

〈연구논문(기술)〉

직물형 ECG센서 설계를 위한 제직구조 및 내구성에 대한 기초연구

류종우 · 지영주¹ · 김홍제¹ · 윤남식[†]

경북대학교 섬유시스템공학과, ¹한국패션산업연구원

Basic Study of Weaving Structure and Durability for Fabric-type ECG Sensor Design

Jong-Woo Ryu, Young-Joo Jee¹, Hong-Jae Kim¹ and Nam-Sik Yoon[†]

Department of Textile System Engineering, Kyungpook National University

¹Korea Research Institute for Fashion Industry

(Received: August 26, 2011/Revised: September 15, 2011/Accepted: September 20, 2011)

Abstract— Recently, study of functional clothing for vital sensing is focused on improving conductivity and decreasing resistance, in order to enhance the electrocardiogram(ECG) sensing accuracy and obtained stable environmental durability on operation condition. In this study, four ECG fabrics that having different componnt yarns and weaving structures were produced to analyze their environmental durabilities and electric properties under general operation conditions including different physical and chemical stimulation. For outstanding electric properties and physical properties, the optimized ECG sensing fabric should consist of a fabric of 2 up 3 down twill structure containing 210de silver-coated conductive yarns and polyester yarn in warp and weft directions respectively. The selected fabric has 0.11Ω which is relative lower resistance than otherwisely produced fabrics under ECG measurement condition. And it has 7% stable resistance changes under 25% strain and repeated strain.

Keywords: ECG sensor, environmental durability, fabric design, silver-coated yarn, twill structure, resistance change

1. 서 론

최근 건강에 대한 관심이 증가하면서 라이프 스타일이 변화하고 고령화 사회에 접어들면서 건강복지에 대한 필요성이 부각되고 있다. 이에 따라 의료, 헬스케어, 스포츠 산업으로 점차 시장이 세분화되고 있으며 감성적이고 인간친화적인 건강관리 지원형 스마트 의류의 필요성 및 그 중요성이 높아지고 있다^{1,2)}. 의류 산업 역시 예외일 수 없으며 디지털 기술을 반영한 제품과 의류가 경쟁적으로 출시되는 등 새로운 산업분야가 생성되고 있다³⁻⁵⁾. 그 중 헬스케어시장과 관련하여 인간의 생체신호를 습득하고 전반적인 생활에 도움을 줄 수 있는 생체 모니터링 시스템관련 제품이 빠르게 확대되고 있으며 최근 일반에게 가장 친숙하고 대중화 된 스마트의류로 ECG(Electrocardiograph)

측정용 의류가 있다^{6,7)}. 그러나 국내의 경우 ECG 측정용 의류의 개발이 원활히 이루어지고 있지 않으며 ECG 측정용 의류를 제조하기 위하여 사용되는 직물의 설계 및 섬유소재에 대한 연구보다 정보통신분야를 비롯하여 센서설계, 신호분석 등의 IT분야 중심으로 측정기기 및 신호전달성능에 대한 연구가 주로 이루어지고 있다^{8,9)}.

최근 들어 섬유분야에서도 ECG 측정용 직물 제조를 위한 인체계측 및 측정된 생체신호의 정확성과 신뢰성을 향상시키고자 동작신호잡음 제거에 대한 연구가 수행되고 있으며 이를 위하여 소재의 신축성, 내구성에 관한 연구가 진행되고 있지만 기본적인 ECG 측정용 직물구조와 내구성평가에 관한 연구는 미미한 실정이다¹⁰⁻¹²⁾. 기본적으로 제직기를 이용하여 ECG 측정용 직물을 제조할 경우 발생 가능한 물리

[†]Corresponding author. Tel.: +82-950-5642; Fax.: +82-950-6617; e-mail: nsyoon@knu.ac.kr

적 변화에 대하여 전도사의 전기적 내구성이 영향을 크게 받는 것으로 보고되어 있다¹³⁾. 따라서 본 연구는 현재 IT융합의류 제조에 기본적으로 사용되는 은코팅 전도사를 이용하여 제작조건이 다른 ECG 측정용 직물을 제조한 후 신장조건, 열, 땀 등의 물리적, 열적, 화학적 자극조건하에서 전기적 특성을 평가하여 최적 설계구조를 도출하고 전기적 내구성변화를 조사하고자 한다. 또한 선행연구에서 밝혀진 외부 자극에 따른 은코팅 전도사의 저항변화율과 본 연구에서 제조된 ECG 측정용 직물의 저항변화율 차이를 비교 분석하여 ECG 측정의류 개발 시, 외부 자극에 따른 신호전달능력 및 감지용 센서로의 사용가능성에 대한 기초자료로 활용하고자 한다.

