



팔, 다리 근육에서의 EMG 전극의 형태와 전극배열 방법에 따른 근활성도 평가

Evaluation of Muscle Activity as Influenced by Shape and Arrangement of the EMG Electrodes in the Musculature of the Upper and Lower Extremities

이희란*

충남대학교 의류학과

Heeran Lee*

Department of Clothing and Textiles, Chungnam National University

Abstract

Various wearable devices are being developed as concern about health care increases secondary to an aging population in general, and increase in the instance of chronic illness, in particular. Most especially, studies of the development of sensors and systems that capture and analyze bio-signals are being frequently performed. However, most studies focus on collecting bio-signals from static motion, and there are not enough studies that measure, with any degree of precision, bio-signals arising from active motion. Also, there are almost no studies regarding the shape and arrangement of electrodes to increase the effectiveness of EMG measurement depending on the types of muscles. Therefore, in this study three electrode shape (circular shape, X-shape, cross shape) and two electrode arrangements on muscles (longitudinal and transversal array on the muscle) were examined in an effort to identify the optimal shape and arrangement of the electrodes for the purpose of quantifying the muscle activity of the biceps brachii and quadriceps-rectus femoris musculature. Analysis of macroscopic curvature before and during MVC motions was also observed, using 3D scanner and program. The results of the study showed that muscle activity was highest when cross shape electrodes (which allow freedom of movement in any diagonal direction) were placed on the biceps brachii muscle in a longitudinal array. As for quadriceps-rectus femoris muscle (which has greater circumference and less changes in macroscopic curvature), muscle activity increased when electrodes were attached along the transversal direction, regardless of the electrode shapes.

Key words: electrode shape, electrode arrangement, macroscopic curvature, muscle activity

I. 서 론

인구 고령화, 만성질환자의 증가로 헬스케어에 대한 관심이 증가되고 있으며, 네트워크 및 센서 기술 진화와 더

이 논문은 2016년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업(2016R1A6A3A01008849).

* Corresponding Author: Lee, Heeran

Tel: +82-42-821-7804, Fax: +82-42-821-8887

E-mail: hrl1210@naver.com

© 2017, Korean Association of Human Ecology. All rights reserved.

불어 다양한 웨어러블 디바이스가 개발되고 있다. 특히 ICT, IoT기반 모바일 헬스케어 시스템을 구축하기 위한 측정디바이스로 스마트의복에 대한 관심이 증가되면서 (SPRI, 2015), 의복을 통해 생체신호데이터를 센싱하는 센서 개발이나 데이터를 수집 및 분석하는 시스템에 관한 연구가 많이 이루어지고 있다(Catherwood et al., 2010; Kim, 2014; Mukhopadhyay & Postolache, 2014). 그 예로 개인의 생체 정보를 수집하여 적시에 효과적인 예방과 치료 서비스를 제공하는 “맞춤의료”가 헬스케어 분야에서 웨어러블 디바이스 활용을 촉진하는 메가트렌드(mega trend) 중 하나로 나타나고 있다(Shim, 2014). 또한 최근에는 생체측정센서를 옷에 부착하여 스포츠와 피트니스 활동을 모니터링하는 웨어러블 디바이스 시장규모와 판매량이 급격하게 증가되고 있다(Suh & Roh, 2015).

현재 상용화되어 판매되고 있는 생체신호 측정 스마트 의류는 텍스타일 전극이나 소형 센서를 내장하여, 호흡, 체온, 심장 활동 등을 측정하고 이를 통해 건강상태나 운동 효과를 모니터링을 하는 형태로 구성된다(Cho & Cho, 2015; Cho et al., 2008; Koo et al., 2015; Paek & Lee, 2014). 특히 심박, 호흡 측정을 위한 스마트 의류는 생체신호를 정확하게 측정, 분석하여 피드백 하는 것이 중요하다. 따라서 정확한 생체신호 데이터 측정을 위한 센서 및 전극 개발(Jang et al., 2007), 의류에의 접목을 위한 e-textiles 전극 개발(Cho et al., 2007), 애플리케이션 개발, 신호 수집 및 전송방법 등 헬스 모니터링 시스템 설계(Jeong & Oh, 2012)에 대한 연구도 이루어져 왔다. 또한 의류학적 측면에서는 동작 시 노이즈를 최소화하기 위한 의복구성 및 디자인, 프로토타입을 개발하거나(Cho et al., 2005), 인체 밀착성을 높이기 위한 소재연구(Cho & Cho, 2015; Park, 2013; Song et al., 2010), 노이즈 제거 알고리즘 개발에 대한 연구(Cho et al., 2008; Min et al., 2010) 등이 계속적으로 이루어지고 있다.

