

실리콘-탄소나노튜브 센서 기반의 셀프트레이너 피트니스 웨어 개발

조성훈¹, 김경미¹, 조하경^{2*}, 원유석³
¹한국섬유소재연구원, ²블랙야크, ³유즈브레인넷

Development of Self-trainer Fitness Wear Based on Silicone-MWCNT Sensor

Seong-Hun Cho¹, Kyung-Mi Kim¹, Ha-Kyung Cho^{2*}, You-Seuk Won³

¹Korea High Tech Textile Research Institute, ²BLACKYAK Inc., ³UzBRAINNet Inc.

요약 최근 국민생활 수준이 향상되면서, 많은 사람들이 건강에 관심을 갖고 발병 이전의 예방관리를 위하여 운동을 통해 셀프트레이닝을 하는 인구가 증가하고 있다. 일반적으로 근육의 언발란스는 자세의 비대칭성을 초래하고 인체의 비대칭성이 깨지게 되면 조정력, 순환작용, 내장기관의 변위 등을 동반하게 되어 각종 질병을 유발할 수 있다는 연구가 속속 나오고 있다. 본 연구에서는 최근 큰 관심을 받고 있는 스마트웨어 중에서 셀프트레이닝이 가능한 피트니스 웨어를 개발하고, 안드로이드 기반 어플리케이션을 통하여 시뮬레이션 함으로서 셀프트레이너 피트니스웨어 상용화 기술을 제시하고자 하였다. 셀프트레이너 피트니스웨어의 개발을 위하여 전도성 폴리머, 패션 디자인 및 봉제, 전기전자적인 기술이 융합하여 운동시 근육의 언발란스를 확인하고 스스로가 비대칭성을 교정할 수 있는 스마트웨어를 만들 수 있었다. 구체적으로는 최적 MWCNT 농도의 도출을 통한 폴리머 센서를 제작하고 도전성 섬유를 활용한 전극 신호선을 설계 및 부착하여 신호를 수집할 수 있는 최적의 위치에 전극을 부착하여 생체신호를 수집하였다. 이렇게 수집된 생체신호를 전기적 신호 변환하고 블루투스 통신을 이용하여 전달하는 Signal Module을 설계 및 제작하였으며, 소프트웨어 알고리즘을 이용한 노이즈 캔슬링과 안드로이드 기반의 셀프 트레이닝 어플리케이션을 융합하여 상용화가 가능한 셀프트레이너 피트니스 웨어의 제작방법을 제시하였다.

Abstract Recently, as living standards have improved, many people are becoming more interested in health, and self-training is increasing through exercise to prevent and manage pre-illness. In general, an imbalance of muscles causes asymmetry of posture, which can cause various diseases by accompanying an adjustment force, circulation action, displacement of internal organs, etc.. In this study, the development of fitness software that can be self-training among smart wears has attracted considerable attention in recent years. In this study, a technology was proposed for the commercialization of self-trainer fitness wear by a simulation through Android-based applications. Self-trainer fitness software was developed by combining a conductive polymer, fashion design, sewing, and electric and electronic technology to monitor the unbalance of the muscles during exercise and make smart wear that can calibrate the asymmetry by oneself. In particular, a polymer sensor was fabricated by deriving the optimal MWCNT concentration, and the electrode signal was collected by attaching the electrode to the optimal position, where the electrode signal line using the conductive fiber was designed and attached to collect the signal. A signal module that converts the bio-signals collected through electrical signal conversion and transmits them using Bluetooth communication was designed and manufactured. Self-trainer fitness software that can be commercialized was developed by combining noise cancellation with Android-based self-training application using a software algorithm method.

Keywords : ECG, EMG, Self-Training, Signal Module, Silicone-MWCNT

*Corresponding Author : Ha-Kyung Cho(Blackyak.ltd)

Tel: +82-10-6324-5285 email: hkcho1010@gmail.com

Received April 25, 2018

Revised May 30, 2018

Accepted July 6, 2018

Published July 31, 2018

1. 서론

최근 건강에 대한 관심은 얼마나 오래 살 것인가 아닌 “어떻게 오래 살 것인가”로 관심이 이동하고 있는데, 이는 발병 이전의 예방과 관리를 강조하는 건강 패러다임 중요성이 더욱 커지고 있음을 대변하는 것이라고 할 수 있다. 따라서 “건강하게 오래 살기”에 대한 수요가 증가함에 따라 셀프 트레이닝(Self-Training)을 위한 동영상 및 모바일 애플리케이션(Mobile Application) 등의 관련제품 및 시장이 급속도로 확대되고 있다.

일반적으로 정상인이 70% 이상이 자세 및 밸런스의 문제를 갖고 있는 것으로 알려져 있는데, 인체의 좌우대칭성이 깨지게 되면 근육의 발달, 조정력, 호흡작용, 순환작용, 내장기관의 변위 등에서 변화를 가져와 각종질병을 유발할 수 있다. 따라서 지속적 밸런스의 체크 및 근력 최적 밸런스 비율의 개선은 건강에 중요한 요소가 되고 있으며, 이를 위한 가장 간단하면서 지속적 관리가 가능한 시스템은 웨어러블 시스템(Wearable System)이라고 할 수 있다[1]. 특히 청소년의 1/3 이상이 병적으로 흰 척추 때문에 고통을 겪고 있으며, 여성의 48%, 남성의 19%가 이상 척추를 갖고 있는 것으로 나타나 균형을 맞추는 웨어러블 제품에 대한 수요가 지속적으로 높아지고 있다[2].

Fig. 1은 섬유-IT 융합기술 중에서 웨어러블 테크놀로지(Wearable Technology)는 섬유센서를 기반으로 의류 내에 내장하는 기술을 통하여 의류 일체형 웨어러블 시스템으로의 제품화가 시작, 급속한 신장이 진행되고 있으며, 그 중 피트니스(Fitness)와 웰니스 응용(Wellness Application)분야의 성장이 두드러질 것으로 예측되고 있음을 나타내는 것이다. 특히, 제품의 수명주기를 고려할 때, 헬스케어를 위한 웨어러블 시스템 시장은 제품수명주기 상에서 도입기에 해당하기 때문에 시장 선점 및 응용 기술의 확보가 가능한 것으로 전망하고 있다.

