

자수 도전사(傳導絲) 기반의 유아체온 센싱 시스템 설계 연구

A Design of Infant's Body Temperature Sensing System Based on Embroidery Textile Conductive Wire

송 하 영* · 이 강 휘** · 이 정 환†

(Ha-Young Song · Kang-Hwi Lee · Jeong-Whan Lee)

Abstract - In this study, the embroidery textile conductive wire of conductive yarn was designed into the wearable integrated clothing for sensing the infant's body temperature. To develop a high quality of the stable fiber-based textile conductive wire, firstly the five types of conductive yarns were twisted or covering polyester yarns and the coated conductive fiber with silver(Ag) or iron(Fe). As a result of comparative conductivity in conductive yarns of yarn processing, the 250 denier of conductive yarns with $0.74\Omega/1\sim 5\text{cm}$ were proposed and used for the integrated embroidery textile conductive wire for sensing. During experiments using the proposed embroidery textile conductive wire, measured resistance of thermistor according to the body temperature was correctly delivered to amplifier module, and showed feasible reliability of temperature sensing. As a wearable application, conductive yarns which takes forms of embroidery textile conductive wire would seem to be reliable as a conductive wire and could be replaced by the conductive metal wires.

Key Words : Embroidery textile conductive wire, Body temperature, Conductive yarn, Sensing

1. 서 론

최근 IT기술과 도전(導電) 섬유의 전도성(傳導性)을 융합 구현한 텍스타일 직물전극을 적용함으로써 언제 어디에서나 건강관련 생체신호의 측정·관리가 가능한 U-Health 용도 라이프케어(Life care) 제품들이 개발되고 있다. 인간에게 있어 가장 인체 친화적이며 무구속적인 소재인 텍스타일(섬유)을 활용한 직물전극(Textile-based Electrode)의 장점은 소재의 특성상 인체 친화적, 무구속적이고, 가공이 편리하여 의류에 통합화(embedded)화하기가 쉽다는 것이다[1]. 표 1에서 보는 바와 같이, 섬유에 도전성을 부여하기 위한 도전사(電導絲)의 사가공 기술은 은(Ag), 구리(Cu), 금(Au), 철(Fe) 등의 금속을 섬유 실을 표면에 금속 박막으로 피복하여 텍스타일로서 활용하고 있다[2]. 이와 같은 도전성 섬유의 전기 저항치는 낮게 $0.01\Omega/\text{m}$ 에서부터 수 Ω/m 까지 분포하는데, 일반적으로 도전사가 적용된 직물전극의 전기 저항치는 $1\sim 5\text{M}\Omega/\text{cm}^2$ 수준에서 적용되고 있다[3]. 국내외적으로 도전사의 전도성을 IT기술과 융합시켜 활용한 텍스타일 제조 기술은 weaving, knitting, embroidering, printing 등의 다양한 직물 기법으로서 생체신호 감지용 직물전극을 통합화된 형태로 스마트 제품들에 적용하고 있

다[4]. 이렇듯 생체신호 감지기능의 다양한 스마트제품에 활용될 수 있는 도전성 소재기반의 텍스타일 직물전극은 여전히 도전성능, 내구성, 제작성 및 세탁성 등에서 불안정한 문제점들이 지적되고 있는 실정이므로 이에 대한 개선 연구가 필요하다[5].

고감도 인체 센싱의 직물전극 모듈을 제작하기 위한 본 연구의 선행 연구로서, 텍스타일 센싱에 중요한 요인이 되는 도전성 섬유를 일반사와 합연하여 사가공한 도전사를 직조구조(woven structure)로 직물화(fabrication)하여 환경연동형 생체신호 감지기능의 IT 기반 직물전극을 제작함으로써 스마트 의류 통합화를 모색하였다[6]. 또한 금속성 도전 섬유소재를 적용한 직물전극은 자체 유도성 기반의 비접촉식 심장활동 센싱에서도 신호 획득이 가능하다는 결과도 도출하였다[7]. 도전성 섬유를 활용한 생체신호 감지 기능의 직물전극 개발에 대한 지속적인 연구로서, 본 연구에서는 유아 내의류에 통합화(Integrated)가 가능한 도전사의 자수(embroidering) 기법을 활용하여 유아 생체온도 감지기능의 직물전극 시스템을 설계 연구하였다. 그림 1에서 보는 바와 같이, 자수 도전사 기반의 직물전극 디자인 프로세스는 우선적으로 도전성 금속섬유를 일반사와 여러 조건으로 사가공하여 각 도전사들에 대한 임피던스(impedance)를 비교 측정 후, 최적의 도전사로 도출된 도전사를 자수에 적용하여 섬유 기반 유아 생체온도 감지 기능의 자수 직물전극을 제작하였다.

