분리하여 추출해야만 한다.

따라서 본 논문에서는 PPG 방식을 적용한 웨어러블 기기를 설계하고 구현하였으며, 이 웨어러블 장치를 통해 입력되는 PPG 신호에서 산소포화도 정보를 분리하는 알고리즘을 제안하였다.

본 논문의 2장에서 관련 연구와 기술 동향을 기술하고, 3장에서는 PPG 웨어러블 디바이스의 설계와 입력된 신호를 분리하는 알고리즘에 대해 설명하고, 그 실험 결과를 기술하였다. 끝으로 4장에서는 결론을 맺었다.

II. Preliminaries

1. Related works

1.1 Photoplethysmography and PPG Signal

광전용적맥파(photoplethysmograph)는 피부에 가까운 혈관에서 상대적인 혈액량 변화를 측정하는 비침습적 기술이다[1].

PPG 파형의 박동 성분은 종종 'AC' 성분이라고 하며 일반적으로 심박수에 따라 기본 주파수가 약 1Hz이다. 이

AC 구성 요소는 조직 및 평균 혈액량과 관련된 큰 유사 DC 구성 요소와 중첩되는데, 이 DC 성분은 호흡, 혈관운동 활성 및 혈관수축제파로 인해 천천히 변하게 된다[2,3]. 각 펄스의 시간 주기는 심장 박동과 동맥혈의 다양한 구성 부분의 농도 및 동맥을 통과하는 빛의 경로 길이에 의해 결정된다. 해당 진폭은 Fig. 1과 같다.

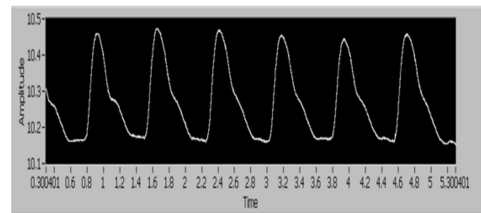


Fig. 1. PPG signal aquired in LabView window

일반적인 사람용 PPG 방식의 웨어러블 디바이스는 피부 가까이에서 착용한 후 몸에서 발생하는 신호를 측정하여 관심 있는 정보를 식별, 분석 전송하기 위한 기기이다. 이 웨어러블 디바이스는 손목시계부터 시작해서 이어폰, 팔찌 다양한 형태로 개발되었다. 그러나 반려동물용은 사람처럼 움직이지 않도록 제어하기 어렵고, 피부에 털이 있어 센서를 밀착시키는 데에도 어렵다. 이 문제를 해결하는 것이 반려동물용 장비를 구현하는 데에 중요한 요소가 된다.

1.2 Existing PPG measuring equipment

기존의 PPG 신호를 이용한 산소포화도 측정 장치는 사람용 측정 장치에 대한 연구는 매우 많으나 동물용으로 연구되는 사례는 많지 않다. 다만 기존 기업들에서 만들어지고 있는 반려동물용 장비에 심전도와 함께 적용하고 있는 경우가 대부분으로 산소포화도 전용의 장비는 글로벌 기업인 BioNet과 미국의 STARR LifeSciences 이외에는 거의 생산되고 있지 않다. 그러나 이들 장비들도 모두 반려동물들을 마취시킨 상태에서만 측정이 가능하도록 된 장치로서 Fig. 2와 같은 모습으로 마취된 상태에서 혀에 클립을 고정하여 측정하고 있다[4].



