

패션비즈니스 제22권 4호

ISSN 1229-3350(Print)
ISSN 2288-1867(Online)

J. fash. bus. Vol. 22,
No. 4:118-129, Sept. 2018
[https://doi.org/
10.12940/jfb.2018.22.4.118](https://doi.org/10.12940/jfb.2018.22.4.118)

Corresponding author

Jongjun Kim
Tel : +82-2-3277-3102
Fax : +82-2-3277-3079
E-mail : jjkim@ewha.ac.kr

심박 모니터링을 위한 전도성 소재의 전도성 및 물성 비교 연구

김지민* · 김종준⁺

*이화여자대학교 의류학과, 이화여자대학교 의류산업학과

A Comparative Study on the Conductivity and Physical Properties of Conductive Materials for Heart Rate Monitoring

Jimin Kim* · Jongjun Kim⁺

*Dept. of Clothing & Textiles, Ewha Womans University, Korea
Dept. of Fashion Industry, Ewha Womans University, Korea

Keywords

conductivity,
conductive textiles,
heart rate monitoring,
textile electrode
전기전도성, 전도성 직물,
심박 모니터링, 직물전극

Abstract

The purpose of this study is to develop ECG electrode materials for the heart rate monitoring smart band, a smart device used for ECG and heart rate measurement. The purpose of the evaluation is to assess properties and conductivity of electrodes of the existing heart rate monitoring smart band, and to determine suitability through a representative conductive sample. Because level of thickness does not differ significantly from value of conductive specimen from thickness of the smart band, it can be used as a conductive electrode. Surface conductivity of conductive samples and smart bands, is expected to be available as electrodes except for conductive film. Also, since the knit have conductivity only in the metal processing layer, it is necessary to use electrodes on the part of the metal processing layer that is conductive when applying the knit. Tensile strength and electrical conductivity of the tensile were generally revealed to have a tendency. Thickness of the specimen that can be used as an electrode for the smart band is suitable for all samples, electrical resistance, conductive woven, conductive knit, and conductive cord. In the case of conductive cord, however, the electrode attached to the human body will not conform to the flat shape of the electrode attached to the human body. Therefore, the conductive woven and the conductive knit will be available as an electrode.

1. 서론

건강을 유지하고, 높은 삶의 질을 향유하고자 하는 라이프스타일을 추구하는 최근의 사회적 경향과 더불어 U-헬스케어 제품에 대한 수요가 증가하고 있는 추세이다(Lee & Jeon, 2016). U-헬스케어(Health)란 어느 곳에서든 본인의 건강 상태를 모니터링하고 개인맞춤 관리가 가능한 원격 건강관리 서비스인 유비쿼터스 헬스케어(Ubiquitous Health Care)를 일컫는 말이다(Cho, 2016). 현재 국내에서는 U-Health 용어가 많이 사용되고 있지만 국외에서는 e-Health 단어가 폭넓게 사용되고 있다 (Jeon, 2011).

KEIT의 2016 이슈 리포트에 따르면, U-헬스케어와 관련된 웨어러블 세계시장 동향은 지속적으로 발전 중에 있으며 2021년에는 매우 높은 성장이 예측된다고 한다(Korea Evaluation Institute of Industrial Technology [KEIT], 2016). 또한 2018년 6월 Kotra 미국 로스앤젤레스무역관의 해외시장뉴스에서 디지털 헬스케어 케어산업 중에서 피트니스와 심부전 부분에서 가장 많은 수익을 창출하고 있으며 (US Digital Health Care Market, 2018), 2015년 KHIDI의 웨어러블 디바이스 기반의 모바일 헬스케어 특허동향조사보고서에서는 한국에서도 웨어러블 디바이스 기반의 헬스케어 특허 기술이 특허 출원 중에 있으며, 특히 수족 착용형 분야가 특허 점유율이 높은 것으로 보고되었다(Korea Health Industry Development Institute [KHIDI], 2015).

위와 같이 헬스케어 분야에서 세부적으로 피트니스, 심전도 분야가 각광을 받고 있는데, 위 분야의 기능들은 실생활에서 Figure 1처럼, 사이클링, 러닝과 같은 실시간으로 심전도 및 심장박동을 체크하면 좋은 운동 또는 일상에서의 지속적인 건강관리를 할 수 있는 Heart rate monitoring 센

서의 기능을 할 수 있는 분야에 적용시켜볼 수 있다(Lee & Jeon, 2016).

그런데 Figure 2와 같은 기준에 출시된 헬스케어 제품 중, 심전도 및 심박 수 측정에 많이 사용되고 있는 시중에 나온 가슴 부착형 Heart rate monitoring 스마트 밴드 제품들을 살펴보면, 밴드 부분은 가끔 니트나 플라스틱 등의 소재를 사용하고 있는 것을 확인 할 수 있었다. 또한, 신호 전달 전극 부분과 전자회로는 인체 친화적인 직물 형태를 사용하기도 하지만 거의 대부분 합성소재를 사용하고 있음을 알 수 있었다. 전극 부분을 합성소재로 사용하게 된다면, 운동 및 일상생활의 지속적인 착용 시에 신체에 이물감을 느끼게 하여 오히려 피곤을 초래할 수 있다. 따라서 기존의 전극으로 써의 측정 및 신호전달의 기능은 유지하면서, 인체에 착용하였을 때 이물감 및 피로감을 최소화할 수 있는 전극 소재의 대체가 필요하다.

관련된 선행 연구들을 살펴보면, 주로 도전사전극 스마트 의류 설계 및 신호 분석(Cho, Song, Cho, Goo, & Lee, 2010), 전극을 설계하여 스마트 의류디자인 제시(Koo, Jeon, & Lee, 2017), 심전도 모니터링 스마트 의류의 디자인, 역학적, 생리학, 착용성 평가(Jang, 2007), 도전사로 비접촉식 전극 개발하여 신호를 분석(Gi, Lee, Koo, Khang, Kim, Kang, Lee, & Lee, 2015), 전극 개발 후 의복의 기능적 모듈 연구(Koo, Lee, & Lee, 2017)가 있다.

