

직물센서의 종류와 측정 위치가 호흡 신호 검출 성능에 미치는 효과

Effect of Fabric Sensor Type and Measurement Location on Respiratory Detection Performance

조현승¹ · 양진희² · 이강휘³ · 김상민⁴ · 이혁재⁵ ·
이정환⁶ · 곽휘권⁷ · 고윤수⁸ · 채제욱⁹ · 오수현¹⁰ · 이주현^{11†}

Hyun-Seung Cho¹ · Jin-Hee Yang² · Kang-Hwi Lee³ · Sang-Min Kim⁴ · Hyeok-Jae Lee⁵ ·
Jeong-Hwan Lee⁶ · Hwi-Kuen Kwak⁷ · Yun-Su Ko⁸ · Je-Wook Chae⁹ · Su-Hyeon Oh¹⁰ · Joo-Hyeon Lee^{11†}

Abstract

The purpose of this study was to investigate the effect of the type and measurement location of a fabric strain gauge sensor on the detection performance for respiratory signals. We implemented two types of sensors to measure the respiratory signal and attached them to a band to detect the respiratory signal. Eight healthy males in their 20s were the subject of this study. They were asked to wear two respiratory bands in turns. While the subjects were measured for 30 seconds standing comfortably, the respiratory was given at 15 breaths per minute were synchronized, and then a 10-second break; subsequently, the entire measurement was repeated. Measurement locations were at the chest and abdomen. In addition, to verify the performance of respiratory measurement in the movement state, the subjects were asked to walk in place at a speed of 80 strides per minute(SPM), and the respiratory was measured using the same method mentioned earlier. Meanwhile, to acquire a reference signal, the SS5LB of BIOPAC Systems, Inc., was worn by the subjects simultaneously with the experimental sensor. The Kruskal-Wallis test and Bonferroni post hoc tests were performed using SPSS 24.0 to verify the difference in measurement performances among the group of eight combinations of sensor types, measurement locations, and movement states. In addition, the Wilcoxon test was conducted to examine whether there are differences according to sensor type, measurement location, and movement state. The results showed that the respiratory signal detection performance was the best when the respiratory was measured in the chest using the CNT-coated fabric sensor regardless of the movement state. Based on the results of this study, we will develop a chest belt-type wearable

※ 이 논문은 2018년도 한화시스템(주)의 재원을 지원 받아 수행된 연구임.

※ 이 논문은 2019년도 BK21플러스 사업(연세대학교 의류환경학과)에 의하여 지원되었음.

¹조현승: 연세대학교 의류환경학과 BK21Plus 사업단 연구교수

²양진희: 연세대학교 심바이오텍라이프텍연구원 연구교수

³이강휘: 건국대학교 과학기술대학 의공학학과 박사과정

⁴김상민: 건국대학교 과학기술대학 의공학학과 석사과정

⁵이혁재: 건국대학교 과학기술대학 의공학학과 석사과정

⁶이정환: 건국대학교 과학기술대학 의공학학과 교수

⁷곽휘권: 한화시스템(주) 지상시스템팀 전문연구원

⁸고윤수: 한화시스템(주) 지상시스템팀 수석연구원

⁹채제욱: 국방과학연구소 지상기술연구원 1부 책임연구원

¹⁰오수현: 연세대학교 의류환경학과 석사과정

^{11†}(교신저자) 이주현: 연세대학교 의류환경학과 교수 / E-mail : ljhyeon@yonsei.ac.kr / TEL : 02-2123-3108

platform that can monitor the various vital signal in real time without disturbing the movements in an outdoor environment or in daily activities.

Key words: Strain Gauge Sensor, CNT-coated Fabric Sensor, Respiratory Monitoring, Wearable Platform

요 약

본 연구의 목적은 직물형 스트레인게이지 센서의 종류와 측정 위치가 호흡 신호 검출 성능에 미치는 영향을 연구하는 것이다. 본 연구에서는 호흡 신호 측정을 위하여 두 가지 종류의 센서를 구현하고 이를 밴드에 부착하여 호흡 신호를 검출하였다. 20대의 건강한 남성 8명을 대상으로 호흡 측정 밴드 2종을 순차적으로 피험자에게 착용하도록 하였다. 피험자가 편안하게 서 있는 상태에서 분당 15회의 호흡을 동기화시켰다. 30초 동안의 호흡 신호를 측정하고 10초간 휴식을 취하도록 한 후 다시 30초 동안의 호흡 신호를 반복 측정하였다. 측정 위치는 흉부와 복부에서 각각 측정하였다. 또한 동작 상태에서의 호흡 측정 성능을 검증하기 위하여 피험자를 80SPM의 속도로 제자리에서 걷게 하고 이 때의 호흡 신호를 동일한 실험 방법으로 측정하였다. 한편 참조 신호를 획득하기 위해 ‘BIOPAC Systems, Inc.’의 SS5LB를 착용하게 한 후 동시에 측정하였다. 센서의 종류, 측정 위치, 동작 상태의 총 8개 조합의 집단 간 측정 성능의 차이를 검증하기 위해서 SPSS 24.0을 사용하여 Kruskal-Wallis test와 Bonferroni 사후검정을 실행하였다. 또한 센서 종류, 측정 위치, 동작 상태에 따라 각각 차이가 있는지를 분석하기 위해 Wilcoxon test를 실시하였다. 분석 결과 동작 상태와 관계없이 CNT기반의 직물센서를 통해 흉부에서 호흡 신호를 측정 했을 때 호흡 신호 검출 성능이 가장 우수한 것으로 나타났다. 본 연구의 결과를 기반으로 향후에는 야외 환경에서 또는 일상 활동 중에도 동작에 방해 없이 다양한 생체신호를 실시간으로 모니터링 할 수 있는 가슴벨트형 웨어러블 플랫폼을 개발하고자 한다.

