

E-TEXTILE를 이용한 고감성 전기 근육 자극(EMS)패드의 연구

A Study on the High Sensitivity Electrical Muscle Stimulation (EMS) Pad Using E-TEXTILE

연은지¹ · 김주용^{2†}

Eun-Ji Yeun¹ · Joo-Yong Kim^{2†}

Abstract

EMSCT (Electrical Muscle Stimulation Conductive Textile) is an electrical muscle stimulation pad that can compensate for ease of use and comfort, which are disadvantages of conventional hydrogel pads used in electrical muscle stimulation (EMS). With the concentration with SWCNT (Single-Walled Carbon Nanotube) and the number of impregnation processes, EMSCT was tested by giving conductivity to five fabrics (radirons, neoprene, spandex cushions, poly100%, and vergamo). The padding process with SWCNT was performed, and the alternating current measurement indicated that the most similar alternating current with hydrogel was the Vergamo fabric of SWCNT:=2:1. Furthermore, the usability evaluation of convenience, usability, and psychological satisfaction results in increased usability of EMSCT compared with conventional hydrogel pads.

Key words: Conductive Textile, Electric Muscle Stimulation, Electrical Muscle Stimulation Textile, Electronic Textile, Functional Textile, High-Sensitivity Textile

요약

본 연구에서는 전기 근육 자극(electrical muscle stimulation, EMS)에 사용되는 기존의 하이드로겔 패드의 단점인 사용 편의성, 쾌적성 등을 보완할 수 있는 e-textile (electronic textile)을 이용한 전기 근육 자극(electrical muscle stimulation, EMS) 패드인 EMSCT (electrical muscle stimulation conductive textile)를 연구를 하고자 하였다. SWCNT (Single-Walled Carbon Nanotube)와 H_2O 의 농도 및 함침 공정 횟수를 변수로 하여, EMSCT는 5가지 직물(라디론, 네오프렌, 스판쿠션, 폴리100%, 베르가모)에 전도성을 부여하여 실험이 진행되었다. SWCNT (Single-Walled Carbon Nanotube)와 H_2O 를 이용한 패딩 공정을 거쳤으며, 교류 측정 결과 하이드로겔과 가장 유사한 교류를 나타내는 것은 SWCNT: H_2O =2:1의 베르가모 원단이라는 결과를 얻을 수 있었다. 또한, 편의성, 사용성, 심리적 만족성에 관한 사용성 평가를 통해 기존 하이드로겔 패드에 비해 EMSCT가 좋은 사용성을 가진다는 결과를 얻을 수 있다.

주제어: 전도성 원단, 전기 근육 자극, 전기 근육 자극 원단, 전자 섬유, 기능성 원단, 고감성 원단

* 이 (성과물)은 산업통상자원부 '산업혁신인재성장지원사업'의 재원으로 한국산업기술진흥원(KIAT)의 지원을 받아 수행된 연구임(2021년 산업 융합형 웨어러블 스마트 디바이스 전문인력 양성사업, 과제번호: P0002397).

¹ 연은지: 숭실대학교 스마트웨어블공학과 석사과정

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

1. 서론

전기 근육 자극(electrical muscle stimulation, EMS)이란 운동 역치 이상의 높은 전류를 이용하여 인위적으로 근육 수축을 일으키는 것이다. 디바이스와 패드를 근육 주위에 부착하여 전극을 통해 전기자극이 전달 되고, 중추신경계에서 발생하는 활동 전위에 의해 근수축이 일어나는 원리로 작동이 된다(Maffiuletti et al., 2011). 주로 중추 신경계 손상이나 또는 중추 신경계 질병이 생겼을 때 인위적으로 운동 시스템을 완화하기 위해 사용이 되었다(Popović, 2014). 최근에는 전기 근육 자극(EMS)이 움직임이 없는 사람들을 위한 운동 방법으로 사용이 되고 있다. EMS를 통해서 근육을 수축할 수 있기 때문에 이를 통해서 움직임 없이도 운동의 효과를 낼 수 있다.

현재 사용되고 있는 전기 근육 자극(EMS) 패드는 대부분 하이드로 겔의 형태로 하이드로겔은 접착성이 좋아 피부에 고정을 하기에 적합하다. 하지만, 장기간 사용할수록 오염과 건조에 의해 성능이 저하되므로 주기적으로 교체를 해 주어야 한다는 단점이 있다. 본 연구는 하이드로겔의 쾌적성, 사용편의성, 내구성 및 감성적인 단점을 보완할 수 있는 e-textile을 이용한 전기 근육 자극(EMS) 패드를 연구하였다.

EMSCT (electrical muscle stimulation conductive textile)를 제조하는 방법 중 탄소 나노 튜브(Carbom nanotube, CNT) 함침 방법을 이용하였으며, 함침 방법은 제조 공정이 간단하고 취급이 용이하다는 장점이 있다. 본 연구에서는 SWCNT (Single-Walled Carbon Nanotube) 분산액을 사용하여 함침 방법을 이용해 전도성을 부여하였다. EMSCT에 교류 전기를 흘려주어야 하므로 전기전도성이 좋은 SWCNT 분산액을 이용한 함침 공정을 진행하였다.

대표적 기능성 원단 5가지를 이용하여 EMSCT를 제조하였다. 또한, Klug 사의 Mini Massager 디바이스를 이용하여 교류 전류를 흘려 주어 기존 하이드로겔 패드와 유사한 결과 그래프를 가지는 EMSCT를 제작하였다. 하이드로겔의 단점인 장시간 사용 불가, 건조에 의한 신호 저하 및 소모성 등을 보완할 수 있는 Electronic textile을 제작함으로써 고 감성, 의류와 일체화 가능 및 습식 전극과 유사한 저항을 가지는 건식

전극을 얻을 수 있다.

이러한 특성들을 웨어러블 분야에 적용시킬 수 있는 가능성을 가진다. 또한, 사용성 평가로 편의성, 사용성, 심리적 만족성에 관한 항목을 구성하여 EMSCT와 하이드로겔을 비교하였다.