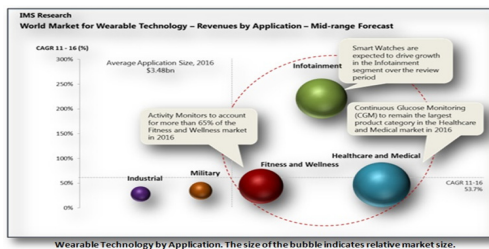


Fig. 1. World Market for Wearable Technology by Application[3]

근 활동량 모니터링의 경우, 기존의 다양한 방법을 통한 생체신호 센싱 기능의 직물 및 의류(기능성 Shirts, 밴드 등)에 대한 꾸준한 개발시도를 통하여 생체신호를 무선으로 모니터링 할 수 있는 기술의 개발은 비교적 높은 기술적인 수준에 이르고 있다고 판단되나, 생체신호의 정확성, 동작 노이즈 등의 영향으로 인한 측정 신호의 신뢰성 부족, 센싱부 및 커넥팅 부의 내구성, 센서 기능 직물의 의복 일체화 등의 기술은 아직 미흡한 것으로 판단되며, 이와 같은 문제점 및 적극적인 마케팅 활동이 뒷받침 되어야만 섬유-IT 제품의 일반 소비자 시장으로의 확대가 필요한 시점인 것으로 나타났다. 따라서 사용자의 움직임에 따른 직물전극의 미세한 전기저항 변화를 감지해 낼 수 있는 섬유센서 개발기술과 효율적인 생체신호 측정이 가능한 의류제품 디자인, 패턴 기술, 생체신호 입출력 및 데이터 처리기술, 직관성 있는 객체 지향 모바일 애플리케이션 개발 등을 통하여 기존 개발기술과 차별성 있는 제품개발을 통한 제품이 개발될 경우, 국내 관련 산업에 많은 기술적인 진보가 있을 전망이다.

2. 실험방법 및 내용

2.1 실리콘-탄소나노튜브 수지센서 제작

실리콘-탄소나노튜브(Silicone-MWCNT) 수지센서를 제작하기 위하여 수지로는 S사에서 시판하고 있는 RTV(Room Temperature Vulcanizing) 실리콘 수지와 경화제를 구입하여 사용하였으며, 구입한 수지와 촉매의 특성은 Table 1에 나타내었다. 실리콘 수지는 경화방식에 따라 촉합 타입과 부가 타입으로 분류되며, 수지의 성격에 맞는 경화제를 사용하여야 경화반응이 잘 이루어질 수 있다. 촉합타입의 경우는 반응 부산물로 알코올을 방출하나, 부가타입으로 반응 부산물이 없는 특징이 있으며, 점도와 경도, 경화 온도 등에 따라 다양한 RTV 수

Table 1. Physical Properties of Various Silicone Resins

Physical Properties	A	B	C
Appearance(Before)	Grey	White	Grey
Viscosity(Pa.s)	70	100	1,700
Hardening Time(hrs/°C)	24/23	24/23	24/23
Hardener Contents	10%	10%	5%
Appearance(After)	Pink	White	Sky Blue
Tensile(MPa)	4.5	5.0	6.5
Elongation(%)	300	300	200
Shrinkage(%)	0.5	0.1	0.3

지가 있으나, 본 연구에서는 각 특성을 고려하여 각 타입 별로 축합형 1종(A) 및 부가형 2종(B,C)를 선정하여 센서 제조테스트를 진행하였다.

축합타입의 경우, 가열에 의해 경화속도가 빨라지는 하나, 경화온도는 50℃를 넘지 않아야 하며, 부가형의 경우는 40~150℃에서 경화가 급속하게 진행되고 경화제에 사용량에 따른 영향은 없는 것으로 알려져 있다. 탄소나노튜브는 주로 스마트 센서에 사용되는 MWCNT(Muti-walled CNT)를 사용하였는데, 본 실험에서는 Table 2와 같이 MWCNT의 Diameter와 Length 및 Purity에 따른 전도성을 비교하기 위해 총 6종의 CNT를 확보하고 이를 실리콘-탄소나노튜브 수지센서 제작에 활용하였다.

본 실험을 진행하기 전 예비실험에서 사용 예정이었던 6종의 MWCNT 중에서 3~6번의 MWCNT의 분산성이 떨어져 수지와 분리가 일어나는 현상이 발생하여 실리콘-탄소나노튜브 센서용 MWCNT는 최종적으로 1번과 2번만을 사용하기로 하였다.

Table 2. Physical Properties of Various MWCNT

No.	Diameter (nm)	Length (μm)	Purity(%)	Maker*
MWCNT 1	5~20	~10	90%	C
MWCNT 2	5~15	~10	95%	C
MWCNT 3	8~15	30~50	90%	F
MWCNT 4	50~85	10~15	94%	F
MWCNT 5	10~20	10~30	95%	O
MWCNT 6	8	10~30	95%	O

* Maker is the initial name of the manufacturer

실리콘-탄소나노튜브 센서 Mold를 제작하기 위해서 3D 프린터(MakerBot Replicator 2X, Makerbot Industries(미국))를 통해 몰드 디자인을 설계 및 제작하였는데, 3D 프린터 최대출력 사이즈 및 센서 사이즈를 고려하여, 센서 6세트 가능하도록 설계하였다. 3D 프린터에 사용된 필라멘트는 MakerBot Replicator 2X 전용 ABS 필라멘트(Diameter 1.75mm, Tg 105℃)인 특성을 가지고 있으며, 노즐의 온도는 230℃로 설정하여 Fig. 2와 같이 출력하였다.