주제어: 스트레인게이지 센서, 탄소나노튜브 코팅 직물센서, 호흡 모니터링, 웨어러블 플랫폼

1. 서론

원전 사고나 화산폭발과 같은 자연재해 현장의 복구 상황이나 다양한 유해 환경에서 생체신호 중 호흡수 변동에 따른 활력징후(vital sign)를 모니터링하고 보호조치를 취하는 등의 예방조치는 매우 중요한 문제이다. 생체의 활력징후는 체온, 혈압, 분당 심장 박동수와 호흡수 측정을 통하여 알 수 있으며, 이는 의학적인 문제를 탐지하거나 감시하는데 널리 사용된다. 이 중 분당 호흡수는 열과 질병 및 의학적인 조건에 따라 증가할 수 있으며, 활동중인 경우와 안정된 상태에 있을 때 또는 질병이나 유해환경에 노출되어 있는 경우 등 상황에 따라 급격하게 변화한다. 예를 들어 안정된 상태에 있을 경우 정상적인 어른의 분당 호흡수는 15회 내지 20회 정도이며, 25회 이상이거나 12회 이하인 경우 이상상태로 판단할 수 있다. 가장 일반적인 호흡수 측정법은 들숨과 날숨에 의한 가슴

의 움직임의 수를 세거나, 청진기로 숨소리를 듣는 등의 수동적인 방법이 있다. 또한 연속적인 호흡수 모니터링 방법으로서 심전도 검사(electrocardiography, ECG)를 이용하여 호흡 신호를 유도하는 방법과 마스크를 착용하여 들숨과 날숨에 의한 가슴의 움직임을 센서로 지속적으로 측정하는 방법 등이 있다. 그러나 이러한 방법은 호흡수 측정대상이 활동중인 경우 정확한 측정이 어려운 문제점이 있다.

일반적으로 호흡 신호는 긴장 이완시의 호흡수 측정, 운동이나 명상시의 들숨 대 날숨 비율 등과 같은 호흡의 패턴 분석, 또는 폐활량 분석 등을 위해 측정한다. 본 연구에서는 직물형으로 구현된 두 가지 스트레인게이지 센서의 측정 위치와 동작 상태 등에 따른 호흡 신호 검출 성능을 분석함으로써 호흡수와 호흡 패턴의 동시 분석 가능성을 검증하고자 하였다. 또한 언제 어디서나 동작에 방해받지 않고 측정이 가능한 웨어러블 형태로, 호흡 모니터링에 가장 적합한 센서

타입과 측정 조건을 규명하고자 하였다.

2. 호흡 측정 관련 연구 동향

2.1. 호흡 측정 원리

폐는 근육으로 되어 있지 않아 스스로 운동할 수 없으므로, 갈비뼈와 가로막의 운동에 의해 흉강과 폐의 부피와 압력이 변하여 호흡 운동이 일어난다. 호흡 시 들숨을 통해 산소를 받아들이고 날숨을 통해 이산화탄소를 내보낸다. 들숨(흡기, breathing in)의 과정은 갈비뼈가 올라가고 가로막이 내려가며, 흉강의 부피가 커지고 흉강의 압력이 낮아진다. 폐의 부피가 커져 폐의 내부 압력이 낮아지게 되고, 외부 압력에 의해 공기가 몸 밖에서 폐로 들어온다. 날숨(호기, breathing out)의 과정은 갈비뼈가 내려가고 가로막이 올라가며, 흉강의 부피가 작아지고 흉강의 압력이 높아진다. 폐의 부피가 작아져 폐의 내부 압력이 높아지게 되고, 내부 압력에 의해 공기가 폐에서 몸 밖으로 나온다 (Carlo et al., 2019) (Fig. 1).

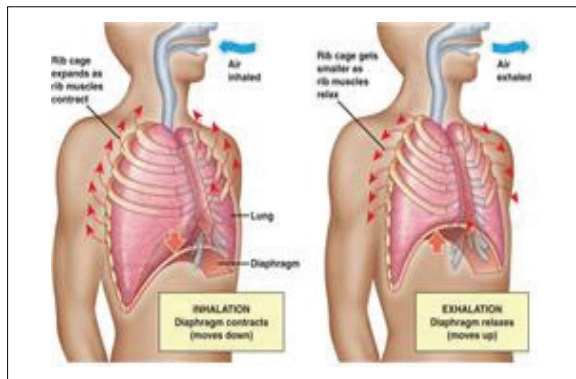


Fig. 1. Inspiration and expiration (<http://www.doopedia.co.kr>, 2019)

호흡시 발생하는 흉강의 부피변화는 몸통 체표면의 증감을 일으킨다. 호흡에 의한 흉강의 부피변화와 몸통 체표면의 증감은 센서에 압력을 가하거나 센서의 길이 또는 단면적을 증감시키게 되며, 이러한 물리적 변화량을 전기적 신호로 변환시킴으로써 호흡수 측정이 가능하다(Carlo et al., 2019).

