

반지 형태의 웨어러블 헬스케어 디바이스 개발

Development of a Ring-type Wearable Healthcare Device

백 현 재* · 조 재 걸†
(Hyun Jae Baek · Jaegeol Cho)

Abstract - Due to population aging, an increase in the number of patients with chronic illnesses, and an increase in the number of single-person households, monitoring of health status in everyday life without the need for a hospital has become very important. For this reason, researches on various health care devices have been attempted, among which wearable devices are attracting much attention. In this paper, we propose a new ring-type wearable device for next generation healthcare. On the inner side of the ring, a metal electrodes for GSR measurement and an optical sensor for measurement of pulse wave signals of two wavelengths of red and near-infrared light were mounted. In addition, it was equipped with an acceleration sensor, and information about the degree of motion could be obtained. In this paper, it is shown that a health monitoring device can be implemented in the form of a ring, and the measured signals can be used to calculate heart rate, oxygen saturation, sleep time and sleep efficiency. Through the advanced algorithm, it is expected that we can extract various health information, especially sleep related health information by using the ring device, and it is also expected that it can contribute to the implementation of wearable healthcare effectively.

Key Words : Healthcare ring, Continuous monitoring, SpO₂, GSR, Heart rate, Sleep monitoring

1. 서 론

정보통신 기술의 발전과 보급 그리고 유비쿼터스 컴퓨팅의 개념이 보편화되기 시작하면서 병원에 내원하지 않고도 일상생활을 영위하는 중 언제, 어디서나 자연스럽게 건강관리를 할 수 있는 스마트 헬스케어가 주목을 받은 지도 오랜 시간이 흘렀다[1-4]. 스마트 헬스케어는 그 의미에는 조금씩 차이가 있지만 정보통신 기술과의 접목을 통해 건강 관련 데이터의 추적 및 관찰의 범위를 언제, 어디서나 가능하도록 일상생활로 확대시키려는 노력이라는 관점에서 보았을 때, 유비쿼터스 헬스케어 (Ubiquitous Healthcare), 커넥티드 헬스케어 (Connected Healthcare), 모바일 헬스케어 (Mobile Healthcare), 디지털 헬스케어 (Digital Healthcare) 등의 많은 이름으로 꾸준히 연구개발이 진행 되어 온 분야이다. 최근에는 사물인터넷과 빅데이터 그리고 인공지능의 기술체인으로 대표되는 4차 산업혁명의 시대가 도래하면서 헬스케어 분야에서도 이러한 기술들을 융합한 첨단 혁신 기술 연구 개발에 대한 관심이 급증하고 있다. 헬스케어를 위한 건강 관련 빅데이터에 대해 다양한 인공지능 알고리즘을 활용하여 사용자

에게 유용한 정보를 제공하기 위해서는 가장 먼저 헬스 데이터 수집을 잘 할 수 있어야 한다. 이를 위하여 가장 활발하게 연구되고 있는 분야 중 하나가 웨어러블 디바이스이다. 정보기술 시장 분석기관인 IDC에 따르면 2017년 웨어러블 디바이스 제품의 전세계 출하량은 1억 1천 3백만개에서 2021년에는 약 2억대 규모로 2배 가량 증가할 전망으로 예상하였다[5]. 이처럼 헬스케어 분야에서 웨어러블 디바이스의 보급이 다른 디바이스보다 빠른 이유는 예방 중심의 웰니스 (Wellness)에 보다 큰 관심이 집중되면서 자기 자신의 건강 데이터를 스스로 진단하고 관리하려는 Quantified-Self 트렌드가 확산되고 있기 때문이다[6]. 이를 통해 개인 맞춤 헬스케어 서비스를 제공하기 위해서는 보다 다양하면서도 정확한 헬스 데이터를 지속 가능한 형태로 획득할 수 있어야 한다. 현재 보급되고 있는 웨어러블 디바이스는 대부분 스마트워치 혹은 손목형 밴드 형태로 개발되고 있다. 디바이스 내에 가속도 센서를 가지고 있고, 손목과 맞닿는 부분에 탑재된 광센서를 통해 심박수를 측정하여 운동 중 심박 변화를 관찰하고, 수면 중 뒤척임 정도를 제공하는 수준에 머물러 있다. 심지어는 이마저도 정확하지 못하여 헬스 데이터로서의 신뢰성이 떨어진다는 보고도 있다[7]. 손목 착용형 디바이스의 경우 손목에 디바이스가 타이트하게 착용하는 경우가 드물기 때문에 손목이 움직이는 동안에 광센서가 피부에 견고하게 접촉되지 못함으로써 측정된 맥과 신호에 심각한 운동잡음을 초래하게 된다. 수면 모니터링의 경우도 가속도 단일 센서 신호만을 사용하는 경우가 대부분이기 때문에 수면에 대하여 분석하기에는 그 정보량이 부족하다고 판