† Corresponding Author : Dept. of Biomedical Engineering, Konkuk University, Korea.

E-mail: jwlee95@kku.ac.kr

* Dept. of Textile Design, Sangmyung University, Korea.

** Dept. of Biomedical Engineering, Konkuk University, Korea.

Received : January 7, 2016; Accepted : March 16, 2016

2. 자수 도전사 기반의 유아체온 센싱 직물전극

본 연구에서는 만 1.5세에서 2세전까지의 유아를 대상으로 결

표 1 도전성 텍스타일의 제조 기술

Table 1 Technology of conductive textile

분류	적용 기술
섬유(fiber)	금속과 섬유의 혼합융방사
	도전성/비도전성 물질의 복합섬유
	도전성 물질로 섬유피막형성
원사(yarn)	금, 은, 알루미늄 등의 금속피복사
	고분자 용액에 전자집 결합 후 필름사
원단(fabric)	일반사와 금속사의 제직(woven)/편직(knit)
	금속사 엠브로이더리(embroidery)
	도전성 잉크 프린팅

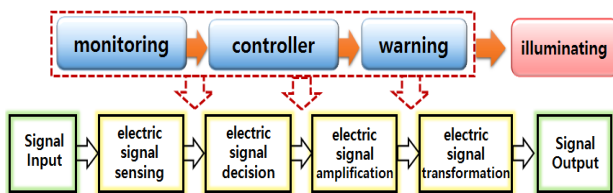


그림 1 자수 도전사 기반의 직물전극 디자인 프로세스

Fig. 1 Design process of embroidery textile electrode

옷 안의 내의류에 통합 가능한 형태의 유아체는 센싱을 위한 자수 직물전극을 디자인하였다. 자수 직물전극은 금속 소재로 피복된 도전성 섬유와 일반 폴리에스테르 사를 사가공한 후, 이의 도전사들을 비교 측정한 결과로서 도출된 전도성이 높은 도전사를 직물전극에 적용하였고, 자수 직물전극은 도전사와 일반사를 활용한 이중 자수기법으로 직물설계 하였다.

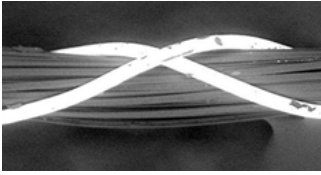
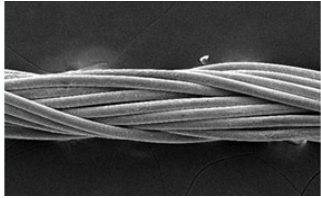
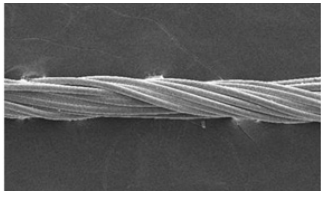