2.2. 호흡 측정 방식

호흡률은 흉부가 팽창하는 각각의 정점이 1회의 호흡 횟수가 되므로, 보통 15초 동안 측정하여 4를 곱하거나, 30초 동안 측정한 뒤 2를 곱하여 분당 호흡 신호로 나타낸다. 정상 성인의 휴식 시의 호흡률은 분당 16회~18회를 나타내는데, 13세 미만의 어린이는 분당 20회~30회, 신생아는 분당 30회~50회 정도이다 (Huh & Yoon, 2008).

일반적으로 호흡 측정 방식에는 유량계, 폐활량계, 전신 체적변동기록법, 흉부 체적변동기록법 등이 있다(Coates et al., 1997; Kang et al., 1998; Kim et al., 2011). 유량계는 호흡 기류를 측정하는 기계로서 호흡량 측정이 가능하며 측정 원리에 따라 익차형, 압차형, 열선형, 초음파형, 와류형, 열이동형으로 분류할 수 있다. 폐활량계는 폐기능을 검사하기 위해 폐용적의 변화를 측정하는 기계로서 폐활량 측정이 가능하며 노력성 폐활량, 1초간 노력성 호기량, 최대 환기량 등을 계측할 수 있다. 전신 체적변동기록법은 신체를 일정한 용적의 딱딱한 상자에 넣고 폐용적, 폐용적의 변화, 기도저항을 계측하는 방법이다(Coates et al., 1997; Kim et al., 2011).

다양한 호흡 측정 방법 중 웨어러블형으로 호흡 측정이 가능한 방식으로는 유도용량성 체적변동기록법, 스트레인지이지형 체적변동기록법, 정전용량성 체적변동기록법, 압전형 체적변동기록법 등이 있다. 유도용량성 체적변동기록법은 흉부와 복부에 센서를 착용하여 호흡 시 발생하는 체적 변화에 따라 유도용량의 변화를 계측하는 호흡 측정 방법이다. 벨트 형태의 센서 구성에 지그재그 모양의 도선으로 이루어진다 (Carry et al., 1997; Thiabgoh et al., 2017)(Fig. 2).

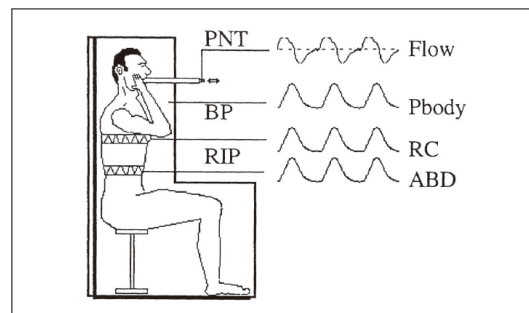


Fig. 2. The system used in the study (a) Flow at the mouth from PNT, (b) Pbody from whole BP, (c) RC and ABD signals from RIP. (Carry et al., 1997)

Laouani et al. (2016)은 유도용량성 체적변동기록법을 적용하여 복부의 움직임에 따른 신호를 정규화함으로써 폐쇄성 호흡 질환 환자의 흉부 및 복부 움직임을 분석하였다(Fig. 3).

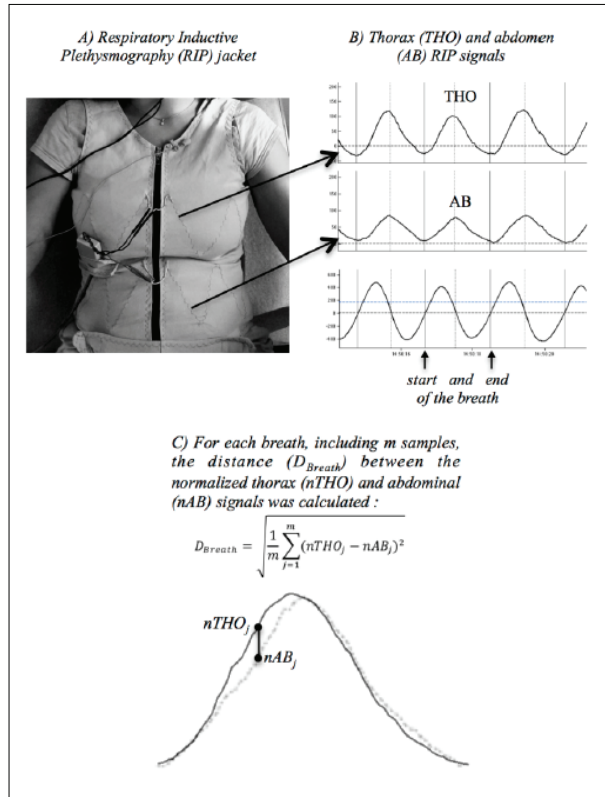


Fig. 3. Sensors of Respiratory Inductive Plethysmography (RIP) incorporated in a wearable jacket(Visuresp®) at the thoracic and abdominal compartment level(Laouani et al., 2016).