† Corresponding Author : Dept. of Medical and Mechatronics Engineering, Soonchunhyang University, Korea.
E-mail: jaegeolcho@sch.ac.kr

* Dept. of Medical and Mechatronics Engineering, Soonchunhyang University, Korea.

Received : April 27, 2018; Accepted : May 11, 2018

단이 된다.

본 연구에서는 차세대 헬스케어용 웨어러블 디바이스로서 손가락에 착용하여 무자각적이면서도 연속적으로 다양한 건강 정보를 제공할 수 있는 반지형 디바이스를 제안하고자 한다.

2. 본 론

2.1 반지형 시스템 구조 설계

최근 헬스케어용 스마트 밴드 구매에 영향을 미치는 요인을 연구한 논문에 의하면 사용자들은 디바이스 구매에 있어서 외관적인 디자인과 하드웨어적인 성능을 제일 중요하게 생각하는 것으로 조사되었다. 따라서 웨어러블 헬스케어 디바이스를 전자제품이 아닌 주얼리의 느낌이 나도록 구현하는 것이 매우 중요하다 [8]. 본 연구에서는 강도와 심미성을 위하여 반지의 주 몸체는 금속을 활용하면서도 무선 통신부의 안테나 방사를 위하여 안테나 방향의 반지 외측면은 금속느낌의 플라스틱을 이용한 덮개 형태로 제작하였다. 그림 1은 반지 프로토타입의 구조를 요소별로 나열한 그림이다. 먼저 반지의 내측면은 사용자의 손가락에 직접 접촉되는 면으로 GSR측정을 위한 금속전극과 PPG측정을 위한 LED 및 포토다이오드가 노출되는 면이다. 이것이 금속으로 제작된 반지 본체와 결합이 되고, 반지의 본체는 양 옆면 커버와 다