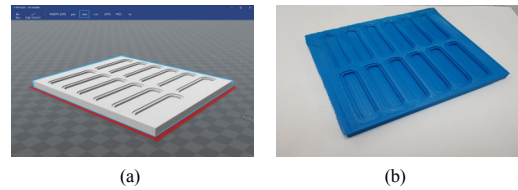


Fig. 2. Mold for Silicone-SWCNT Sensor
(a)Mold Design (b)Mold by 3D Printer

2.2 웨어러블 생체신호 계측을 위한 Signal Module 제작

Fig. 3는 Signal Module의 구성을 위하여 설계 이전에 어떠한 프로세스로 Signal Module이 작동하는 지를 Diagram으로 나타낸 것이며, 피트니스용 Signal Module은 최적의 측정 부위로 상부에 근전도 12개소, 심전도 1개소, 하부에 근전도 8개소, 심전도 1개소를 선정하였으며, 알고리즘을 적용하기 위하여 Nordic nRF52832 (Cotrex-M4)를 적용하였다. Signal Module 상세 스펙은 Table 3과 같다.

Table 3. Detailed Spec. of Signal Module

Unit	Spec.
MCU	Nordic nRF52832 (Cortex-M4)
Communication	Bluetooth 4.0 BLE
Sensor	TI ADS1299 8ch. × 2EA
Battery	280mA

Table 3과 같은 구성요소와 Fig. 4, Fig. 5와 같은 회로기판 설계를 통하여 Fig. 6의 Signal Module을 제작하여 셀프레이너 피트니스 웨어에 적용하였다.

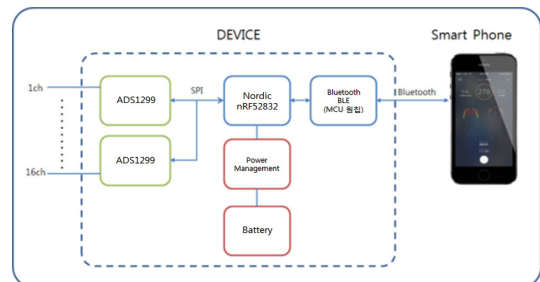


Fig. 3. Block Diagram of Signal Module

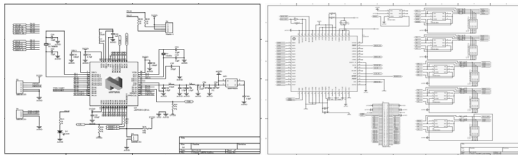


Fig. 4. Circuit Design of Signal Module

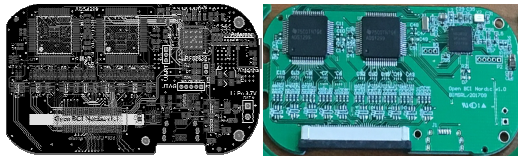


Fig. 5. PCB Circuit of Signal Module

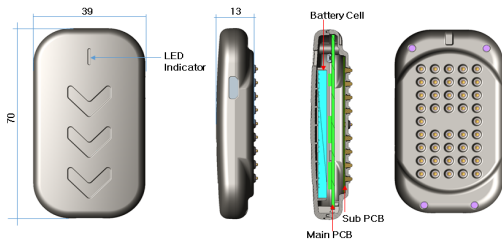


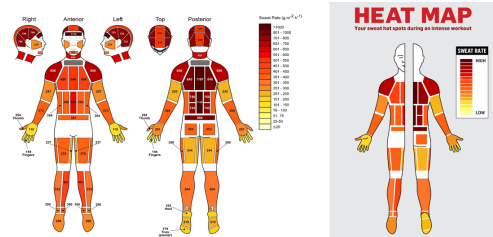
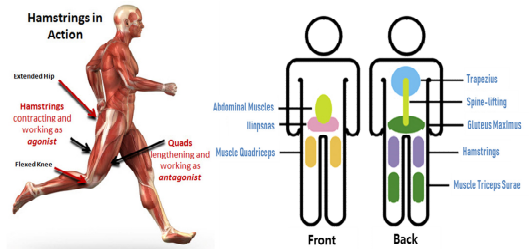
Fig. 6. Appearance of Signal Module

2.3 인체의 움직임에 영향을 최소화하는 섬유형 전극 배치

인체의 움직임에 따라 영향을 최소화 할 수 있는 전극을 배치하기 위하여 인체 근육 패턴 메커니즘(pattern Mechanism)에 따른 패턴 적용에 적합한 플랫폼 설계하고 인체의 움직임에 영향을 최소화하는 섬유형 전극 배치 방식을 고안하였다. 생체 신호 측정을 위해서는 발한 부위가 고려되어야 하며, 근육 활동량 측정에 있어서는 운동 시 근육의 움직임이 주요 지표가 되므로, 주동근의 분석이 반드시 필요하다.

2.4 네트워크 플랫폼 설계

근전도 기반 근육 활동 모니터링 센서 적용 의류를 개발하기 위해 주요 센서의 위치는 Fig. 7에서와 같이 발한 부위를 고려한 운동 시 주동근을 확정하고 근육패턴에 따라 통합형 전극 네트워크를 설계하여 텍스타일 신호선을 제작하였다.



Body mapping of sweating patterns in male athletes in mild exercise-induced hyperthermia/European Journal of Applied Physio

Fig. 7. The Range of Analysis of Human Body Movement and Sweating Area by Exercise[4][5]

Fig. 8과 같이 설계된 텍스타일 신호선을 셀프트레이너 피트니스 웨어(Self-trainer Fitness Wear)에 적용하기 위하여, 접착제 성분이 도포된 전도성 코팅섬유를 레이저 커팅(Laser Cutting)하고 셀프트레이너 피트니스 웨어의 각 부위별 측정위치에 맞게 부착하였다.

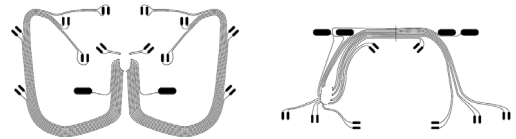


Fig. 8. Integrated electrode networking design according to human muscle pattern

2.5 셀프트레이너 피트니스 웨어 모듈화

각 파트별로 설계하고 제작된 Silicone- MWCNT 센서, Signal Module, 텍스타일 신호선을 인체의 동작 노이즈(Noise)를 최소화, 착용성 및 신호 정확성을 극대화할 수 있도록 의류에 모듈화 하였다. 인체 밸런스 모니터링을 위한 인체 활동에 대한 근육 메커니즘 기반 의류 패턴 Fig. 9과 같이 도출하고 인체 움직임에 따른 근육 및 피부의 움직임 고찰을 통한 신장/수축, 전극의 부착성, 착용편의성 등을 고려한 디자인 기초 설계안을 기반으로 하여 최종적으로 Fig. 10과 같이 셀프트레이너 피트니스 웨어를 제작하여 실험에 사용하였다.