위의 연구들은 도전사와 같은 전도성을 띠는 물질을 사용하여 전극을 설계해서 심전도 및 심박 수 측정에 적용시켜 본 사례가 있으나, 본 연구에서 다루고자 하는 Heart rate monitoring이 가능한 스마트밴드의 전극에 대한 기초연구에 사용할 시료로는 도전사의 형태보다 textile의 형태가 기존 스마트밴드가 가진 전극과 비슷한 물성과 형태를 가져 적합



Figure 1. Nike Running
(<https://news.nike.com>)



Figure 2. Heart Rate Monitoring
(<https://www.pcmag.com>)

할 것으로 판단되어진다. 따라서 textile 전극의 기초 물성 적합성을 테스트하기 위한 전도성 시료로 textile 중에서 woven, knit를 중심으로 진행하며 그 외에도 전극으로 활용이 가능할 것으로 보이는 film과 cord를 시료로 선정하여 실험하였다. 또한, textile전극설계를 위하여 시중에 이미 사용되고 있는 가슴 부착형 Heart rate monitoring 스마트 밴드의 전극을 참고로 연구를 진행하였다.

본 연구의 목적은 심박 수 및 심전도 측정에 이용되고 있는 스마트웨어 기기인 심박모니터링(Heart rate monitoring) 스마트밴드를 중심으로 전도성 textile 소재의 전극개발에 대한 기초 연구를 하고자 한다. 이를 위해 기존 시중에 판매되고 있는 대표적인 전도성 시료를 통해서, 시료의 물성 및 전도성을 평가하고, 기존 Heart rate monitoring 스마트밴드의 전극의 물성과 전도성과 비교 분석하여 Heart rate monitoring이 측정 가능한 전기 전도성을 띠는 textile전극으로써의 적합성을 평가하는데 그 목적이 있다.

II. 이론적 배경

1. 심전도

심전도는 심장 근육의 수축/확장이 이루어짐에 따른 활동전류 값을 측정 기록한 것으로 ECG(Electrocardiogram) 또는 EKG(Elektrokardiogramme)로 표시한다. 심장 근육이 수축 또는 이완 할 때 활동전위가 발생하게 되는데, 이때 심장으로부터 전류가 온몸에 퍼지게 된다. 신체에 퍼지게 된 전류가 몸의 위치에 따라 전위차가 생기는데, 이 전위차를 피부에 부착된 전극을 이용하여 통해 심전도를 기록할 수 있다. 심전도 측정은 심박 수에 문제가 있을 때 확인할 수 있는 일차적인 방법이며, 심장과 관련된 질환 이외에 전신적인 내과적 문제도 진단 가능하다. 심전도 및 심박 수는 일상생활 중에 지속적으로 측정이 되어야하기 때문에 인체에 계속 부착해야한다(Jang, 2007; Wagner, 2001).

2. 전도성 소재

웨어러블 스마트 제품의 가장 기본이 되는 전기적 특성을 실현시키기 위해서는 전기 에너지와 신호 전달 역할을 하는 전도성 섬유 개발이 필수이다. 현재 도금(Plating), 프린팅, 금속 물질 혼합방사, 자수(Embroidery)와 같은 방법이 사용되고 있다. 또한 전도성 소재는 현재 직물(Woven), 니트(Knit), 자수(Embroidery), 직물표면 도금을 하는 등 전기적

특성을 부여하여 산업에 사용되고 있다고 보고되어졌다(KEIT, 2016).

또한 웨어러블 센서에 대한 연구도 이루어지고 있는데 웨어러블 제품에 적용할만한 센서는 정전용량용 터치센서와 저항 형이 유연한 특성과 함께 동작원리가 간단하여 적합할 것으로 보인다. 현재 웨어러블 제품에 사용되고 있는 센서는 자외선 센서, 압력센서, 온/습도 센서, 심박 센서 등이 있으며, 그 중에서도 인간의 오감 및 신체와 관련된 생체정보 측정 센서를 중심으로 발전 될 것으로 예측되어진다(KEIT, 2016).

III. 실험

1. 시료



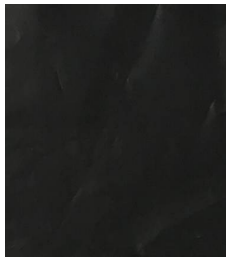

1) 전도성 시료

전도성 시료는 전도성 우븐(Conductive woven), 전도성 니트(Conductive knit), 전도성 필름(Conductive film), 전도성 코드(Conductive cord)로 총 4종류를 선정하였다. Table 1과 Figure 3을 보면 알 수 있듯이, 전도성 우븐은 구리와 니켈이 직물에 도금된 평직 나일론으로, 중량은 $79.39\text{g}/\text{m}^2$ 이며, 경위사 밀도는 $101.6 \times 101.6/\text{inch}^2$ 이다. 전도성 니트는 63%의 면, 35% 은사와 2%의 스판덱스로 짜인 저지 소재이다. 중량은 $165.36\text{g}/\text{m}^2$ 이며, Wale과 Course의 밀도는 $33.02 \times 50.8/\text{inch}^2$ 이다. 현미경으로 4배율로 설정하여 니트 조직을 촬영해본 결과, Figure 4와 같은 짜임으로 조직이 이루어져 있는 것을 알 수 있으며, 전도성 니트를 구성하고 있는 니트는 각각 4배율로 확대시켜 보았을 때 Figure 5와 같이 DTY, Cotton, 은사의 형태를 관측 할 수 있었다. 그 중, 전도성을 띠는 은사의 전기저항은 측정해 본 결과 $8\ \Omega$ 수준으로 나타났다. 전도성 필름은 $113.41\text{g}/\text{m}^2$ 의 중량 값을 가지며, 압력감지가 가능하다. 다른 명칭으로 linqstat나 velostat으로 알려져 있다. 전도성 코드는 원형의 단면을 가지고 있으며 46668.00D 데니어 값을 가진다.