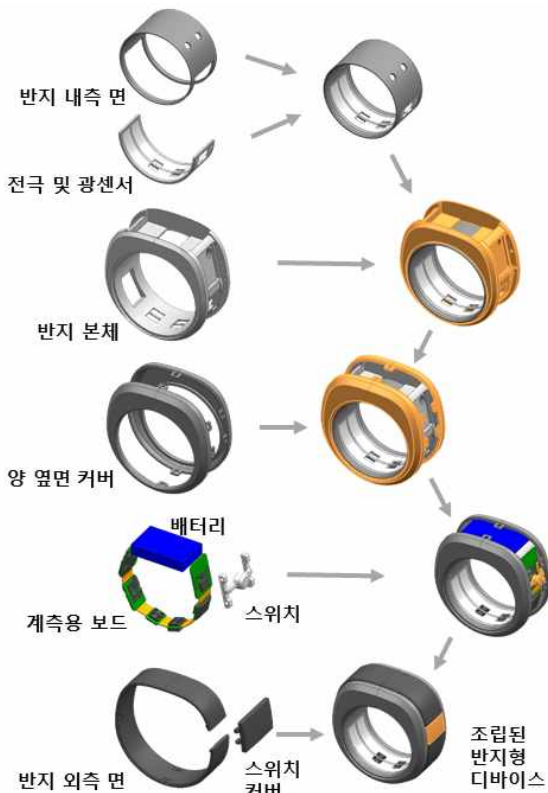


그림 1 반지형 디바이스의 구성 요소
Fig. 1 Components of the Ring-type device

시 결합이 된다. 계측용 보드가 양 옆면 커버의 가이드를 받아 반지 본체를 감싸며 탑재되게 되고, 그 위로 금속느낌의 플라스틱으로 제작된 반지 외측면이 덮개 형식으로 감싸게 된다. 반지 프로토타입은 내경이 19.8mm로 일반적인 남성 반지 사이즈인 22호로 제작되었다. 반지의 내측면의 크기와 두께를 조절한다면 반지 사이즈를 다르게 제작할 수도 있다. 그림 2는 최종 제작된 반지 디바이스를 보여주고 있다. 반지의 외경은 28.3, 반지 두께 13mm이며 배터리공간을 다른 부분보다 돌출시켜 전면부의 주얼리 형상으로 적용될 수 있도록 하였다. 이러한 설계 구조를 통하여 금속으로 제작된 반지의 본체의 색상을 변경하거나 배터리 공간에 해당하는 부분의 반지 외측면 상에 디자인을 부여하여 전자제품이라는 느낌보다는 주얼리의 느낌을 받을 수 있도록 하였다.

2.2 반지용 계측 보드 설계

그림 3은 반지에 탑재될 수 있도록 제작된 생체 계측용 보드이다. 이 계측 보드는 반지 디바이스 내에서 원형으로 감싸 질 수 있도록 하기 위해 휴대전화 카메라 모듈에 많이 사용되는 경연성 인쇄 회로 기판 (Rigid Flex Printed Circuit Board)를 이

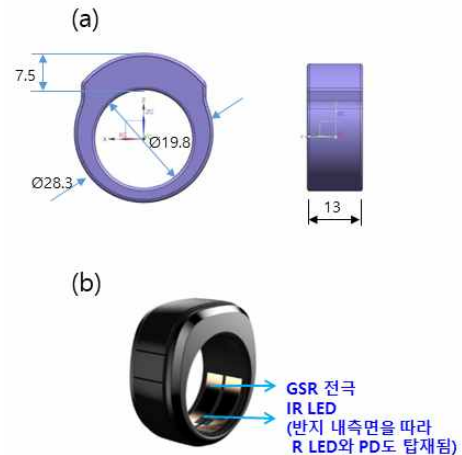


그림 2 개발된 헬스케어용 반지형 디바이스 프로토타입
Fig. 2 Prototype Ring Device for Health Care

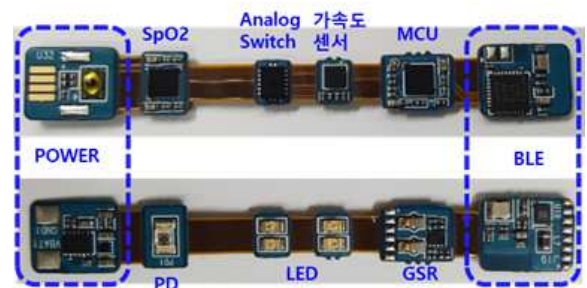


그림 3 경연성 인쇄회로기판을 이용한 반지용 생체계측보드
Fig. 3 Biometric board for ring device using rigid flex printed circuit board