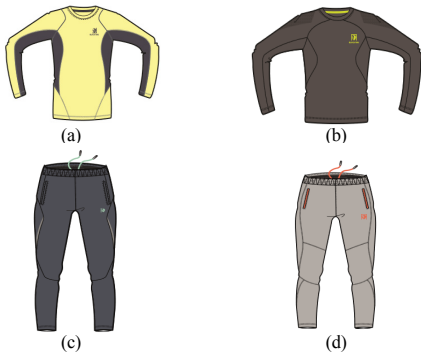


Fig. 9. Standard Design for Self-trainer Fitness Wear (a)(b)Top (c)(d)Pants

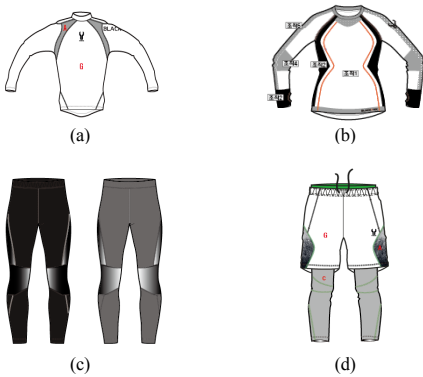


Fig. 10. Final Design for Self-trainer Fitness Wear from Stand

3. 실험결과 및 고찰

3.1 실리콘-탄소나노튜브 수지센서의 전도성 변화

Table 4는 MWCNT 1, 2의 농도와 실리콘 수지 종류에 따른 전도성 변화를 나타낸 것이다. MWCNT의 농도는 전체 무게 대비 각각 2.5%, 3.333%, 4.0%, 4.737%, 5.263%, 5.333%를 투입하였으며, 수지 3종에 대한 저항값의 변화를 확인하였다. A. Saleem, K. G. Pricy 등의 선행연구에 따르면[6], 경도 40의 실리콘 고무에 서로 다른 전기 전도성을 갖는 충전제를 혼합하여 전도성을 측정된 결과 매우 낮은 중량 퍼센트라도 실리콘 고무의 전기 전도도를 향상 시킬 수 있다고 보고하고 있다. 또한, CNT의 농도를 증가 시키면 고무의 탄성이 감소하기 때문에 실리콘의 원래 특성을 유지하기 위해, 필러 농도는 유의하게 검출 가능한 신호를 생성하기 위해 가능한

한 낮게 유지해야 한다는 연구결과를 발표하였다. 본 연구에서도 이전의 연구와 유사한 결과를 보였는데, MWCNT의 농도가 4.737% 이상으로 증가하면 세 가지 실리콘 수지 모두 교반이 어려워 균일한 센서를 제작할 수 없었으며, 이에 따라 부분적인 편차가 크게 발생하였다.

Table 4. Resistance of Silicone Resin and MWCNT 1 Concentration

MWCNT 1 : Diameter 5~15 μ m (Unit : Ω)

CNT Conc. (wt%)	Resin A	Resin B	Resin C	Remarks
1 2.500	87.1 $\times 10^6$	381.6 $\times 10^6$	119.49 $\times 10^3$	
2 3.333	15.9 $\times 10^6$	8.37 $\times 10^6$	27.30 $\times 10^3$	
3 4.000	11.3 $\times 10^6$	0.60 $\times 10^6$	25.17 $\times 10^3$	
4 4.737	83.7 $\times 10^3$	0.41 $\times 10^6$	3.44 $\times 10^3$	No agitation
5 5.263	0.71 $\times 10^3$	48.47 $\times 10^3$	0.83 $\times 10^3$	No agitation
6 5.333	6.08 $\times 10^3$	36.21 $\times 10^3$	0.66 $\times 10^3$	No agitation

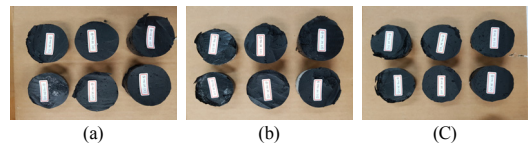


Fig. 11. Appearance of MWCNT 1-Silicone Resin (a)Resin A (b)Resin B (c)Resin C

Table 5. Resistance of Silicone Resin and MWCNT 2 Concentration

MWCNT 2 : Diameter 5~20 μ m (Unit : Ω)

CNT Conc. (wt%)	Resin A	Resin B	Resin C	Remarks
1 2.500	128.79 $\times 10^3$	1.20 $\times 10^3$	0.40 $\times 10^3$	
2 3.333	0.52 $\times 10^3$	0.35 $\times 10^3$	112.5 $\times 10^0$	
3 4.000	57.87 $\times 10^0$	20.95 $\times 10^0$	38.02 $\times 10^0$	
4 4.737	21.53 $\times 10^0$	21.00 $\times 10^0$	25.02 $\times 10^0$	No agitation
5 5.263	18.55 $\times 10^0$	12.08 $\times 10^0$	20.43 $\times 10^0$	No agitation
6 5.333	10.74 $\times 10^0$	11.82 $\times 10^0$	11.75 $\times 10^0$	No agitation

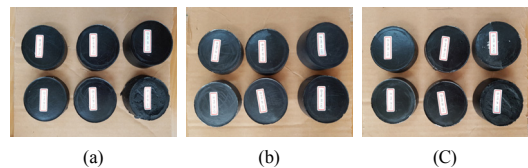


Fig. 12. Appearance of MWCNT 2-Silicone Resin (a)Resin A (b)Resin B (c)Resin C

이상과 같은 MWCNT의 응집성과 관련이 있는 것으로 판단되는데, MWCNT의 농도가 4.737% 이상이면, MWCNT가 실리콘 수지 내에서 응집하여 연결되면 전기가 잘 통하게 되고, 그 결과로 저항이 급격히 낮아지는 것으로 생각된다[7].