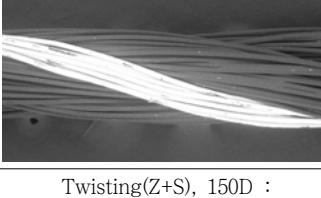
2.1 도전성 소재의 선정

섬유 기반의 안정적인 인체 센싱용 직물전극을 개발하기 위하여 도전성 섬유의 사가공은 필수적이다. 본 연구에서 사가공(絲加工)에 따른 최적의 도전사를 도출하기 위하여 우선적으로 도전 성능이 가장 우수한 은, 철이 코팅되어 피복된 금속섬유를 폴리에스테르 사(yarn)에 커버링(covering)하거나, 금속실을 S(우연) 또는 Z(좌연)으로 하는 합연(twisting)하여 사가공한 각각의 도전사들(conductive yarns)의 임피던스(impedance)를 비교 측정하였다. 표 2와 그림 2에서 보는 바와 같이, 폴리에스테르 사(絲) 1g으로 9000m일 때 1데니어(denier)로서 굵기의 나타내는데, 본 연구에서는 5가지 타입의 도전사들 중에서 두 가닥의 50데니어(denier) 은(Ag) 코팅사가 2함으로 150 데니어 폴리에스테르 사에 커버링 된 타입 1의 250 데니어 도전사에서 임피던스 결과가 0.74Ω/1~5cm로서 가장 낮게 나타나 도전성능이 가장 높은 결과로 도출되어 이를 자수 직물전극에 적용하였다. 타입 4의 경우는 다른 2, 3, 5 타입들에 비하여 임피던스가 3.95Ω/1~5cm로서 낮은 결과가 나타났지만, 여러 가닥의 철(Fe) 금속이 피복된 섬유들이 꼬아지고(twisting) 다시 2함으로 합연된 방적사(spun yarn)

이므로 자수 진행시에 일부 섬유들이 끊어지며 철금속이 일부 묻는 현상이 발생되었다. 본 연구에서 자수 직물전극에 적용된 타입 1의 커버링 도전사의 인장강신도(KS K ISO 2062:2007)에 대한 한국의류시험연구원 시험결과, 인장강도(cN)는 521이며 인장신도(%)는 34.9로 나타나 자수 직물전극의 적용에 적합하였다.

표 2 도전사의 임피던스(Ω/1~5cm) 측정 결과

Table 2 Impedance results of Conductive yarns

Type	Yarn shape(X 600)	Impedance (Ω/1~5cm)
1		0.74
	Covering, 250D : silver50d/1f, 2함+PET 150d/48f 1함	
2		63.2
	Covering, 100D : silver 40d/10f, 2함+PET 20d/1f	
3		56.2
	Twisting(Z), 80D : silver, 40d/10f, 2함	
4		3.95
	Twisting(Z), 450D : Fe, 225d 2함, 복합연사 spun yarn	
5		31.7
	Twisting(Z+S), 150D : silver, 50d(Z)+PET 50d 2함(S)	

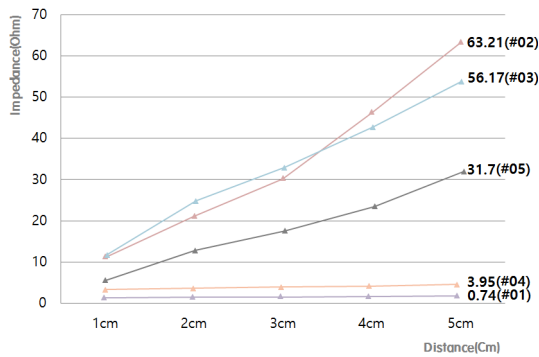


그림 2 임피던스($\Omega/5\text{cm}$) 측정 결과

Fig. 2 Impedance results

2.2 자수 직물전극 설계

2.2.1 자수 전도사 기반의 직물전극 디자인

유아용 내의류에 통합시키고자 하는 자수 직물전극의 기능은 유아 정상체온인 36.5~37.5℃ 온도 범위를 센싱 및 모니터링하고 LED 광원의 발광효과가 있는 직물전극 모듈과 연동되어 온도가 정상범위 보다 낮은 경우는 파란색, 높은 경우는 적색, 정상인 경우는 녹색으로 발광(發光)하는 디자인 설계 구조이다.

그림 3에서 보는 바와 같이, 유아 체온의 모니터링 결과로서 발광신호가 연결된 자수 직물전극의 도전성 실은 피부에 직접적으로 도전사가 닿지 않도록 원단의 윗부분에만 노출되도록 하고, 원단 밑 부분에는 뒷실인 도전사를 잡아주는 기능의 일반 폴리에스터사가 스티치 된 이중 자수기법을 적용하여 직물전극 설계하였다. 또한 그림 4의 자수 직물전극 측면 구조에서 보는 바와 같

