

수면 무호흡증 관리를 위한 섬유센서 기반의 슬립 모니터링 스마트 웨어 개발에 관한 연구

A Study on the Development of Sleep Monitoring Smart Wear based on
Fiber Sensor for the Management of Sleep Apnea

박진희¹ · 김주용^{2†}

Jin-Hee Park¹ · Joo-Yong Kim^{2†}

Abstract

Sleep apnea, a medical condition associated with a variety of complications, is generally monitored by standard sleep polysomnography, which is expensive and uncomfortable. To overcome these limitations, this study proposes an unconstrained wearable monitoring system with stretch-fiber sensors that integrate with the wearer's clothing. The system allows patients to undergo examinations in a familiar environment while minimizing the occurrence of skin allergies caused by adhesive tools. As smart clothing for adult males with sleep apnea, long-sleeved T-shirts embedding fibrous sensors were developed, enabling real-time monitoring of the patients' breathing rate, oxygen saturation, and airflow as sleep apnea diagnostic indicators. The gauge factor was measured as 20.3 in sample 4. The maximum breathing intake, measured during three large breaths, was 2048 ml. the oxygen saturation was measured before and during breath-holding. The oxygen saturation change was 69.45%, showing a minimum measurable oxygen saturation of 70%. After washing the garment, the gauge factor reduced only to 18.0, confirming the durability of the proposed system. The wearable sleep apnea monitoring smart clothes are readily available in the home and can measure three indicators of sleep apnea: respiration rate, breathing flow and oxygen saturation.

Key words: Sleep Apnea, Polysomnography, Fiber Sensor, Monitoring, Smartwear

요 약

본 연구에서는 수면무호흡증이 다양한 합병증을 유발하는 질병으로서, 이를 위한 표준화된 수면다원검사가 고가이며 측정이 불편함을 고려하여, 환자가 익숙한 환경에서 검사를 받을 수 있도록 스트레치 섬유센서를 이용한 무구속 상태의 웨어러블 모니터링 시스템을 개발하고자 한다. 또한, 의복과 일체화된 디자인으로 제품화하여 그 유용성을 제안하고자 한다. 성인 남성용 롱 슬리브 티셔츠 형태로 착용형 수면무호흡 모니터링 스마트 의류를 개발하여, 수면무호흡 진단 지표 중 섬유형 센서를 기반으로 측정하는 호흡수(breathing rate) 측정용 섬유센서, 산소포화도(oxygen saturation), 호흡기류(airflow)를 실시간 측정하였다. 최적의 조합비 샘플 4가지를 통한 gauge factor를 측정

¹ 박진희: 숭실대학교 유기신소재파이버공학과 산학중점교수

² † (교신저자) 김주용: 숭실대학교 유기신소재파이버공학과 교수/ E-mail : jykim@ssu.ac.kr / TEL : 02-820-0631

한 결과, gauge factor 20.3을 확인하였고, 3회 숨을 크게 내쉴 때 호흡유량이 최대 2048ml였다. 산소포화도 69.45%로 최소 측정 가능 산소포화도 70% 정도의 결과를 나타내었다. 세탁 후 인장에 따른 센서 성능 평가 결과는 전체적으로 gauge factor 18 수준의 값으로, 세탁에 대한 내구성이 입증되었다. 본 연구를 통하여 수면무호흡증 환자의 수면효율이 떨어지고 여러 합병증을 동반하는 문제에 대해, 가정에서 쉽게 사용할 수 있는 착용형 수면무호흡 모니터링 스마트 의류를 개발하여 호흡수, 호흡유량, 산소포화도의 3가지 지표를 측정 가능함을 확인하였다.

주제어: 수면무호흡증, 수면다원검사, 섬유 센서, 모니터링, 스마트웨어

1. 서론

인간의 일생에서 1/3에 수면이란 긴 시간이 할애되는데, 최근 다양한 스트레스와 질병의 요인으로 수면의 질이 떨어지는 사람들이 늘어나고 있어, 수면은 건강과 직결된다는 점에서 수면에 대한 관심이 점점 증가하고 있는 추세이다. 수면과 관련된 질병이 인구의 상당수(미국 통계에 의하면, 불면증의 경우 인구의 30%, 무호흡증은 1% 정도)가 된다는 점에서 매우 중요한 가치가 있을뿐 아니라 수면검사는 생체에서 발생하는 대부분의 신호들을 복합적으로 다룬다는 점에서 의학 및 기술적으로 주목을 받게 된다(Park et al., 1996). 실제로, 수면을 통하여 낮 시간의 활동으로 인한 피로를 회복하고 휴식을 취하게 되므로, 수면시간의 상태나 질, 자세는 우리의 건강에 아주 중요한 영향을 미치게 된다. 따라서 수면무호흡과 같은 수면 장애로 인하여 2차적인 질병이 발생하지 않도록 하는 것은 예방의학적 측면에서도 매우 중요한 가치가 있다고 본다. 수면무호흡은 수면 중 공기의 통로가 막히게 되어 폐가 신선한 공기를 얻지 못하게 되므로, 자꾸 깨게 되어 낮에 심한 졸림증과 피로감을 느끼게 되고 장기간의 수면 무호흡은 심장이나 폐에 부담을 가중시켜, 고혈압, 심장마비, 발작과 같은 심각한 합병증과 관련이 있다. 현재 수면무호흡증 진단방법은 환자가 직접 병원에 입원하여 진행되는 검사와 이동형(portable) 검사기기를 이용한 가정용 수면검사 방법의 두 가지가 있으나, 70-130만원의 검사 비용이 높고 접착도구의 불편함 등 검사방법이 번거롭다는 이유로 검사를 미루다 적절한 치료시기를 놓치는 경우가 많은 실정이다. 또한 수면 무호흡 전용 검사실의 수가 한정적이어서 환자가 원하는 시간에 검사를 받는 데

에도 어려움이 있는 상황이다. 이에 보다 정확한 검사를 위해서는 환자가 익숙한 환경에서 일상의 무구속 상태로 검사를 받는 것이 중요하므로, 현재 검사방법의 구속 상태를 좀 더 편안한 상태의 구속하지 않는 상태에서 모니터링하여 수면 상태를 스스로 관리할 필요성이 있다고 본다.

이에 본 연구에서는, 기존의 하드한 기기부착으로 인한 착용감의 저하를 개선하고자 섬유형 센서를 이용한 측정 의류로 대체하고자 한다. 이는 간편한 착용으로 일상생활 중 검사가 가능하므로, 집에서 상시적으로 측정 가능한 무구속성 웨어러블 기기를 개발하고 그 실용성을 제안하고자 한다.