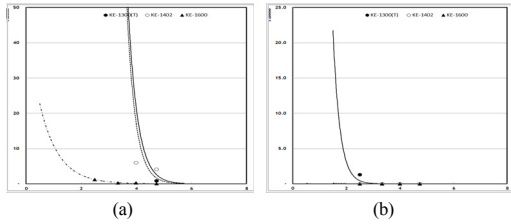


Fig. 13. Resistance of Various MWCNT and Concentration (a)MWCNT 1 (b)MWCNT 2

반면 MWCNT의 농도가 4.737% 이상이면 실리콘 수지 내에서 MWCNT가 급격히 응집되고 실리콘 수지와 가교되어 접점을 상승시키는 원인이 되는 것으로 보이는데, 이는 MWCNT의 분산성에도 관련이 있는 것으로 판단된다.

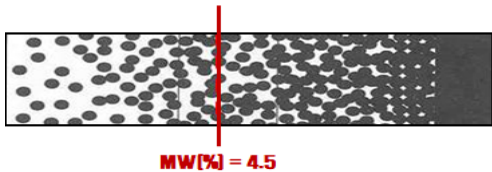


Fig. 14. A Sketch Showing Resistance Decrease with Sufficient MWCNT Concentration

한편 위 실험을 통하여 확정된 처방을 토대로 하여 가장 저항이 낮고, 교반이 가능한 처방과 농도인 MWCNT 1-Resin B의 수지 처방에 3D Printer로 제작한 EMC, ECG 센서 Mold를 사용하여 셀프트레이너 피트니스 웨어용 실리콘-탄소나노튜브 센서를 제작하였다.



Fig. 15. Silicone-MWCNT Sensor

3.2 섬유형 전극의 최적 배치 및 네트워크 플랫폼 설계

인체 근육 패턴 메커니즘에 따른 패턴 적용에 적합한 플랫폼 설계를 위하여 인체의 움직임에 영향을 최소화하는데 적합한 섬유형 전극 배치 방식을 연구하게 되었는데, 상체와 하체에서 최적이라고 판단되는 부위에 번호를 부여하고 센서를 부착하여 근전도를 측정하여 최적의 값이 도출되는 부위를 선정하도록 하였다.

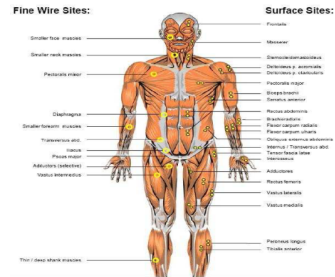


Fig. 16. Electrode frontal possible positions[8]

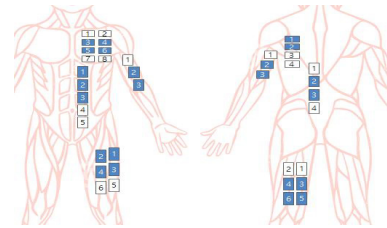


Fig. 17. Optimum Electrode Positioning

상체 전면의 주 근육인 대흉근 및 복직근의 근전도 측정 결과, 대흉근은 1(18.98±6.99), 2(21.59± 10.25), 7(20.44±16.08), 8(21.71±12.81) 부위에 비해 3(23.19±12.60), 4(25.63±7.97), 5(25.77±21.69), 6(24.68±9.32) 부위에서의 신호 크기가 큰 것으로 나타났으며, Noise의 측정 결과는 모든 부위에서 서로 큰 차이가 없어서 대흉근의 근전도 측정의 최적위치는 3, 4, 5, 6번 위치인 것으로 나타났다. 복직근의 경우, 근전도 신호는 1(52.43±21.59), 2(44.03±21.91), 3(40.88±27.07) 부위가 4(24.33±14.39), 5(23.13± 12.28) 부위에서 보다 큰 신호를 나타내고 Noise는 부위별로 큰 차이를 보이지 않기 때문에 1, 2, 3부위가 최적의 측정위치인 것으로 확인되었다. 상체 후면에서는 견갑근과 척추 기립근의 근전도 측정 결과, 견갑근에서의 측정신호는 상단부인

1(68.75±42.68), 2(62.34±12.24) 부위가 3(31.66±16.55), 4(42.12± 42.12) 부위에 비해 큰 신호의 크기를 갖는 것으로 나타났으며, Noise는 3(41.69±11.40), 4(51.12±12.16) 부위가 1(26.43±35.71), 2(24.56±32.12) 부위에 비해 크기가 큰 것으로 나타났다. 따라서 견갑근에서 최적의 측정위치는 1, 2부위인 것으로 분석되었다. 척추 기립근에서의 근전도 측정 결과, 3(70.24±32.38), 4(68.99±35.97) 부위의 신호 크기가 1(46.85±12.83) 부위에 비해 크게 나타났으며, Noise는 2(3.02±5.49) 부위가 가장 작은 크기를 갖는 것으로 나타났다. 1부위는 신호가 작음에 비해 Noise가 큰 것으로 나타났으며, 4부위는 신호 크기에 비해 Noise의 크기 또한 큰 것으로 나타났다. 이와 같은 결과에 의하여 척추 기립근의 최적 측정부위는 2, 3부위인 것으로 판단하였다.

동작에 따른 상지의 근전도 신호 측정의 최적 위치를 도출하기 위하여 상완이두근의 근전도를 측정한 결과 신호의 크기가 1(43.44±24.06) 부위에서 가장 큰 것으로 나타났으나, Noise의 크기 또한 1(37.12±19.22) 부위가 2(13.30±8.34), 3(11.47±6.56) 부위에 비해서 가장 큰 값을 갖는 것으로 나타났다. 반면 Noise의 크기는 1(37.12±19.22)부위에 비해 2(9.50±4.36), 3(6.69±9.23) 부위가 상대적으로 낮기 때문에 보다 안정적인 측정을 위해서는 2, 3 부위의 근전도를 측정해야 하는 것으로 판단된다. 상완삼두근은 2, 3 부위가 근전도 측정의 최적 위치인 것으로 나타났는데, 1(64.36±30.65) 부위에 비하여 2(116.36 ±28.09) 부위와 3(104.69±30.24)의 신호가 크고, Noise도 1(34.95±13.77) 부위에 비하여 2(50.73± 11.10) 부위 및 3(49.30±14.69) 부위가 크게 나타났으나, 신호대 잡음의 비율에 있어 2, 3부위가 상대적으로 낮게 나타나 최적의 측정위치인 것으로 분석되었다.