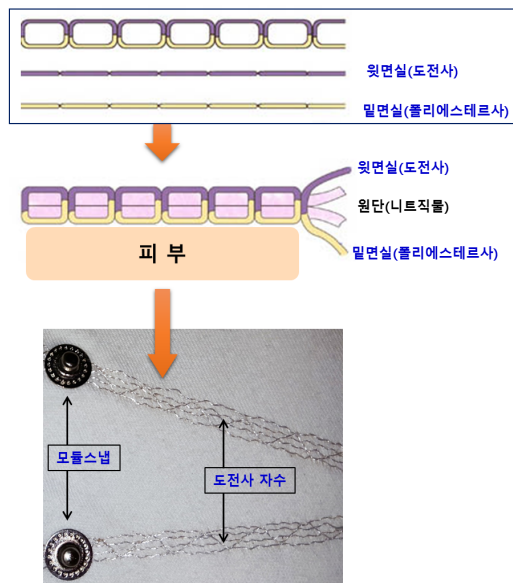


그림 3 자수 직물전극 디자인

Fig. 3 Embroidery textile electrode design

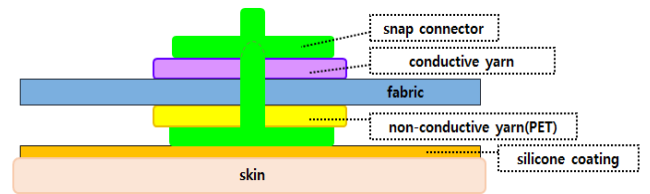


그림 4 자수 직물전극 구조(측면)

Fig. 4 Structure of embroidery textile electrode (cross-section)

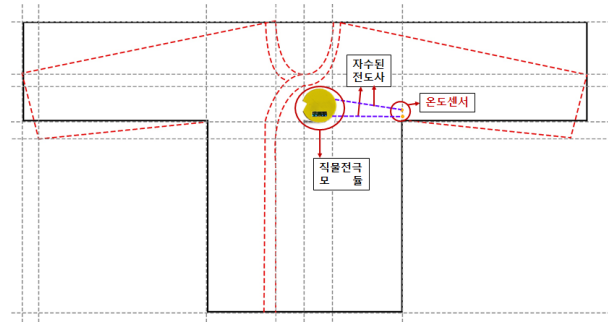


그림 5 의류 통합형 자수 직물전극 도식화

Fig. 5 Sketch of the integrated embroidery textile electrode in clothing

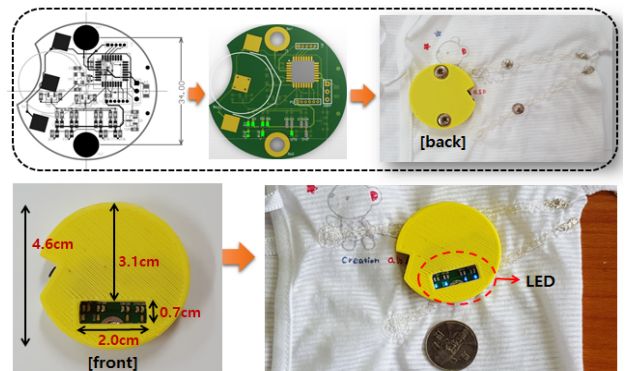


그림 6 자수 직물전극 모듈설계

Fig. 6 Embroidery textile electrode

이, 도전사로 자수된 스냅 장착된 부분에 얇은 실리콘 코팅 처리를 함으로써 피부에 닿는 이질감을 최소화 하였는데, 자수 직물전극이 의류에 통합된 형태의 도식화는 그림 5와 같다.

2.2.2 직물전극 모듈 설계

유아 체온 측정을 위한 모듈 설계에는 소형 마이크로 프로세서인 8 bit ATmega8과 온도 상태를 표시하기 위한 적색, 녹색, 파란색 LED와 써미스터(Thermistor)가 사용되었다. ATmega8은 Arduino 개발환경을 사용하여 프로그래밍 하였으며 전반적인 동

작은 다음과 같다. 외부의 온도센서에 의하여서 변화되는 저항 값을 전압분배 방식을 통하여 전압으로 변환한 후 마이크로프로세서의 ADC를 통하여 그 값을 저장한다. 그 후 그 값을 선형화 방정식을 통하여 실제 온도로 변환하며 그에 따른 온도표에 따라서 정상(36.5~37.5℃)보다 높을 때 적색 LED를, 정상이면 녹색 LED를, 낮으면 파란색 LED를 켜는 방식이다.