2. 이론적 배경

2.1. 전기 근육 자극(EMS)의 활용 및 효과

전기 근육 자극(EMS)은 근육에 인위적으로 높은 전류를 주어 근육 수축이 일어나게 하는 것인데(Maffiuletti et al., 2011), 이 원리를 이용하여 과거에는 무중력 상태에서 우주비행사들의 근손실을 방지하기 위하여 사용이 되었으나, 최근에는 EMS 마사지 기기, EMS 트레이닝 등에 활용이 되고 있다. 예시로 Klug사의 Mini Mini Massager는 하이드로겔 패드 및 디바이스를 이용하여 피부에 부착 후 전류를 흘려보내어 근육 수축이 일어나게 하는 원리로 근육을 풀어주는 역할을 하며 실제로 판매되고 있는 제품이고, 다수의 사람들이 사용하고 있다.

전기 근육 자극(EMS)은 의료 기기 및 운동 시스템에도 사용이 되고 있다. 그에 관한 예시로 뇌와 척수 신경의 신경 자극 차단을 조래하는 척수 압박이나 손상에 의해서 마비가 되거나, 감각을 잃게 되는 SCI환자의 허벅지 근육에 기능적 전기 자극(FES)을 적용한 사례이다. 허벅지 근육 질량 변화를 측정하였을 때, 기능적 전기 자극(FES)을 사용하지 않았을 때 보다 근육 단면적의 비율이 증가하였다. 또한, 운동을 하지 않은 대조군을 통해 신경근 전기 자극(NMES)을 사용하였을 때, 신경근 전기 자극(NMES)을 사용한 집단이 사용하지 않은 집단에 비해 근력이 증가하였다(Lake; Scremin et al., 1999). 전기 자극을 복부 근육에 적용한 실험을 통해 운동과 전기 자극을 병행하였을 때 복근을 개선하기에 효과적인 것으로 나타났다(Alon et al., 1987). 또한, 전방 십자 인대(ACL) 재건 후 재활 단계에서 전기 근육 자극(EMS)을 이용하였을 때 근육 위축 예방을 할 수 있는 것으로 나타났다(Hasegawa et al., 2011). 뇌졸중 환자에게 초기

물리 치료 보행 훈련은 뇌졸중 후 재활에 도움이 되는 것으로 알려져 있다. 초기 물리 치료 보행 훈련을 한 뇌졸중 환자는 그렇지 않은 집단에 비해 독립적인 보행을 할 가능성이 높다. 물리 치료에 기능적 전기 자극(FES)을 결합하여 마비된 근육에 적용을 하였을 때 그렇지 않은 집단에 비해 빠른 보행 및 보행의 개선을 보였다(Tong et al., 2006; Wade et al., 1987)

2.2. 전기 근육 자극(EMS) 기존 하이드로겔 패드의 영향

현재 사용되고 있는 전기 근육 자극(EMS)패드는 대부분 하이드로겔의 형태로 하이드로겔은 접착성이 좋아 피부에 고정하기에 적합하다. 하지만 하이드로겔은 textile과 다르게 신축성을 가지지 못한다는 점에서 움직임이 있을 때 쉽게 고정되지 못하고 접착성이 떨어지게 된다. 장기간 사용할수록 오염과 건조에 의해 성능이 저하되므로 주기적으로 교체를 해 주어야 한다. 또한, 하이드로겔은 textile과 다르게 액체의 질감을 나타내어 착용감 부분에서 쾌적하지 못하다는 단점이 있다.

2.3. 탄소 나노 튜브(CNT) 종류 및 물성

탄소 나노 튜브(Carbon Nano Tube, CNT)는 벽을 이루는 탄소 원자의 결합 수에 따라 SWCNT (Single-Wall Carbon Nano Tube)와 MWCNT (Multi-Wall Carbon Nano Tube)로 나뉜다. SWCNT는 MWCNT에 비해 제조하기 어렵지만 쉽게 비틀 수 있고 유연할 뿐만 아니라 체내에 축적 가능성이 낮고, 전기 전도성이 우수하다(Iijima & Ichihashi, 1993). CNT는 다이아몬드와 비슷한 열적 특성을 가지고, 전기 전도성의 효율이 금속과 비슷하다. MWCNT는 전기 전도성이나 열적 특성은 SWCNT에 비해 좋지 못하지만, 여러층으로 이루어져 있기 때문에 SWCNT보다 기계적 특성이 좋다. 본 연구에서는 안정적인 교류 전류 측정이 필요하므로 전기 전도성이 좋은 SWCNT를 이용한다.

2.4. 접촉각의 정의

접촉각은 Eq. 1과 Fig. 1과 같이 표현이 된다. γ_{SV} 는 고체와 기체 사이의 표면, γ_{SL} 는 고체와 액체 사이의

표면, γ_{LV} 는 액체와 기체 사이의 표면을 의미하고 접촉각인 θ 는 γ_{LV} 와 γ_{SL} 사이의 각을 의미한다. θ 가 0° 를 가지면 액체가 고체 표면에 완전 스며들었다는 것을 의미하고 대부분 $0\sim 90^\circ$ 미만의 값을 가지면 친수성을 나타낸다. θ 가 120° 이상의 값을 가지면 소수성을 의미한다. 본 연구에서는 SWCNT와 Water 분산액을 이용하여 함침 공정을 거치므로 표면이 친수성을 가지는 Textile이 적합하다.