2. 실 험

2.1 원사

실험에 사용된 PET(Polyethyleneterephthalate)사는 성안합섬의 원사를 사용하였으며 은코팅 전도사는 나일론 66에 은코팅된 아진일렉트론사의 N6D-75-A, N6D-210D를 사용하였다. 각 원사는 제작조건 및 구성 전도사의 데니어(Denier)와 밀도를 고려하여 선정하였으며 원사의 기본특성은 Table 1에 나타났다.

2.2 ECG 측정용 직물

섬유기반 ECG 센서용 직물제조는 최종제품의 특징을 고려하여 신축성 부여가 가능한 능직과 주자직으로 설계하였으며 공정장력과 제작조건을 고려하여 위사와 경사에 PET사와 전도사의 삽입이 다르게 제조하였다.

경사와 위사에 사용되는 원사의 삽입은 제작

시에 발생하는 공정장력에 의한 신호전달성 저하를 고려하여 시료 A, B, C는 경사에 PET를 사용하였으며 위사에 은코팅 전도사를 사용하였다. 반면에 시료 D는 데니어가 큰 은코팅 전도사를 경사에 사용하여 제작하였다. 제작에 사용된 직기는 레피어직기이며 자세한 직물설계 조건은 Table 2에 나타났다.

2.3 표면 및 단면구조

전도사의 표면 및 단면구조는 주사전자현미경(HITACHI S-3200N)을 이용하여 500배의 배율로 측정하였으며 직물의 조직형태를 관찰하기 위하여 입체현미경(Stemi 2000-C)을 이용하여 65배의 배율로 표면을 관찰하였다.

2.4 물리적 특성

시료의 물리적 특성은 직물인장강신도 측정기(Instron[®] 4482)를 사용하여 절단강도, 절단신도를 측정하였으며 이 때, 시험법은 KS K 0521법을 사용하였으며 3회 측정값의 평균을 사용하였다.

2.5 전기적 특성

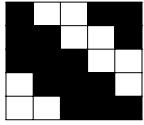
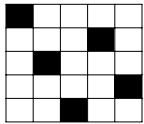
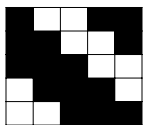
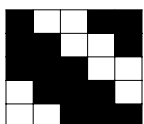
ECG측정용 직물로써의 신호전달성을 간접비교하기 위하여 제작조건 및 경사와 위사의 종류를 변화시켜 제조된 ECG측정용 직물과 함께 은코팅 전도사의 저항을 측정하였다. 이 때, 측정장비는 디지털 LCR미터(GW-INSTEK LCR-816)를 사용하였다. 은코팅 전도사와 EGC측정용 직물의 신호전달성의 객관적인 비교를 위하여 식(1)을 이용하여 저항변화율을 계산하였다. 여기서 ΔR 은 물리적, 화학적 변화 후의 저항, R_0 는 물리적, 화학적 변화 전의 저항이다.

$$Resistance\ change(\%) = \frac{\Delta R - R_0}{R_0} \times 100 \quad (1)$$

Table 1. Basic properties of PET and conductive yarns

Sample	Resistance (Ω/cm)	Fineness (d/f)	Initial modulus	Breaking strain(%)	Tenacity (g/d)	Content ratio of Ag particle(wt.%)
PET	-	75/36	-	34.9±1.2	4.5±0.3	None
Silver coated yarn 1	34.5	140/24	23.1±3.1	34.5±2.3	7.7±0.6	10
Silver coated yarn 2	22.0	210/48	26.3±1.6	39.3±3.1	10.2±1.3	

Table 2. Weaving structures of ECG sensing fabric

Sample ID	Structure	Consist of fabric	Fineness (Denier)	Density(ply)		Remarks
				Warp	Weft	
A		Warp : PET	150	60	40	2up 3down
		Weft : Conductive yarn 1	140			
B		Warp : PET	150	58	42	5H3C
		Weft : Conductive yarn 1	140			
C		Warp : PET	150	55	45	2up 3down
		Weft : Conductive yarn 1	140			
D		Warp : Conductive yarn 2	210	34	66	2up 3down
		Weft : PET	140			

저항의 측정은 제작된 측정장치에 연결하여 측정하였는데 측정장치는 플라스틱 동체위에 직물과의 접촉을 위하여 32.25g의 동으로 이루어진 블록(Block)을 위치시킨 후, 각각의 블록(Block)에 LCR미터의 전극을 연결시켰다. 이때, 시험편의 길이는 20cm, 이격된 블록의 너비는 10cm로 설정하였다. 또한 전도성 직물의 저항측정 시 동일한 측정조건을 주기위하여 100g 중량의 추를 한쪽에 연결하여 측정하였다. 제작된 측정장치의 개략도는 Fig. 1에 나타났다.