그림 6의 자수 직물전극 모듈설계에서 보는 바와 같이, 외부 센서와의 연결을 위해서는 스냅버튼을 장착하였으며 온도 센서와의 보정은 도전성 섬유의 저항까지 포함한 값으로 계산되었다. 모듈의 크기는 지름이 4.6cm(1.8inch)이다. 배터리는 3.7V 리튬이온배터리를 사용하였으며 동작 전압은 3.3V이고 충전회로를 통하여 지속적인 사용이 가능하도록 하였다.

2.3 온도 측정 실험

2.3.1 저항 보상에 의한 선형화 설계

체온을 측정하기 위하여 본 연구에서는 저가격의 써미스터 (NTC: Negative Temperature Coefficient, NTC-503, Samkyung)를 사용하였다. 측정에 사용한 써미스터는 실온(25℃)에서 약 50 kΩ의 저항을 가지고 있으며 체온 측정 범위(30~45℃)에서는 40.186kΩ~21.668kΩ의 범위의 값을 가지고 있다. 따라서, 저항형 써미스터를 이용하여 측정범위 안에서 온도에 대한 저항값을 선형적으로 측정하기 위해서는 선형화 작업이 필수적이다. 본 연구에서는 선형화를 위하여 써미스터 센서와 병렬로 보상 저항을 연결하여 온도에 따른 합성저항(써미스터 + 병렬 보상저항)의 선형성을 측정 범위 내에서 유지하도록 하였다.

일반적인 NTC 써미스터는 다음의 식 (1)과 같은 Steinhart-Hart 방정식의 온도-저항 관계로 나타난다.

$$R_t = R_{t_0} \exp \left[B \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right) \right] \quad (1)$$

여기서, T 는 켈빈온도(K)를, T_0 는 기준 온도, 그리고 R_{t_0} 는 기준온도에서의 써미스터의 저항값을 의미한다. 여기서 B는 물질이 갖고 있는 고유한 상수로 본 연구에서 사용한 B값은 3435이다. 따라서 R_t 써미스터의 저항값은 결국 지수형태의 온도-저항 관계를 가지고 있어 비선형적인 특성을 나타내게 된다. 따라서 써미스터를 선형화하기 위하여 Steinhart-Hart방정식을 마이컴 등을 이용하여 계산하여 온도 값을 얻을 수 있으나, 소형, 저전력의 마이컴을 사용하는 경우에는 자연로그 및 지수의 계산이 저전력에 부담이 될 수 있어, 병렬로 저항을 삽입하여 온도-저항 특성을 선형적으로 만들어 A/D하여 바로 온도로 변환하는 방법을 사용하기도 한다. 본 연구에서는 병렬 보상저항을 추가하여 선형화하는 방법을 사용하였다. 써미스터 저항 $R_t(T)$ 에 병렬 보상 저항 R_p 가 연결된다면 전체 합성 저항 $R_{tp}(T)$ 은 다음과 같이 나타나게 된다.

$$R_{tp}(T) = R_t(T) \parallel R_p = \frac{R_t(T)R_p}{R_t(T) + R_p} \quad (2)$$

결국 합성 저항 $R_{tp}(T)$ 는 켈빈온도 T에 대한 함수로, 우리가 측정하려고 하는 온도 범위내의 기준온도 T_0 에서 변곡점을 갖기 위해서는 다음과 같은 조건을 만족해야 한다.

$$\frac{d^2 R_{tp}(T)}{dT^2} = 0 \quad (3)$$

$$R_t(T) + R_p = \frac{2[R_t(T)]^2}{R'_t(T)} \Bigg|_{T=T_0} \quad (4)$$

따라서, 식(4)을 만족하는 병렬 보상저항 R_p 는 다음과 같이 결정된다.

$$R_p = \frac{2[R_t(T)]^2}{R'_t(T)} - R_{t_0} \quad (5)$$

식(5)을 전개하여 정리하면 다음과 같은 병렬 합성저항 R_p 의 값을 얻을 수 있다.