용하여 제작되었다. 이는 경성 회로 기판에 연성 인쇄 회로 기판이 결합된 구조로 유연하면서도 부품 표면 실장의 신뢰성을 제공할 수 있기에 반지 형태의 디바이스에 최적의 솔루션이라 판단하였다. 계측 보드는 3.7V, 25mAh의 리튬폴리머 배터리를 이용하여 각 회로부에 전원을 공급하는 전원부, 광용적맥파 (PPG: Photoplethysmography) 측정부, 피부전기반응 (GSR: Galvanic Skin Response) 측정부, 가속도 측정부 (LIS2SHTR, ST Microelectronics), 아날로그 신호처리 및 시스템 컨트롤을 위한 MCU (Cortex M4, STM32F401, ST Microelectronics) 그리고 스마트폰으로 데이터를 전송하기 위한 무선통신부(BLE, CSR1012)로 구성된다. 전체 보드의 크기는 약 59.0mm x 2.21 mm이고 두께는 0.8mm이다. PPG 측정을 위하여 전용 아날로그 프론트 엔드 (AFE4490, Texas Instrument, Inc)를 활용하였는데, 센서부에 적색 (660nm) 및 근적외선 파장 (890nm)의 LED 2쌍 및 포토 다이오드를 연결하여 2채널의 PPG 신호를 획득할 수 있도록 하였다. GSR은 저전력 연산증폭기 (TSU111, ST Microelectronics)를 활용한 응용회로를 이용하여 땀으로 인한 피부 저항을 전압으로 변환하여 측정하였다.

2.3 소프트웨어 모듈

GSR은 신호 자체를 측정만 하고, 건강 관련 지표를 계산하기 위하여 본 논문에서는 사용되지 않았다. 향후 연구에서 수면상태를 모니터링 하는데 사용하기 위한 예비신호로 남겨두기로 한다 [9]. IR파장의 PPG신호를 이용하여 맥박을 측정하였다. 맥박 측정을 위해서 전달함수 $H(z,n)$ 와 적응 메카니즘을 갖는 시변 2차 IIR 대역통과 필터로 구성된 주파수 추적 알고리즘을 활용하였다 [10, 11].

$$H(z;n) = \frac{1-\beta}{2} = \frac{1-z^{-2}}{1-\alpha(n)(1+\beta)z^{-1} + \beta z^{-2}} \quad (1)$$

심박 주파수를 추적하고 필터를 업데이트하기 위한 적응형 메카니즘은 주파수 ω_0 를 갖는 정현파곡선에 대한 이산 진동 방정식을 기반으로 유도되었다.

$$\begin{aligned} x(n) &= 2\cos(\omega_0)x(n-1) - x(n-2) \\ &= 2\alpha_0x(n-1) - x(n-2) \end{aligned} \quad (2)$$

3개의 연속된 샘플 $x(n)$, $x(n-1)$, $x(n-2)$ 가 주어지면, 주파수 $\omega_0 = \cos^{-1}(\alpha_0)$, $\alpha_0 = (x(n) + x(n-2)) / 2x(n-1)$ 으로 구할 수 있다. 식 (3)에 표현된 진동 방정식의 Cost function인 평균 제곱 오차 (mean square error, MSE)를 최소화함으로써 알고리즘 계수 $\alpha(n+1)$ 를 업데이트 할 수 있다.

$$J = E|x(n) - 2\alpha(n+1)x(n-2) + x(n-2)|^2 \quad (3)$$

$\partial J / \partial \alpha(n+1) = 0$ 으로 설정하면 최적의 해는 식 (4)와 같이 지수적으로 가중된 평균으로 기댓값을 대체함으로써 유도할 수 있다.

$$\alpha(n+1) = \frac{Ex(n-1)[x(n) + x(n-2)]}{E2x^2(n-1)} = \frac{Q(n)}{2P(n)} \quad (4)$$

where,

$$\begin{aligned} Q(n) &= \delta Q(n-1) + (1-\delta)x(n-1)[x(n) + x(n-2)] \\ P(n) &= \delta P(n-1) + (1-\delta)x^2(n-1) \end{aligned}$$

IR과 R파장의 2채널 PPG신호에 대하여 Peak and Valley 방법을 이용하여 산소포화도(SpO₂)도 계산하였다. Peak and Valley 방법은 Beer-Lambert 법칙을 근거로 옥시헤모글로빈과 디옥시헤모글로빈의 흡수계수의 차가 큰 R파장 PPG신호, 그리고 그 차가 작은 IR파장 PPG의 DC성분과 AC성분의 진폭의 비를 이용하여 식 (5)와 같은 방법으로 산소포화도를 계산한다[12].