웨어러블 생체신호 장비를 여러 부위에 부착하여 개발되고 있는 스마트 웨어가 대중화되기 위해서는 착용 시의 쾌적함과 편리성이 보장되어야 한다. 즉, 전문적인 헬스케어 분야나 스포테인먼트분야에서 실질적으로 측정된 생체신호 데이터를 기반으로 정확한 진단 및 분석이 가능하고, 이를 활용한 처치나 결과 도출이 가능하기 위해서는 어떠한 상황(땀, 운동시 등)에서도 부착된 센서의 안정적 배치가 매우 중요하다. 현재 이러한 문제를 해결하기 위해 밀착된 의복에 센서를 부착하여 생체신호를 측정하고 있지만, 여전히 동작으로 인한 동적잡음이 발생하여 생체신호

측정에 어려움을 겪고 있다(Kundu et al., 2011; Jeong & Yang, 2012). 그러나 아직까지는 생체신호측정의 정확도를 향상시키기 위해서 스마트기기와 측정센서기술 개발, 데이터의 분석 등에 대한 연구가 주로 이루어지고 있을 뿐 동작에 영향을 받지 않는 측정 전극의 형태 개발이나 이에 따른 센싱의 정확성 등에 관한 연구는 미흡한 실정이다. 또한 지금까지 개발된 대부분의 생체신호 측정용 스마트의복은 운동에 따른 가속도 변화나 심박수 또는 심전도를 측정하여 활동량을 간접적으로 계산하여 운동효과를 모니터링하는 제품으로서 해당 부위에서 직접 근력을 측정하여 부위별 운동량을 알려주는 것은 거의 찾아볼 수 없다(Cho & Cho, 2016).

최근 셀프 피트니스에 대한 관심의 증가로 심박, 호흡, 체온 측정과 더불어 동작 측정 및 근전도(EMG; electromyogram) 측정을 통해 실시간으로 근활성도를 모니터링하는 스마트 의복이 개발되고 있으며(Cho & Cho, 2016), 미국의 아토스 기어(Athos Gear)와 필란드 엠바디(Mbody)에서는 근전도 측정을 기반으로 하는 제품이 출시되기 시작하였다. 그러나 이러한 제품들은 측정센서가 움직이는 것을 막고 측정이 용이하게 되도록 센서의 면적을 넓게 사용하여 정확한 해당부위에서의 근전도를 알기 어려우며, 센서를 밀착시키기 위해 옷 사이즈를 작게 축소시켰기 때문에 착의 시 의복압이 커서 착용시 불편할 수 있다. Cho & Cho (2016)도 이러한 문제점을 극복하고 대중적인 제품으로 확장되기 위해서는 정확한 신호 도출을 위한 전극 위치 및 의복구성 등에 대한 연구가 선행되어야 한다고 하였다. 앞으로 근전도 측정이 접목된 스마트 의복에 대한 수요가 증대될 것으로 보이는데, 아직까지 스마트웨어 내장용 측정 센서의 위치 및 배열방법 등에 관한 연구는 미비한 실정이다(Cho & Cho, 2016). 근전도는 과거부터 많이 사용되어온 방법이지만 근전도가 근섬유에 전도되는 활동 전위를 기록하는 것으로 근육의 수축 및 이완 시 발생하는 미세한 전류의 변화를 근육의 활성도로 측정하는 것으로서 피부의 높은 임피던스, 동적잡음, 실시간 처리에 의한 신호 왜곡 등으로 측정에 여러 가지 어려움이 있다(Cho & Cho, 2016; Kundu et al., 2011).