Fig. 2. Measurement form with Bionet's SpO₂ Device

1.3 Principles of PPG

Fig. 3은 디옥시헤모글로빈(Hb)과 옥시헤모글로빈(HbO₂)의 빛의 파장에 따른 흡수 계수를 보인 것이다. Fig. 3에서 보인 바와 같이 적색광이 옥시헤모글로빈을 통과할 때의 흡수율은 디옥시헤모글로빈 보다 낮고, 적외광이 통과할 때의 흡수율은 디옥시헤모글로빈 보다 크다. 지금까지 이 차이를 이용하여 산소포화도를 계산하는 기본 원리로 사용되어 왔다[5]. 이 이론에 의해서 흡수도는 투과 거리와 헤모글로빈의 농도에 종속적이므로 일반적으로 산소포화도를 구하기 적색광과 적외광의 2개의 LED를 사용한다. 또한 광학적 흡수도를 통해 산소포화도를 계산하기 위해 비선형적인 보정 과정을 거치게 되는데, 흡수도는 적혈구 용적율(hematocrit)과 혈액의 부피에 의존하며, 혈관의 해부학적 차이와 혈관을 흐르는 혈류량의 차이에도 의존한다. 흡수도는 시간에 따라 변하게 되며, 혈관에서는 최고값은 수축기에, 최저값은 이완기에 측정되는데, 이는 혈압에 의해 혈관에 혈액의 변동이 발생하기 때문이다. 즉 수축기에 적혈구가 조직에 더 많은 산소헤모글로빈을 운반하는 것으로서 수축기에 일시적으로 증가하는 산소헤모글로빈의 양에 따라 흡수하는 조직의 일시적인 체적 증가뿐만 아니라, PPG 신호의 흡수 DC 요소와 동맥관 조직을 통해 전달되는 pulse oximeter의 맥파의 전압도 일시적으로 증가하게 된다. 따라서 전형적인 pulse oximeter의 출력 전압은 혈압의 파형을 따른다. 그러므로 pulse oximeter는 기본적으로 심박수를 계산할 수 있으며, 보정 후에는 산소포화도뿐만 아니라 혈압도 계산할 수 있게 된다[6].

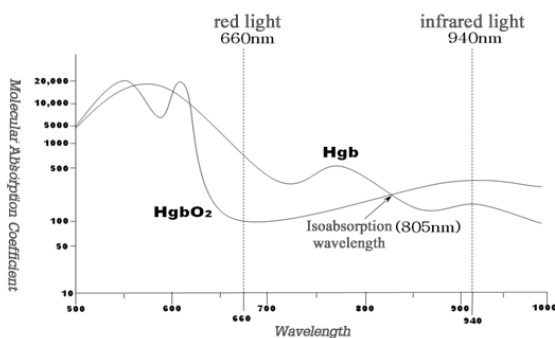


Fig. 3. Absorption coefficient according to the type of hemoglobin[6]

1.4 Transformation of PPG signal

산소포화도를 측정하기 위해서는 웨어러블 기기에서 입력된 PPG 신호로부터 산소포화도 신호를 분리해 내야만 한다. 그러기 위해서 신호의 변환 처리가 필요하며, 이를 위해서 FFT 변환과 웨이블릿 변환을 통하여 필요한 신호만을 취득하여 처리한다[7,8,9,10,11,12].

III. The Proposed Scheme

1. Wearable device for measuring PPG signal

II장 1.2절에서 기술한 바와 같이 정확한 측정을 위해 마취된 반려동물의 혀에 측정 Probe를 착용하여 측정하는 방식을 권장하고 있다. 그러나 이러한 방식은 마취된 동물에게서만 가능한데, 정상 움직임 동작을 하는 반려동물에게는 측정하기 어려운 방식이다. 일반적으로 반려동물의 SpO₂를 측정하기 위해서는 Fig. 4와 같이 움직임을 최소화할 수 있도록 마취 후 혀나 귀의 혈관에 측정 센서를 접촉시켜 측정한다. 일반적으로 귀보다는 혀에서 측정된 값이 좀 더 정확도가 높아 많이 이용하고 있으나 이 방법은 측정 대상의 상태에 따라서 많은 불편한 점이 존재한다.



Fig. 4. Measurement position to SpO₂ Device

따라서 본 논문에서는 이러한 측정의 어려움과 오류율 [14]을 줄이고 활동적인 반려동물들에게도 채용 가능한 SpO₂ 웨어러블 장치를 Fig. 5와 같이 설계하고 Fig. 6과 같이 구현하였다. 또한 측정 오류율을 최대한 줄일 수 있고 정확도를 보장할 수 있는 새로운 측정 부위를 제시하였다.