2) Heart rate monitoring 스마트밴드

적합한 전극 연구를 위해서 시중에 사용되고 있는 Table 2의 스마트밴드 3종을 선정하여 비교 분석하였다. 신체 적합성을 평가하기 위해서, 신체에 제일 밀착되는 형태인 가슴 부착형 스마트밴드로 선정하였다. 본 연구에 사용된 Heart rate monitoring 스마트 밴드의 종류는 Bluetooth와 ANT+ 전송 기반 2종과 ANT+ 전송기반 1종을 사용하였다. 비교

Table 1. Characteristic of Conductive Materials

Name	Conductive Materials			
	Conductive Woven	Conductive Knit	Conductive Film	Conductive Cord
Type				
	Plain Weave	Knit	Film	Rubber cord
Weight, Denier	79.39 g/m ²	165.36 g/m ²	113.41 g/m ²	46668.00D

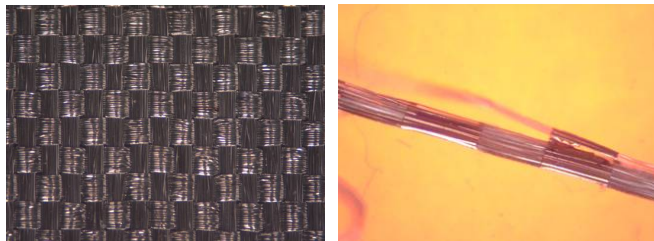


Figure 3. Conductive Woven Fabric(Left: x4, Right : x10)

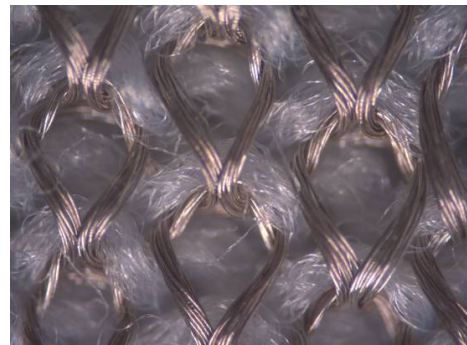


Figure 4. Conductive Knit Fabric(x4)

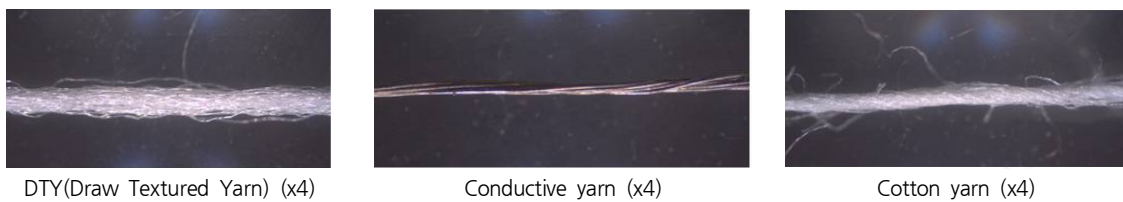


Figure 5. Conductive Knit Yarn (x4)

를 위한 명칭은 Smartband-1 (Bluetooth, ANT+ 전송 기반/탈부착형), Smartband-2(ANT+ 전송기반/일체형), Smartband-3(Bluetooth, ANT+ 전송 기반/탈부착형)로 명명하였다.

2. 실험 방법

- 1) 두께
전도성 시료와 Heart rate monitoring 스마트밴드의 두께는

Table 2. Smart Chest Bands for Heart Rate Monitoring

Smartbands for Heart Rate Monitoring	
Smartband-1	
Smartband-2	
Smartband-3	

KS K ISO 5084:2011에 준하여 두께 측정기 Hanwon testing Co. HS-046을 사용하여 3회 측정하여 평균을 내었다. Heart rate monitoring 스마트밴드는 스마트기기를 중심으로 가슴에 닿는 밴드의 오른쪽과 왼쪽 모두 전극이 있기 때문에 두 군데 모두 측정하였다. 왼쪽과 오른쪽 표시가 있는 경우는 제품상의 위치를 사용하였고, 아닌 경우는 임의로 설정하여 두께 값을 산출하였다.

2) 전기 전도성

전도성 비교를 위해서 전기저항 측정기 HIOKI 3244-60 CARD HiTESTER를 사용하여 1cm 간격에서의 표면 저항 값을 3번 측정하여 평균을 내었다. 두께와 마찬가지로, Heart rate monitoring 스마트밴드의 양쪽(오른쪽, 왼쪽) 전극 모두 측정하였다.

3) 인장 시 전기 전도성 및 인장특성

본 연구는 KS B 5521에 준하여, KS K 0815:2013 인장 시험기에 의거하여 인장시험기 Testometric Tensile Tester를 이용하여 인장하였을 시, 인장응력과 전기저항성을 측정하였다. 인장특성은 전도성 우븐은 경·위사 방향 모두 40mm의 유효시료장과 인장속도 3.3mm/min, 최대 인장길이 2mm로 설정하여 기록하였다. 전도성 니트는 웨일·코스 방향으로

40mm의 유효 시료장과 인장속도 10mm/min, 최대 인장길이 6mm로 설정하여 기록하였다. 전도성 필름과 코드는 전도성 니트와 동일한 설정 값으로 진행하였다. 다른 시료와 달리 전도성 우븐의 설정 값을 달리한 이유는 우븐의 신축성이 좋지 않기 때문에 인장실험 도중에 절단되어 측정이 불가할 수 있기 때문에 값을 적정수준으로 조절하였다. 인장응력 실험이 진행되고 있을 동안 시료의 전기저항도 동시 측정하였다. 전기 저항성은 OWON Bluetooth Digital Multimeter B35T를 사용하여 데이터 값을 동시 기록하였다.

IV. 결과 및 고찰

1. 두께 특성

전도성 소재의 두께 측정값은 Table 3에서와 같이, 전도성 우븐과 전도성 필름은 0.1mm 수준의 값으로 나타났으며, 전도성 코드는 0.25mm, 전도성 니트는 제일 두꺼운 0.58mm 수준으로 측정되었다. Heart rate monitoring 스마트 밴드의 전극은 모두 0.1mm~0.5mm의 두께가 측정되었다. 스마트밴드1과 스마트밴드2는 전극부분에 요철이 있었지만, 스마트밴드3은 요철이 없는 형태이다. 요철이 있음에

Table 3. Thickness of Conductive Materials and Smart Bands for Heart Rate Monitoring

Conductive Materials(mm)		Smartbands(mm)		
Conductive woven	0.09		Right	Left
Conductive knit	0.58	Smartband-1	0.17	0.12
Conductive film	0.11	Smartband-2	0.21	0.47
Conductive cord	0.25	Smartband-3	0.34	0.30

Table 4. Electrical Resistance of Conductive Materials and Smart Bands for Heart Rate Monitoring

Conductive Materials(Ω)		Smartbands(Ω)		
Conductive woven	0.1		Right	Left
Conductive knit	0.9	Smartband-1	60.9	56.1
Conductive film	16500.0	Smartband-2	3033.3	890.0
Conductive cord	44.8	Smartband-3	96.2	84.9

도 불구하고 스마트밴드1은 요철이 없는 스마트밴드3과 비슷한 오차 값이 산출되어 양쪽의 두께 값이 큰 차이가 나지 않으며, 스마트밴드2의 경우는 3가지 제품 중 제일 요철의 정도가 두드러져 0.26mm의 오차 값이 나타났다.