Yang(2015)은 유도용량성 체적변동기록법을 적용하여 유도용량성 직물센서를 고안하였다. 직물에

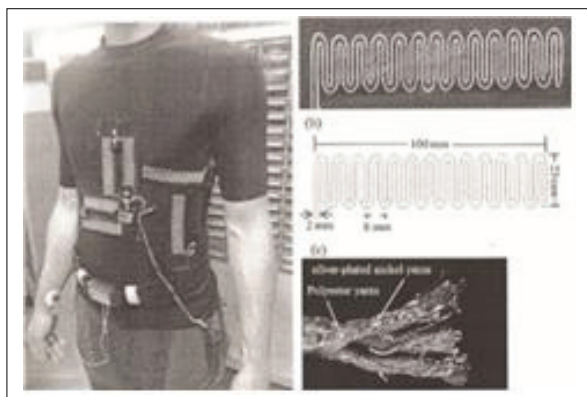


Fig. 4. Respiration rate sensor with inductive capacitive textile sensor (Yang, 2015)

사를 자수처리 하여 심장활동과 호흡의 측정을 검증하였다. 이를 통해 최적의 호흡 측정의 위치를 도출하고 유도용량성 직물센서를 적용한 의복 구조를 제안하였다(Fig. 4).

스트레인게이지형 체적변동기록법은 흉부 또는 복부에 벨트형 센서를 착용하여 호흡시 발생하는 체적 변화에 따라 센서의 인장이나 압축으로 저항 변화를 계측하는 호흡 측정 방법이다. 측정된 데이터 분석을 통해 호흡 기간, 호흡 신호, 호흡 패턴을 평가할 수 있다(Park, 2016).

Kim(2015)은 스트레인게이지형 체적변동기록법을 적용하여 투명전도성산화물과 MWCNT (Multi Wall Carbon Nano tube)로 코팅된 스트레인게이지형 직물센서를 개발하고 이를 통한 호흡 측정 가능성을 탐색하였다. 모션캡처를 통한 인체 동작 분석 및 센서의 위치별 신호 민감도를 측정하여 측정 적합 위치를 선정하였으며, 이를 적용한 의복 디자인의 방향을 제시하였다(Fig. 5).

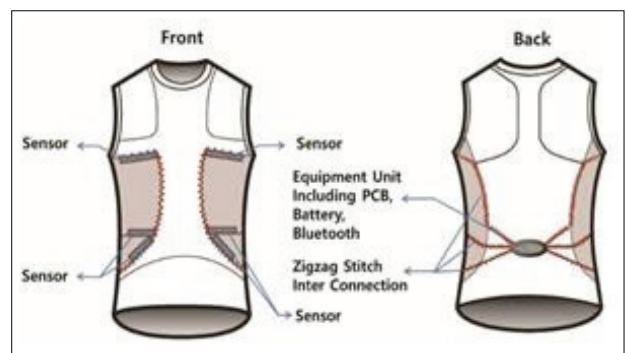


Fig. 5. Clothing structure with strain-gage textile respiration sensor(Kim, 2015)

Lee et al. (2018)은 호흡 센서의 길이 변화에 따른 저항 변화값을 계측하는 기존의 방식에서 벗어나 직물기반 센서의 접촉 표면적 변화를 통해 저항값을 계측하였다. 입체형으로 제작한 직물 호흡 센서와 'BIOPAC Systems, Inc.(U.S.A)'의 'SS5LB Respiratory effort transducer' 모델과의 일치도를 분석하여 센서의 정확도, 재현성, 신뢰도 등을 탐색하였다(Fig. 6).



Fig. 6. Sensing efficiency of the textile respiration sensor based on surface area changes(Lee et al., 2017)

정전용량성 체적변동기록법은 전도성 섬유와 비전도성 섬유로 제작된 벨트 형태의 센서를 흉부 또는 복부에 착용한 후 호흡시 발생하는 체적 변화에 따라 정전용량의 변화를 계측하는 호흡 측정 방법이다(Min et al., 2010).

Cho et al. (2012)은 전도성 섬유 2종과 비전도성 섬유 3종을 접합하여 정전용량성 섬유 압력 센서(textile capacitive pressure sensor, TCPS)를 개발하고 호흡 측정 가능성을 연구하였다. 정전용량성 섬유 압력 센서와 유량계를 착용하여 호흡을 측정한 후 측정값의 상관관계를 분석하였다. 분석 결과 0.96($p < 0.0001$)의 유의한 상관계수를 나타내었다(Fig. 7).



Fig. 7. Design of band type TCPS(Cho et al., 2012)

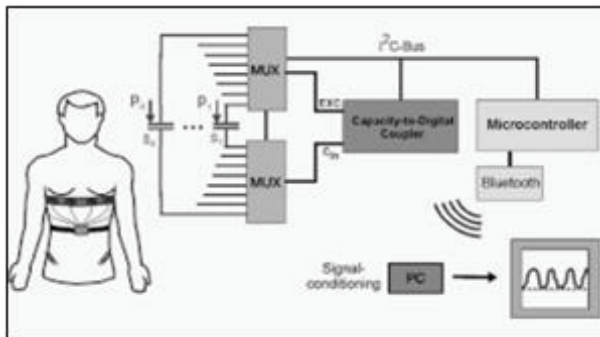


Fig. 8. Respiratory monitoring system on the basis of capacitive textile force sensors(T. Hoffmann et al., 2011)

Hoffmann et al. (2011)은 호흡기 질환의 지속적인 모니터링을 위해 정전용량성 체적변동기록법을 적용한 직물 센서 기반의 모니터링 시스템 관련 연구를 수행하였다(Fig. 8).