$$SpO_2 = \alpha R + \beta, \text{ where, } R = \frac{AC_R}{DC_R} / \frac{AC_{IR}}{DC_{IR}} \quad (5)$$

수면 효율을 모니터링하기 위하여는 가속도 신호를 이용하였다[13]. 가속도의 파워 $I(n)$ 은 3축 가속도계의 각 축의 값의 제곱합근 (Root Sum of Squares)로 사용하였다. 수면 효율을 구하기 위해서는 수면 구간 안의 데이터를 60초를 1 epoch으로 나누고, 각 epoch의 activity, $A(j)$ 를 구해 봤는데 60초 동안 획득한 $I(n)$ 의 평균으로 그 값을 설정하였다. 이렇게 구한 각 epoch의 activity값들을 이용하여 각 epoch에서의 수면/각성 판단 지표 $B(j)$ 를 구하였는데, 이는 식 (6)과 같이 현재 epoch을 기준으로 전 2개, 후 2개 epoch을 포함하는 총 5개의 epoch의 activity에 대한 가중 합으로 계산하였다.

$$\begin{aligned} B(j) &= A(j) + \frac{[A(j+1) + A(j-1)]}{W_a} + \frac{[A(j+2) + A(j-2)]}{W_b} \end{aligned}$$

판단지표 $B(j)$ 와 임계치를 비교하여 현 epoch의 상태가 수면 상태인지 각성상태인지를 결정하고, 전체 수면 구간의 epoch개수



그림 4 스마트폰 앱
Fig. 4 Smartphone App

에 대해서 수면이라고 판단된 epoch의 개수에 대한 비율을 수면 효율로 나타내었다. 이렇게 측정된 모든 결과는 그림 4에 보이는 테스트 앱에 디스플레이 되도록 하였다.

2.4 결 과

3명의 건강한 남성(31세, 36세, 40세)을 대상으로 측정 실험을 진행하였다. 피험자의 손가락 굵기 차이가 있어 측정을 위하여 피험자는 22호 사이즈로 제작된 반지를 왼쪽 검지 혹은 중지 손가락 중 반지가 잘 맞는 손가락에 착용한 상태에서 비교장비와 동시에 측정하여 그 결과를 비교하였다.

2.4.1 GSR 측정

손목 안쪽에 Ag/AgCl 전극을 부착하고 표준장비 (Biopac GSR-100C EDA amplifier)로 GSR을 동시에 측정하여 그 신호를 반지에서 측정된 신호와 비교하였다. 피험자는 측정이 시작되면 랜덤으로 IAPS (International Affective Picture System) 이미지를 보여주었다. 그림 5는 피험자 1로부터 측정된 GSR신호를 대표로 표현한 것이다. GSR신호는 심전도처럼 정형화된 파형이 있는 것은 아니므로 여기에 나타난 것처럼 반지에서 측정된 GSR신호는 표준 장비를 이용하여 손목에서 측정된 신호와 모양과 크기가 같지는 않았다. 하지만 화살표로 표시한 시각 자극 시점에서 spike형태의 반응이 두 신호에서 모두 관찰됨을 확인할 수 있었다. 반지 신호에서 후반부의 신호 반응 (사각 점선으로 표시)은 시각 자극에 의한 것은 아니었으나 동일 시점에서 손목에서 비교 장비를 이용해 측정된 GSR신호에서도 미세한 반응이 관찰됨을 통해 심적인 자극으로 인한 자율신경계의 변화가 있었던 것으로 추정된다.