2. 이론적 배경

2.1. 수면무호흡 환자의 특성

수면무호흡증은 수면 중 호흡정지가 10초 이상 지속되는 현상이 평균 시간당 5회 이상 발생하거나, 수면 중 총 30회 이상 발생하는 경우로 정의되며, 수면 중 호흡정지에 따른 교감신경계 활성화로 인해 수면의 질을 저하시키는 대표적 수면 장애이다(Park, 2017). 흔히, 수면 중 코골이를 동반하는 경우가 많으며, 낮 시간 졸음과 만성적 피로감을 느끼고, 심한 경우 기면증을 동반한다(Park, 2017; Young, 1993; Vassetti, 1999; Duran, 2001). 수면 무호흡증은 발생기전에 따라 폐쇄성, 중추성, 복합성의 3가지로 분류되며 폐쇄성 수면 무호흡증이 이 중 대부분을 차지한다(Park, 2017; Morgenthaler, 2006). 수면다원검사상 10초 이상 호흡이 없는 경우 무호흡이라고 정의하며 공기 흐름이

10-50% 감소된 경우 저호흡이라고 정의한다. 폐쇄성 무호흡은 상기도의 일시적 폐쇄로 인하여 생긴 무호흡이며, 시간당 무호흡 지수와 저호흡 지수를 더한 값인 시간당 호흡장애지수가 5이상이며 과도한 주간졸음증이나 불면증을 호소하는 경우, 수면무호흡증으로 진단한다(Kim et al., 2001; American Sleep Disorders Association, 1997).

수면 무호흡은 여러 가지 증상과 합병증을 유발하는 증상으로 치료가 필요한 중요한 질환이다. 수면 무호흡이 지속되면 폐가 신선한 공기를 얻지 못하게 되므로 이를 감지한 뇌가 우리 몸을 깨우고 근육을 수축시켜 공기 통로를 다시 열어준다. 이 때 수면 중인 사람은 잠간이지만 깨게 되면서 호흡을 다시 시작하게 된다(Won, 2009). 이러한 무호흡은 다양한 합병증을 유발하게 되고 성기능 장애, 당뇨병, 집중력 장애와도 관계가 있으며, 소아 및 청소년기에는 학업 능력의 저하, 야뇨증, 과잉 행동 장애 증후군과 연관이 있다고 한다. 최근 비만 환자가 증가하면서, 50%의 확률로 폐쇄성 수면 무호흡증이 발병하며 현재, 국내에서 40세 이상 성인 남성이 27%, 여성의 16%의 유병률을 보이는 이 질환은 초기에는 심한 코골이, 기상 후 두통이 생기는 등과 같이 간과하기 쉬운 질환으로, 만성이 되어 부정맥, 고혈압, 허혈성 심장질환, 폐질환, 등의 심폐기계 질환이 진행되었을 때 인지하는 경우가 많다(Lee et al., 2013; Kim & Lee, 2006).

또한, 다양한 증상에도 불구하고 과도한 졸림증과 피로의 구별이 어렵기 때문에 주관적인 증상 한 두 가지만으로 폐쇄성 수면무호흡증을 진단하기는 힘들다(Kim et al., 2001; Herer et al., 1999). 폐쇄성 수면무

호흡증은 종종 기면병, 주기성 사지 운동증, 몽유병 등의 타 수면장애와 병발한다. 이런 경우, 환자의 증상이 어떤 수면 장애에 의한 것인지 판단하기 어렵고 확진을 위해서는 야간수면다원검사가 필요하며, 검사상 무호흡과 저호흡 이외에도 저산소혈증, 수면분절 등이 관찰된다. 폐쇄성 수면무호흡증에서는 심각한 합병증이 함께 나타나는데, 고혈압이 잘 동반되며, 비만을 통제 한 이후에도 폐쇄성 수면무호흡증의 정도는 혈압과 유관하며 부정맥의 발생을 등 역시 높다. 과도한 주간 졸음증 등의 증상으로 사고 및 외상의 위험도도 증가하고 사망률 역시 증가한다.

이와 같이, 일상의 수면 중에 치명적인 합병증까지 동반할 수 있는 무호흡증을 일상에서 초기의 증상만으로도 쉽게 모니터링할 수 있으며, 지속적으로 모니터링과 관리 가능한 간편한 검사시스템이 절실하다고 할 수 있다.

2.2. 수면다원검사 및 모니터링 시스템

수면 무호흡증을 진단하기 위한 표준화된 방법으로는 수면다원검사가 있으며, 진료비용 및 측정의 편의성 등의 이유로 최근 가정용 수면다원검사기 및 휴대용 검사기가 개발되고 있다(Park, 2017; Chesson, 1997; Choi, 2010). Fig. 1에 수면다원검사와 휴대용 검사기에 대하여 나타내었다. 수면다원검사의 경우, 많은 센서를 부착하여 심전도, 뇌전도, 안전도, 흉부, 복부의 움직임, 코와 입의 기류변화, 근전도, SpO₂ 등 수면 중 인체의 변화에 대한 생체신호를 측정한다(Chesson, 1997; Park, 2017). 간이수면검사를 이용하여 병원이

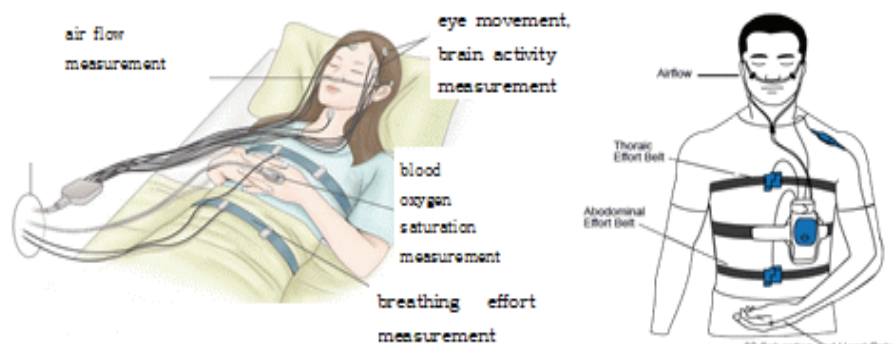


Fig. 1. Polysomnography : inpatient test (left) and mobile test device (right)

아닌 곳에서 검사하는 방법도 있지만, 장치를 설치하거나 몸에 부착하는 등의 부가적인 조치가 필요한 방식을 사용하고 있다(Kim, 2013). 가정용 수면다원검사기는 기존 수면다원검사에서 측정하는 지표 중 일부를 선별하여 수면무호흡을 진단하며 resmed의 apnealink와 같은 상용제품이 출시되고 있다. 또한, 일상생활에서 수면의 질을 평가할 수 있는 간단한 장비들이 제안되었는데, 그 중 심박변이 및 호흡신호를 입력받을 수 있는 웨어러블 장비가 있지만, 밴드 형태의 장비를 흉부에 착용해야하므로 익숙하지 않은 사용자들의 수면 자체를 방해할 여지가 있다(Park et al., 2015). 반면, 사용자의 활동량을 바탕으로 수면을 분석하는데 이용하는 가속도 측정 장치는 일반적으로 손목에 시계처럼 착용할 수 있다(Park et al., 2015).