압전형 체적변동기록법은 압전성 고분자 물질로 제작된 벨트 형태의 센서를 흉부에 착용한 후 호흡 시의 체적변화로 인해 고분자 물질이 당겨짐으로써 양 전극 사이에 발생하는 전기적 신호를 계측하는 방법이다(Annalisa & Danilo, 2011).

Son et al.(2013)은 압전성 고분자 물질인 PVDF (polyvinylidene fluoride) 필름을 이용하여 호흡 신호를 측정할 수 있는 센서의 구조를 고안하고, 호흡 신호 발생 시뮬레이터를 통해 소방관의 호흡률을 모니터링 하였다(Fig. 9).

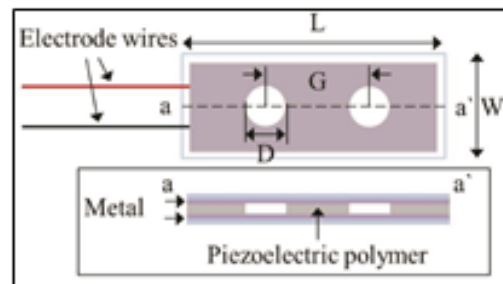


Fig. 9. Structure of a respiration rate sensor constructed using PVDF(Son et al., 2013)

BIOPAC Systems, Inc.(2019)에서는 스트레인지이지 plethysmography를 사용하여 흉부 또는 복부 팽창 및 수축을 통해 호흡률이 계산되는 SS5LB를 개발하였다. 트랜스듀서는 흉부 또는 복부 둘레의 변화를 측정하는 FSR (force-sensing resistor) 기반으로 구성된다(Fig. 10).



Fig. 10. SS5LB(BIOPAC Systems, Inc. (2019))

3. 연구방법 및 절차

3.1. 호흡 신호 측정 센서 구현

3.1.1. Carbon Nano Tube(CNT)기반 직물센서

호흡 신호 측정을 위한 직물기반의 스트레인지이지 센서 제작을 위해 CNT Urethane emulsion을 나일론 77%, 폴리우레탄 23% 조성의 스트레치성 니트 base fabric에 코팅처리 하였다(Office of Research Affairs / University Industry Foundation, 2018, Korea Patent No. 101895694). 상기 특허 기술을 통해 제작된 CNT 직물을 레이저 커팅 및 웰딩 처리하여 150×20(mm) 사이즈의 호흡 신호 측정 센서를 제작하였으며, 센서의 민감도(sensitivity) 지수는 410 Ω/mm로 나타났다.



Fig. 11. CNT-coated fabric sensor

3.1.2. Conductive Rubber Cord Stretch Sensor

본 연구에서는 adafruit(<https://io.adafruit.com/>)에서 개발된 지름 2mm의 탄소 베이스 고무줄을 활용하여 전도성 고무줄이 신장됨에 따라 변하는 저항값을 측정할 수 있는 호흡 신호 측정용 스트레인지이지 센서를 구현하였다. 기본 저항값은 14~16 Ω/mm 으로 측정되었으며, 센서의 길이는 CNT 기반 직물센서의 길이와 같이 150mm로 제작하였다.



Fig. 12. Conductive Rubber Cord Stretch Sensor

센서의 민감도 측면에서는 상기 두 가지 유형의 센서 중 탄소 베이스의 스트레치 센서에 비해 직물기반의 스트레인지이지 센서가 길이에 대한 출력이 20배 이상 크게 나타났다.

이상의 두 가지 유형의 직물기반 스트레치 센서를

가슴밴드에 부착하여 본 실험을 위한 호흡 신호 측정 밴드를 Fig. 13과 같이 제작하였다.

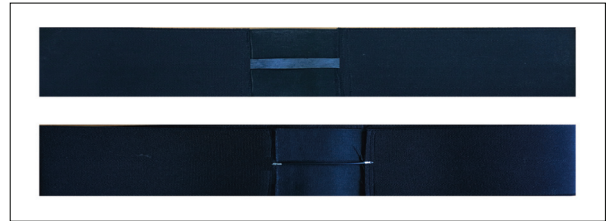


Fig. 13. Textile based strain-gauge sensor attached to the band for respiratory monitoring

3.2. 호흡 신호 검출 성능평가 실험

20대의 건강한 남성 8명을 대상으로 호흡 신호 센서의 성능 검증 실험을 수행하였다(Table. 1). 본 연구에서 구현된 호흡 신호 측정 밴드 2종을 순차적으로 피험자에게 착용하도록 하였다. 피험자가 편안하게 서 있는 상태에서 분당 15회의 호흡을 동기화시켰다. 30초 동안의 호흡 신호를 측정하고 10초간 휴식을 취하도록 한 후 다시 30초 동안의 호흡 신호를 반복 측정하였다. 측정 위치는 흉부와 복부에서 각각 측정하였다. 또한 동작 상태에서의 호흡 신호 측정 성능을 검증하기 위하여 피험자를 80SPM(strides per minute)의 속도로 제자리에서 걷게 하고 이 때의 호흡 신호를 동일한 실험 방법으로 측정하였다. 한편 참조 신호를 획득하기 위해 일반적으로 실험실에서 사용하는 ‘BIOPAC Systems, Inc.’의 SS5LB를 착용하게 한 후 동시에 측정하였다(Fig. 14)