2.6 물리적 내구성

선행연구¹³⁾에서 은코팅 전도사의 환경내구성에 따른 전기적 특성이 반복적인 신장과 일정

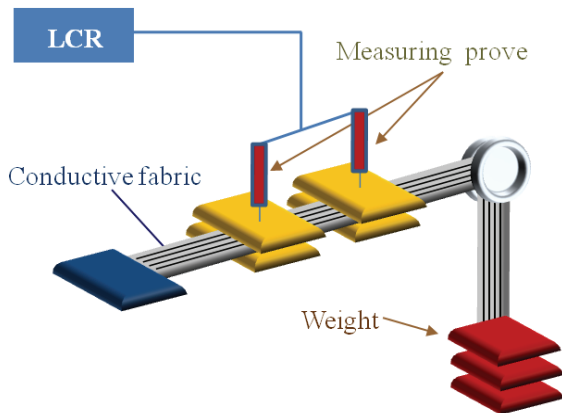


Fig. 1. Measuring apparatus of electrical properties.

신장조건에서 가장 크게 변화한다고 보고되었다. 따라서 본 연구에서는 전기적 특성비교결과 도출된 최적의 직물과 원사상태의 은코팅 전도사의 반복신장과 일정신장 조건에서 내구성 평가를 수행하였다.

2.6.1 반복신장

은코팅 전도사 및 제직물의 ECG 센서로써 물리적 자극에 대한 내구성 평가를 위하여 반복신장실험을 수행하였다. 반복신장은 만능인장시험기(Tinius Olsen, H5K-T)를 사용하여 10%의 신장률로 시료를 신장시킨 뒤 회복시키는 것을 1회로 정의하여 횟수변화를 20회, 40회, 60회, 80회, 100회 반복한 후, 전기적 특성을 측정하였다. 반복신장 시 적용 로드셀은 50N, 크로스헤드 스피드는 100mm/min의 조건으로 수행하였다.

2.6.2 일정신장

일정신장 조건에서의 내구성 평가를 위하여 은코팅 전도사 및 ECG 측정용 제직물의 저항을 측정하였다. 일정신장조건은 만능인장시험기(Tinius Olsen, H5K-T)를 이용하여 초기길이 10cm에 대하여 10%, 15%, 20%, 25%로 신장률 변화를 가한 뒤, 10분간 고정시킨 후에 인장시험기의 조(Jaw)와 시료를 분리시켜 Fig. 1의 장치를 이용하여 저항을 측정하였다. 이때 로드셀(Loadcell)은 50N, 크로스헤드 스피드(Crosshead speed)는 100mm/min으로 수행하였다.

2.7 열적 내구성

열에 대한 내구성 측정을 위하여 열풍건조기 (E-plex, E2-03-TAPE)를 이용하여 40°C에서 5시간, 10시간, 20시간, 30시간 노출된 ECG 측정용 직물과 은코팅 전도사의 전기적 특성을 측정하였다. 열노출온도는 실제 착용환경에서의 여름철 최고기온을 고려하여 40°C를 기준으로 설정하였다.

2.8 화학적 내구성

ECG측정용 직물의 화학적 내구성은 인체에 접촉시 발생하는 땀에 대한 내구성으로 측정하였다. 측정은 산성 땀액과 알칼리 땀액의 두 조건에서 수행하였으며 시약의 제조는 KS K 0715법에 의거하여 산성땀액의 경우 NaCl 10g과 Lactic acid(CH₃CHOHCOOH) 1g, Sodium Phosphate Dibasic(Na₂HPO₄·12H₂O) 1g을 희석하여 pH 4.5로 제조하였으며 알칼리 땀액은 NaCl 10g, Amonium Carbonate((NH₄)₂CO₃·H₂O) 4g, Sodium Phosphate Dibasic(Na₂HPO₄·12H₂O) 1g을 희석하여

pH 8.7로 제조하였다. 화학적 내구성 평가를 위한 ECG 측정용 직물의 실험조건은 Table 3에 있다.

3. 결과 및 고찰

3.1 표면 및 단면구조

Fig. 2와 Fig. 3은 ECG 측정용 직물의 경사방향과 위사방향의 단면구조를 나타낸 것이다. 경사방향의 SEM사진 분석결과 데니어가 크고 원형인 은코팅 전도사가 시료 A, 시료 B, 시료 C의 사진에서는 관찰되지 않았으며 시료 D에서는 중심부에 관찰되었다. 위사방향에서는 원형의 은코팅 전도사가 시료 A, 시료 B, 시료 C에서 관찰되었으며 시료 D에서는 관찰되지 않은 것으로 나타나 Table 2의 제작조건에 적합하게 제조된 것을 확인하였다.