2. 전기 전도성

전기 전도성 측정을 위한 전도성 소재의 표면저항 측정값은 Table 4와 같다. 전도성 우븐과 전도성 니트는 1Ω이하의 값이 측정되었다. 전도성 우븐은 양면 모두 0.1Ω의 저항 값을 보여 높은 전기전도성을 나타냈다. 전도성 니트는 금속 처리 층은 0.9Ω수준으로 높은 전기전도성을 보였으나, 도전성 처리가 되지 않은 금속 미처리 면은 전류가 흐르지 않아 측정이 불가하였다. 전도성 필름은 양면의 값이 비슷하게 측정되었으며, 16500Ω의 높은 저항 값이 나타났다. 전도성 코드는 44.8Ω 수준으로 측정되었다.

기준에 측정된 전도성 소재의 전극으로 사용 적합성을 비교하기 위해 Heart rate monitoring 스마트 밴드 3종의 전극 부분의 저항을 측정된 결과 왼쪽과 오른쪽이 다른 값으로 나타났다. 스마트밴드1의 경우, 오른쪽이 60.9Ω값을 나타냈고, 왼쪽이 56.1Ω 수준으로 측정되었으며 양쪽 값은 큰 차이가 없는 것으로 보인다. 스마트밴드2는 오른쪽 3033.3Ω,

왼쪽 890.0Ω 수준으로 오른쪽과 왼쪽의 표면 저항 값의 차이가 많이 두드러졌다. 그 이유는 스마트밴드2의 전극부분의 요철이 다른 스마트밴드에 비해 제일 두드러져있기 때문에 두께 측정에서의 결과 값과 비슷한 양상이 나타나는 것으로 해석해 볼 수 있다. 하지만, 전기저항성 값의 편차에도 불구하고 스마트밴드로써의 기능을 하고 있는 것으로 보아 스마트밴드2 수준의 높은 저항 값과 편차를 가져도 충분히 Heart rate monitoring 밴드의 전극의 역할을 수행할 수 있을 것으로 보인다. 스마트밴드3은 오른쪽 96.2Ω, 왼쪽 84.9Ω의 전기 저항 값이 측정되었다. 스마트 밴드의 경우, 왼쪽과 오른쪽의 위치가 제품상에 이미 설정되어 있는 경우가 아닌 이상, 임의로 왼쪽과 오른쪽을 설정을 하고 측정하였기 때문에 각 방향이 가지는 의미에 대해서는 논의하기 힘들 것으로 보인다. 하지만 표면 저항 값이 약 50Ω~3000Ω수준으로 이르는 것을 보았을 때, 전극의 기능적인 면을 수행하기 위해서는 앞서 언급한 수준의 저항 값으로 충분할 것으로 사료된다.

3. 인장 시 전기 전도성 및 인장특성

1) 전도성 우븐(Conductive woven)의 인장 특성과 전기 저항성

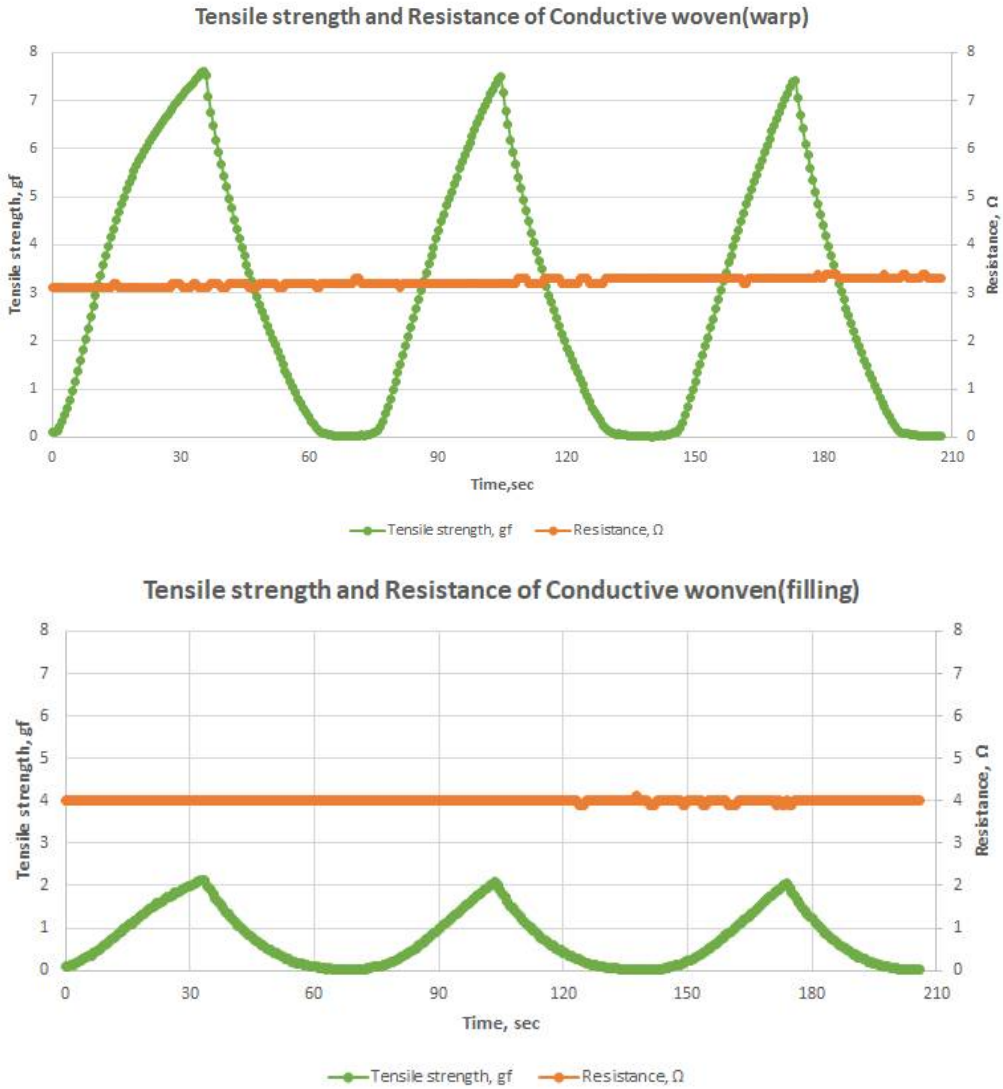


Figure 6. Tensile Strength and Resistance of Conductive Woven (Warp/Filling)

3회 정도 인장과 회복이 반복 진행되었다. 전도성 우븐의 경사방향(warp)에서 인장응력의 최대값은 약 7gf 정도의 수준이었으며, 반복 시에도 약간 값이 감소하지만 거의 비슷한 값을 기록하였다. 동시에 측정된 전기 저항 값은 약 3.1Ω ~ 3.3Ω 수준으로 측정되었다(Figure 6).