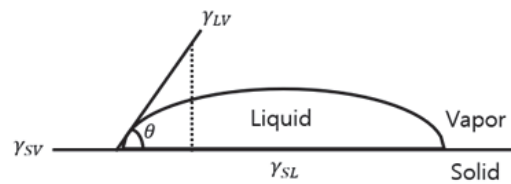


Fig. 1. Young's equation

$$\gamma_{SV} - \gamma_{SL} = \gamma_{LV} \cos \theta$$

Eq. 1. Young's equation

3. 연구 방법 절차

3.1. 장치 및 시료

본 연구에 사용된 textile은 Table 1과 같이 대표적인 기능성 의류 원단인 태광텍스타일사의 라디론, 베르가모, 스판쿠션, KOLON사의 네오프렌, KOLON FM사의 폴리에스터 5가지이다. Klug사의 Mini Massager 디바이스를 사용하여 EMSCT에 직접 전류를 흘려주었고, 그에 따라 Klug사의 하이드로겔 패드와 같은 형태로 제작하였다. 또한 SWCNT분산액의 경우 KH CHEMICALS사의 KH WAR1200ST (solvent: water, SWCNT: 0.1wt%)를 이용하였다.

기존 습식전극인 하이드로겔과 유사한 교류 주파수 패턴을 가지며, 노이즈가 적은 textile이 감전 등의 위험에 노출되지 않고, 피부에 자극을 주지 않는다. 따라서, 기존 하이드로겔 패드와 유사한 주파수를 패턴을 가지는 EMSCT를 연구하기 위하여 SWCNT를 농도별로 물과 비율을 달리하여 Table 2와 같이 함침을 하였다. 함

Table 1. EMSCT textile composition

Specimen name	Fiber type	Fabric type	Fiber content	Thickness	Density	Weight
Vergamo	Nylon, Spandex	Knitted	Nylon85%, Spandex15%	0.46mm	64gauge	60~61inch 410g
Radirons	Nylon, Spandex	Knitted	Nylon78%, Spandex22%	0.42mm	64gauge	58~60inch 310~320g
Spandex cushions,	Polyester, Spandex	Knitted	Polyester94%, Spandex6%	0.41mm	44gauge	58~60inch 370g
Neoprene	Polyester, Spandex	Knitted	Polyester88%, Spandex12%	0.61mm	40gauge	58~60inch 420g
Polyester	Polyester	Knitted	Polyester100%	0.33mm	48gauge	60inch 230g

Table 2. EMSCT experimental condition

Number of impregnation processes	Concentration	
	SWCNT	H ₂ O
1	1	0.75
1	1	1
1	1	2
1	2	1
2	1	1

침 공정에서 패딩기를 이용하였으며, speed는 2cm/s로 실험을 진행하였고, 미니 건조기를 이용하여 80°C, 10분 조건으로 건조를 했다. 후에 교류 측정 과정에서 Klug사의 Mini Massager 디바이스로 교류 전류를 흘려 주어 기존 하이드로겔 패드의 교류 전류와 EMSCT 5가지의 교류 전류를 KEYSIGHT의 Digital Multimeter를 이용하여 AC를 그래프로 실시간 모니터링 할 수 있었으며, Fig. 2와 같이 실험을 진행하였다.

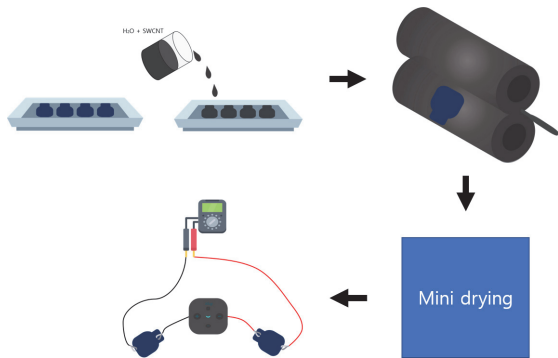


Fig. 2. EMSCT (electrical muscle stimulation conductive textile) production process

3.2. EMSCT (electrical muscle stimulation conductive textile) 제작

EMSCT를 제작하기에 앞서, 레이저 커팅기를 이용하여 5가지 textile(라디론, 베르가모, 스팬 쿠션, 네오프렌, 폴리에스터)을 이용하였다. 기존 습식전극인 하이드로겔과 유사한 교류 주파수 패턴을 가지며, 노이즈가 적은 textile이 감전 등의 위험에 노출되지 않고, 피부에 자극을 주지 않는다. 따라서, Klug사의 기존 하이드로겔 패드와 같은 형태인 가로 6.5cm, 세로 5.6cm로 Fig. 3과 같이 제작하였다.

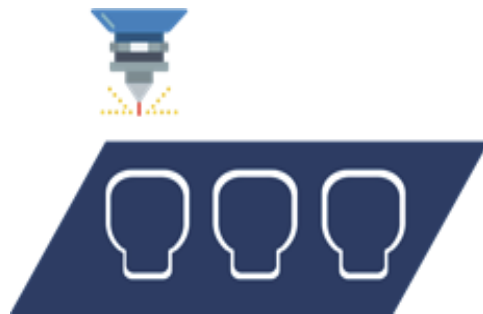


Fig. 3. Laser cutting textile

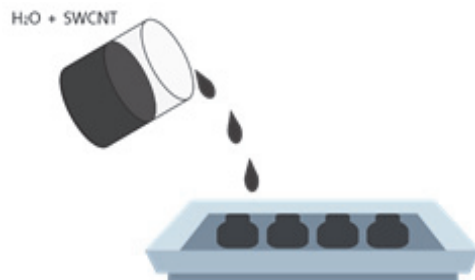


Fig. 4. Wetting textiles with SWCNT

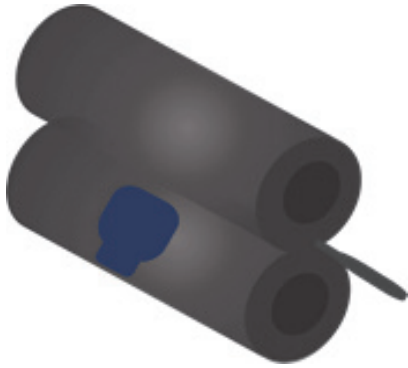


Fig. 5. Padding processing with EMSCT

이 공정을 통해 기존 하이드로겔과 동등한 조건에서 AC측정 및 비교하였다. SWCNT 분산액과 H_2O 의 비율 및 함침 횟수를 변수로 Table 2와 같이 실험을 하였다. 평평한 tray에 Fig. 4와 같이 SWCNT와 H_2O 혼합 분산액을 넣어 농도별로 각각 충분히 적신 후 Fig. 5와 같은 공정을 통해 2cm/s의 속도로 패딩기를 이용하여 함침을 하였다. SWCNT 농도를 조건으로 한 실험은 각 농도별로 1회 함침, SWCNT 함침 횟수를 조건으로 한 실험은 1회, 2회 함침을 진행 후 모든 EMSCT를 80°C, 10분동안 미니 건조기를 이용하여 건조 공정을 진행하였다.