$$R_p = R_{t_0} \left(\frac{B - 2T_0}{B + 2T_0} \right) \quad (6)$$

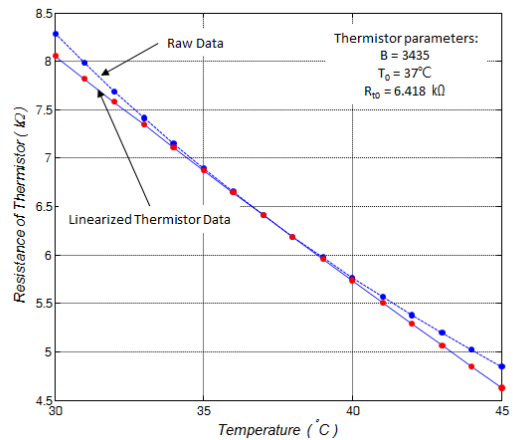


그림 7 선형화에 의한 써미스터 온도-저항 특성곡선

Fig. 7 Characteristic curves of Thermistor Temperature-resistance by using of linearization.

그림 7은 병렬 보상저항을 통한 선형화된 써미스터 합성저항의 변화를 보여준다. 선형화를 하지 않은 저항 데이터는 그림에서와 같이 37℃를 기준으로 비선형적 특성을 보이지만, 병렬 보상저항을 이용하여, 선형적인 특성을 얻을 수 있다. 이렇게 선형화된 써미스터의 저항값은 제어MCU의 12비트 분해능의 A/D를 통하여 전압을 측정 후, 온도로 변환하여 사용하였다.

2.3.2 저항 변화에 따른 온도 변화 실험

자수전도사 배선을 기반으로 한 써미스터의 특성 변화를 분석하고 온도 왜곡현상을 검증하기 위하여 외부 온도 변화를 통한

써미스터의 저항값 측정을 수행하였다. 실험은 수은 온도계를 기준으로 25도에서 40도 구간에서 3시간 동안 공기 온도 변화를 통한 써미스터의 저항 변화를 측정하였다. 온도 데이터는 1분 간격으로 샘플링 되었으며 선형화 구간 내에서의 온도변화를 관찰하기 위해 외부 온도를 25℃~42℃로 조절하며 측정되는 저항 데이터를 수집하였다. 그림 8은 자수전도사 기반의 온도변화에 따른 써미스터의 저항값의 변화 곡선을 나타내었다.

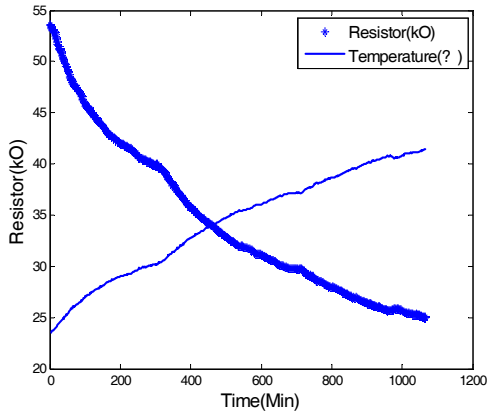


그림 8 온도변화에 따른 써미스터의 저항변화 곡선
 Fig. 8 Resistance change curves for a thermistor in accordance with the temperature change

3. 결 론

본 논문에서 도전(導電) 섬유의 도전성능을 활용하여 IT기술이 융합 구현되어 유아복에 통합된(Integrated) 형태의 섬유 기반 생체온도 감지 기능의 자수 직물전극을 제작하였다. 고감도 인체 센싱의 직물전극 모듈을 제작하기 위하여 텍스타일 센싱에 중요한 요인이 되는 도전성 섬유를 일반사와 합연하여 사가공한 5가지 타입의 도전사들의 도전성을 비교 분석한 결과, 도전사의 임피던스가 0.74Ω/1~5cm로서 가장 낮게 나타나 도전성이 가장 높은 결과로 도출된 250 데니어 타입 1의 도전사를 자수 직물전극에 적용하였는데, 두 가닥의 50데니어(denier) 은(Ag) 코팅사가 2합으로 150 데니어 폴리에스테르 사로서 커버링 된 형태의 도전사이며 인장강도(cN)는 521, 인장신도(%)는 34.9로서 자수 직물전극에 적합하였다.