Table 1. Somatotype of subjects

No.	Age	Height(cm)	Weight(kg)	BMI
1	25	170	68	23.53
2	24	173	72	24.06
3	24	177	65	22.98
4	28	174	68	23.78
5	22	173	63	21.05
6	24	175	72	23.51
7	25	170	63	21.80
8	25	178	72	22.72

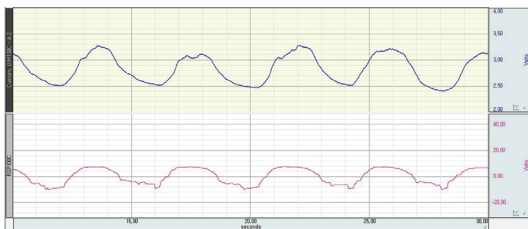


Fig. 14. Respiratory measurement experiment

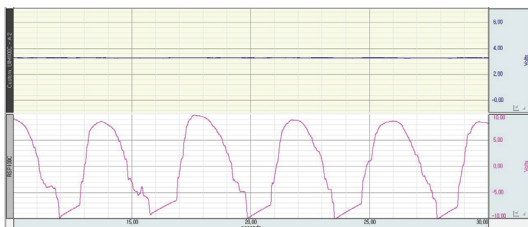
4. 연구 결과 및 논의

4.1. 호흡 신호 측정 센서의 신뢰도 분석

본 연구의 실험결과를 Acqknowledge 4.2를 사용하여 디스플레이하고 획득된 신호들의 파형을 분석하였다. 본 실험을 통해 획득된 호흡 신호들의 일부를 Fig. 15에 제시하였다. Fig. 15의 그래프 위쪽 파형은 직물 기반 스트레치 센서로부터 검출된 신호 파형이며, 아



(a) CNT-coated fabric sensor



(b) Conductive rubber cord stretch sensor

Fig. 15. Detected respiration signal from subject according to sensor type(up: Stretch sensor, down: SS5LB)

래의 파형은 SS5LB로부터 검출된 참조 신호이다. 1, 2차 반복측정 결과, 본 연구에서 개발된 직물기반 호흡 신호 측정 센서와 SS5LB로부터 30초 동안 검출된 호흡 신호는 모두 8회로 나타났다.

호흡 신호의 측정 성능을 정량적으로 검증하기 위하여 직물기반 스트레치센서와 SS5LB와의 상관계수 (correlation coefficient)를 분석하였다. 본 실험 결과 산출된 상관계수를 Table 2에 제시하였다. 전반적으로 전도성 고무 스트레치 센서에 비해 CNT기반의 직물센서를 통해 검출되는 호흡 신호가 참조 신호와의 일치도가 더 높게 나타났다. 이 중에서도 복부 위치보다는 흉부에서 측정했을 때, 걷는 동작 상태 보다는 정지 상태에서 측정했을 때 신뢰도 계수가 가장 높았다($r^2=0.76$).

Table 2. Correlation coefficient between fabric electrode and SS5LB by subject

Sensor Type	Measurement location	State	Correlation coefficient
CNT-coated Fabric Sensor (CNT)	Chest	Stand	0.76
		Walk at 80SPM	0.72
	Abdomen	Stand	0.54
		Walk at 80SPM	0.51
		Stand	0.51
		Walk at 80SPM	0.50
Conductive Rubber Cord Stretch Sensor (CRC)	Chest	Stand	0.51
		Walk at 80SPM	0.50
	Abdomen	Stand	0.51
		Walk at 80SPM	0.50

4.2. 호흡 신호 측정의 최적 요건

센서의 종류(CNT기반 직물센서, 전도성 고무 스트레치 센서), 측정 위치(흉부, 복부), 동작 상태(서 있는 정지 상태, 80SPM의 속도로 제자리에서 걷는 상태)가 센싱 성능에 영향을 미치는가를 SPSS 24.0을 사용하여 통계적으로 분석하였다. 총 8개 조합의 집단 간 측정 성능의 차이를 검증하기 위해서 비모수적 방법인 Kruskal-Wallis test를 실행했다. 분석 결과 p-value = 0.002 (<0.05)로 8개 조합의 집단 간 성능의 차이가 유의미하게 나타났다(Table 3).

Table 3. Comparison of sensor type, measurement location, state and post-hoc test

Sensor Type	Measurement location	State	N	Mean (SD)	Kruskal-Wallis	p-value	Bonferroni
CNT-coated Fabric Sensor (CNT)	Chest	Stand	16	0.756361 (0.090787)	23.299	0.002*	CNT, Chest, Stand > CNT, Abdomen, Walk CNT, Chest, Stand > CRC, Chest, Stand
		Walk at 80SPM	16	0.717983 (0.130509)			
	Abdomen	Stand	16	0.541366 (0.188422)			
		Walk at 80SPM	16	0.511396 (0.224918)			
Conductive Rubber Cord Stretch Sensor (CRC)	Chest	Stand	16	0.506138 (0.137597)	23.299	0.002*	CNT, Chest, Stand > CRC, Walk CNT, Chest, Stand > CRC, Abdomen, Stand
		Walk at 80SPM	16	0.503152 (0.080966)			
	Abdomen	Stand	16	0.506395 (0.088410)			
		Walk at 80SPM	16	0.501574 (0.129295)			