근전도 측정은 새로운 분야에서의 활용과 적용이 늘어나면서 여전히 다양한 방법으로 측정이 이루어지고 있지만 전극 부착의 정확한 위치나 전극배열방법도 언급되지 않은 경우가 많다(Chang et al., 2010; Kong & Yoon, 2012). 근전도는 측정방법, 측정부위, 센서, 센서의 배치

방법 등이 연구자들에 따라 다양했기 때문에 유럽 SENIAM (surface EMG for a non-invasive assessment of muscles)에서는 프로젝트를 진행하여 근전도 센서 및 센서 배치 절차에 대한 권장사항을 내놓기도 하였다 (Hermens et al., 2000). 그 후로 많은 연구자들이 SENIAM 측정방법이나 미국 NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health)에서 제공된 자료, 그 외 다른 자료(Cram, 1998; Konrad, 2005)나 선행연구들을 참고(Guerreiro & Jorge, 2006)하여 근전도를 측정하고 있지만, 새로운 분야에서의 활용과 적용이 늘어나면서 여전히 다양한 방법으로 측정이 이루어지고 있으며 전극 부착의 정확한 위치나 전극배열방법도 언급되지 않은 경우가 많다(Chang et al., 2010; Kong & Yoon, 2012).

전극배열방법에 관해서 Hermens et al.(2000)에 따르면 선행연구 조사결과 2개의 근전도 전극을 부착할 경우 근육 섬유와 평행한 장축방향으로 센서를 배치하거나 단축방향(횡 방향)으로 배치하는 두 가지 방법이 사용되었다고 하였고 SENIAM 그룹은 근육 섬유와 평행한 방향으로 센서를 배치하는 것을 권장하였는데, 이는 단축방향(횡 방향)으로 전극을 부착할 경우 측정하고자 하는 근육 외에 다른 근육에 영향을 받아 근활성도 값에 영향을 받기 때문이라고 하였다. 그러나, SENIAM의 방법도 권장사항일 뿐 근전도 센서가 근육의 크기나 형태, 동작에 따른 형태 변화에 관계없이 모두 단축방향으로 배열해야 한다는 구체적인 자료를 제시한 바는 없다.

이에 본 연구에서는 추후의 근전도 측정용 스마트 의복에서 해결해야 할 근전도 측정의 기초적 선결 과제로 첫째로, 동작 시에도 체표면에서 들뜨지 않는 전극의 형태는 어떠한가 하는 것을 알아보고 둘째로 팔과 다리 모두에서 최적화된 전극의 배열 방법은 근육 섬유의 장축 방향인가를 알아보고자 하였다.

구체적 목적으로는 첫째, 기존의 원형 센서보다 절개형 센서가 인체 동작 시 피부표면의 곡률변화에 더 잘 대응하고 이에 따라 근활성도 신호가 더 잘 잡히는가를 상완이두근과 대퇴직근에서 알아보고자 하였다. 둘째, 착용 시 센서를 밀착시키기 위한 의복압박 면적을 줄일 수 있는 전극의 배열방법은 근섬유 방향의 단축 방향인데 이러한 배열 방법이 장축 방향의 배열 방법보다 근전도 신호 채취에 불리한가를 근육의 크기와 곡률이 다른 상완이두근과 대퇴직근에서 알아보고자 하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상자 및 실험 변인

본 연구는 전극의 형태와 배열방법에 따른 상완이두근과 대퇴직근에서의 근활성도를 측정하였으며, 근육의 형태변화와의 관련성을 알아보고자 근육의 곡률과 곡률변화, 근육의 횡방향 길이를 관찰하였다. 이를 위해, 연구대상자는 평소 꾸준히 운동을 즐기는 20~30대 성인 남성 7명으로 하였다. 연구대상자의 선정기준은 제7차 사이즈코리아(Size Korea, 2015)의 20~30대 한국인 남성 인체 평균 데이터에 근거하여 선정하였으며, 이중 목, 허리, 다리, 어깨 등에 수술치료 경력이 있거나 계통적 질환자, 골절, 염좌, 좌상을 동반한 통증이 있는 자는 일반대상자들과 근활성도 값이 달라 측정 결과에 오류를 줄 수 있기 때문에 대상자에서 제외하였다. 사이즈코리아 평균데이터와 선정된 연구대상자의 신체치수는 <Table 1>에서 보는 바와 같다. 또한 전극배열방법에 따른 근활성도 값과 근육의 길이와의 관련성을 살펴보기 위해 상완이두근과 대퇴직근 장축과 단축방향의 길이를 측정하였다<Table 2>.