Fig. 5에서 보인 바와 같이 웨어러블 장치의 구조 설계는 ① 산소와 결합하지 않은 헤모글로빈(Hb)을 흡광하는 자외선 LED, ② 산소와 결합한 헤모글로빈(HbO₂)을 흡광하는 적외선 LED, ③ LED를 Drive하는 회로, ④ Infra-red LED와 Red-LED가 발광한 빛이 피부를 통과한 후, 전량을 수광하는 photo coupler, ⑤ 포토커플러를 통해서 수광한 자외선과 적외선 신호를 수신하여, 이를 처리하고, 산소포화도와 맥박수를 계산하는 CPU로 구성되어 있다.

자외선과 적외선 신호는 Driver단에서 PWM으로 수신하도록 하며, 이를 위해서 Analog switch를 사용하고, 그 제어는 CPU의 GPIO 포트를 이용해서 R과 IR을 제어한다. 포토커플러에서 수신된 신호는 두 신호 모두 OP앰프를 통해서 회로에서 처리할 수 있는 amplitude를 가진 신호로 증폭되어 필터를 통해서 전원 잡음을 비롯하여 회로 보드에서 발생한 백색 잡음(noise)을 필터링하고, Multiplexer를 통과하여 CPU로 입력된다.

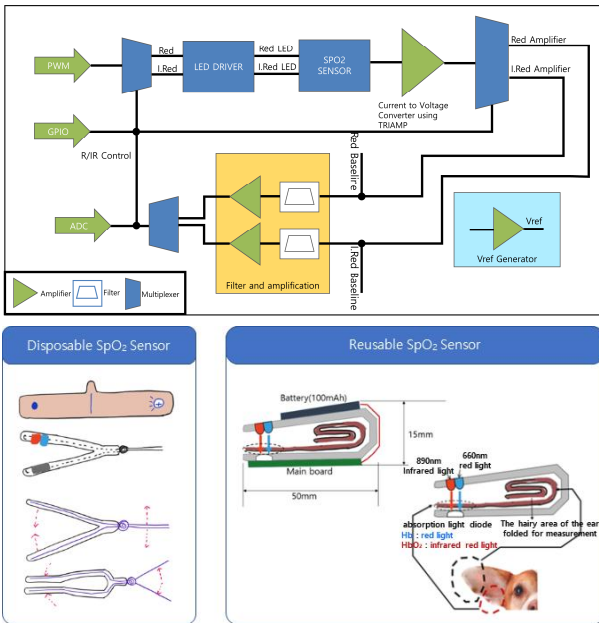


Fig. 5. The block diagram of proposed SpO₂ Wearable device

Fig. 6(a)는 구현된 웨어러블 장치용 보드를 보인 것이며, 이 웨어러블 장치를 통해 입력된 신호를 표현할 수 있는 개발된 앱 프로그램을 Fig. 6(b)에서 보였다.

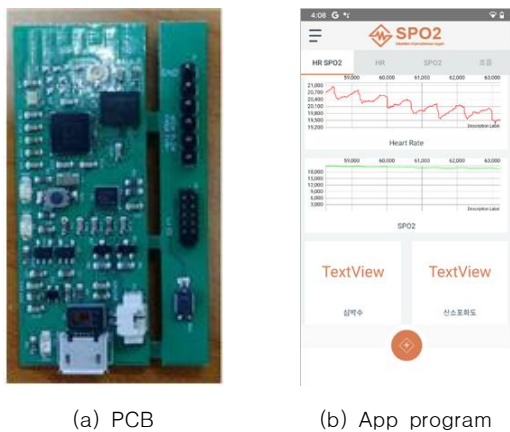


Fig. 6. The implemented PCB and App program for SpO₂ wearable device

제안된 웨어러블 장치는 일반적인 측정 부위인 기존의 허나 귀에서 측정하는 방식 대신에 Fig. 7과 같이 반려견의 뒷다리 슬개골 아래쪽의 다리뼈 뒤쪽 피부(Achilles tendon)에 클립 형식으로 부착하여 측정하는 방법을 적용하였다. 이 부분은 피부가 얇아 빛을 투과시키기에 좋은 위치이다. 그 외에도 일반적으로 측정하는 부위인 반려동물의 귀에서도 측정 실험을 실시하였다.



Fig. 7. Proposed measurement position to SpO₂ Device

2. The monitoring system using wearable device

II장 1.2절에서 기술한 바와 같이 정확한 측정을 위해 구현된 SpO₂ 웨어러블 장치는 Fig. 8과 같이 산소포화도와 맥박을 측정하고 모니터링할 수 있도록 Wifi와 블루투스의 두 가지 방식 무선 통신을 통하여 서버에 직접 저장되는 시스템으로 설계하였다.