3.3. EMSCT 교류 측정

본 연구에서는 기존 하이드로겔 패드의 성능을 가지는 EMSCT를 개발하는 것으로 EMSCT를 제작 후 기존 Klug사의 하이드로겔 패드와 교류 전류 특성을 비교하기 위해 Klug사의 Mini Massager 디바이스와 KEYSIGHT사의 Digital multimeter을 이용하여 하이드로겔 패드 및 EMSCT의 AC측정을 하였다.

Klug사의 Mini Massager 디바이스는 1~15단계의 세기 조절이 가능하고 화이트, 블루 두가지 모드가 있다. 화이트 모드는 침, 마사지, 두드림(약)의 동작을 반복하고, 블루 모드는 두드림(강), 주무름, 마사지의 동작을 반복하는데 본 연구에서는 하이드로겔 패드와 같은 성능을 나타내는 EMSCT를 개발하는 것이 목적이므로 블루 모드 중 가장 빠르게 측정이 가능한 두드림(강), 주무름 두가지의 교류를 측정한다. 측정 방법은 Digital multimeter을 이용하여 Fig. 6 같이 측정을 한다.

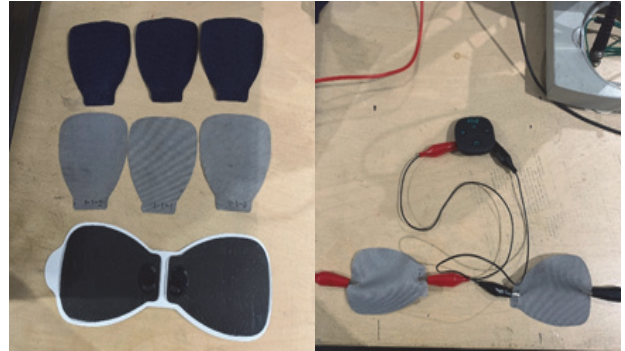


Fig. 6. Measuring EMSCT and hydrogel AC with digital

3.4. EMSCT의 사용성 평가

본 연구에서 개발한 프로토타입의 착용 만족도 평가는 Cho & Lee(2008), Park(2004), Knight et al.(2002)의 연구를 토대로 재구성한 Park et al.(2020)의 설문 문항을 참고하여 진행하였다. 평가 항목은 편의성, 사용성, 심리적 만족성에 관한 항목으로 구성하였다. EMS 습식 전극을 사용해 본 20대 20명으로 구성하였고 평가 항목에 5점은 매우그렇다. 1점은 매우 그렇지 않다고 평가하였다.

하이드로겔에 비해 EMSCT의 착용감, 용이성, 편의성 등의 고감성을 평가하는 요인을 중점으로 평가하였고 불편하거나 위험한 점이 없는지에 대한 항목을 평가하였다. 착용감과 같은 고감성 EMSCT 평가를 위하여 기존 하이드로겔 패드와 EMSCT를 피부에 직접 부착하여 제품에 전류는 흘리지 않고 사용성 평가 실험을 진행하였다.

Fig. 7과 Table 3과 같은 만족도 평과 결과를 나타내었다. 대체적으로 4점 이상으로 높은 평가를 받았으며 안정성 부분에서는 3.95점을 받았다. 안정성 부분에서

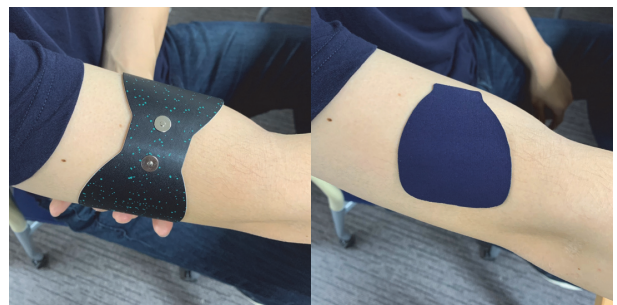


Fig. 7. Comfort Assessment EMSCT

Table 3. Comfort assessment results

Comfort Assessment Results			
Category		List of Evaluation	Mean (SD) n=20
Convenience of EMSCT A	A1	EMSCT is lighter than hydrogel	4.7 (0.6569)
	A2	There is no discomfort in moving	4.7 (0.4701)
	A3	Contact with EMSCT is more satisfying than hydrogel	3.95 (1.3945)
	B1	It is designed to facilitate washing and management	4.1 (0.8522)
Usability of EMSCT B	B2	I think it is worrisome and dangerous in terms of comfort, human-loving heroin (e.g. electromagnetic waves, etc.) and economic	2.65 (1.1821)
	B3	Is the EMSCT safe for external damage?	3.4 (1.0462)
	C1	It can be applied to clothes.	4.05 (1.1909)
Psychological Satisfaction C	C2	When I wear EMSCT. I feel different from Hydrogel.	4.4 (0.8207)
	C3	If I wear a EMSCT, I think I'll be able to get some help in an important moment	4.35 (0.7451)

는 하이드로겔 패드는 실제로 많은 제품에 사용이 되고 있지만, EMSCT와 같은 건식 전극은 아직 제품으로 사용도가 높지 않아 낮은 평가를 받았다고 여겨진다. 하지만 의류에 적용을 하여 일체화 할 수 있다는 부분에서 4.05라는 높은 점수를 받은 것으로 보아 하이드로겔에 비해 의류 일체화 적용 가능성이 높아 보인다.