<Table 1> Body Size of the Average Korean Male in their 20-30s, and that of Male Subjects Participated in this Research

Average (Standard Deviation) of males in 20s - 30s (N=7)						
Body Size	Height (kg)	Weight (kg)	Chest Circumference (cm)	Bust Circumference (cm)	Waist Circumference (cm)	Hip Circumference (cm)
Size Korea	173.5 (±7.1)	73.8 (±11.8)	97.2 (±7.9)	93.9 (±8.5)	83.1 (±9.7)	96.5 (±7.4)
Subject size	176.4 (±3.1)	74.6 (±5.7)	98.1 (±4.6)	95.4 (±4.8)	80.8 (±6.0)	98.7 (±2.4)

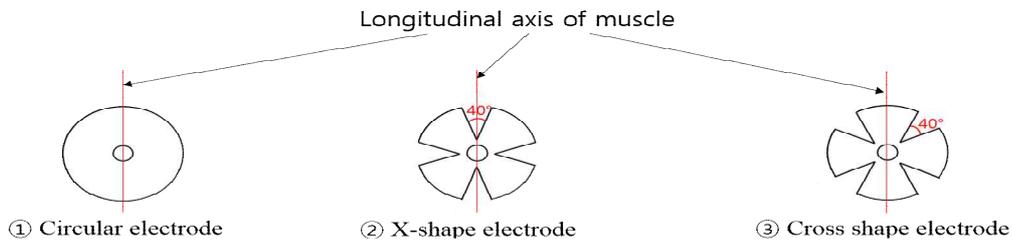
〈Table 2〉 Average and Standard Deviation of Longitudinal and Transversal Length of Muscle

in 20s - 30s (N=7)	Biceps brachii muscle (cm)		Quadriceps femoris muscle (cm)	
	Longitudinal length	Transversal length	Longitudinal length	Transversal length
Subject	13.6 (± 1.1)	8.9 (± 0.8)	25.4 (± 2.4)	12.4 (± 1.6)

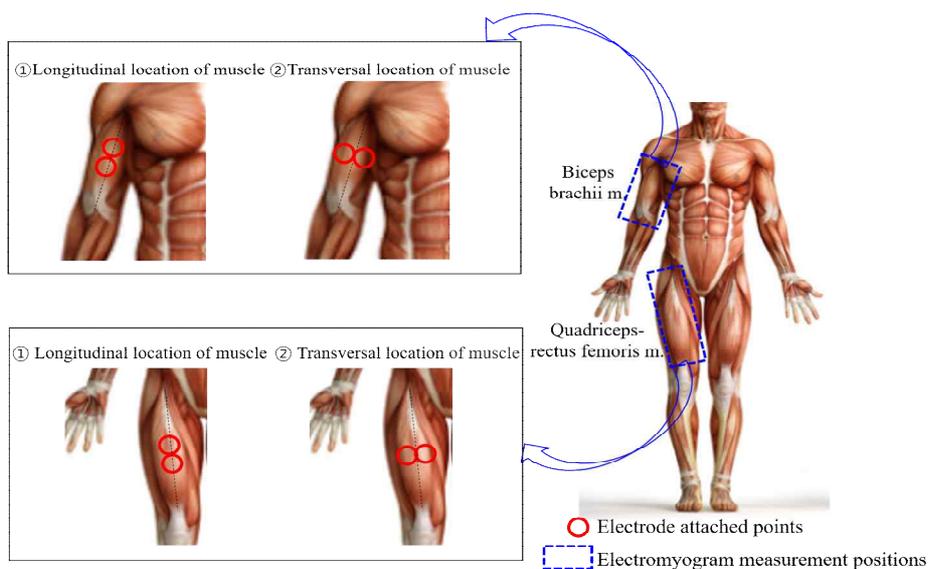
실험변인은 전극의 형태(3종)와 전극배열방법(2종) 두 가지로 정하였으며, 연구에 사용된 전극은 Covidien/Kendall™ 200 Foam Electrodes(Conductive Adhesive Hydrogel, U.S.A.)인 접착젤이 있는 일회용 Ag/AgCl 표면전극(3.6 cm diameter, 2.06 cm² sensor area)을 이용하여 측정하였다. 본 연구에서 이 전극을 사용한 이유는 이것이 의료용으로 널리 사용되고 있는 측정 신뢰성이 높고 절개형 형태 변화가 용이하기 때문이다. 최근 스마트웨어에 적용되고 있는 전도성소재는 센서의 크기나 형태 등이 정립되어 있지 않으며, 넓은 면적으로 측정하기 때문에