2.4.2 심박 측정

심박 비교 실험을 위해서 피험자들은 트래드밀 위에서 자유롭

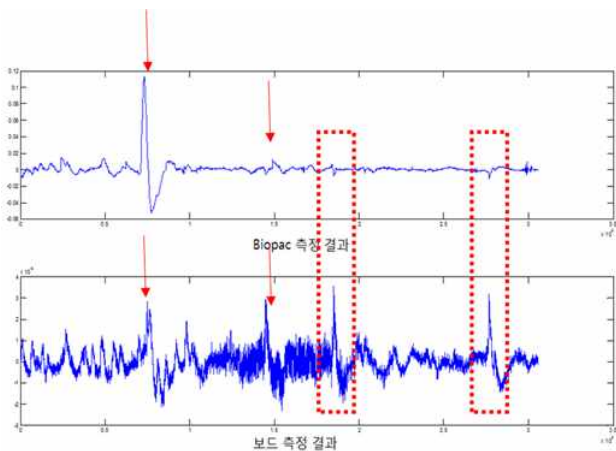


그림 5 측정된 GSR 신호 (상단: Biopac, 하단: 반지)
 Fig. 5 Measured GSR signal (upper plot: Biopac, lower plot: ring device)

게 조깅을 하도록 하였다. 비교장비로는 Polar의 Chest Belt를 사용하였다. 그림 6은 반지에서 측정된 HR과 Chest Belt에서 측정된 HR간의 오차를 나타낸 Bland-Altman plot이다. 오차의 평균은 1.1306bpm, 95% 인터발 (1.96x표준편차)는 15.8979bpm이므로 운동 중에도 심박이 잘 측정되는 것을 확인할 수 있다.

2.4.3 산소포화도 측정

산소포화도 측정을 위해서는 Peak and Valley 방법에 의하여 산출한 Ratio값을 산소포화도 값으로 변환시켜 줄 보정식이 필요하다. 이를 위하여 왼쪽 검지 혹은 중지 손가락에는 반지를 착용하고, 오른쪽 검지 손가락에는 스마트폰에 연결하여 측정할 수 있는 산소포화도 측정기기 (iSpO₂, Masimo)의 투과형 센서를 부착한 채로 동시에 산소포화도를 측정하였다. 피험자에게는 가능한 한 오래동안 숨을 참을 것을 요구하여 산소포화도가 일정 부분 떨어질 수 있도록 하였다. 표 1은 3명의 피험자가 숨을 참기 직전과 숨을 참은 상태에서 다시 숨을 쉬기 직전에 반지에서 획득한 PPG신호로부터 계산한 Ratio값과 표준 측정장비에서 측정된 산소포화도 값을 나타낸 것이다. 표 1에 기입한 데이터에 대

표 1 산소포화도와 Ratio 값 측정 결과
 Table 1 Result for SpO₂ and Ratio value measurement

| 피험자 | Ratio | SpO ₂ | 측정 시점 |
|------|----------|------------------|-------|
| Sub1 | 0.383399 | 100% | 숨참기 전 |
| Sub1 | 0.494963 | 100% | 숨참기 전 |
| Sub2 | 0.527952 | 100% | 숨참기 전 |
| Sub3 | 0.532382 | 99% | 숨참기 전 |
| Sub3 | 0.677808 | 95% | 숨참기 전 |
| Sub1 | 0.991402 | 84% | 숨참기 중 |
| Sub1 | 1.038968 | 94% | 숨참기 중 |
| Sub2 | 1.136008 | 92% | 숨참기 중 |
| Sub3 | 1.231793 | 87% | 숨참기 중 |
| Sub3 | 1.34769 | 79% | 숨참기 중 |