4. 연구결과 및 논의

4.1. EMSCT 선별

기존 습식전극인 하이드로겔과 유사한 교류 주파수 패턴을 가지며, 노이즈가 적은 textile이 감전 등의 위험에 노출되지 않고, 피부에 자극을 주지 않는다. 따라서, 기존 하이드로겔 패드와 유사한 주파수를 패턴을 가지는 EMSCT를 선별하기 위하여 SWCNT와 H_2O 의 농도를 다르게 하여 합침공정을 진행 후 교류 주파수 실험을 진행하였다. Table 2와 같은 비율로 총 5가지의 textile에 5가지 변수로 실험을 진행하였으며, 실험 데이터 오차 방지를 위하여 각 실험 당 동일한 실험을 3번 진행하였다.

SWCNT: $H_2O=1:1$ 로 하였을 때 얻은 5가지 EMSCT AC 측정 결과 값은 Fig. 8과 같다. 기존 하이드로겔 패드는 AC측정을 하였을 때 안정적인 그래프를 가지지만, 라디론, 네오프렌, 폴리100%의 값은 안정하지 못하고 노이즈를 가지는 것을 볼 수 있다. 노이즈를 가지게 되면 전류의 흐름이 불안정하여 안정한 값을 가지

는 것에 비해 인체에 유해할 가능성이 있다. 따라서 기존 습식 전극인 하이드로겔 패드와 같이 값이 비슷하고, 노이즈를 가지지 않는 EMSCT를 찾기 위하여 이 실험에서 라디론, 네오프렌을 제외한 스판쿠션, 폴리100%, 베르가모 3가지의 textile만 Fig. 9과 같이 SWCNT: $H_2O=1:2$ 실험을 진행한다.

Fig. 9과 같이 폴리100%와 베르가모는 기존 하이드로겔과 패드와 비슷한 안정적인 그래프를 나타내지만 스판쿠션의 경우 값이 노이즈를 가진다. 기존 하이드로겔 패드와 비슷한 mA값을 가지게 하기 위해 H_2O 농도를 조절하여 폴리100%, 베르가모 2가지의 textile만 Fig. 10과 같이 SWCNT: $H_2O=1:0.75$ 실험을 진행한다. Fig. 11을 통해 폴리100%의 경우 노이즈를 가지지만 베르가모는 농도를 다르게 하여도 안정적으로 기존 하이드로겔 패드와 같은 양상을 보이는 것을 알 수 있다. 후에 SWCNT: $H_2O=2:1$ 로 베르가모만 실험을 해 보았을 때 Fig. 10과 같은 값을 가진다. Fig. 8 ~ Fig. 11를 참고하여 SWCNT: $H_2O=1:1$, SWCNT: $H_2O=2:1$ 일 때 베르가모가 기존 하이드로겔 패드와 가장 비슷한 값을 가진다는 것을 알 수 있다. 따라서 기존 하이드로겔 패드를 대체할 수 있는 EMSCT는 베르가모 textile로 제작한 것이라는 것을 알 수 있다.