제작된 직물의 표면구조는 Fig. 4에 나타났다. 관찰결과 시료 A, 시료 B, 시료 C, 시료 D는 2up 3down의 능직형태와 5H3C의 주자직형태가 표면에 뚜렷이 나타났다. 능직으로 제작된 시료들은 능선방향으로 전도사가 연속적으로 연결들은

Table 3. Test conditions of chemical durabilities on acidic and basic solutions

Sample	Chemical durability testing solution					
	Treated time of acidic condition			Treated time of basic condition		
	2hours	4hours	6hours	2hours	4hours	6hours
ECG sensing fabric						

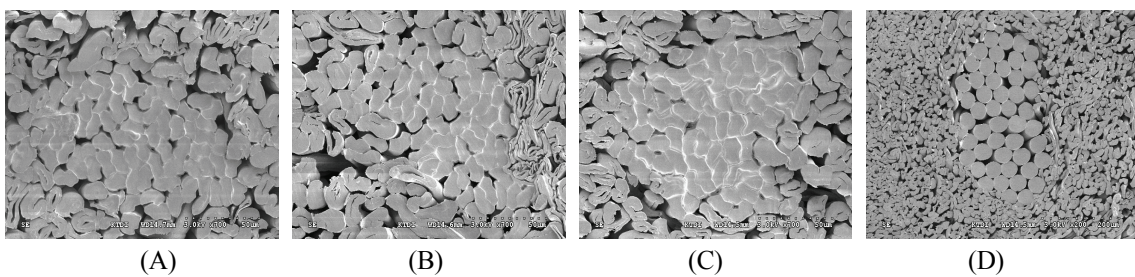


Fig. 2. Cross sectional structures of ECG sensing fabrics by warp direction(×500).

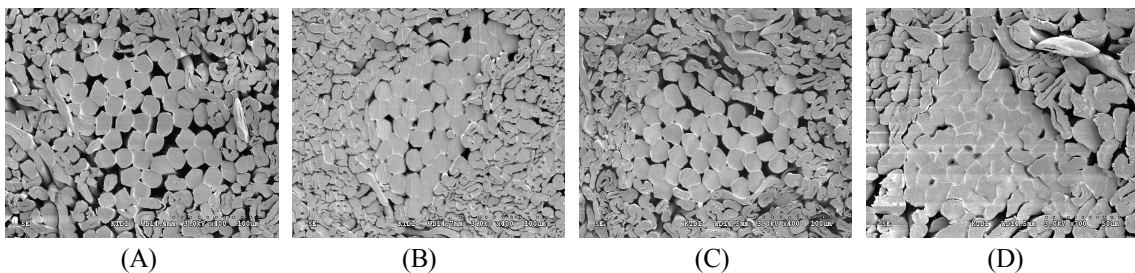


Fig. 3. Cross sectional structures of ECG sensing fabrics by weft direction(×500).

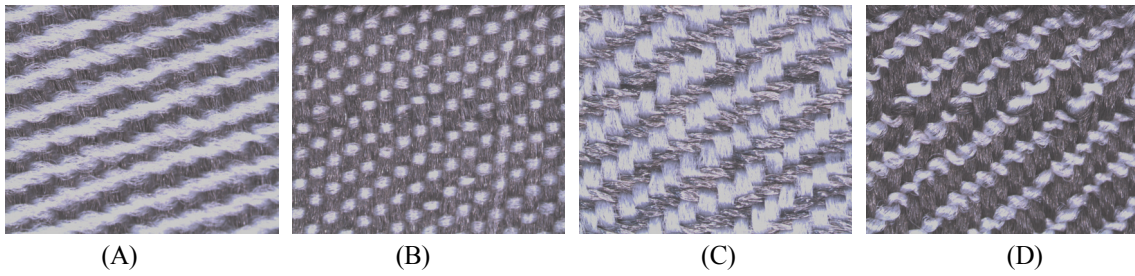


Fig. 4. Weaving structures of ECG sensing fabrics($\times 65$).

능선방향으로 전도사가 연속적으로 연결된 형태를 나타냈으며 주자직으로 제직된 시료에서는 경사로 위입된 PET원사에 의하여 연속적인 연결을 갖지 못하는 것으로 나타났지만 표면에 돌출된 전도성 원사의 표면노출부분이 시료 A와 시료 C에 비하여 많이 관찰되었다. 능직으로 제조된 시료의 경우, 경사방향으로 은코팅 전도사의 밀도가 높은 시료 C의 경우 가장 많은 표면노출이 나타났다. 시료 D는 위사에 삽입된 은코팅 전도사의 높은 밀도 이외에도 큰 섬도에 의하여 표면노출면적과 경사방향으로의 전도사간 접점이 많이 관찰되었다.