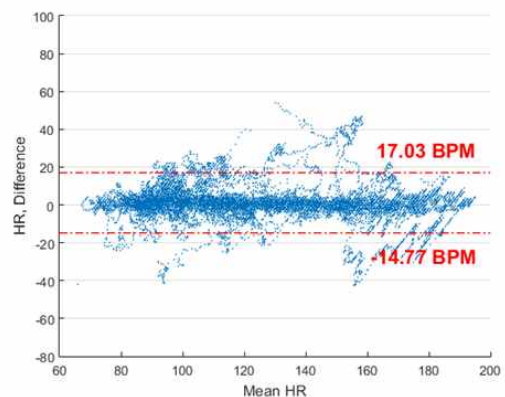


그림 6 운동 중 측정된 심박 정확도 평가
 Fig. 6 Bland-Altman plot: HR accuracy during exercise

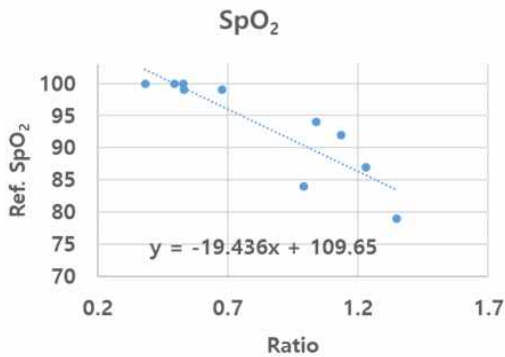


그림 7 Ratio와 SpO2값을 이용한 보정식 산출

Fig. 7 Deriving calibration equation using ratio and SpO2 values

표 2 수면 효율 측정 결과

Table 2 Result for sleep efficiency measurement

| 피험자 | Actiwatch | 반지 | 오차 |
|------|-----------|----|------|
| Sub1 | 99.64 | 94 | 5.64 |
| Sub2 | 95.84 | 96 | 0.16 |
| Sub3 | 94.86 | 97 | 2.14 |
| 평균 | - | - | 2.65 |

하여 선형회귀식을 통해 식 (6)과 같은 보정식을 도출하였고, MCU에서 이 식을 통해 산소포화도를 계산하여 스마트폰으로 전송할 수 있도록 하였다.

$$SpO2(\%) = -19.436 \cdot Ratio + 109.65 \quad (6)$$

2.4.4 수면 모니터링

피험자가 비교장비인 Actiwatch (Philips Respironics)를 반지를 착용한 손의 손목에 착용하고 하루밤 수면을 한 후 측정된 수면효율값을 비교하였다. Actiwatch는 수면의 시작시간과 끝 시간을 수기로 입력해 줘야 하기 때문에 피험자가 수기로 적어온 시간을 이용하였다. 비교 결과 수면효율 오차는 각각 5.64%, 0.16%, 2.14%으로 평균오차는 2.65%로 계산되었다(표 2).

3. 결 론

본 연구에서는 무자각적이면서도 연속적으로 건강 모니터링을 할 수 있도록 반지 형태의 디바이스를 제안하였다. 경연성 인쇄 회로 기판을 이용하여 제작된 측정 보드는 소형이면서도 원형의 모양인 반지에 유연하게 감싸지면서 동시에 부품실장은 견고하게 할 수 있도록 해 주었다. 개발된 프로토타입을 이용하여 두 과장의 PPG신호와 GSR신호, 그리고 가속도 신호를 측정할 수 있었고, 측정된 신호를 이용하여 심박 수와 산소포화도, 수면효율을

측정할 수 있었다.

현재는 다양한 신호를 측정 가능한 반지 형태의 디바이스를 제안한 수준이나, 향후 센서 운영 전략 최적화 및 저전력 펌웨어 설계, 그리고 저전력 IC를 이용한 최적 설계를 통해 1회 충전으로 최소 하루 이상 사용할 수 있도록 전원 설계를 잘 하는 것이 필요하겠다. 또한 반지에서 측정된 GSR신호를 보다 구체적으로 검증하고 보완하고, 이를 이용하여 자동으로 수면 구간을 인지할 수 있는 알고리즘, 산소포화도 값을 이용하여 수면 중 무호흡을 검출할 수 있는 알고리즘을 적용해 보려 한다[9, 15].

감사의 글

본 연구는 2018년도 순천향대학교 신진교수학술진흥사업 과제의 지원을 받아 수행하였음.