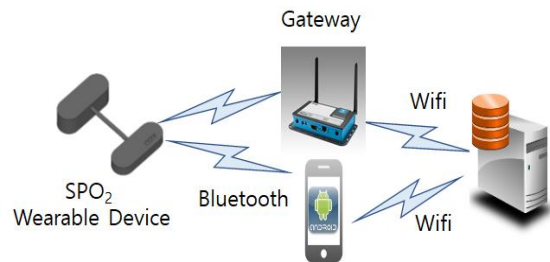


Fig. 8. Monitoring system diagram using Wearable device

Fig. 8에서 보인 바와 같이 구현된 웨어러블 장치에서 수집된 신호는 게이트웨이를 통해서 원격 서버에 실시간 전송되며, 동시에 블루투스 통신을 통하여 현장에서 스마트폰 앱으로도 신호를 확인할 수 있도록 구현하였다.

3. The extraction of SpO₂ signal from PPG signals

3.1 The specifications for measuring PPG signals

II장 1절에서 기술한 바와 같이 PPG 신호를 이용하여 반려동물의 산소포화도를 측정할 수 있는데, 본 논문에서는 펄스 산소 농도계 및 심박수 센서인 MAX30102를 사용하여 비외과적(비침습적)인 방법으로 산소포화도와 심박수를 측정할 수 있는 웨어러블 장치를 구현하였다.

PPG는 LED 빛을 비춰 반사율을 측정하는 방식으로 빛의 흡수량을 측정하는데, 이를 통해 조직의 부피 변화를 측정할 수 있다. 전체 PPG 신호는 AC 성분과 DC 성분으로 분리할 수 있으며, 앞에서 기술한 바와 같이 AC 성분은 심장 박동으로 변화하는 성분을 표시하는데 수축기에 peak를, 이완기에는 min을 나타낸다. DC 성분은 심장 박동과는 상관없는 조직의 흡수량을 나타낸다[13,14].

따라서 AC 성분으로 혈류의 진동이 심장 박동으로 발생하는 수축기의 preak 사이의 시간을 측정해 계산할 수 있다. 또한 SpO₂는 파장이 다른 두 가지 LED를 사용하여 각각의 PPG 신호를 생성하도록 하는데, 본 논문에서 사용한 MAX30102에서는 적외선(IR)과 적색(Red) LED를 제공하고 있다. 이 두 LED의 PPG 신호는 각각 서로 다른 진폭(amplitude)을 가지고 있기 때문에 비교를 위해 우선 정규화 과정을 거쳐야 한다. 두 LED 신호의 비교를 통해 비율 R이 결정되며, 이 R은 SpO₂와 비례 관계를 갖는다. 이를 식으로 정리하면 수식 (1)과 같다.

$$R = \frac{AC_{Red}}{DC_{Red}} / \frac{AC_{IR}}{DC_{IR}} \dots\dots\dots (1)$$

수식 (1)을 이용하여 수식 (2)를 구할 수 있다.

$$SpO_2 = 104 - 17R \dots\dots\dots (2)$$

수식 (2)에서 R이 [0.4, 3.4] 범위일 때 최적의 근사치를 보인다.

MAX30102 센서를 이용하여 위 수식을 적용한 신호를 분석하는 알고리즘은 Fig. 9와 같다.