3.2 물리적 특성

ECG 측정용 직물의 인장강도는 동일한 원사를 사용할 경우 조직과 삽입방향에 따른 차이는 크게 나타나지 않았다. 능직으로 제조된 시료 D의 인장강도가 가장 크게 나타났는데 이는 공정장력을 고려하여 경사에 사용된 섬도가 얇은 210de 전도사의 영향으로 210de 전도사는 Table 1에 보이듯이 절단강도가 75de의 PET사와는 2.2배, 140de 은코팅 전도사보다 1.5배 높고 탄성률도 높기 때문이다. 절단신장은 주자직으로 제직된 시료 B가 능직으로 제직된 시료 A, 시료 C, 시료 D보다 크게 나타났지만 차이는 2%미만으로 강도차이에 비하여 차이가 작게 나타났다.

물리적 특성 측정결과 공정장력을 고려하여 210de의 은코팅 전도사를 경사에 삽입한 시료 D의 절단강도가 가장 크게 나타났으며 절단신도가 가장 낮게 나타났다. 그러나 시료 D의 절단신도는 28.5%수준으로 ECG센서로 적용하기에 양호한 특성을 보이는 것으로 사료된다. 측정된 ECG 측정용 직물들의 물리적 특성은 Fig. 5에 나타나 있다.

3.3 전기적 특성

Fig. 6에 능직과 주자직으로 제직된 ECG 측정

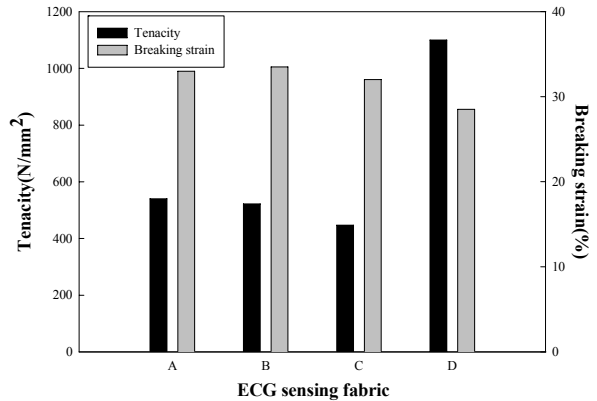


Fig. 5. Physical properties of ECG sensing fabrics.

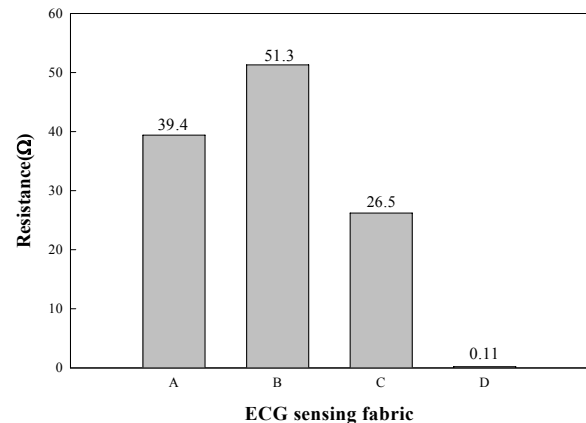


Fig. 6. Resistances of ECG sensing fabrics.

용 직물의 전기저항을 나타내었다. 조직형태에 따른 전기저항은 동일조직일 경우, 은코팅 전도사의 밀도가 높을수록 저항이 낮게 나타났으며 제직형태에 따른 비교에서는 주자직보다 능직으로 제직된 시료의 저항이 상대적으로 낮게 나타났다. 이는 주자직의 경우, 표면노출도가 많지만 위사에 삽입된 은코팅 전도사 접점만 서로 연결되어 원활한 신호전달선로가 구성되지 못하였기 때문으로 판단된다.

가장 전기저항이 낮게 나타난 시료 D의 경우 경사에 섬도가 큰 은코팅 전도사가 삽입되었으며 능직으로 제직되어 전도사간 연결이 연속적

으로 이루어졌기 때문에 가장 낮은 전기저항을 나타낸 것으로 판단된다. 따라서 ECG측정에 적합한 직물구조는 기본적으로 표면노출도가 큰 조직보다 연속적으로 전도사가 연결가능한 구조가 적합한 것으로 판단된다.

3.4 물리적 내구성

제직조건이 다른 ECG 측정용 직물의 저항 측정결과 가장 저항치가 낮게 나타난 시료 D를 최적 ECG 측정용 직물로 판단하여 물리적 변화에 따른 저항변화율을 측정하였다.