수면다원검사의 경우는 병원의 특별 검사실에서 많은 센서를 부착하고 하룻밤을 수면해야하므로, 낮선 장소에서의 수면이 익숙치 않은 예민한 환자에게는 첫날밤효과로 오히려 일상적인 수면과는 다른 결과를 초래할 수 있고, 신뢰도가 떨어질 수 있으며 비용도 고가이므로 환자들에게는 부담이 큰 것이 현재의 실정이다. 이에 Kim et al.(2012)의 연구에서는 도플러 레이더를 통해 사용자의 심박과 호흡을 측정할 수 있는 바이오 레이더(Bio Radar)를 기반으로 사용자를 인식하고 사용자의 수면시의 호흡을 지속적으로 모니터링 함으로써 수면무호흡 데이터를 수집하고 모니터링 및 관리할 수 있는 서비스 시스템을 개발하기도 하였지만, 아직 실용화 단계에 이르지 못하는 못하였다. Park et al.(2015)의 연구에서는 실생활에서 낮은 비용으로 손쉽게 수면의 효율을 측정하는 가속도 센서가 내장된 손목 착용형 장비가 수면 중 간헐적 움직임과 비수면 중 미세한 움직임이 발생한 구간에서 동적 분류기를 이용함으로써, 오분류율의 문제를 해결할 수 있는 방법을 제안하기도 하였다. 이와 같은 여러 연구와는 달리, 무구속 수면단계를 추정하는 방법을 시도한 Hwang et al.(2012)의 연구에서는 PVDF 필름기반센서를 이용하여 침대에서 피험자의 등밑, 침대보와 매트리스 사이에 위치하여, 무구속적으로 측정한 호흡 신호에 근거하여 렘수면 구간 측정이 가능한지에 대한 확인 연구를 시행하였다. 또한 Baek et al.(2014)의 연구는 정밀 온습도센서를 이용하여 탐지하고 경보할 수 있는 휴

대형 수면무호흡 측정기의 설계와 구현 방법을 제안하였으며, 이는 디바이스 프로토타입의 연구이다. Kim et al.(2001)은 수면다원기록법으로 확진된 폐쇄성 수면무호흡증 환자의 임상특성과 호흡장애지수와 수면 구조간의 상관관계를 밝히는 연구를 시행하였다. Lee et al.(2010)은 3축 가속도 센서를 활용한 수면 및 호흡상태 모니터링 시스템을 개발하여 복부에 적용하였고 수면 무호흡과 같은 호흡상태 이상 유무에 대한 유효한 정보를 측정하였으나 엎드려 자는 수면 자세 및 움직임 상황에서는 호흡 상태에 대한 정보를 정확하게 측정할 수 없었고 코골이와 같은 미동의 호흡 이상 상태는 검출하지 못한 제한점이 있었다. Lee et al.(2013)은 안대형 폐쇄성 수면 무호흡증 검출 시스템을 위하여 숙면을 돕기 위해 착용하는 안대의 코 부분에 온도센서를 부착하여 실제 호흡에 따른 온도 변화를 감지하는 시스템과 알람 설정을 위하여 스마트폰과 연동하여 어플리케이션을 구현하였다. 이는 실측 데이터를 서버 및 웹 모니터링 시스템에 구현하는 것에 대한 후속 연구가 필요하였다. Kim(2013)은 가속도 센서를 이용한 수면 무호흡증 모니터링 시스템을 개발하고 호흡 모니터링을 위해 가속도 센서를 7번 갈비뼈 근처에 위치하여 측정하였다. 또한 수면무호흡 모니터링을 위한 임피던스 단층 영상을 얻기 위하여 흉부에 다수의 전극을 개별 부착하고 각 전극에 별도의 신호선을 이용하여 시스템과 연결하는 불편함을 해소하고자, Park(2017)은 수면 중 움직임에 의해 전극의 접촉이 변화되지 않도록, 전극 벨트 구조를 설계하여 하나의 벨트에 다채널 전극을 연결하여 인체에 부착할 수 있게 설계하였다.

이와 같이 지금까지의 연구는 표준화된 수면다원검사가 비용이 고가이며 측정의 불편함을 고려하여, 수면 다원검사의 지표 중 한 가지를 선택하여 호흡의 유무를 측정할 수 있는 가속도 센서나 온습도센서를 이용하여 연구하였고, 인체를 무구속하는 레이더를 침상 근처에 두고 무호흡을 측정 및 모니터링 하는 방법에 대한 연구가 대부분이다. 수면다원검사는 많은 센서를 부착하고 수면을 취해야하므로 환자들에게는 거부감이 크고 비용이 고가이므로, 많은 연구에서는 지표 중 일부만 측정하여 진단하는 방법을 선호하고 있으나 정확도가 떨어지는 편이며 인체를 무구속하는

방식은 연구가 미비한 실정이다. 이와 같이 일체형 무구속 모니터링 시스템으로 몇 가지 지표를 함께 측정 가능한 웨어러블 제품은 아직 미비한 실정이다.

이에, 본 연구는 기존 검사의 한계를 극복하고 보다 정확한 검사를 위해 환자가 익숙한 환경에서 검사를 받을 수 있고, 번거로운 검사 장비의 부착으로 평소대로 잠들지 못하거나 집착도구의 불편함 등 피부 알레르기 등의 발생을 최소화할 수 있는 스트레치 섬유센서를 이용한 무구속 상태의 웨어러블 모니터링 시스템을 개발하고 의복과 일체화된 디자인으로 제품화하여 그 유용성을 제안하고자 한다.