*p-value <0.05

센서의 종류, 측정 위치, 동작 상태를 조합한 8개의 집단 중 어느 집단 간 차이가 있는지 검증하기 위해서 Bonferroni 사후검정을 실행하였다. 사후검정 결과 CNT기반의 직물센서를 흉부에 위치시키고 서 있는 정지 상태에서 측정했을 때 CNT기반의 직물센서를 복부에 위치시키고 80SPM의 속도로 제자리에서 걷는 상태에서 측정했을 때보다 센싱 성능이 더 높게 나타났다(p-value = 0.030 (<0.05)). 또한 CNT기반의 직물센서를 흉부에 위치시키고 서 있는 정지 상태에서 측정했을 때 다음의 네 가지의 다른 조합, 즉 전도성 고무 스트레치 센서를 흉부에 위치시키고 서 있는 정지

상태에서 측정했을 때(p-value = 0.024 (<0.05)), 전도성 고무 스트레치 센서를 흉부에 위치시키고 80SPM의 속도로 제자리에서 걷는 상태에서 측정했을 때(p-value = 0.021 (<0.05)), 전도성 고무 스트레치 센서를 복부에 위치시키고 서 있는 정지 상태에서 측정했을 때(p-value = 0.024 (<0.05)), 전도성 고무 스트레치 센서를 복부에 위치시키고 80SPM의 속도로 제자리에서 걷는 상태에서 측정했을 때 (p-value = 0.020 (<0.05)) 보다 센싱 성능이 더 우수한 것으로 나타났다(Table 3).

다음 단계로, 센서 종류, 측정 위치, 동작 상태에 따

Table 4. Comparison of respiration monitoring performance according to the sensor type

Sensor Type	N	Mean (SD)	Wilcoxon test	p-value
CNT-coated Fabric Sensor (CNT)	64	0.63177636 (0.18911882)	782	0.001*
Conductive Rubber Cord Stretch Sensor (CRC)	64	0.50431486 (0.10462522)		

*p-value <0.05

Table 5. Comparison of respiration monitoring performance according to the measurement location

Measurement location	N	Mean (SD)	Wilcoxon test	p-value
Chest	64	0.62090854 (0.15750201)	867	0.02*
Abdomen	64	0.51518268 (0.15633209)		

*p-value <0.05

Table 6. Comparison of respiration monitoring performance according to the state

State	N	Mean (SD)	Wilcoxon test	p-value
Stand	64	0.57756499 (0.16211721)	1011	0.697
Walk at 80SPM	64	0.55852623 (0.16844095)		

*p-value <0.05

라 각각 차이가 있는지를 분석하기 위해 Wilcoxon test를 실시하였다. 분석 결과 CNT기반의 직물센서와 전도성 고무 스트레치 센서 간 유의한 성능의 차이가 발견되었다($p\text{-value} = 0.001 (<0.05)$). 즉 CNT기반의 직물센서가 전도성 고무 스트레치 센서에 비해 호흡 신호 측정 성능이 더 우수한 것으로 나타났다(Table 4). 측정 위치에 따라 성능의 차이가 있는가를 분석한 결과는 Table 5에 제시하였다. Table 5에서 보듯이 측정 위치에 따라 유의한 차이가 나타났는데, 흉부에서 측정했을 때 복부에서 측정했을 때 보다 더 높게 나타났다($p\text{-value} = 0.02 (<0.05)$). 한편 서 있는 정지 상태에서 측정했을 때나 80SPM의 속도로 제자리에서 걷는 상태에서 측정 했을 때는 측정 성능에 유의한 차이가 발견되지 않았다(Table 6). 본 연구 결과에서는 호흡 신호 측정에 있어서 동작의 상태는 유의미한 변수가 아닌 것으로 나타났다. 결과적으로, 정지 상태나 제자리 걷기와 같은 동작 상태와 관계없이 전도성 고무 스트레치 센서에 비해 Carbon Nano Tube(CNT)기반 직물센서를 통해 복부보다는 흉부에서 호흡 신호를 측정 했을 경우에 호흡 신호 검출 성능이 더 우수한 것으로 분석되었다.

5. 결론

본 연구에서는 직물형 스트레인지계기 센서의 종류(CNT기반 직물센서, 전도성 고무 스트레치 센서), 측정 위치(흉부, 복부), 동작 상태(서 있는 정지 상태, 80SPM의 속도로 제자리에서 걷는 상태)가 호흡 신호 검출 성능에 미치는 영향을 분석하고, 최적의 호흡 센싱 요건을 규명하였다. 호흡 신호 측정을 위하여 두 가지 종류의 스트레치 센서를 부착한 직물 밴드를 제작하여 8명의 20대 남성 피험자를 대상으로 흉부와 복부에서 각각 호흡 신호를 검출하였다. 본 실험과 동시에 측정된 SS5LB로부터 검출된 참조 신호와의 상관관계를 분석한 결과 높은 일치도를 보였다($r^2=0.76$).

한편 센서의 종류, 측정 위치, 동작 상태의 총 8개 조합의 집단 간 측정 성능의 차이를 검증하기 위해서 SPSS 24.0을 사용하여 Kruskal-Wallis test와 Bonferroni 사후검정을 실행하였다. 또한 센서 종류, 측정 위치,

동작 상태에 따라 각각 차이가 있는지를 분석하기 위해 Wilcoxon test를 실시하였다. 분석 결과 동작 상태와 관계없이 CNT기반의 직물센서를 통해 흉부에서 호흡 신호를 측정 했을 때 호흡 신호 검출 성능이 가장 우수한 것으로 나타났다.