마지막으로 동작에 따른 하지의 근전도 신호 측정의 최적위치를 선정하기 위하여 대퇴사두근의 근전도를 측정한 결과 1(34.22±14.03), 2(34.29±11.44), 3(36.28±12.47), 4(35.20±12.14) 부위가 5(30.12± 12.31), 6(26.35±10.74) 부위에 비해 신호의 크기가 크고 Noise는 차이가 없어 1, 2, 3, 4 부위가 근전도 측정에 유리한 것으로 분석되었으며, 대퇴이두근의 경우는 신호에 있어서 1(6.37±1.93), 2(7.86±2.50) 부위의 결과가 3(7.23±2.68), 4(8.46±3.81), 5(9.07± 3.77), 6(9.77±2.30) 부위에 비하여 다소 낮았으나, 1(6.76±5.11), 2(7.90±8.57) 부위의 Noise가 3(2.59±

5.85), 4(2.86±3.66), 5(3.38±4.51), 6(3.22±4.25) 부위에 비하여 높아서 3, 4, 5, 6 부위에서의 근전도 측정이 적절한 것으로 나타났다. 이와 같은 시험결과를 토대로 최종적으로 Fig. 18과 같이 근전도 측정위치를 결정하였으며, Noise를 제거한 측정결과를 Fig. 19에 나타내었다.

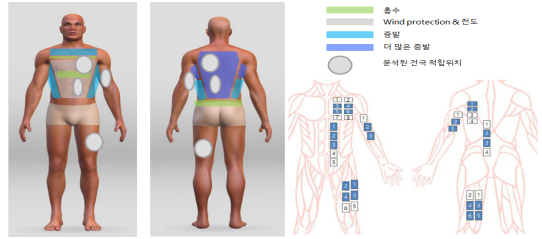
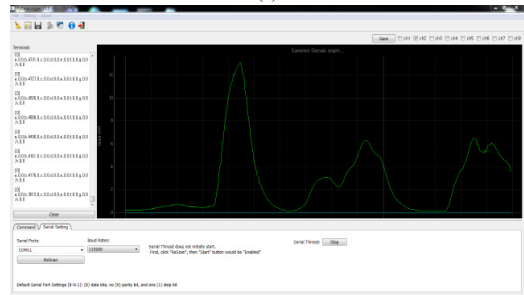


Fig. 18. Final Electrode and Electrode Location through Analysis of Human Body Muscle and Sweating Zone



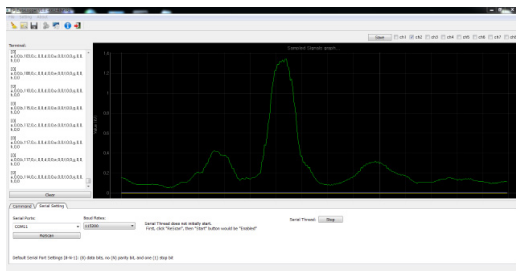
(a)



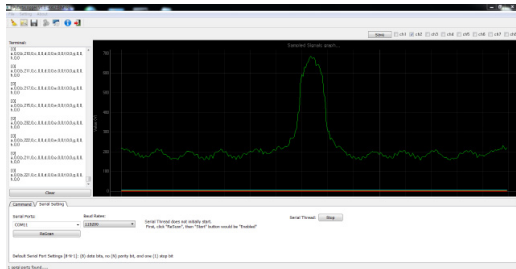
(b)



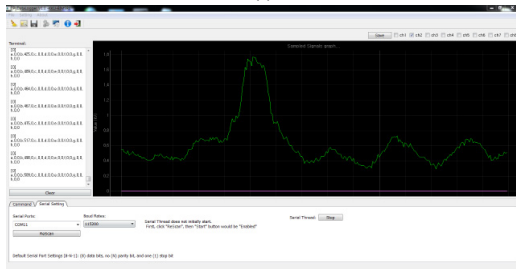
(c)



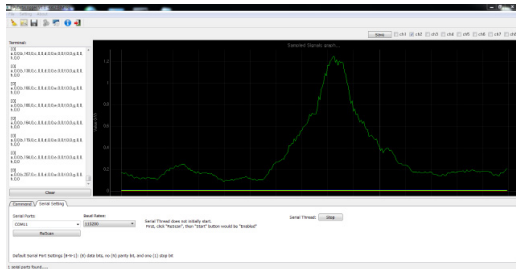
(d)



(e)



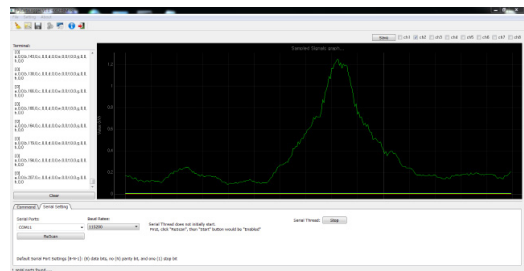
(f)



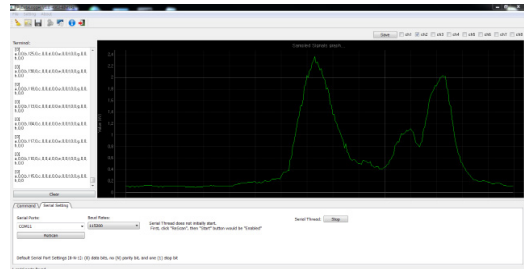
(g)



(h)



(i)



(j)

Fig. 19. The Measurement Result of EMG of Various Muscle (a)Pectoralis major (b)Shaggy (c)Biceps brachialis (d)Triceps brachialis (e)Kwak (f)Moo moo (g)Biceps femoris (h)Quadriceps femoris (i)Quadriceps femoris (j)Gluteus maximus

3.3 실리콘-탄소나노튜브 센서 기반의 셀프 트레이너 피트니스 웨어 제작

최종적으로 실리콘-탄소나노튜브 수지센서, Signal Module, 네트워킹 플랫폼(Networking Platform) 및 피트니스 웨어를 융합하여 실리콘-탄소나노튜브 센서 기반의 셀프트레이너 피트니스 웨어를 제작하였다.