3. 연구방법

3.1. 티셔츠 형태의 웨어러블 일체형 모니터링 시스템

성인 남성용 롱 슬리브 티셔츠를 제작하여 착용형 수면무호흡 모니터링 스마트 의류를 개발하고자 한다. 수면무호흡 진단 지표 중 호흡수(breathing rate), 산소포화도(oxygen saturation), 호흡기류(airflow)의 총 3가지 지표를 실시간 측정할 수 있는 수면무호흡 모니터링 스마트 의류를 제작하였다. 기존 EMG (Electromyography)

의 전기적 근육 활성화 측정방식의 센서 타입이 아닌 MMG (Mechanomyography)의 기계적 근육 활성화 측정 방식의 유연한 텍스타일 센서를 통한 호흡수 측정 방법을 활용하여, 하드타입의 센서에서 느낄 수 있는 불편함을 최소화하였다. 의류 제작은 남성 타이트 T-shirt로 cotton 95%/span 5% 혼용 원단을 사용하였고 사이즈는 Table 1에, 모니터링 셔츠의 구조는 Fig. 2에 나타내었다.

3.2. 디바이스 작동 과정과 하드웨어 플랜

측정 항목은 호흡수, 호흡기류, 산소포화도이며, 이를 위해 섬유센서, 호흡기류 센서, 산소포화도 센서를 연결하였다. MCU와 전원모듈은 상단에 배치하였으며, 전극부는 MCU 및 전원모듈의 하단의 좌우측에 위치하였고 산소포화도 센서와 호흡기류 센서는 연결을 위해 4핀 커넥터를 이용하여 배치하였다. 호흡수 측정용 텍스타일 센서는 커넥터를 MCU 및 전원모듈의 하단 중앙에 배치하였다. 그 외 전력을 공급하는 배터리는 Li-Po Battery를 사용하였고 착용감 및 이물감이 느껴지지 않도록 소형 디바이스 제작 및 경량화 소재를 사용하였으며 데이터를 전송하는 USB로 구성된다. 작동 과정은 Fig. 3과 같다. 각 모듈의 사양과 세부 모델은 Table 2에 보여진다.

Table 1. T-shirts size

Shoulder width	Chest circumference	Sleeve length	Shirt length	Wrist circumference
43.5cm	84cm	67cm	83cm	27cm

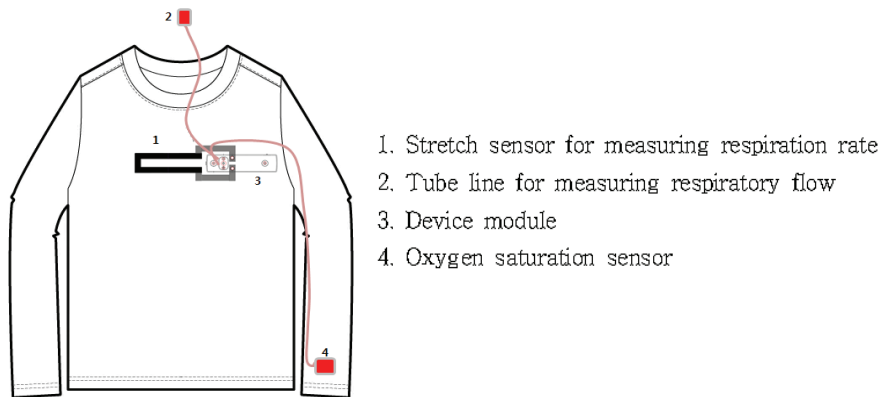


Fig. 2. Sleep Apnea Monitoring Smart T-shirt

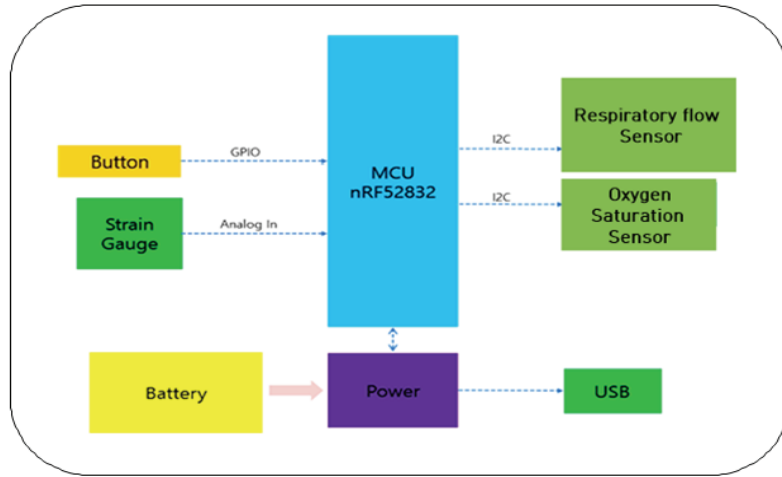


Fig. 3. Device operation process

Table 2. Model name and specification of parts used

Part	Model name	Specification
MCU	nRF52832	Including bluetooth
Respiratory flow sensor	MPL3115A2	Barometric sensor
Oxygen saturation sensor	MAX30105	PPG sensor
Battery	BVT 301022	3.7V 45mAh, Including PCM

Table 3. Sinking condition

Sample	Ultrasonic waves (minuit)	Stirring (hour)	Drying temperature (°C)	Impregnation number of times
1	0	6	100	3
2	0	6	100	4
3	60	6	100	4
4	60	6	100	3

3.3. 호흡수 측정용 텍스타일 센서 디바이스 구조 및 시스템

호흡수 측정을 위하여 티셔츠 내부에 스트레치센서 및 저압력 센서섬유를 사용하였으며, 전도성 스트레치 센서의 제작은 스트레치 원단에 CNT 입자를 3WT% (weight percent) MEK solvent에 녹여 분산시킨 용액에 다음의 조건으로 함침하였다. 함침 조건은 초음파 장비의 사용 유무, 스테어링 6시간, 건조온도 100도, 함침 횟수 3회 혹은 4회로 진행하였다. Table 3에 함침 조건을 나타내었다. 이후, gauge factor 테스트는 tension 측정과 동시에 멀티미터를 통한 전도성 측정이 동시에 가능한, 인장하면서 저항 변화값을 데이터로 얻을 수 있는 universal testing machine을 이용하여 측정하였다. 실험 시 모든 샘플을 파지길이 30mm를 기준으로 8mm 인장 후 다시 원래 위치로 돌아와 8mm 밴딩하는 조건으로 진행하였다. Table 4에 그 테스트 조건을 나타내었다.