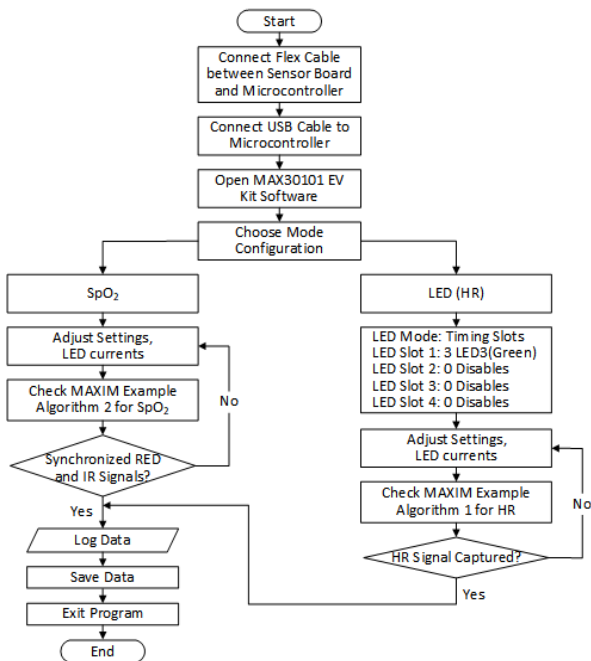


Fig. 9. General setup using MAX30101

3.2 The analysis of PPG signals

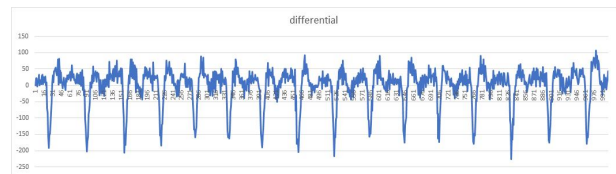
Fig. 10(a)는 센서로부터 수집된 데이터를 보인 것으로 일반적인 산소포화도 신호와 유사한 파형을 나타내고 있다. PPG를 이용한 심박 신호의 수집을 위해서는 심장 수축기의 지점을 정확히 파악해야 한다. 그러나 Fig. 10(a)에

서와 같이 일반적인 raw 데이터에서는 수축기의 위치를 파악하는 것이 어렵다. 수축기와 이완기는 AC 값을 함께 이용해서 찾을 수 있으므로 Fig. 10(b)와 같이 Red LED 값을 1차 미분하여 그 변화량을 추적함으로써 찾는 것이 가능하다.

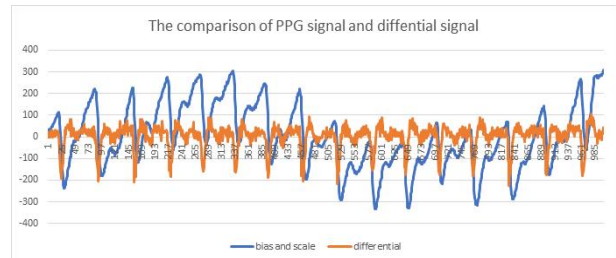
따라서 PPG 신호에서 이완기와 수축기를 찾기 위해서 전처리 과정에서 AC 값의 변화량을 볼 수 있도록 1차 미분을 수행하였다. 그 결과 이완기와 수축기의 시점이 비슷한 지점에서 큰 특이점이 발생하였다.



(a) Red signal of PPG



(b) 1st differential signal of PPG



(c) The comparison of PPG signal and 1st differential signal

Fig. 10. Analysis of PPG signal

Fig. 10(c)는 1차 미분 신호와 원본 신호가 시간적으로 유사한지를 비교하기 위해 scale과 bias를 주어 비교한 것이다. 이 비교를 분석한 결과, PPG 신호의 이완기 시점에 급격한 하락이 발생하는 것을 알 수 있다. 즉, R-R interval은 이 시점을 토대로 계산한 후, 심박수를 계산할 수 있었다. 또한 SpO₂를 측정하기 위해서는 신호에서 수축기인 피크(peak) 시점을 찾아야 한다.

3.3 The measurement of SpO₂ signal from PPG

PPG 웨어러블 장치를 통하여 수집된 데이터를 Fig. 11과 같이 라벨링을 진행하였다. 센서 데이터를 시간별로 스캐닝하여 수축기는 1, 이완기는 2, 그 외의 경우는 0을 할

당하였다. 수축기에 대한 모델, 이완기에 대한 모델, 그 외 상황에 대한 모델을 생성하여 결합한 후, 실제 심박수를 한 수축기와 다음 수축기 사이의 시간을 계산하여 역산하는 방식으로 분석을 진행하였다.