유아 내의류에 통합된 자수 직물전극의 생체온도 모니터링 결과로서 발광신호와 연결된 도전성 실의 자수 기법은 피부에 직접적으로 도전사가 닿지 않는 원단의 윗부분에는 도전사가 노출되도록 하고, 원단 밑 부분에는 윗실인 도전사를 잡아주는 일반 폴리에스테르사가 스티치 된 이중 자수 구조로 직물전극 설계하였다.

본 연구에서는 자수 직물 전극과 통합된 모듈에서 체온을 측정하기 위하여 저가격의 써미스터(NTC: Negative Temperature Coefficient, NTC-503, Samkyung)를 사용하였으며, 병렬로 보상 저항을 연결하여 온도에 따른 합성저항(써미스터 + 병렬 보상저

항)의 선형성을 측정 범위 내에서 유지하도록 하였다. 이를 통해 선형화 알고리즘을 사용하지 않고 심부의 체표변화 범위(36.5~37.5℃)내에서 온도 정확성을 향상 시킬 수 있었다. 본 연구의 결과를 토대로 향후 지속연구에서 측정모듈의 소형화 및 저전력 기반의 시스템 설계를 보다 개선하여 섬유 직물전극 기반의 의류 통합형 유아체온 측정용 스마트 의류를 고안하여 유아 착용 시의 생체온도 모니터링 효과에 대한 상용화 연구가 필요하다고 사료된다.

감사의 글

본 연구는 2015년도 한국연구재단의 신진연구자사업(NRF-2014R1A1A3050948) 지원에 의하여 이루어진 연구로서, 관계부처에 감사드립니다.

References

- [1] A. Dhawan, A. Seyam, T. Ghosh and J. Muth, "Woven Fabric-Based Electrical Circuits: Part I: Evaluating Interconnect Methods," *Textile Research Journal*, 74(10), pp. 913-919, 2004.
- [2] W. Kim, "Technical development trend of electronic textile," *Textile & Fashion Korea*, Korea Federation of Textile Industries, Jan, pp.39-43, 2012.
- [3] M. Catrysse, R. Puers, C. Hertleer, L. Van Langenhove, H. van Egmond and D. Matthys, "Fabric sensors for measurement of physiological parameters", IEEE The 12th International Conference on Solid State Sensors, Boston, pp.1758-1761, 2003.
- [4] S. Park and W. Kim, "Electronic and Smart Textiles," *Polymer Science and Technology*, 24(1), pp.38-44, 2013.
- [5] H. Song, J. Lee, D. Kang, H. Cho, H. Cho, J. Lee and Y. Lee, "Textile electrode of jacquard woven fabric for biosignal application", *Journal of the Textile Institute*, 101(8), pp. 758-770, 2010.
- [6] H. Song, "A design of woven textile electrode for monitoring the electrical activity of the heart in smart sportswear," Doctor Thesis, Yonsei Univ., 2010.
- [7] S. Gi, Y. Lee, H. Koo, S. Khang, H. Park, K. Kim, J. Lee and J. Lee, "An Analysis on the Effect of the Shape Features of the Textile Electrode on the Non-contact Type of Sensing of Cardiac Activity Based on the Magnetic-induced Conductivity Principle", *The Korean Institute of Electrical Engineers*, 62(6), pp. 803-810, 2013.

저 자 소 개



송 하 영 (Ha-Young Song)

1995년 필라델피아대학교 대학원 텍스타일
디자인 석사
2010년 연세대학교 대학원 의류환경학과 박사
2001년~'08년 코오롱글로벌텍(차장)
2012년~현재 상명대학교 텍스타일디자인학
과 조교수



이 강 휘 (Kang-Hwi Lee)

2007년 건국대학교 의학공학부 졸업 2009년
동대학원 석사
2010년~14년 JW 중외메디칼연구소
(선임)
2014년~현재 건국대학교 의학공학과
박사과정



이 정 환 (Jeong-Whan Lee)

1992년 연세대학교 전기공학과 졸업
1994년 동대학원 석사, 박사('00년)
2000년~'04년 삼성전자종합기술원(책임)
2004년~현재 건국대학교 의학공학부 교수