4.2. Textile 접촉각 비교

본 연구에서 SWCNT와 H_2O 의 농도에 따라 변수를 두고 textile들을 합침을 하기 때문에 섬유 표면 처리가

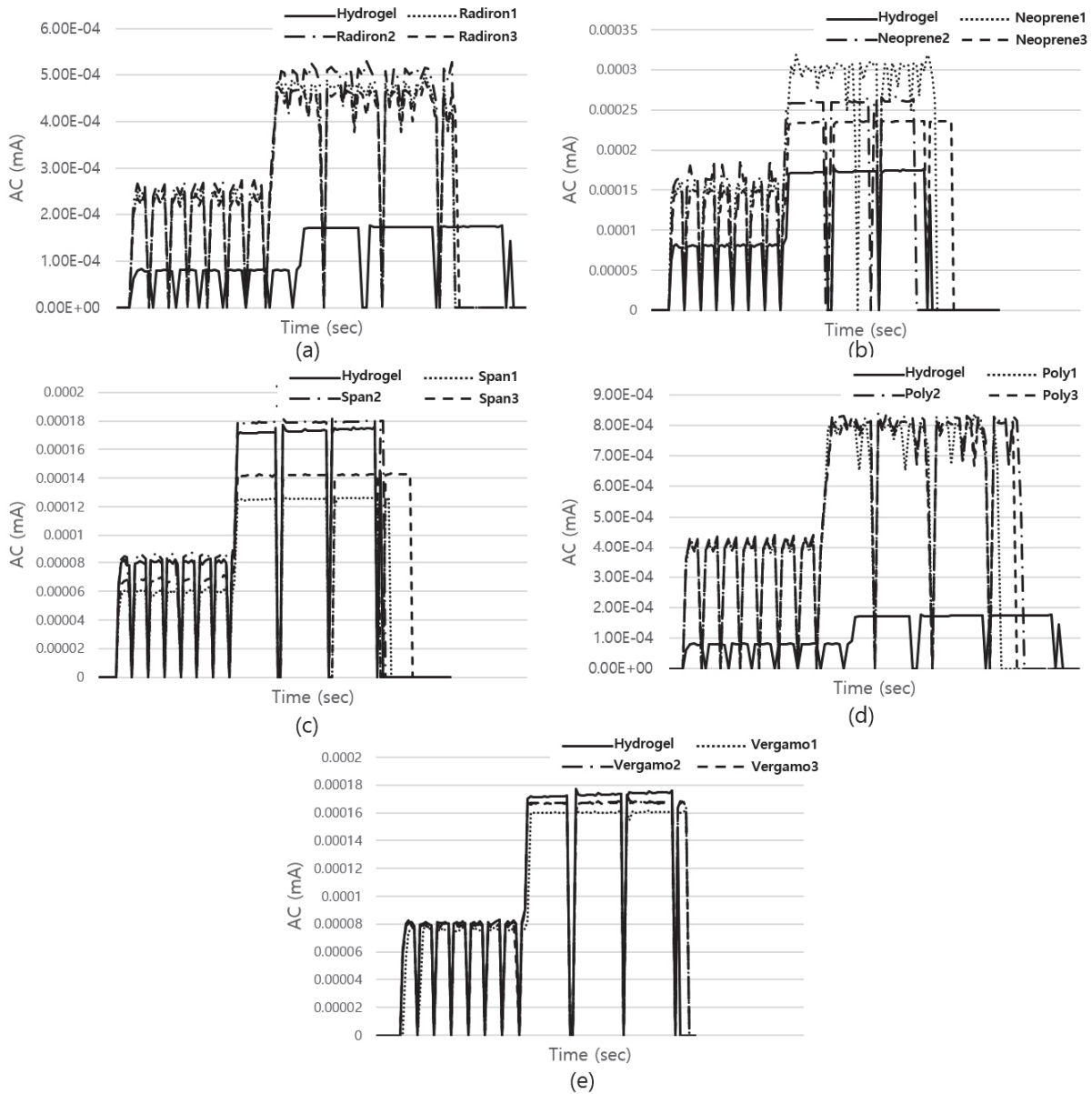


Fig. 8. SWCNT: H_2O = 1:1 AC measuring

친수성을 나타내는 Textile일수록 함침이 잘 되는 조건을 충족 할 수 있다. 5가지 textile의 표면이 친수성 정도를 Contact Angle을 통해 알 수 있으며 KRUSS사의 접촉각 측정기를 이용하여 Fig. 12와 같이 Contact Angle값을 얻었다. Fig. 12을 통해 라디론, 스판쿠션은 다른 textile에 비해 소수성을 가지고, 네오프렌, 베르가모, 폴리100%는 친수성에 가깝다는 것을 알 수 있다. 따라서 함침을 할 때 네오프렌, 베르가모, 폴리100%는 표면이 소수성 및 발수 등의 처리가 된 라디론과 스판쿠션에 비해 함침이 더 잘 된다는 것을 알 수 있다.

4.3. EMSCT의 표면 특성 분석

SWCNT와 H_2O 의 농도를 다르게 하여 함침을 하였을 때, 기존 하이드로겔 패드와 같은 양상을 가지는 것은 베르가모 EMSCT이다. 그 중에서도 SWCNT: H_2O = 1:1, SWCNT: H_2O = 2:1일 때 기존 하이드로겔 패드와 가장 비슷한 AC특성을 나타낸다. 다른 EMSCT의 경우 AC값에 노이즈가 있어 인체에 유해할 수 있는 가능성이 있기 때문에 SWCNT와 H_2O 의 농도 차이에도 노이즈가 크게 없는 베르가모 EMSCT가 본 연구에서 가장

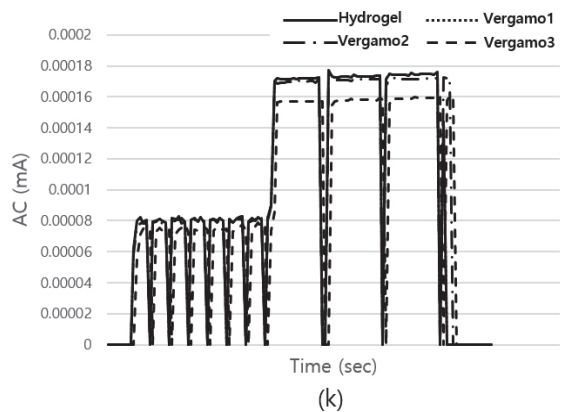
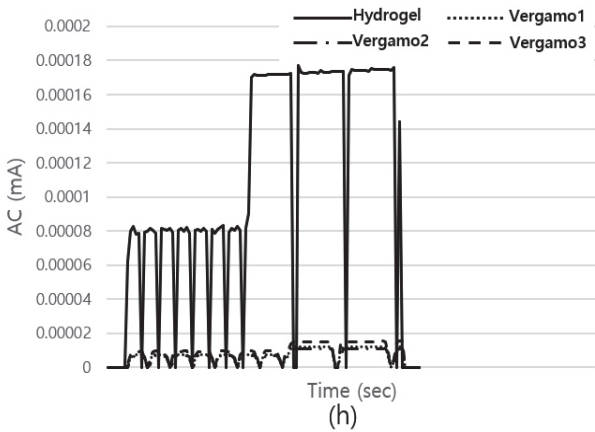
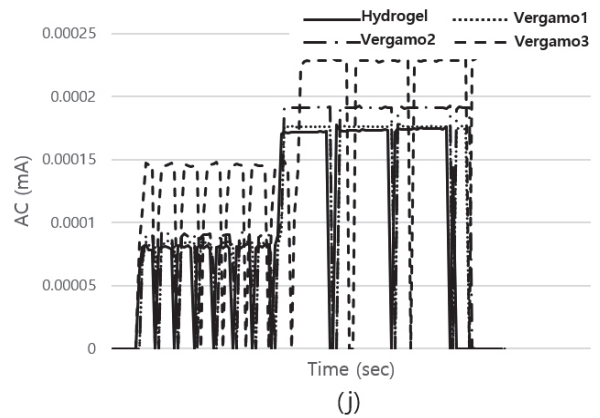
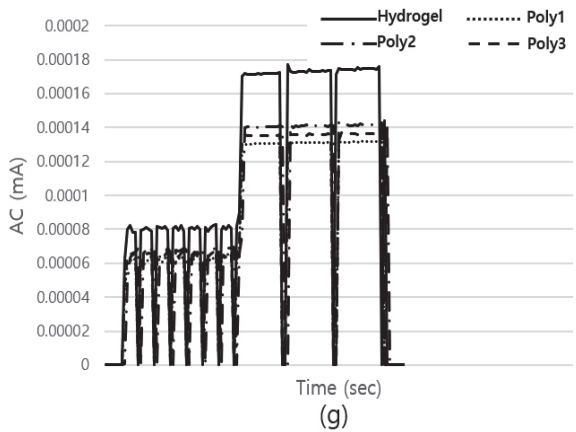
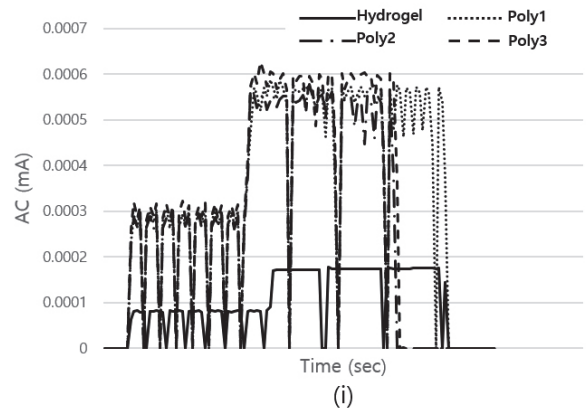
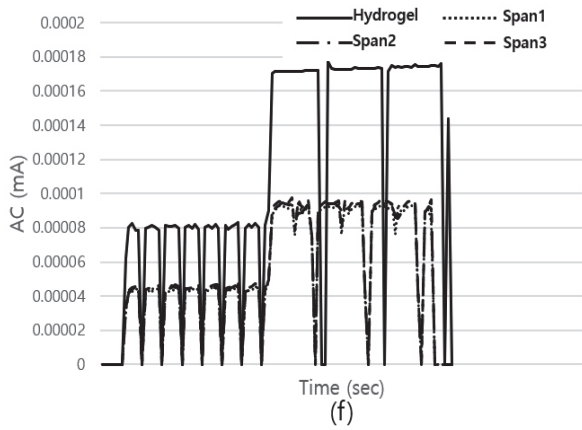