3.4.1 반복신장

Fig. 7에 반복신장조건에서의 은코팅 전도사와 ECG측정용 직물의 저항변화율을 나타냈다. 직물상태인 시료 D는 은코팅 전도사에 비하여 20회 신장조건에서 약 1/4수준의 낮은 저항변화율이 나타났으며 원사의 경우, 반복신장 횟수가 증가할수록 저항변화율의 증가폭이 급격하게 증가하는 것으로 나타났다. 특히 은코팅 전도사의 경우 80회로 신장횟수가 증가할 경우, 33%의 저항변화율 증가가 나타났지만 직물의 경우에는 7%의 증가가 나타났다. 직물의 경우 100회까지의 신장실험에서 전체적으로 2~7%의 저항변화율을 나타내어 물리적 반복신장 조건이 발생가능한 착용시 또는 제직시에도 본래의 전기적 특성을 유지하는 것으로 판단된다. 따라서 원사상태에 비하여 ECG측정용 직물인 시료 D는 원사상태보다 크게 향상된 물리적 내구성을 가지고 있는 것으로 나타났다. 이러한 이유는 개별 원사일 경우 반복신장조건에 의하여 표면에 은코팅면이 쉽게 이탈되지만 직물상태로 제직한 시료의 경우 개별섬유간의 접촉과 제직밀도에 따라서 이탈된 은코팅면이 쉽게 탈락되지 않고 유지되었기 때문으로 생각된다.

3.4.2 일정신장

일정신장을 가한 실험조건에서 측정된 시료 D와 은코팅 전도사의 저항변화율은 Fig. 8에 나타났다. 저항변화율은 은코팅 전도사와 시료 D 모두 절단신장 근처의 25% 신장조건에서도 10% 이하 수준을 나타냈다. 시료 D의 경우 원사에 비하여 20%의 신장조건에서 1/3 수준인 2.4%의 변화율을 나타냈지만 변형률의 증가에 따라 25%의 조건에서는 7.2%의 저항변화율을 나타냈다. 원사의 경우 기본적인 저항변화율이 높지만 신

장에 따른 저항변화폭이 적는데 비하여 시료 D의 경우 20%이하의 신장조건에서 저항변화율은 안정적이지만 20%이상의 신장조건에서는 저항변화율이 크게 증가하는 것으로 나타났다. Fig. 8에서 나타난 은코팅 전도사의 5~10%사이의 급격한 저항변화율 증가는 신장에 의하여 전도성 물질이 초반에 이탈되었기 때문이며 10%이후의 일정한 저항변화율은 초반에 이탈된 접착력이 약한 은입자의 이탈 외에 접착이 잘 이루어진 잔여 은입자에 의하여 유지되는 결과로 판단된다. 직물상태에서 나타난 비례적인 저항변화율 증가는 PET사와의 접촉과 직물조직의 특성으로 인하여 신장 시 가해진 외력이 인접원사 및 제직과정에서 발생한 공극에 의하여 일정부분 상쇄되어 은입자의 이탈이 천천히 이루어졌기 때문이다.

기본적으로 능직으로 제직된 경우 은입자의 이탈이 비교적 적게 발생하게 됨에 따라 반복신장과 일정신장조건에서 저항변화율이 큰 은코팅 전도사에 비하여 시료 D는 두 조건에서 모두

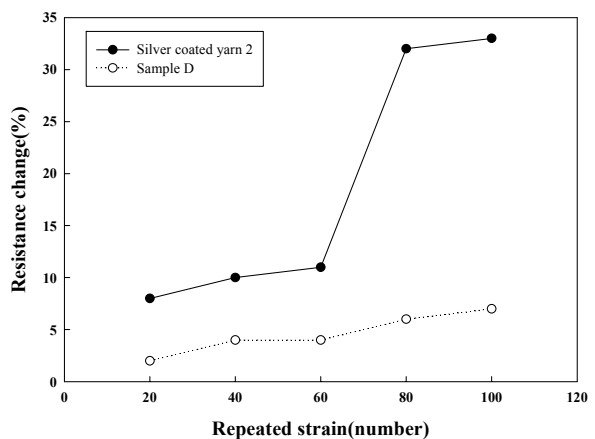


Fig. 7. Resistance changes under repeated strain.

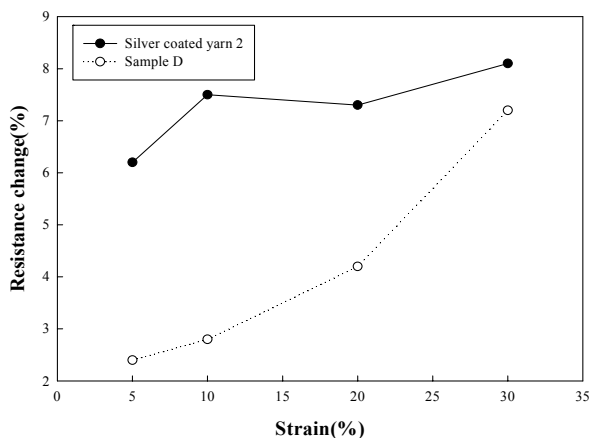


Fig. 8. Resistance changes under constant strain.