전도성 우븐의 위사방향(filling)에서는 인장 시 약 2gf 정도의 최대 응력이 3회 반복할 동안 비슷한 수준으로 유지되었다. 전기 저항 값은 처음에는 4Ω으로 일정하게 유지되다가 2번째 인장 후에는 0.1Ω 정도의 오차 값이 기록되는 경우도 생겼다. 이는 인장 시 우븐 직물 조직의 형태 변형으

로 인해 전도성 우븐을 이루고 있는 전도성 물질들의 위치 이동에서 기인한 결과일 것으로 보인다(Figure 6).

인장응력의 경우, 경사방향에서 더 큰 힘이 기록된 이유는 평직 직물의 조직에서 경사방향은 제직 시 장력에 견딜 수 있는 힘이 더 요구되어져 조밀하고 튼튼하게 짜여있기 때문에 그 요인이 있다고 볼 수 있다(Han, 2003). 전기 저항성은 본 연구에 사용된 시료가 Figure 3과 같이 나일론 평직직물을 제조한 후 직물상태로 도금된 형태이기 때문에, 전기 저항 값은 경위사 큰 차이가 없었다.

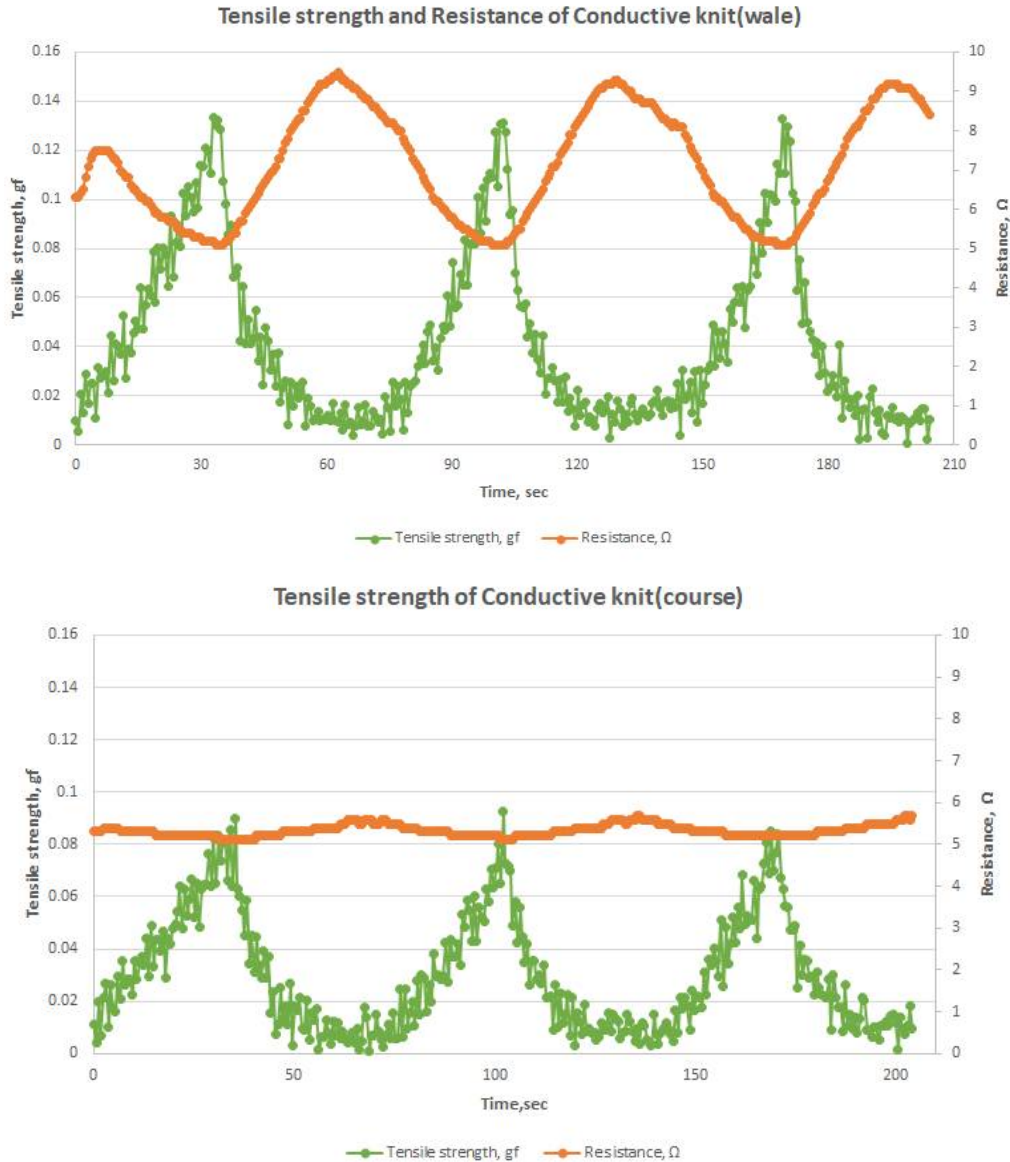


Figure 7. Tensile Strength and Resistance of Conductive Knit (Wale/Course)

2) 전도성 니트(Conductive Knit)의 인장 특성과 전기 저항성 전도성 니트의 웨일 방향의 인장 값은 3회 인장과 회복이 진행됨에 따라 최대 피크에서 거의 비슷하게 기록되었다. 하지만 실험이 진행되는 동안 일정하게 인장응력이 증가하지 않고, 편차가 생기며 증가하였지만 전체적인 양상은 비슷하게 진행된 것을 알 수 있다. 표면 저항 값은 1회 인장 시, 처음에 살짝 증가하다가 회복 시에 처음 값보다 3Ω의 값이

증가하였다. 그리고 2회와 3회 인장 시 다시 저항 값이 감소하는 경향을 보였고, 2회, 3회 회복 시에 다시 증가하는 양상을 나타내었다. 최초 인장 시에 저항 값이 살짝 증가했던 부분을 제외하고 일정한 패턴의 저항 값의 증가와 감소가 보였다. 이는 니트의 짜임을 이루고 있는 전도성 물질의 형태가 인장이 되면서 구조의 붕괴가 일어나 일시적으로 흐트러졌다가 그 이후에는 조직의 짜임이 인장과 회복에도

크게 변형되지 않는 수준으로 유지되었던 것으로 보인다. 하지만, 이는 3회 측정해서 얻은 값이므로 더 많은 반복이 일어난다면, 니트 조직의 형태 변형이 지속적으로 일어남으로써 인장 값과 저항 값의 패턴이 변할 수 있을 것으로 보인다(Figure 7).