Table 4. Gauge factor test condition

Sample size	Initial position	Tension	Post tension position	Bending	Post bending position
10cm × 10cm	30mm	8mm	38mm	8mm	22mm

게이지 팩터는 센서의 민감도에 관한 수치로서, 인장시 변화하는 초기 길이 대비 변화와 초기 저항 대비 변화한 값을 나타내는 지표이다. 센서의 저항 변화값 측정을 통한 gauge factor를 계산하는데, 계산식은 다음과 같다.

$$\text{gauge factor(GF)} = \frac{\Delta R}{R_0} \cdot \left(\frac{L}{L_0}\right)^{-1}$$

(ΔR : 길이 변형 후 센서의 저항 변화, R_0 : 길이 변형전의 저항, L : 센서의 변형 후 길이 L_0 : 센서의 변형전 길이)

Fig. 4에는 텍스타일 센서의 크기 및 전극부 설계를 나타내고 있다. 또한 텍스타일 센서와 디바이스와의

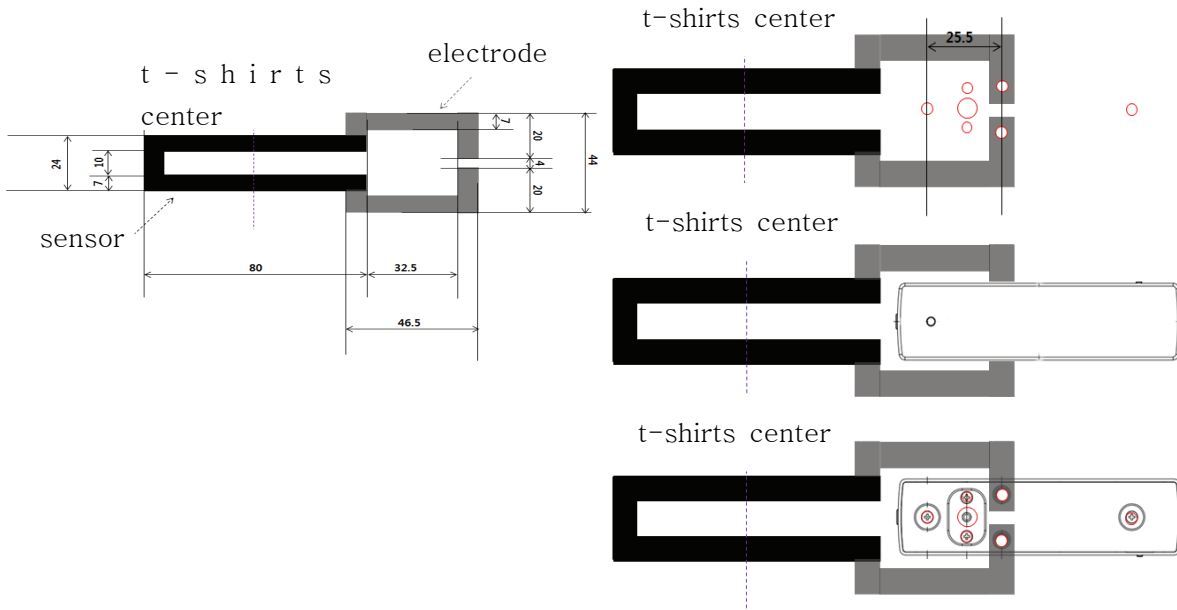


Fig. 4. Textile sensor design and connection between textile sensor and device

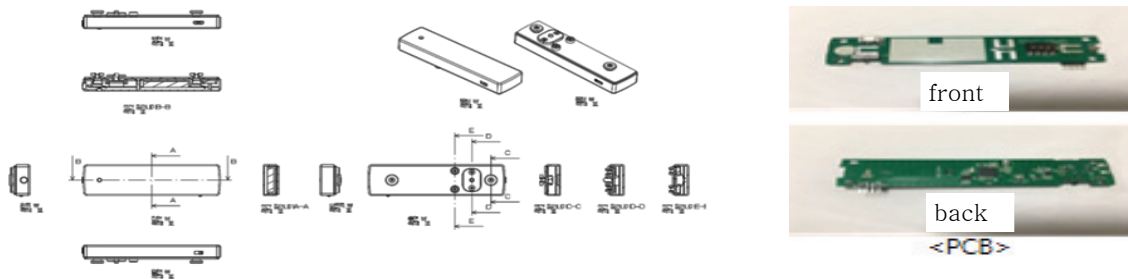


Fig. 5. Device appliance design and PCB

연결을 보여주고 있다. 검은색 부분의 센서부와 회색 부분이 전극부로 나뉘어지며, 호흡에 의해 변화된 길이만큼의 저항 값을 디바이스가 감지하여 호흡수를 측정하게 된다.

3.4. 호흡기류 및 산소포화도 측정 센서

호흡기류(airflow) 측정은 호흡 유량 정도를 통한 호흡기류 분석을 하였고 산소포화도는 측정 센서를 손목부분에 결합한 형태로 티셔츠에 결합하여 제작하였다. 산소포화도 센서는 적외선과 적색 가시광선을 이용하여 산소 포화도를 측정한다.

3.5. 센서 디바이스 구조 및 시스템

호흡수 측정, 호흡기류 측정, 산소포화도 측정 및 정보 취합 및 전달 가능한 PCB 설계 및 소형 디바이스와 소형 배터리 활용으로 작동시간 연장을 위한 저전력 설계를 진행하였다. 생체정보 취합 소형 IoT 디바이스는 마그네틱 체결방식을 사용하여, 호흡수, 산소포화도, 호흡유량 데이터 취합 및 블루투스를 이용한 정보 송신을 가능하게 하였다. 기구 설계 및 스마트 의류와의 체결을 위해 support plate를 티셔츠 위쪽에 배치하였으며, 전극부와 커넥터가 티셔츠 바깥쪽으로 돌출되어, 전도성 소재의 사용으로 결합과 동시에 작동 가능하였다. 디바이스 구조와 사진은 Fig. 5와 같다.

3.6. 세탁 후 사용 가능 여부 테스트

의류용 제품의 경우 세탁이 가능해야 하며, 전도성 재료로 구성된 제품 특성상, 세탁 내구성이 확보되어야 한다. 따라서 세탁 20회 이상의 내구성을 확보하기 위하여, 세탁 후 샘플의 저항 변화 및 gauge factor 변화 분석 및 세탁 내구성을 판단하였다. 스트레치 센서의 세탁조건은 KS K ISO 1A 규격을 준수하여, 세탁 온도 40도, 세탁용액량 0.2L, 세제량 0.37%, 6mm 세탁볼 10개, 세탁 시간 45분으로 세팅하였고 세탁 후, 상온에 건조하였다. 건조 후 인장-저항 변화를 분석하여 세탁 전 데이터와 비교 분석하여 gauge factor 값의 변화를 확인하였다. 또한 센서 부위의 변태색의 세탁 견뢰도를 확인하기 위하여 센서를 부착한 원단 상태를 KS K ISO 105-C06시험을 진행하여 세탁에 대한 내구성을 확인하였다.