7%이하의 안정적인 내구성을 가지고 있는 것으로 나타났다.

3.5 열적 내구성

시료 D와 은코팅 전도사 모두 열노출 시간에 따른 저항변화율은 1~2%사이로 거의 변화가 나타나지 않았다. 열노출 시간이 증가함에 따라 저항변화율이 증가하였으나 이는 물리적 변화에서 나타나는 2~7% 수준의 저항변화율에 비하여 상대적으로 낮은 변화수치이며 은코팅 전도사와 ECG 측정용 직물 모두에서 동일한 경향을 나타냈다. 이는 은코팅 전도사의 특성상 열에 의한 전기적 특성이 영향을 크게 받지 않기 때문이며 제직에 사용된 PET원사 역시 열내구성이 일반 합성섬유 중 상대적으로 높기 때문에 실험조건으로 설정된 40°C의 온도에서는 열에 의한 물리·화학적인 변형이 이루어지지 않았기 때문으로 판단된다. 열노출 조건에 따른 시료 D와 은코팅 전도사의 저항변화율은 Fig. 9에 나타났다.

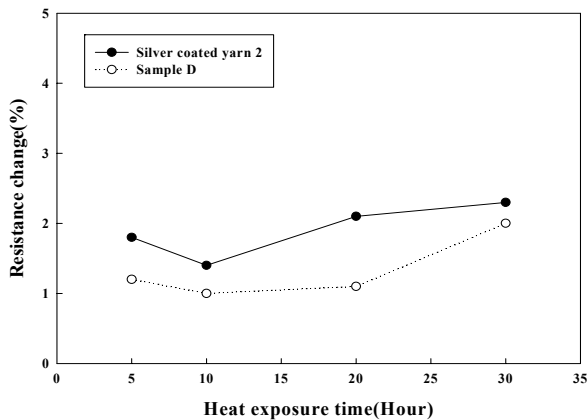


Fig. 9. Resistance changes with different heat exposure time.

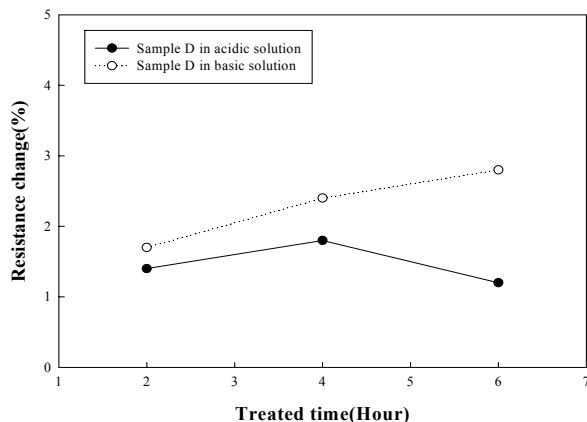


Fig. 10. Resistance changes of ECG sensing fabrics with different chemical durability testing condition.

3.6 화학적 내구성

Fig. 10은 산성담액과 염기성담액에 침지된 시료 D와 은코팅 전도사의 저항변화율을 나타낸 것이다. 전체적으로 저항변화율은 직물상태에서 3%미만으로 크게 변화하지 않으며 산성담액에 비하여 염기성 담액에 침지한 조건에서 저항변화율이 약 1%정도 높게 나타났지만 물리적 변형의 7%수준과 비교하여 미미한 수준으로 기본적으로 은코팅 전도사와 PET원사가 화학적으로 안정하기 때문이다. 아울러 실험에 사용된 담액의 경우 산성조건과 알칼리 조건이지만 pH가 4.5에서 8.5수준으로 약산성과 약알칼리 조건으로써 내화학성이 우수한 원사에 영향을 주지 못하였기 때문으로 사료된다.

4. 결 론

본 연구에서 ECG측정용 직물제조를 위한 최적제직조건을 도출하였으며 도출된 시료의 물리적, 화학적, 열적 내구성평가를 위하여 일정신장, 반복신장, 열노출, 산성, 염기성 용액의 침지조건에 대하여 저항변화율을 조사하였다. ECG 측정용 직물의 최적제직조건은 경사에 210de 은코팅 전도사를 사용하고 위사에 PET사를 사용한 능직물로 절단신도가 28.5%이며 은코팅 전도를 사용하여 제직한 다른 시료에 비하여 30배이상 낮은 0.11Ω의 저항값을 나타냈다.