코스방향(course)의 인장응력은 최댓값 0.1gf가 못 미치는 수준으로 나타났다. 경사 방향과 비슷하게 전체적으로 일정

한 형태는 보이지만 각 구각에서는 편차가 기록되었다. 전기저항성은 5Ω~6Ω 사이의 값을 기록하였다(Figure7).

전기저항성에서 웨일(wale)과 코스(course)의 저항 값이 다르게 나타났다. 이는 실험에 사용된 니트는 전도성은 띄는 도금 필라멘트 은사가 위사방향으로 짜였기 때문에, 경사방향보다 위사 방향에서 안정적인 전기저항성을 띄는 것으로 판단된다.

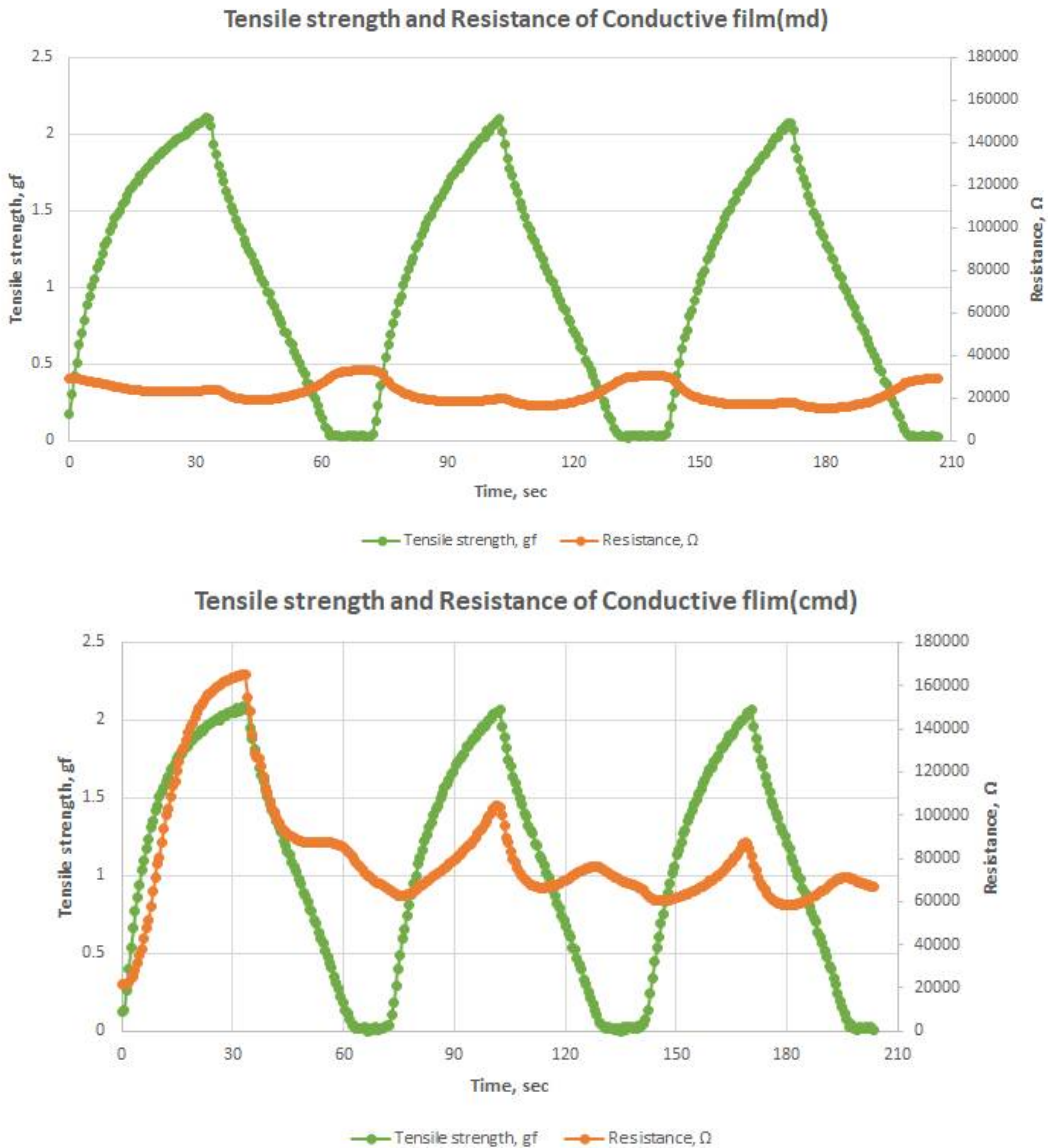


Figure 8. Tensile Strength and Resistance of Conductive Film (Md/Cmd)