본 연구의 결과 CNT 기반의 직물센서는 호흡수를 측정하고 호흡 패턴을 분석하는 용도로써 충분한 가능성이 검증되었으며, 특히 센서의 종류, 측정 위치 등과 같은 호흡 신호 측정을 위한 최적의 요건을 규명하였다는 데에 연구의 의의가 있다.

본 연구는 생체신호 계측 기술 개발 연구의 일환으로 수행되었다. 향후에는 야외 환경에서 또는 일상 활동 중에도 동작에 방해 없이 다양한 생체신호를 실시간으로 측정하고 건강 상태를 효과적으로 모니터링 할 수 있는 가슴벨트형 웨어러블 플랫폼을 개발하고자 한다.

REFERENCES

- Annalisa, B., & Danilo, R. (Eds.) (2011). *Wearable Monitoring Systems*, Springer US. ISBN 978-1-4419-7383-2, DOI: 10.1007/978-1-4419-7384-9
- BIOPAC Systems, Inc. (2019). SS5LB Respiratory Effort Transducer, Retrived from <https://www.biopac.com/product/respiratory-effort-transducer-bsl/>
- Carlo M., Andrea, Daniela, L. P., Massimo, S., Sergio, S., & Emiliano, S. (2019). Contact-Based Methods for Measuring Respiratory Rate. *Sensors*, 19, 908, 1-47. DOI: 10.3390/s19040908
- Carry, P., Baconnier, P., Eberhard, A., Cotte, P., & Benchetrit, G. (1997). Evaluation of respiratory inductive plethysmography : Accuracy for analysis of respiratory waveforms, *Chest*, 111(4), 910-915. DOI: 10.1378/chest.111.4.910
- Cho, H. K., & Min, S. D. (2012). A study of the basic design for smart clothing based on measurement of the respiration. *Science of Emotion & Sensibility*, 15(4), 415-424.
- Coates, A. L., Peslin, R., Rodenstein, D., & Stocks, J. (1997) Measurement of lung volumes by plethysmograph. *European Respiratory Journal*, 10, 1415-1427. ISSN 0903-1936, 1997.

- DOI: 10.1183/09031936.97.10061415
- Hoffmann, T., Eilebrecht, B., & Leonhardt, S. (2010). Respiratory Monitoring System on the Basis of Capacitive Textile Force Sensors. *IEEE Sensors Journal*, 11(5), 1112-1119.
- DOI: 10.1109/JSEN.2010.2082524
- Huh, Y. J., & Yoon G. W. (2008). Accuracy improvement of respiration rate based on photo-plethysmography by enhancing motion artifact. *Journal of the Korean Sensors Society*, 17(6), 447-453, DOI: 10.5369/JSST.2008.17.6.447
- Kim, K. H., Lee, J. H., & Lee, S. H. (2011). *Biometric sensors and measuring devices*, Seoul: Moonundang.
- Kim, S. H. (2015). A design of the smart clothing for respiration monitoring using the conductive fabrics coated with the non-metal materials (Doctoral dissertation), Yonsei University, Seoul, Republic of Korea. Retrived from <http://riss.kr/>
- Laouani, A., Rouatbi, S., Saguem, S., & Calabrese, P. (2016). Thorax and Abdomen Motion Analysis in Patients with Obstructive Diseases. *Pulmonary & Respiratory Medicine*, 6(1), 1-5.
- DOI: 10.4172/2161-105X.1000313
- Lee, S. P., Ban, H. S., & Lee, J. H. (2018). A Study on the Possibility of Three-dimensional Wearable Respiration Rate Sensor based on Surface Area Changes. *Science of Emotion & Sensibility*, 21(1), 35-44. DOI: 10.14695/KJSOS.2018.21.1.35
- Min, S. D., Yun, Y. H., Lee, C. K., Shin, H. S., Cho, H. K., Hwang, S. C., & Lee, M. H. (2010). Respiration measurement system using textile capacitive pressure sensor. *The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers*, 59(1), 58-63.
- Office of Research Affairs / University Industry Foundation (2018). Korea Patent No. 101895694. Seoul: Korea. Korea Intellectual Property Rights Information Service.
- Park, M. S. (2016). Measurement of respiration rate using the PPG signal in wearable device (Unpublished master's thesis), Busan University, Busan, Republic of Korea. Retrived from <http://riss.kr/>
- Son, G. S., Han, S. H., Cha, B. J., Maeng, J. H., Shin, H. J., Woo, D. H., Jang, J. S., & Lee, S. Y. (2013). Firefighter's respiration rate monitoring using piezoelectric polyvinylidene fluoride (PVDF) film. *In Proceeding of 2013 Conference of Korean Society of Mechanical Engineers*, 2481-2484.
- Thiabgoh, O., Eggers, T., & Phan, M-H. (2017). A new contactless magneto-LC resonance technology for real-time respiratory motion monitoring. *Sensors and Actuators A: Physical*, 265, 120-126.
- DOI: 10.1016/j.sna.2017.08.043
- Yang, E. K. (2015). Inductive textile sensor for simultaneous measurement of respiration and heart activity signals applied to clothing (Doctoral dissertation), Yonsei University, Seoul, Republic of Korea. Retrived from <http://riss.kr/>

원고접수: 2019.11.14

수정접수: 2019.11.27

게재확정: 2019.11.27