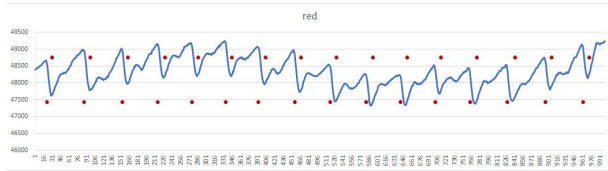


Fig. 11. Labeled PPG sensor data

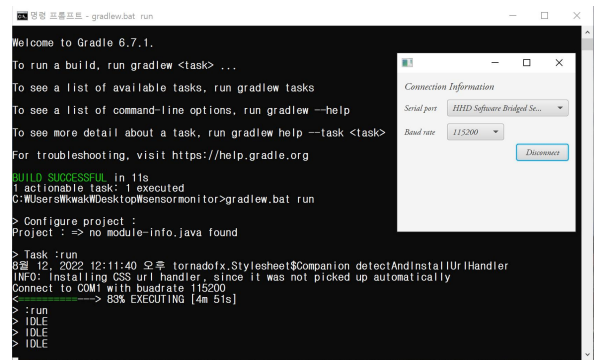
또한 산소포화도 SpO₂는 수축기의 정확한 시점을 판별한 후, 그 지점에서의 DC 값과 AC 값의 비율을 계산하여 구하였다. 이 과정에서 PPG 웨어러블 장치로부터 입력되는 신호들은 그 특징들 사이에는 시간의 성질에 관계하고 있는데, 본 논문에서는 이러한 순차 데이터에서의 패턴을 인식하기 위해서 데이터에 내포된 시간성을 적절히 표현하고, 그로부터 필요한 정보를 추론할 수 있는 은닉 마코프 모델(Hidden Markov Model; HMM)을 사용하였다[15].

시간의 변화에 따라 빛의 흡수율을 통해 혈관의 수축과 팽창을 측정하는 PPG 신호의 경우, 시간의 흐름에 따른 관계가 존재하며 순서를 바꾸면 데이터의 왜곡이 발생하기 때문에 순차 데이터의 특성을 갖는다. 그러므로 이러한 특성의 신호 데이터를 분석하기 위해서는 HMM이 적합하며, 이 HMM을 이용하여 SpO₂ 측정 결과를 도출하였다.

4. Experiments and Considerations

앞 절에서 기술한 BCG raw 신호에서 맥박과 호흡 신호를 분리하는 측정을 실시하였다.

Fig. 12(a)는 웨어러블 장치를 연결하여 모니터링할 수 있는 프로그램을 구현한 것이며, (b)는 구현된 웨어러블 장치와 측정 부착 위치를 나타낸 것이며, (c)는 상용기기인 BM3 Vet Pro라는 기존 장치와 연동하여 측정되고 있는 실험 결과를 보인 것이다. (d)는 웨어러블 장치에서 측정된 산소포화도 데이터를 실시간 서버로 전송되고 있는 상황을 보인 화면이다.

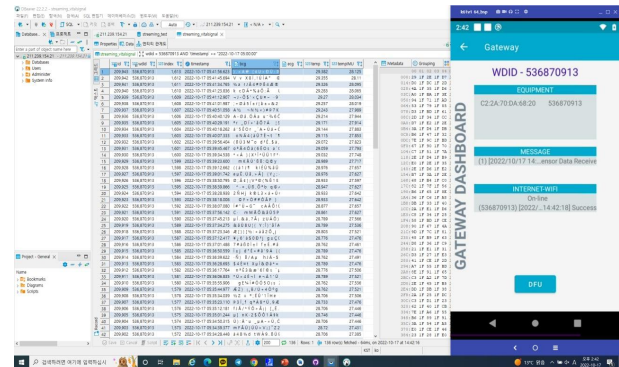


(a) Implemented program for the SpO₂ wearable device



(b) Attachment location for the SpO₂ wearable device

(c) Measured results in connection with existing devices



(d) Shows wearable measurement data transmitted to the server

Fig. 12. Proposed SpO₂ Wearable device with measurement position and measured result

Fig. 13은 PPG 웨어러블 장치로부터 실시간으로 입력되는 신호의 모니터링 시스템을 구현한 화면이며, SpO₂가 측정되고 있는 상황을 나타내고 있다.