3.7. 섬유센서, 호흡기량, 산소포화도 측정

본 연구에서 개발한 스마트 수면무호흡복을 착용하고 섬유센서, 호흡기량, 산소포화도를 측정하기 위하여 25세-30세의 평균체형을 가진 4명의 남성 피험자를 선정하였고 각 사이즈는 Table 5에 제시하였다. 착용시 수면무호흡복은 피험자들의 가슴부분 및 전체적으로 붙는 형태로, 섬유센서가 밀착되는 형태였으며, 허리부분은 약간의 여유가 있는 편이었다.

Table 5. Measured data of subjects

Subject	Age (years)	Height (cm)	Chest circumference (cm)	Waist circumference (cm)
1	26	174	84	82
2	29	172	85	83
3	27	178	87	85
4	30	173	82	79

피험자는 조용한 실험실의 간이침대에 누워 30분간 휴식한 상태에서 실험에 참여하였다. 호흡기 유량 테스트 조건은 3회 숨을 크게 내쉴 때 호흡유량을 측정하였는데, 이는 수면무호흡증에는 10초 이상 무호흡을 하다가 한 번에 몰아서 크게 호흡하는 경우가 있어서, 이 때 호흡유량 체크가 어느 정도까지 가능한지 확인하기 위한 것이다. 산소포화도 측정은 산소포화도 측정 후, 숨을 참으며 변화하는 산소포화도 값을 측정하였고 이는, 호흡이 없을 때, 산소포화도가 떨어지는 정도를 측정함으로써 최소로 측정 가능한 산소포화도가 어느 정도인지 파악하기 위한 것이다.

4. 연구결과

4.1. 수면무호흡복 제작

4.1.1. 티셔츠에 텍스타일 센서 부착

호흡을 측정할 센서의 부착 위치는 호흡시 부피 변화가 측정 가능한 위치로 목둘레 중심에서 수직으로 7cm 떨어진 지점으로 지정하였고, 함침한 센서는 레이저 커팅한 후, 지정한 위치에 열부착하였다. 의류 안쪽의 티셔츠 중앙 부에 아래 그림과 같이 호흡수 측정용 C자 모양 스트레치 센서를 부착하였다. 의류와 디바이스의 체결을 위한 서포터 및 볼트 너트 구조의 조립 구조는 Fig. 6과 같다. 네오디뮴 마그네틱으로 의류와 디바이스를 결합하고 데이터 전송을 일체화하였다.

4.1.2. 티셔츠에 호흡 유량 센서, 산소포화도 센서 부착

사용한 호흡 유량 측정기는 Fig. 7과 같이 산소투여용 튜브카테터를 사용하여 디바이스에 연결하였고, 산소포화도 센서를 티셔츠의 손목 부위에 부착하여 제작하였다. 최종 완성된 티셔츠는 Fig. 8과 같다.



Fig. 6. Inner clothing sensor part (left,center) and outer clothing device joint (right)



Fig. 7. Tube cartes for respiratory flow measurement



Fig. 8. Clothing for sleep apnea monitoring
(Left: t-shirts, Right: Oxygen saturation wrist part)

4.2. 섬유센서, 호흡기량, 산소포화도 측정 결과

4.2.1. 호흡수 측정용 섬유센서 성능

측정 결과 4번 sample에서 gauge factor 20.3을 확인하였고 센서의 민감도가 가장 높게 나타났다. 따라서, 4번 sample의 제조 컨디션 그대로 센서 제작을 진행하였고, Fig. 9에는 측정된 센서들의 gauge factor 값을 나타내었다. Vu & Kim(2018)의 연구에서 스트레치 센서의 gauge factor 값이 4.1-8.5 정도를 나타내

었으며, 이는 센서로서 민감한 수준으로 스트레치 센서로서의 적용에 적합하다는 결과를 보이고 있어, 본 실험의 센서의 결과가 매우 민감한 센서임을 나타내고 있다. 따라서 스트레치 센서로 적합한 센서임을 확인할 수 있었다.

4.2.2. 호흡기 유량 측정 및 산소포화도 측정 결과

호흡기 유량 테스트 조건은 3회 숨을 크게 내쉴 때 호흡유량을 측정하였고, Fig. 10에서와 같이 최대 호흡유량은 2048ml을 나타내고 있다. 산소포화도 측정은 산소포화도 측정 후, 숨을 참으며 변화하는 산소포화도 값을 측정하였고 산소포화도 최소값이 69.45%로, 최소 측정 가능 산소포화도 70% 이상의 결과를 나타내고 있다. Table 6에는 산소포화도 측정값을 나타내고 있다. 성인 평균 1회 호흡량이 300-1200ml임을 감안할 때, 최대 호흡유량 2000ml 이상의 측정값과 최소 측정 산소포화도값이 70% 이상이므로 일반적으로 사용 가능한 범위에 해당함을 나타내고 있다.