제직조건에 따른 비교결과 표면노출도가 높은 주자직과 전도성 원사의 연결성이 높은 능직으로 제직된 직물 중에서 능직으로 제조된 시료의 저항이 낮게 나타났기 때문에 ECG 측정용 직물 제직시 전도성 원사의 표면노출빈도의 증가보다 전도사간의 연속적인 연결이 중요한 것으로 조사되었으며 본 연구에서 고려된 제직성 및 사용특성을 고려하여 위사에 전도사를 삽입하는 것보다 경사에 전도사를 삽입할 경우 ECG 측정용 직물로서의 전기적 특성이 우수한 것으로 나타났다.

또한 본 연구에서 최적제직조건으로 도출된 시료 D의 경우, 내구성평가를 위하여 수행한 일정신장, 반복신장, 열노출, 산성, 염기성 용액의 침지조건에 대하여 7.2%이하의 우수한 저항변화율을 나타냈다. 이는 선행연구에서 조사된 원사상태의 은코팅 전도사의 저항변화율이 가장 불안정한 반복신장조건에서도 본 연구에서 도출

된 ECG 측정용 직물은 원사상태의 30%이상의 저항변화율보다 월등히 낮은 7%수준의 안정적인 저항변화율을 보였으며 절단신장에 근접한 25%의 신장조건에서도 7.2%의 저항변화율을 나타내어 향후 본 시료를 이용하여 ECG측정용 직물센서로서 사용이 가능할 것으로 판단된다.

참고문헌

1. H. Y. Cho, H. Y. Song, H. S. Cho, S. M. Goo and J. H. Lee, A Study on the Design of Functional Clothing for Vital Sign Monitoring, *Korean J. Sci. Emotion and Sensibility*, **13**(3), 467-474(2010).
2. H. J. Park, K. H. Hong, S. H. Kim and S. S. Shin, Development of the Practical Garment Apparatus to Measure Vital Sign of ECG for U-Health Care, *J. Korean Soc. Clothing and Textiles*, **31**(2), 292-299(2007).
3. J. H. Jeoung, J. H. Ryu, J. N. Cho and J. H. Jo, A Study of Sound Data Transmission Using Conducting Yarn, *Textile Science and Engineering*, **47**(4), 233-239(2010).
4. J. M. Chae, H. S. Cho, and J. H. Lee, A Study on Consumer Acceptance Toward The Commercialized Smart Clothing, *Korean J. Sci. Emotion and Sensibility*, **12**(2), 181-192(2009).
5. J. Akita, T. Shinmura, S. Sakurazawa, K. Yanagihara, M. Kunita, M. Toda and K. Itawa, Wearable Electromyography Measurement System Using Cable-free Network System on Conductive Fabric, *Artificial Intelligence in Medicine*, **42**(2), 99-108(2008).
6. P. Gibbs and H. H. Asada, "Wearable Conductive Fiber Sensors for Measuring Joint Movements", Proceedings ICRA '04. International Conference on Robotics & Automation (IEEE 2004), pp.4753-4758, 2004.
7. J. Akita, T. Shinmura, M. Toda, T. Murakami and M. Yao, "Flexible Network System for Wearable Computing Using Conductive Fabric", Proceeding of the 7th International Conference on Mobile Data Management(IEEE 2006), p. 101, 2006.
8. K. Tappura and S. Nurmi, Computational Modeling of Charge Dissipation of Fabrics Containing Conductive Fibers, *J. Electrostatics*, **58**, 117-133(2003).
9. B. Kim, V. Koncar and C. Dufour, Polyaniline-Coated PET Conductive Yarns : Study of Electrical, Mechanical and Electro-Mechanical Properties, *J. Appl. Polym. Sci.*, **101**(3), 1252-1256(2006).
10. H. J. Park, S. C. Shin, B. H. Son and K. H. Hong, Transactions : Improvement of ECG Measurement for the Elderly's U-healthcare Clothing Using 3D Tight-fit Pattern, *J. Korean Soc. for Clothing Industry*, **10**(5), 676-682(2008).
11. J. Y. Cho, S. E. Jang and K. S. Cho, Effect of Fabric Elasticity on Performance of Textile-based ECG-monitoring Smart Wear, Proceeding of Kor. Soc. for Emotion and Sensibility, pp.39-41, 2007.
12. K. Y. Yu, K. T. Han, J. H. Kim, J. H. Kim, K. Y. Chung and J. H. Lee, Wearable based Electrocardiogram Sensing Clothes for Monitoring of Vital Signal, 32th Korea Information Processing Society Conference, **16**(2), pp.277-278, 2009.
13. J. W. Ryu, Y. J. Jee, H. J. Kim, S. Y. Kwon and N. S. Yoon, Electric Properties of Ag Coated Conductive Yarns with Physical and Chemical Conditions, *Textile Coloration and Finishing*, **23**(1), 43-50(2011).