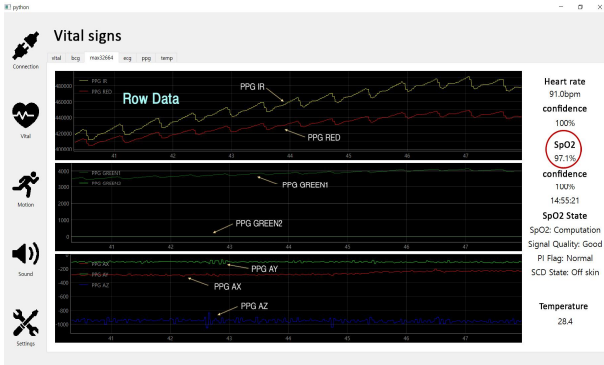


Fig. 13. Monitoring program for signals inputted in real time from PPG wearable devices

Fig. 13에서 보면 SpO₂ 값이 97.1% 측정되고 있는 것을 보이고 있는데, 이는 상용 기기와 동시에 비교하여 측정된 결과값과 거의 동일하게 측정된 결과이다. 실제 5마리의 반려견(셔틀랜드시프도그, 말티즈, 비글, 샵살개, 푸들)들을 대상으로 귀에서 측정 10회, 아킬레스 텐던에서 10회씩 측정된 결과값을 상용기기와의 유사도로 정리한 것을 Table 1에서 보였다.

Table 1에서 보인 바와 같이 아킬레스 텐던에서 측정된 결과가 기존의 방법인 귀에서 측정한 결과보다 평균적으로 미세하게 낮은 차이를 보이고 있으나 이는 임상에서 허용하는 오차범위 내이며, 소수 첫째 자리에서의 차이가 나는 것이므로 실제 기기에서의 표현은 정수로 표현하기 때문에 반올림으로 발생하는 오차는 무시해도 무방하다.

Table 1. The Results of experiments to measure the similarity of SpO₂ in dogs

Breed	Ears Similarity(%)	Achilles tendon Similarity(%)	Average
Shetland Sheepdog	99.4	99.3	99.35
Maltese	99.7	99.4	99.55
Poodle	99.5	99.4	99.45
Sapsalgae	99.2	99.0	99.10
Beagle	99.9	99.7	99.80

전체적으로 가장 널리 사용되고 인증받은 임상 장비인 바이오넷 측정 장비와 99% 이상의 일치성을 보이고 있어 제안된 아킬레스 텐던에서 측정하는 방법과 구현된 웨어러블 장치는 임상에 적용가능한 수준이라고 평가할 수 있다.

IV. Conclusions

본 논문에서는 PPG 신호를 이용하여 SpO₂를 측정하는 방법과 반려동물의 측정 부위에 대한 새로운 방법을 제안하고, 이를 웨어러블 장치로 구현하여 기존 상용 제품과 병행으로 반려견에 채용하여 임상 실험을 실시한 후, 그 결과를 검증하였다.

성능 검증 결과 99% 이상의 기존 임상 기기와의 측정값이 일치되고 있으므로 산소포화도 측정 성능에 대한 결과는 적합한 것으로 평가되었다.

다만 본 실험에서 5가지의 견종에 대해서만 임상 실험을 수행하였는데 반려동물의 특성상 더 많은 다양한 견종에 대한 임상 실험이 필요할 것이다. 특히, 초소형 견종들의 경우에도 아킬레스 텐던으로 측정이 가능한 지는 해당 견종을 대상으로 실험하지 못해 현재로서는 판단하기 어렵다.

향후 초소형 견종에 대한 추가 실험과 하드웨어에 대한 KC 인증, 동물용 의료기기 인증과 웨어러블 디바이스의 디자인, 패키지 등을 진행할 예정이다.

ACKNOWLEDGEMENT

This research was supported by the 2022 scientific promotion program funded by Jeju National University.