References

- [1] Y.G. Lim, K.H. Hong, K.K. Kim, J.H. Shin, S.M. Lee, G.S. Chung, H.J. Baek, D.-U. Jeong and K.S. Park, "Monitoring physiological signals using nonintrusive sensors installed in daily life equipment", *Biomed Engin Lett*, Vol. 1, pp. 11-20, 2011.
- [2] E. Jovanov, A. Milenkovic, "Body area network for ubiquitous healthcare applications: opportunities and challenges", *J Med Syst*, vol. 35, pp. 1245-1254, 2011.
- [3] K.S. Park, "Non-Intrusive Biomedical Instrumentation Technology", *The Proceedings of KIEE*, vol. 53, pp. 24-29, 2004.
- [4] H.C. Kim, "[Special Issue] U-Healthcare and Sensor", *The Magazine of the IEEK*, vol. 32, pp. 29-37, 2005.
- [5] IDC (2017). Worldwide wearables market to nearly double by 2021, According to IDC. <https://www.idc.com/getdoc.jsp?containerId=prUS42818517>.
- [6] L. Piwek, D.A. Ellis, S. Andrews, A. Joinson, "The rise of consumer health wearables: promises and barriers", *PLoS Med* 13(2): e1001953, 2016.
- [7] R. Wang, G. Blackburn, M. Desai, "Accuracy of wrist-worn heart rate monitors", *JAMA Cardiol*. vol. 2, pp. 104-106, 2017.
- [8] S.-H.Choi, S.-I.Kim, "A study on the factors affecting the purchase of healthcare smart bands", *Journal of the Korea Convergence Society*, vol. 8, pp. 175-181, 2017
- [9] S.H. Hwang, S. Seo, H.N. Yoon, D.W. Jung, H.J. Baek, J. Cho, J.W. Choi, Y.J. Lee, D.-U. Jeong, K.S. Park, "Sleep period time estimation based on electrodermal activity",

- IEEE J Biomed Health Inform*, vol. 21, pp. 115-122, 2017
- [10] S. Fallet, J.-M. Vesin, "Robust heart rate estimation using wrist-type photoplethysmographic signals during physical exercise: an approach based on adaptive filtering", *Physiol. Meas.*, vol. 38, pp. 155-170, 2017
- [11] H.-E. Liao, "Two discrete oscillator based adaptive notch filters (OSC ANFs) for noisy sinusoids", *IEEE Trans Sig Proc*, vol. 53, pp. 528-538, 2005
- [12] J.G. Webster, "Design of pulse oximeters", NY: Taylor & Francis, 1997
- [13] H. Shin, B. Choi, D. Kim, J. Cho, "Robust sleep quality quantification method for a personal handheld device", *Telemed J E Health*, vol. 20, 2014
- [14] R. Gauronskaite, I. Liustrickyte, R. Zablockis, E. Danila, A. Komarovec, V. Kumpauskaite, "Screening for sleep apnea using overnight home pulse oximetry", *Sleep Med*, vol. 40, pp. e108, 2017.
- [15] D.W. Jung, S.H. Hwang, J.G. Cho, B.H. Choi, H.J. Baek, Y.J. Lee, D.-U. Jeong, K.S. Park, "Real-time automatic apneic event detection using nocturnal pulse oximetry", *IEEE Trans Biomed Engin*, vol. 65, pp. 706-712, 2018.

저 자 소 개



백 현 재 (Hyun Jae Baek)

1982년 9월 15일생. 2013년 서울대학교 대학원 바이오엔지니어링 전공 졸업 (공학 박사). 2013년~2018년 삼성전자 삼성 리서치 연구원, 2018년~현재 순천향대학교 의용메카트로닉스공학과 교수

Tel : 041-530-4991

E-mail : hjbaek@sch.ac.kr



조 재 결 (Jaegel Cho)

1969년 11월 15일생. 1999년 서울대학교 대학원 기계공학과 졸업(공학박사). 1999년~2016년 삼성전자 수석 연구원, 2016년~현재 순천향대학교 의용메카트로닉스공학과 교수

Tel : 041-530-1566

E-mail : jaegelcho@sch.ac.kr