Fig. 9. SWCNT: $H_2O=1:2$ AC measuring

Fig. 10. SWCNT: $H_2O=1:0.75$ AC measuring

Fig. 11. SWCNT: $H_2O=2:1$ AC measuring

적합한 값을 가진다. 또한 Contact Angle을 통하여 섬유 표면 처리에 의하여 친수성을 띄는지 알 수 있으며, 라디론과 스판쿠션은 섬유의 표면이 소수성을 띄기 때문에 본 연구의 EMSCT를 개발하는 textile로서 적합하지 않다. 네오프렌, 폴리100%, 베르가모 textile은 Fig. 13을 통해 구조를 확인할 수 있고 EMSCT의

SWCNT분포를 확인할 수 있다.

Fig. 13에서 확인할 수 있듯이, 베르가모를 제외한 다른 textile은 베르가모 textile에 비해 원단 사이의 밀도 차이가 있으며, 이에 따라 함침 공정을 거쳤을 때

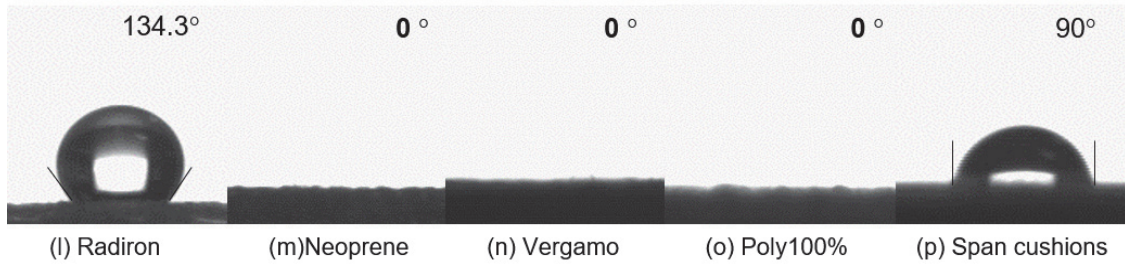


Fig. 12. Textile contact angle measuring

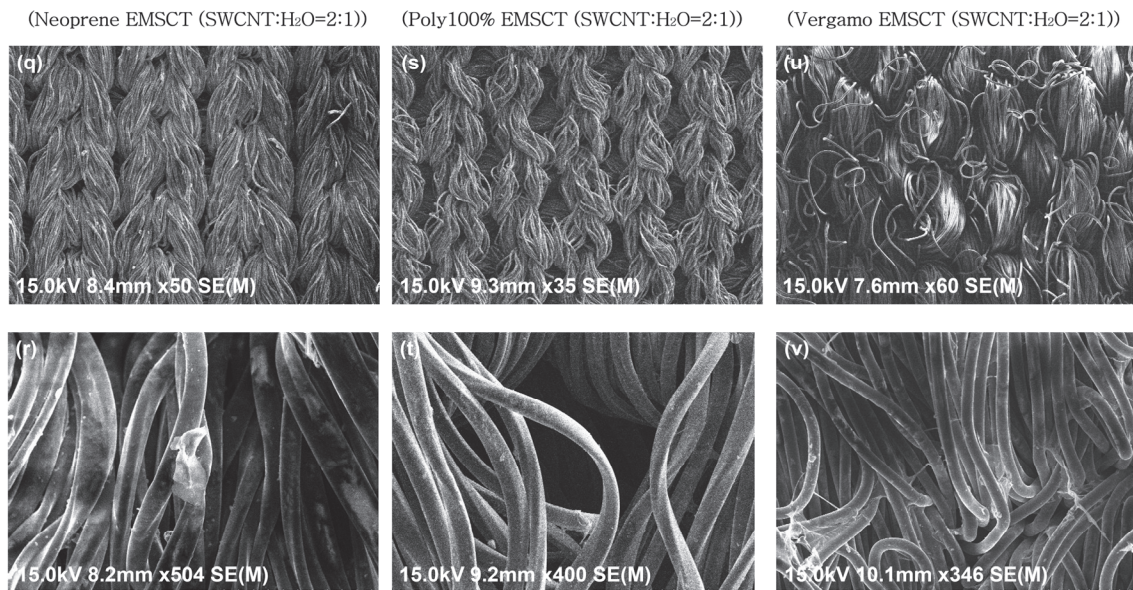


Fig. 13. EMSCT Surface characteristic

SWCNT입자의 분포 및 저항 값이 영향을 받게 된다. 따라서 베르가모 textile의 경우 고른 SWCNT분포가 고르고, 원단의 밀도가 높아 원단 내부 간격으로 인해 다른 textile에 비해 하이드로겔 패드와 같이 안정적인 AC 그래프 양상을 띤다. 또한 네오프렌, 폴리100%의 EMSCT는 SWCNT입자가 거의 보이지 않지만 베르가모 EMSCT의 경우 SWCNT입자가 고르게 분포가 되어 있는 것을 확인 할 수 있다.