REFERENCES

- [1] Sangeeta Bagha, Laxmi Shaw, "A Real Time Analysis of PPG Signal for Measurement of SpO₂ and Pulse Rate", International Journal of Computer Applications(0975-8887), Vol.36, No.11, Dec. 2011. DOI: 10.5120/4537-6461
- [2] R. Krishnan, B. Natarajan, S. Warren, "Two-Stage Approach for Detection and Reduction of Motion Artifacts in Photoplethysmographic Data", IEEE transactions on biomedical engineering, Vol.57, No.8, Aug. 2010. DOI: 10.1109/TBME.2009.2039568.
- [3] M. Nitzan, A. Babchenko, B. Khanokh and D. Landau, "The variability of the Photoplethysmography Signal - A potential method for the evaluation of the autonomic nervous system", Physiol. Meas. Vol.19, pp.93-102, 1998. DOI :10.1088/0967-3334/19/1/008.
- [4] <https://www.ebionet.com/kr/>
- [5] B. Gribbin, A. Steptoe, 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
- [6] Chung, I.C., "A study of the estimation for cardiovascular function and blood pressure using the photoplethysmographic signal", Master's thesis, Yonsei Univ., 2005. <https://ir.ymlib.yonsei.ac.kr/handle/22282913/136820>
- [7] F. Peng, Z. Zhang, X. Gou, H. Liu, W. Wang, "Motion artifact removal from photoplethysmographic signals by combining temporally constrained independent component analysis and adaptive filter", Peng et al. *BioMedical Engineering OnLine* 2014, 13:50 DOI: 10.1186/1475-925X-13-50
- [8] H. D. Nemoossal and H. Raj, "Development of Low-Cost and Portable Pulse Oximeter Device with Improved Accuracy and Accessibility", *Med Devices (Auckl)*. 2022; 15: 121-129. Published online May 2022. DOI: 10.2147/MDER.S366053
- [9] A. A. Alian, K. H. Shelley, "Photoplethysmography: Analysis of the Pulse Oximeter Waveform," *Monitoring Technologies in Acute Care Environments*, pp.165-178, Jan. 2014. DOI: 10.1007/978-1-4614-8557-5_19
- [10] Faisal Azhar, Ijlal Shahrukh, M.Zeeshan-ul-Haque, Sarmad Shams, Ahsan Azhar, "An Hybrid Approach for Motion Artifact Elimination in Pulse Oximeter using MATLAB", Conference: 2009 northeast American Society of Engineering Education Conference, ASEE 2009.
- [11] https://en.wikipedia.org/wiki/Wavelet_transform
- [12] James W. Nilsson, Susan A. Riedel, "Electric Circuits (9th Edition)", Prentice Hall, 520p, 2011, ISBN 0136114997.
- [13] B.S. Kim, S.K. Yoo, "Motion artifact reduction in photoplethysmography using independent component analysis", *IEEE Trans Biomed Eng* 2006, 53(3):566-568. DOI: 10.1109/TBME.2005.869784.
- [14] T.G Kim, "A Study on the Measurement Methode of Pulse Oxytremy by Using FFT," MS paper, SangJi Univ., JUL. 2012.
- [15] Sean R Eddy, "Hidden Markov models," *Current Opinion in Structural Biology*, Vol. 6, Issue 3, pp. 361-365, June 1996. DOI: 10.1016/S0959-440X(96)80056-X



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.



Hoon Kwon received the M.S. and Ph.D. degrees in Computer Engineering from Jeju National University, Korea, in 2005 and 2011, respectively. Dr. Kwon joined the Part-time lecture of the Department of

Computer Science at Jeju National University, Jeju, Korea, in 2005. He joined Jeju National University as an academic research professor since 2014. He is currently a Visiting Professor in the Department of Software Convergence Design, Jeju Campus, Korea Polytechnic University. He is interested in Internet Of Things, Blockchain and Physical Computing.



Won Joo Lee received the B.S., M.S. and Ph.D. degrees in Computer Science and Engineering from Hanyang University, Korea, in 1989, 1991 and 2004, respectively. Dr. Lee joined the faculty of the Department of

Computer Science at Inha Technical College, Incheon, Korea, in 2008, where he has served as the Director of the Department of Computer Science. He is currently a Professor in the Department of Computer Science, Inha Technical College. He has also served as the Vice-president of The Korean Society of Computer Information. He is interested in parallel computing, internet and mobile computing, and cloud computing, data science, artificial intelligence.



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.

Authors



Woo-Chan Kim received the B.S. degrees in Computer Engineering from Jeju National University, Korea, in 2018, respectively. Kim joined the Department of Computer Engineering, Graduated School at Jeju

National University, Jeju, Korea, in 2018. He is interested in System software.