원하는 근육의 근활성도가 측정되는지에 대한 신뢰성이 부족하여 사용하지 않았다.

전극형태는 총 3종으로 [Figure 1]에서 보는바와 같이 기존의 원형 전극, X자형, 십자형을 활용하여 근전도를 측정하였다. X자형과 십자형 전극은 사방에 절개를 주어 접촉 면적이 작아지면서도 근육의 곡률과 곡률변화에 잘 대응할 수 있도록 하였으며, 절개 방향이 근육의 장축방향(X자형)에 있는지, 근육의 단축방향(십자형)에 있는지 에 따라 더 효과적인 절개방향을 알아보하고자 방향을 바꾸어 X자형과 십자형으로 변인을 정하였다.



[Figure 1] Experimental Variable 1 : Electrode Shape

[Figure 2] Experimental Variable 2 : Electrodes Arrangement
(Longitudinal vs. Transversal Location on the Muscle)

또한 전극배열방법(2종)은 [Figure 2]의 ①과 ②에서 보는바와 같이 근섬유와 평행한 장축방향(longitudinal location), 근섬유의 단축방향(transversal location)에 두 개의 전극을 부착하여 근활성도를 비교하였다. 근전도 측정은 상완이두근과 대퇴직근으로 정하였다.

2. 팔다리 근육의 거시적 곡률 및 근전도 측정

1) 거시적 곡률 측정

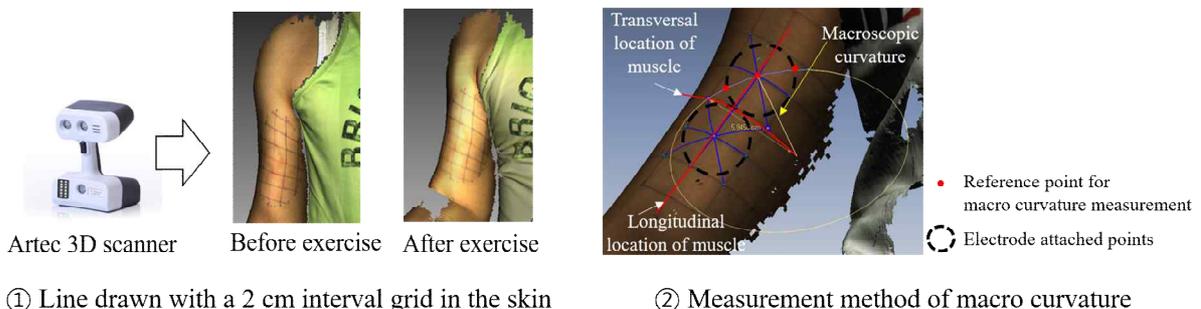
근력 운동 시 인체체표면의 거시적 곡률의 변화가 센서의 형태에 따른 근활성도 값에 영향을 미치는지를 알아보기 위해 MVC(Maximal Voluntary Contraction) 동작전과 동작시의 체표면 거시적 곡률을 측정하였다. 본 연구에서는 인체의 곡면을 최대한 반영할 수 있는 거시적 곡률을 측정하였는데, 거시적 곡률은 [Figure 3]의 ②에서 보는바와 같이 해당 근육의 곡면을 최대한 반영할 수 있도록 세 점을 지나는 원의 반경의 역수로 정의할 수 있다. 이는 곡면 위의 해당 곡선의 구부러진 정도를 나타내는 것으로, 거시적 곡률이 작은 경우에는 곡면(혹은 곡선)이 완만하다는 것이며, 거시적 곡률이 큰 경우에는 곡면(혹은 곡선)의 굴곡이 커서 많이 구부러져 있다는 의미이다. 선행연구(Lee & Hong, 2002; Lee & Hong, 2013)를 통해 거시적 곡률이 수학적으로 인접한 세 점에서 측정되는 일반적 정의의 곡률보다 인체의 곡면 정보를 더 잘 반영한다는 것이 보고되었으며, 인체의 거시적 곡률 측정을 위한 세 점간의 거리는 2~10 cm으로 제안되었다. 이에 본 연구에서는 곡률측정을 위해 상완이두근과 대퇴직근 중앙을 기준으로 [Figure 3]의 ①에서 보는바와 같이 좌우 2 cm간격으로 격자를 그린 후, 3차원 스캐너(Artec MHT™ 3D Portable Scanner)를 사용하여 운동 전과 후의 인체체표면을 스캔하였다. 스캔된 데이터 처리는 Artec Studio program을 사용하였으며, Geomagic Design X program을 활용하여 [Figure 3]의