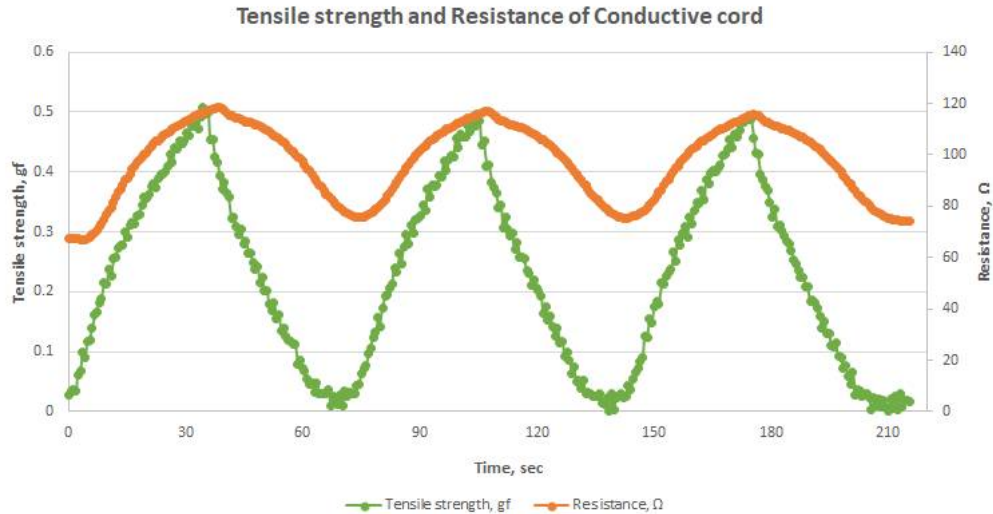


Figure 9. Tensile Strength and Resistance of Conductive Cord

3) 전도성 필름(Conductive film)의 인장 특성과 전기 저항성 전도성 필름의 경우, 전도성 우븐(Conductive woven)과 전도성 니트(Conductive knit)처럼 경위사 방향이 설정되어 있지 않아, 임의로 2가지 방향을 설정하였다. 인장시험기기의 방향은 md(machine direction), 인장시험기기의 90°를 회전한 방향은 cmd(cross machine direction)로 두 방향을 설정하여 시험을 진행하였다.

먼저 md방향으로 3회의 인장과 회복을 진행한 결과, 인장응력은 서서히 증가하다가 회복 시에는 감소하는 값을 보였다. 3회 모두 회복 이후, 다시 인장 시에 바로 값이 증가하는 것이 아니라 일정시간동안 0에 가까운 인장 응력 값이 유지되었다가 다시 상승하는 것을 알 수 있다. 그리고 저항 값은 큰 변화는 없지만, 전도성 우븐과 전도성 니트와 달리 높은 수준의 저항 값이 기록되었다. 하지만, 인장과 회복이 진행될 때 20000Ω 수준의 값이 기록이 된 후, 전도성 필름이 회복 시에 잠시 0에 가까운 값을 기록하고 있을 때 30000Ω 수준의 저항 값을 나타내었다. 최하의 인장응력을 기록할 때, 최고의 저항 값을 기록하였다는 것을 보여준다(Figure 8).

cmd방향의 전도성 필름의 인장응력은 3회 반복하였을 때 최댓값은 2gf 수준으로 md의 실험결과와 경향이 비슷하게 기록되었다. 하지만, 전기 저항성은 최초의 인장 시 160000Ω 수준까지 상승하였다가 1회 회복 시에 감소하였다. 그리고 2번째 인장과 3회째 인장 시, 다시 저항 값이 상승하였

다. 그러나 2회째 인장에서는 100000Ω 수준, 3회째 인장에서는 약 80000Ω 값이 기록되어 인장이 반복될수록 전기 저항 값이 낮아지는 것을 확인 할 수 있었다(Figure 8).

따라서 전도성 필름(Conductive film)의 전체적인 값은 인장응력의 경우는 md방향, cmd방향 모두 비슷한 값을 나타냈다. 전기 저항 값은 md방향에서 더 낮은 값을 기록이 되었기 때문에, md방향에서 전기전도성이 더 좋은 것으로 보인다.

전도성 필름의 경우 도전성 입자들의 방향에 따른 분포가 md와 cmd방향에 따라 차이가 있는 것으로 추정된다. 이와 더불어 인장이 되는 동시에 얇게 늘어나면서 필름에 있는 전도성 물질의 불규칙적인 이동에 따른 결과로 보인다. 향후 전도성 물질 입자의 입체적 분포에 대한 정밀분석이 필요할 것으로 생각되어진다. 인장응력은 md와 cmd방향은 비슷한 값이 확인되었다.

4) 전도성 코드(Conductive cord)의 인장 특성과 전기 저항성 전도성 코드의 인장응력은 최대 0.5gf 수준으로 3회 반복 인장 및 회복 시에 일정하게 반복되어진다. 그리고 표면 전기 저항 값은 인장할 때 110Ω 수준의 최대 피크 값을 기록하고, 회복 시에는 75Ω 수준으로 하강하였다가, 2회와 3회 반복이 이루어질 때에도 같은 양상을 보여준다. 비슷한 패턴을 이루게 한 요인은 전도성 코드를 이루고 있는 물질에 스판텍스가 함유가 되어 있기 때문에, 인장을 하였을 때, 자연

스럽게 늘어나게 되어 결과 값도 안정적인 형태를 보여주고 있는 것으로 보인다(Figure 9).

V. 결론

Heart rate monitoring 스마트 밴드의 심전도 전극 소재 개발에 대한 기초 연구로 전도성 시료와 기존 Heart rate monitoring 스마트밴드의 전극의 물성과 전도성과 비교 분석한 결과는 다음과 같다.

먼저 두께 특성이다. 전도성 시료들은 0.09mm~0.58mm 수준의 값이 나타났으며, 스마트밴드는 0.12mm~0.34mm의 값이 나타났다. 두께 수준은 전도성 시료의 값이 스마트밴드의 두께 값과 큰 차이가 나지 않기에 전도성 전극으로 활용이 가능해보인다.

둘째, 전도성 시료와 스마트밴드의 표면 전도성은 다음과 같다. 전도성 시료의 표면 저항 값은 전도성 우븐과 전도성 니트는 1 Ω 이하의 값이 측정되어 높은 전도성을 나타내었다. 그리고 전도성 코드는 44.8 Ω , 전도성 필름은 제일 높은 16500 Ω 의 전기 저항성이 측정되었다. 스마트밴드는 스마트밴드-1과 스마트밴드-3의 양쪽 전극의 전기 저항 값이 50 Ω ~100 Ω 수준으로 나타났다. 스마트밴드2는 각각 3033.3 Ω , 890 Ω 의 낮은 전기전도성을 보였다. 결론적으로 스마트밴드의 전극으로 사용될 소재의 저항 값은 스마트밴드의 전기저항성인 약 50 Ω ~3000 Ω 수준에만 해당된다면 Heart rate monitoring 시, 데이터를 전송하는데 지장이 없을 것으로 보인다. 본 연구에서 진행한 시료의 경우 전도성 필름을 제외하고 전극으로 사용이 가능할 것으로 보여진다. 또한, 전도성 니트는 금속 처리 층 부분에만 전도성이 측정되었기 때문에, 전도성 니트를 전극으로 이용하게 될 경우, 전도성이 있는 금속 처리 층 부분을 전극을 활용해야 할 것이다.