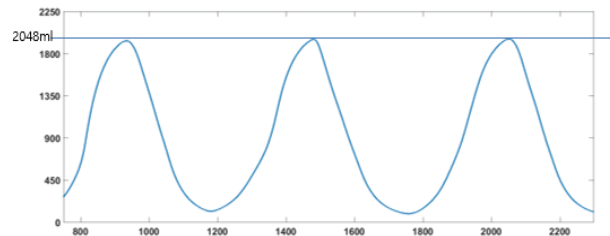


Fig. 10. Respiratory flow rate measurement

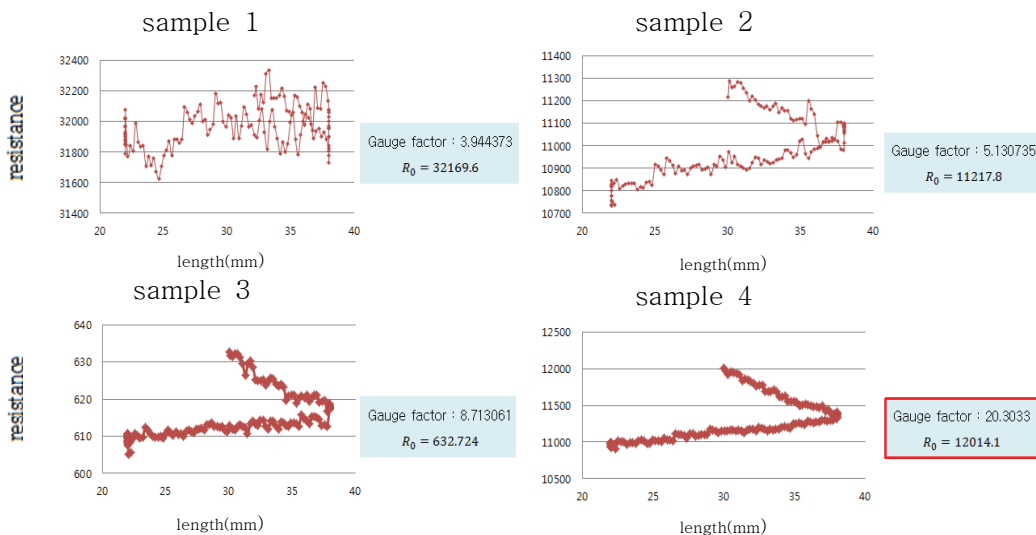


Fig. 9. Measuring sensor gauge factor using a universal testing machine

Table 6. Oxygen saturation measurement results

1		2		3	
Heart Rate	SPO2	Heart Rate	SPO2	Heart Rate	SPO2
60	99.87	60	99.94	62	99.9
60	98.86	57	98.93	62	98.6
60	97.85	75	97.92	60	97.58
62	96.84	75	96.91	57	96.56
60	95.83	75	95.9	55	95.54
60	94.82	68	94.89	55	94.52
57	93.81	68	93.88	57	93.5
57	92.8	68	92.87	57	92.48
55	91.79	75	91.86	57	91.46
57	90.78	75	90.85	57	90.44
57	89.77	75	89.84	57	89.42
57	88.76	75	88.83	57	88.4
57	87.75	75	87.82	57	87.38
57	86.74	78	86.81	60	86.36
57	85.73	75	85.8	60	85.34
57	84.72	75	84.79	60	84.32
57	83.71	75	83.78	60	83.3
60	82.7	75	82.77	57	82.28
57	81.69	75	81.76	57	81.26
57	80.68	78	80.75	60	80.24
57	79.67	83	79.74	60	79.22
57	78.66	83	78.73	60	78.2
57	77.65	78	77.72	57	77.18
57	76.64	78	76.71	57	76.16
57	75.63	78	75.7	57	75.14
55	74.62	78	74.69	57	74.12
57	73.61	78	73.68	57	73.1
57	72.6	78	71.1	60	71.03
57	71.59	78	70.05	60	70.48
57	70.58	78	69.45	60	70.13

Table 7. Change of resistance after washing

Conductive ink impregnation number of times	2	3	6
GF	11.856	20.303	12.465
Washing 10 times, GF	9.487	18.901	8.855
Washing 20 times, GF	8.190	17.908	5.628

4.3. 세탁 후 사용 가능 여부 테스트 결과

텍스타일 센서를 10회, 20회 세탁 후 인장에 따른 센서 성능 평가 결과는 전체적으로 gauge factor 가 다소 떨어진 것은 확인하였지만, 함침횟수 3회의 센서에서 gauge factor 18 수준의 값으로 측정 정확도에는 큰 영향이 없음을 확인하여, 세탁 후에도 센서를 사용 가능하다고 사료된다. Table 7에 세탁 후, gauge factor 값을 나타내고 있다. 또한 세탁건뢰도 KS K ISO 105-C06 시험에 따른 건뢰도 테스트에서 변퇴색, 오염에서 4-5 등급으로 나타나 센서의 성능은 세탁 후에도 사용하는 데는 지장이 없음을 알 수 있다.

5. 결론 및 논의

본 연구에서는 수면무호흡증이 다양한 합병증을 유발하고, 표준화된 수면다원검사의 비용이 고가이며 측정의 불편함을 고려하여, 기존 검사의 한계를 극복하고 보다 정확한 검사를 위해 환자가 익숙한 환경에서 검사를 받을 수 있는 방법을 모색하였다. 번거로운 검사 장비의 부착으로 평소대로 잠들지 못하거나 접촉도구의 불편함 등 피부 알레르기 등의 발생을 최소화할 수 있는 스트레치 섬유센서를 이용한 무구속 상태의 웨어러블 모니터링 시스템을 개발하고 의복과 일체화된 디자인으로 제품화하여 그 유용성을 제안하고자 한다.

성인 남성용 롱 슬리브 티셔츠를 제작하여 착용형 수면무호흡 모니터링 스마트 의류를 개발하였고, 수면무호흡 진단 지표 중 섬유형 센서를 기반으로 측정하는 호흡수(breathing rate) 측정용 섬유센서 성능, 산소포화도(oxygen saturation), 호흡기류(airflow)를 실시간 측정하였다. 수면무호흡 모니터링 스마트 의류는 기존 EMG 방식의 센서 타입이 아닌 MMG 방식의 텍

스타일 센서를 통한 호흡수 측정방법을 활용하고 섬유형 센서를 적용하여 가정용으로도 개발해 볼 수 있다고 사료된다.

전도성 스트레치 센서의 제작은 스트레치 원단에 CNT 입자를 3WT%(weight percent)로 MEK solvent에 녹여 분산시킨 용액에 다음의 조건으로 함침하였다. 함침 조건은 초음파 장비의 사용 유무, 스테어링 6시간, 건조온도 100도, 함침 횟수 3회 혹은 4회로 진행하였다. 이후, gauge factor 테스트는 tension 측정과 동시에 멀티미터를 통한 저항 변화값을 측정하였다. 실험 시 모든 샘플을 파지길이 30mm를 기준으로 8mm 인장 후 다시 원래 위치로 돌아와 8mm 밴딩하는 조건으로 진행하였다. 의류 안쪽 중심 부에는 호흡수 측정용 \cap 자 모양 스트레치 센서를 부착하였다. 최적의 조합비 샘플 4가지를 통한 gauge factor를 측정한 결과, 4번 sample에서 gauge factor 20.3을 확인하였고 4번 sample의 제조 컨디션대로 센서 제작을 진행하였다. 호흡유량은 3회 숨을 크게 내쉴 때 측정하였고 최대 호흡유량은 2048ml였다. 산소포화도 측정 후, 숨을 참으며 변화하는 산소포화도 값을 측정하였으며, 산소포화도 69.45%로 최소 측정 가능한 산소포화도 약 70% 정도의 결과를 나타내었다. 세탁조건은 KS K ISO 1A 규격에 준수하여, 센서를 10회, 20회 세탁 후 인장에 따른 센서 성능 평가 결과는 전체적으로 gauge factor 18 수준의 값으로 측정 정확도에는 큰 영향이 없음을 확인하였고, 세탁건뢰도 테스트 결과, 세탁에 대한 내구성이 입증되었다.