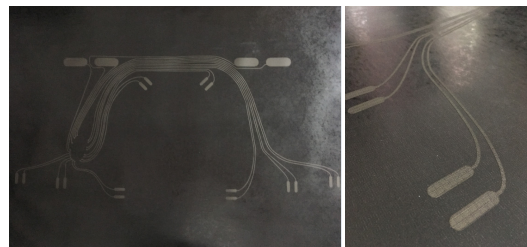


Fig. 20. Networking Design with Laser Cutting

이렇게 제작된 실리콘-탄소나노튜브 센서 기반의 셀프트레이너 피트니스 웨어는 네트워킹 플랫폼을 의류에 이식하기 위하여 Fig. 20와 같이 코팅섬유를 레이저 커팅 하여 최종 시제품의류에 부착은 물론, Signal Module

부착을 위한 아이릿(Eyelet)의 활용, 의류와 PCB의 체결 등에 최대한의 양산화가 가능하도록 프로세스를 도출하였다.

Fig 21는 Signal Module 내에 PCB Circuit의 모습을 나타낸 것이며, Fig 22는 PCB Circuit과 의류를 결합하기 위한 아이릿 결합의 모습과 레이저 커팅된 네트워킹 플랫폼과 아이릿이 결합된 사진이다.

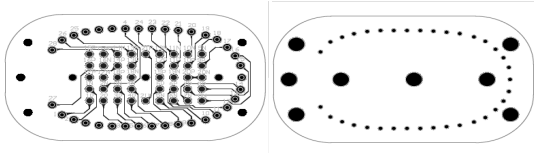


Fig. 21. PCB Circuit for Signal Module

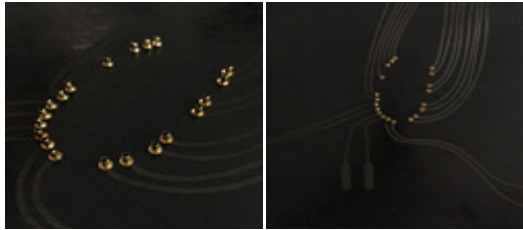


Fig. 22. PCB and Eyelet Connection on Fitness Wear

또한, Fig. 24는 Signal Module의 분해도를, Fig. 25는 이렇게 제작된 Signal Module의 완성품이 의류에 실제로 부착되어 부위별 신호를 측정할 수 있도록 제작된 최종 결과물이다.

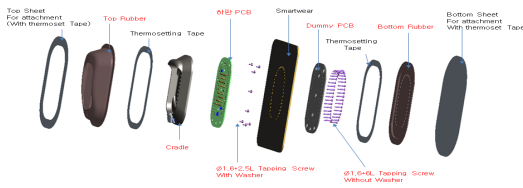


Fig. 23. PCB Circuit Assembly Drawing



Fig. 24. Developed Self-trainer Fitness Wear with Signal Module

3.4 안드로이드 기반 애플리케이션 개발 및 셀프트레이너 피트니스 웨어 검증

근전도성의 측정은 활성 근육(Active Muscle)으로부터 발생하는 미세 전류(Small Electric Current)나 신호(Signal)를 근육 바로 위 피부표면에 부착한 센서를 통해 검출(Detect), 검출된 신호의 강도와 파형(Strength and Pattern)은 컴퓨터 스크린에 나타낼 수 있음은 물론, 소프트웨어를 이용하여 데이터를 선택적이고 다양하게 분석하여 근육의 밸런스, 활동 정도 등을 지속적으로 활용할 수 있다.



Fig. 25. Developed Self-trainer Fitness Wear Based on Silicone-SWCNT Sensor

(a)Top(Appearance) (b)(c)Top(Signal Line Attached) (d)Pants(Appearance) (e)(f)Pants(Signal Line Attached)

따라서, 본 연구에서는 안드로이드(Android) 기반의 애플리케이션(Application)과 Windows SDK 개발하여 셀프 피트니스용 근육 밸런스 확인 및, 근육 최대, 최소, 평균 사용량 정보 제공하고, 시작화면이 넘어가면서 블루투스 기술을 이용하여 기기와의 BLE 연결(페어링) 페이지로 이동, 사용자가 기기를 선택하여 연결(페어링) 완료 시 메뉴 선택 없이 정보 제공 페이지로 이동하도록 하였다. 또한, 사용자 운동 시 최대, 최소, 평균 심박 수 정보와 측정된 심박을 활용하여 현재 착용자의 상태 및 MET(Metabolic Equivalent Task)을 이용한 운동 강도를 측정, 분당 평균 운동량을 산출 한 뒤 시간당 최대 분당 운동량, 최소 분당 운동량, 평균 분당 운동량을 계산하여 산출하도록 설계하여 이를 애플리케이션에 적용하였다.

$$\text{운동량 (kcal)} = \frac{\text{몸무게 (kg)} \times 3.5 \times \text{MET}}{200} \times \text{운동시간 (Min.)}$$

이렇게 제작된 셀프트레이너 피트니스 웨어는 Fig. 26, Fig. 27과 같이 개발된 애플리케이션을 연동하여 근육사용량, 운동량 등을 측정할 수 있었다.