인장 시 인장응력과 전기전도성에서 전도성 우븐의 인장응력은 경위사 모두 일정한 경향을 보였으나, 경사에서의 최대 인장 값은 경사가 위사보다 3배 이상 높았다. 그리고 인장 시 전기전도성은 경사방향은 약 3 Ω 수준, 위사방향은 4 Ω 수준이었다. 전도성 니트의 인장응력은 경사와 위사 모두 일정하게 반복되는 경향성을 보였으며, 최대 인장 값은 전도성 우븐과 마찬가지로 경사 쪽이 더 높았다. 그리고 인장 시 전기전도성은 경사와 위사의 최하 저항 값은 비슷하였으나, 경사방향의 최대 인장 값은 인장과 회복 반복했을 경우 변화의 폭이 커서 위사방향보다 훨씬 높았다. 위사방향은 일정한 경향은 보이나, 변화수준이 1 Ω 미만이라 거의 일정한

수준의 값을 나타내었다. 전도성필름의 인장응력은 md방향, cmd방향 모두 비슷한 값과 경향성을 띄었다. 전기 전도성은 md방향이 cmd방향보다 낮은 전기저항성이 측정되어 상대적으로 높은 전도성을 띄었다. md방향은 초기에는 높은 전기저항성이 기록되었으나, 인장시험이 반복되면서 전기저항이 점차 낮아지는 경향을 보였다. 그리고 표면 저항 측정 시, 16500 Ω 수준의 값이 나타났는데, 인장 시 전기저항성은 인장하지 않았을 때보다 더 높은 전기 저항성을 나타내었다. 전도성코드는 인장응력과 전기저항성 모두 일정한 패턴으로 반복되었다. 전기저항성은 인장했을 때 더 높은 값이 나타났다.

따라서 스마트밴드의 전극으로 사용할 수 있는 시료는 두께는 모든 시료가 적당할 것으로 보이며, 전기저항 측면에서는 전도성 필름을 제외한 전도성 우븐, 전도성 니트, 전도성 코드가 적합할 것으로 보인다. 그러나 전도성 코드의 경우 가늘고 긴 입체적인 줄 형태로, 인체에 부착하는 전극의 평면적인 형태에 부합하지 않을 것으로 판단되어 결론적으로 전도성 우븐과 전도성 니트가 전극으로써 사용가능할 것으로 사료된다. 스마트밴드의 경우 신축성을 요구하기 때문에, 전도성 니트가 전극으로써 사용 가능성이 더 높을 것으로 기대되어지나, 신축성 또는 신체에 불편함이 없도록 인체친화성 등에 대한 차후 추가 연구를 진행함으로써 전극 적합성에 대한 연구가 지속되어야 할 것이다.

References

- Cho, B. (2016). Design of U-healthcare system based on Smart-cloth. *Journal of Korea Institute of Information, Electronics, and Communication Technology*, 9(2), 237-242. doi:10.17661/jkiect.2016.9.2.237
- Cho, H., Song, H., Cho, H., Goo, S., & Lee, J. (2010). A study on the design of functional clothing for vital sign monitoring -based on ECG sensing clothing-. *Journal of Korean Journal of the Science of Emotion and Sensibility*, 13(3), 467-474.
- Gi, S., Lee, Y., Koo, H., Khang, S., Kim, K., Kang, S., Lee, J., & Lee, J. (2015). Application of a textile-based inductive sensor for the vital sign monitoring. *Journal of Electrical Engineering & Technology*, 10(1), 364-371. doi:10.5370/JEET.2015.10.1.364
- Han, H. (2003). *직물구조학* [Textile structural science].

- Seoul: Hyungseul
- Jang, S. (2007). *Effect of fabric elasticity and body movement on performance of electrocardiogram signal monitoring clothing* (Unpublished master's thesis). Yonsei University, Seoul, Korea.
- Jeon, H. (2011). A study on the smart healthcare definition and market trends. *Proceedings of Symposium of the Korean Institute of communications and Information Sciences*. (pp. 841-842). Jeju: Korea Institute of Communication Sciences.
- Koo, H., Jeon, D., & Lee, J. (2017). Research on heart rate sensing clothing design for seniors based on universal fashion. *Journal of Fashion & Textile Research*, 19(6), 692-700. doi: 10.5805/SFTI.2017.19.6.692
- Koo, H., Lee, J., & Lee, J. (2017). Garment function module to reduce motion artifacts in heart-activity-sensing clothing based on a magnetic-induced conductivity sensing method. *Textile Research Journal*, Advance online publication. doi:10.1177/0040517517716909
- Korea Evaluation Institute of Industrial Technology [KEIT]. (2016). Technology trends and industrial outlook for wearable smart devices. Retrieved August 18, from <http://www.ibr.org/myboard/read.php?id=2504&Board=report>
- Korea Health Industry Development Institute [KHID]. (2015). Report of mobile healthcare patent technology report based on wearable device. Retrieved August 18, from <https://www.khidi.or.kr/board/view?pageNum=4&rowCnt=10&menuId=MENU01530&maxIndex=00002206229998&minIndex=00001986729998&schType=0&schText=&categoryId=&continent=&country=&upDown=0&boardStyle=&no1=373&linkId=198736>
- US Digital Health Care Market (2018, June 16). Kotra. Retrieved August 16, 2018, from <https://news.kotra.or.kr/user/globalAllBbs/kotranews/album/2/globalBbsDataAllView.do?dataIdx=166992&searchNationCd=101001>
- Lee, J., & Jeong, K. (2016) A study on the commercialization technology development model of U-health smart clothing - focused on the ecg measuring smart clothing for people in 40s to 60s -. *Journal of The Korean Society of Fashion Design*, 16(2), 49-63. doi:10.18652/2016.16.2.4
- Nike running (2015, October, 30). *Nike news*. Retrieved April 24, 2018, from <https://news.nike.com/news/why-i-run-kevin-hart>
- Wagner, G. S. (2001). *marriott의 임상 심전도학* [Marriott's practical electrocardiography] (10th eds.). (J. Choi & C. Moon & Y. Cho, Trans.), Seoul: Koonja. (Original worked published 2001)
- Heart rate monitoring (February 27, 2017). *Jill Duffy*. Retrieved June 9, 2018, from <https://www.pcmag.com/review/351913/wahoo-fitness-tickr-x-heart-rate-monitor>

Received (June 9, 2018)

Revised (September 1, 2018)

Accepted (September 19, 2018)