본 연구를 통하여 수면무호흡증 환자의 수면효율이 떨어지고 여러 합병증을 동반하는 문제에 대해, 가정에서 쉽게 사용할 수 있는 착용형 수면무호흡 모니터링 스마트 의류를 개발하여 호흡수측정용 섬유센서, 호흡유량, 산소포화도의 3가지 지표를 측정 가능함을 확인하였다. 고령화 사회에 접어들면서 다양한 합병증을 예방하는 차원으로 향후 연구에서는 실시간 데이터를 서버나 클라우드에 저장하여 주변의 가족들이나 의료진들이 함께 공유할 수 있는 모니터링시스템 개발이 필요할 것으로 사료된다.

REFERENCES

- American Sleep Disorders Association. (1997). The International Classification of Sleep Disorders, revised: Diagnostic and Coding Manual, Rochester, MN.
- Baek, J. H. (2014). A Study On Design and Implementation of Obstructive Sleep Apnea Meter, *Proceedings of the Korean Society of Computer Information Conference*. 22(1), 393-394.
- Bassetti, C., Aldrich. MS. (1999). Sleep apnea in acute cerebrovascular diseases: final report on 128 patients. *Sleep*, 22(2), 217-223. DOI: 10.1093/sleep/22.2.217
- Chesson A. L., Jr., Ferber, R. A., Fry, J. M., Grigg-Damberger, M., Hartse, K. M., Hurwitz, T. D., Johnson, S., Littner, M., Kader, G. A., Rosen, G., Sangal, R. B., Schmidt-Nowara, W., Sher, A. (1997). Practice parameters for the indications for polysomnography and related procedures. *Sleep*, 20(6), 406-422. DOI: 10.1093/sleep/20.6.406
- Choi, J. H., Kim, E. J., Kim, Y. S., Choi, J., Kim, T. H., Kwon, S. Y., Lee, H. M., Lee, S. H., Shin, C., Lee, S. H. (2010). Validation study of portable device for the diagnosis of obstructive sleep apnea according to the new AASM scoring criteria. *Acta Oto-Laryngologica*, 130(7), 838-843. DOI: 10.3109/00016480903431139
- Duran, J., Esnaola, S., Rubio, R., & Iztueta. A. (2001). Obstructive sleep apnea-hypopnea and related clinical features in a population-based sample of subjects aged 30 to 70 yr. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 163(31), 685-689. DOI: 10.1164/ajrccm.163.3.2005065
- Herer B, Roche N, Carton M, Roig C, PoujoloV, & Huchon G. (1999). Value of clinical, functional, and oximetric data for the prediction of obstructive sleep apnea in obese patients. *Chest*, 116, 1537-1544. DOI: 8080/10.1378/chest.116.6.1537
- Hwang, S. H., Yoon, H. N., Jung, D. W., Seo, S.W., Lee, Y. J., Jeong, D. U., & Kim, H. W., Jeon, K. M., & Chung, H. J. (2012). An Development of the Sleep Apnea Data Monitoring & Management Service System for Healthcare based on Bio Radar, *Proceedings of Symposium of the Korean Institute of*

- communications and Information Sciences*. 2012-06, 818-819.
- Kim, H. Y., & Lee, J. Y. (2006). *Detection of Obstructive Sleep Apnea Using BioPerl*, *Transactions on Programming Languages*, 20(1), 33-38.
- Kim, H. Y., Jeon, K. M., & Chung, H. J. (2012). An Development of the Sleep Apnea Data Monitoring & Management Service System for Healthcare based on Bio Radar. In *Proceeding of 2012 Summer Conference of Korea Information and Communications Society*, 2012.6, 818-819.
- Kim, S. J., Park, D. H., Kim, Y. S., Woo, J. I., Ha, K. S., & Jeong, D. U. (2001). Clinical Characteristic and Respiratory Disturbance Index as Correlates of Sleep Architecture in Obstructive Sleep Apnea Syndromes Diagnosed with Polysomnography. *Sleep Medicine Psychophysiology*, 8(2), 113-120.
- Kim, Y. T. (2013). Sleep Apnea Monitoring System Using an Accelerometer, Department of Electronics Engineering, Graduate School, Myongji University.
- Lee, C. H., Kim, B. J., & Jeong, D. U. (2013). Implementation and Evaluation of Eyepatch-type Obstructive Sleep Apnea Detection System, *Journal of Korea Institute of Information and Communication Engineering*, *Spring Proceedings*, 17(1), 1004-1005.
- Lee, J. H., Kim, D. J., & Kim, K. H. (2010). Studies on Development of Sleeping and Respiration Patterns Monitoring System using a 3 axis-Acceleration Sensory, *The Korean Institute of Electrical Engineers, Information and control Symposium*, 2010.10, 284-285.
- Morgenthaler, T. I., Kagramanov, V., Hanak, V., & Decker, P. A. (2006). Complex sleep apnea syndrome: Is it a unique clinical syndrome?. *Sleep*, 29(9), 1203-1209. DOI: 10.1093/sleep/29.9.1203
- Park, H. J., Park, K. S., & Jeong, D. U. (1996). A Study on the Development of Digital Polysomnograph System. In *Proceeding of 1996 Spring Conference of The Korea Society of Medical & Biological Engineering*, 1996(5), 10-13.
- Park, J. H. (2017). Development of modular EIT system with multi-channel active electrode belt for monitoring of obstructive sleep apnea, Master in Biomedical engineering, Graduate School of Kyung Hee University.
- Park, J. H., Kim, D. H. Ku, B. H., & Ko, H. S. (2015). Sleep/Wake Dynamic Classifier based on Wearable Accelerometer Device Measurement. *Journal of the Institute of Electronics and Information Engineers*, 52(6), 126-134. DOI: 8080/10.5573/ieie.2015.52.6.126
- Park, K. S. (2014). Unconstrained REM Sleep Monitoring Using Polyvinylidene Fluoride Film-Based Sensor in the Normal and the Obstructive Sleep Apnea Patients. *Journal of Biomedical Engineering Research*, 35(3), 55-61. Doi: 10.9718/JBER.2014.35.3.55
- Won, T. B. (2009). Snoring and Obstructive Sleep Apnea. *Prospectives of Industrial Chemistry*, 12(4), 26-27.
- Young, T., Palta, M., Denpsey, J., Skatrud, J., Weber, S., Badr, S. (1993). The occurrence of sleep-desordered breathing among middle-aged adults. *The New England Journal of Medicine*, 1230-1235.
- Vu, C. C. & Kim, J. Y. (2018). Human Motion Recognition by Textile Sensors Based on Machine Learning Algorithms. *Sensors*, 18(9), 3109. DOI:10.3390/s18093109

원고접수: 2019.01.30

수정접수: 2019.03.04

게재확정: 2019.03.19