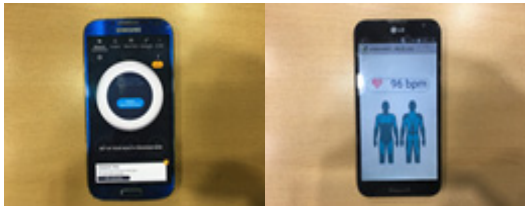


Fig. 26. Self-fitness Wear Based on Android OS

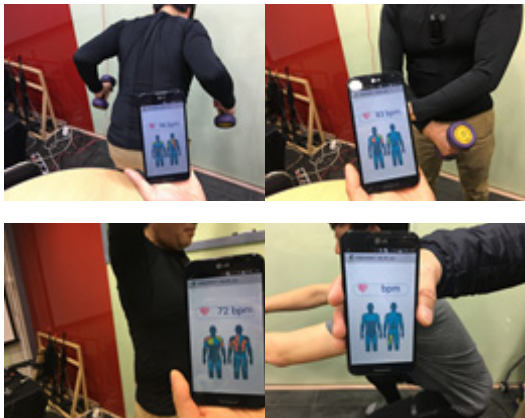


Fig. 27. Developed Self-fitness Wear and Application

4. 결론

본 연구에서는 축합형 실리콘 수지와 Diameter 5-20nm, Length 10 μ m 이하인 MWCNT를 4.737% 사용한 전극을 제작하고, 접착제 성분이 도포된 전도성 코팅 섬유를 의류에 이식한 후, 아일렛을 사용하여 접착하였다. 전극을 부착하기 위한 위치의 선정은 근육별로 근전도가 최적의 값으로 측정되는 위치를 선정하였으며, 선정된 위치는 상부에 근전도 12개소, 심전도 1개소, 하부에 근전도 8개소, 심전도 1개소였다. 전극으로부터 수집된 생체신호는 전기적 신호로 변환되고 Nordic nRF52832 (Cotrex-M4)를 적용하여 설계 및 제작된 Signal Module을 통하여 블루투스 통신으로 전달 및 수

집되었다. 전달된 신호는 소프트웨어 알고리즘을 이용하여 노이즈 캔슬링하고, 이를 안드로이드 기반의 셀프 트레이닝 애플리케이션과 Windows SDK 개발하여 셀프 피트니스용 근육 밸런스 확인 및, 근육 최대, 최소, 평균 사용량 정보 제공하고, 상용화가 가능한 셀프트레이너 피트니스 웨어를 제작하였다.

기존의 근활동량 모니터링 관련 연구들로 부터 출발한 본 연구는 최근 고분자 화학분야에서의 관심분야인 근전도 측정 센서의 제조방법과 의공학적인 측면에서 근전도를 측정하는 위치에 대한 고찰, 측정된 전기신호를 소프트웨어 분야에서 응용하고 상용화함으로써 기존의로부터 상이한 기술의 융합을 통해 실제 상품화가 가능한 수준의 셀프트레이너 피트니스 웨어를 제작할 수 있는 기술을 축적할 수 있었다.

References

- [1] M. Wolraich, P. Dworkin, D. Drotar, E. Perrin, "Developmental-behavioral Pediatrics: Evidence and Practice", pp.974-975, Elsevier Health Sciences, January, 2008. ISBN: 9780323040259
- [2] T. G. Park, "48% of high school girls. 19% of boys suffer pain from spinal flexion", JoongAngIlbo, c1997[cited 1997 March 03], Available From : <http://news.joins.com/article/3414475> (accessed Jan. 8, 2018)
- [3] IMS Research, "Wearable Technology Market to Exceed \$6 Billion by 2016", Modern Health Talk, [cited 2012 August 13], Available From : <http://www.mhealthtalk.com/wearable-technology-market-to-exceed-6-billion-by-2016/> (accessed Jan. 15, 2018)
- [4] G. S. Moon, E. L. Lee, "The Analysis of the Muscle Fatigue for the Lower Limbs Muscle during the Level and Downhill Running", *Korean Journal of Sport Biomechanics*, Vol.17, No.4, pp.181-190, 2007. DOI: <https://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2007.17.4.181>
- [5] C. J. Smith, G. Havenith, "Body mapping of sweating patterns in male athletes in mild exercise-induced hyperthermia", *European Journal of Applied Physiology*, Vol.111, No.7, pp.1391-1404, 2011. DOI: <https://dx.doi.org/10.1007/s00421-010-1744-8>
- [6] K. G. Princy, R. Joseph, C. S. Kartha, "Studies on Conductive Silicone Rubber Compounds", *Journal of Applied Polymer Science*, Vol.69, No.5, pp.1043-1050, 1998. DOI: [https://dx.doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4628\(199801\)69:5%3C1043::AID-APP24%3E3.0.CO;2-0](https://dx.doi.org/10.1002/(SICI)1097-4628(199801)69:5%3C1043::AID-APP24%3E3.0.CO;2-0)
- [7] A. Saleem, L. Frommann, A. Soever, "Fabrication of Extrinsicly Conductive Silicone Rubbers with High Elasticity and Analysis of Their Mechanical and Electrical Characteristics", *Polymers*, Vol.2, No.3,

pp.200-210, 2010.
DOI: <https://dx.doi.org/10.3390/polym2030200>

- [8] T. J. V. Guerreiro, J. A. P. Jorge, T. Jo, J. Armando, P. Jorge, (2006), EMG as a Daily Wearable Interface, GRAPP 2006: Proceedings of the First International Conference on Computer Graphics Theory and Applications, pp.216-223, Feb. 25-28, pp.216-223.

조 성 훈(Seong-Hun Cho) [정회원]



- 1995년 9월 : 숭실대학교 섬유공학과 (공학석사)
- 1995년 9월 : (주)감을기술연구소 선임연구원
- 2001년 12월 : (주)바이엘코리아 Technical Sales Rep.
- 2009년 4월 ~ 현재 : 한국섬유소재연구원 수석연구원

<관심분야>
염색화학, IT융합섬유

김 경 미(Kyung-Mi Kim) [정회원]



- 2011년 2월 : 단국대학교 파이버시 스템공학과
- 2011년 6월 ~ 현재 : 한국섬유소재연구원 연구원

<관심분야>
염색화학, IT융합섬유

조 하 경(Ha-Kyung Cho) [정회원]



- 2011년 8월 : 연세대학교 대학원 의류학과 (이학박사)
- 2010년 1월 : 한국섬유소재연구원 선임연구원
- 2005년 7월 ~ 현재 : (주)블랙야크 상품기획부 R&D팀 수석연구원

<관심분야>
스마트웨어, IT융합섬유

원 유 석(You-Seuk Won) [정회원]



- 2002년 2월 : 단국대학교 대학원 전산통계 (이학석사)
- 2007년 8월 : 단국대학교 대학원 컴퓨터과학 (이학박사)
- 2009년 4월 ~ 현재 : 유즈브레인 넷 대표이사

<관심분야>
정보경영, 정보통신