5. 결론

Klug사의 Mini Massager 디바이스와 기존 하이드로겔 패드를 이용하여 기존 하이드로겔 패드를 대체할 수 있는 EMSCT를 개발하기 위해 대표적인 기능성 의류 원단인 태광텍스타일사의 라디론(N78%, S22%), 베르가

모(N85%, S15%), 스판쿠션(P94%, S6%), KOLON사의 네오프렌(P88%, S12%), KOLON FM사의 폴리에스터(P100%) 5가지를 이용하였다. SWCNT는 MWCNT에 비해 비틀 수 있고 유연할 뿐만 아니라 체내에 축적 가능성이 낮고, 전기 전도성이 좋으므로 SWCNT를 이용하여 EMSCT 개발에 사용하였다.

패딩기를 이용한 함침 공정을 통하여 EMSCT를 개발하였고, Digital Multimeter과 기존 Klug사의 Mini Massager 디바이스를 이용하여 AC측정을 하였다. SWCNT:H₂O=1:0.75,1:1,1:2,2:1 4가지의 변수를 두었고, 함침 횟수 1회, 2회 2가지의 변수를 두어 총 6가지 실험을 하여 EMSCT를 얻을 수 있었다. 실험 결과 SWCNT:H₂O=1:1, SWCNT:H₂O=2:1일 때 베르가모 EMSCT가 기존 하이드로겔 패드와 가장 비슷한 AC측정 양상을 가지므로 기존 하이드로겔 패드를 대체할 수 있다.

따라서 베르가모 EMSCT는 H_2O 농도를 다르게 하여 웨어러블 분야에 적용시킬 수 있는 가능성을 가지며, 사용자 평가에서 편의성, 사용성, 심리적 만족성 항목에서 하이드로겔에 비 뛰어난 값을 가질 수 있었으며 향후 EMS 마사지, 트레이닝, 슈트 등에 적용을 통해 고감성 패드로 응용할 수 있다. 하지만 SWCNT를 이용한 함침 공정을 거친 EMSCT이기 때문에 세탁성 부분에서는 문제가 될 수 있으므로 고려해야 한다.

REFERENCES

- Alon, G., McCombe, S. A., Koutsantonis, S., Stumphauer, L. J., Burgwin, K. C., Parent, M. M., Bosworth, R. A. (1987). Comparison of the effects of electrical stimulation and exercise on abdominal musculature. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therap*, 8(12), 567-573. DOI: 10.2519/jospt.1987.8.12.567
- Cho, H. K., & Lee, J. H. (2008). The development of usability evaluation criterion for sensor based smart clothing. *Fashion & Textile Research Journal*, 10(4), 473-478.
- Hasegawa, S., Kobayashi, M., Arai, R., Tamaki, A., Nakamura, T., & Moritani, T. (2011). Effect of early implementation of electrical muscle stimulation to prevent muscle atrophy and weakness in patients after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(4), 622-630. DOI: 10.1016/j.jelekin.2011.01.005
- Iijima, S., & Ichihashi, T. (1993). Single-shell carbon nanotubes of 1-nm diameter. *Nature*, 363(6430), 603-605. DOI: 10.1038/363603a0
- Knight, J. F., Baber, C., Schwartz, A., & Bristow, H. W. (2002). The comfort assessment of wearable computers. *In Iswc*, 2, 65-74. DOI: 10.1109/ISWC.2002.1167220
- Lake, D. A. (1992). Neuromuscular electrical stimulation. *Sports Medicine*, 13(5), 320-336. DOI: 10.2165/00007256-199213050-00003
- Maffiuletti, N. A., Minetto, M. A., Farina, D., & Bottinelli, R. (2011). Electrical stimulation for neuromuscular testing and training: State-of-the art and unresolved issues. DOI: 10.1007/s00421-011-2133-7
- Park, J. -H., & Kim, J. -Y. (2019). A study on the development of sleep monitoring smart wear based on fiber sensor for the management of sleep apnea. *Korean Society for Emotion and Sensibility*, 22(1), 89-100. DOI: 10.14675/kjsos.2018.22.1.89
- Park, J. -H., Kim J. -S., & Kim, J. -Y. (2020). Development of smartphone control jacket using textile touch sensor. *Fashion Business*, 24(5), 140-157. DOI: 10.12940/jfb.2020.24.5.140
- Park, S. (2004). *A development of design prototype of digital wear for the physically disabled* (Unpublished master's thesis). Yonsei University, Seoul, Korea.
- Popović, D. B. (2014). Advances in functional electrical stimulation (FES). *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(6), 795-802. DOI: 10.1016/j.jelekin.2014.09.008
- Scremin, A. M., Kurta, L., Gentili, A., Wiseman, B., Perell, K., Kunkel, C., & Scremin, O. U. (1999). Increasing muscle mass in spinal cord injured persons with a functional electrical stimulation exercise program. *Arch Phys Med Rehabil*, 80(12), 1531-1536. DOI: 10.1016/s0003-9993(99)90326-x
- Tong, R. K., Ng, M. F., & Li, L. S. (2006). Effectiveness of gait training using an electromechanical gait trainer, with and without functional electric stimulation, in subacute stroke: A randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(10), 1298-1304. DOI: 10.1016/j.apmr.2006.06.016
- Wade, D. T., Wood, V. A., Heller, A., Maggs, J., & Langton Hewer, R. (1987). Walking after stroke. Measurement and recovery over the first 3 months. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 19(1), 25-30.

원고접수: 2021.05.21
수정접수: 2021.07.14
게재확정: 2021.08.09.