②에서 보는 바와 같이 전극 부착위치에서의 거시적 곡률을 측정하였다. 이 때, 여러 방향의 거시적 곡률 중 본 연구에서는 전극 부착 부위 근육의 장축 방향 (0°)과 단축 방향 (90°) 그리고 그 사이 대각선 방향 (45°, 135°)을 선정하였다. 그 이유는 전극의 형태와 배열 방법에 따른 근전도 신호가 근육의 수축과 신장으로 야기되는 곡률변화와 관련이 있는가를 알아보고자 함이었다.

2) 근전도 (EMG; electromyography)

근력 운동시의 근전도를 측정하기 위해 Wireless surface EMG System(TeleMyo 2400T G2, Noraxon Inc., USA)을 사용하였으며, EMG 측정위치는 상완이두근(Biceps brachii m.)과 대퇴직근(Quadriceps rectus femoris m.) 총 2점을 선정하였다. 전극은 각 실험자의 우세손 쪽인 오른쪽에 위치하도록 전극을 부착하였다 (Cram, 1998). 근육의 근전도 신호를 정규화하기 위하여 선행연구방법(Konrad, 2005; Cho & Cho, 2016)을 활용하여 3초 동안 발생하는 MVC를 측정하였으며, 상체와 하체 동작을 각각 3번씩 실시한 것을 측정하였다. 상완이두근에서는 5 kg 아령을 이용한 동작으로 해부학적 자세에서 팔 굽힘 각이 80°가 되도록 굽힌 상태로 근전도를 측정하였으며, 대퇴직근에서는 정자세에서 무릎 굽힘 각이 90°가 되도록 스쿼트 동작을 하여 측정하였다. 근전도의 신호는 MyoResearch XP Master Edition 1.04 software (Noraxon, Scottsdale, AZ, USA)를 이용하여 분석하였으며, 1,000Hz의 sampling rate의 신호획득률로 수집한 후 Full-wave rectification로 처리하였다. 또한 20~500Hz 에서the band-pass filtering을 한 후 hamming window 방식으로 신호를 처리하였으며, 근활성도를 구하기 위해 RMS algorithm으로 smoothing 처리를 하여 RMS(root mean square)값을 도출하였다.

거시적 곡률 값과 근활성도에 대한 자료분석은 SPSS

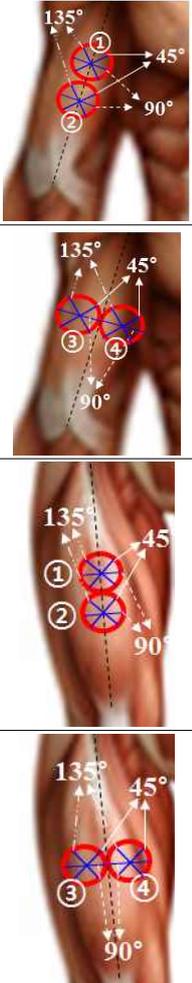


[Figure 3] 3D Scan of Skin with Grids and Measurement of Macroscopic Curvature

statistics 21.0을 이용하였으며, 전극의 형태와 근육 내 전극부착방법에 따라 근활성도에 차이가 있는지를 분석하기 위해 분산분석(ANOVA; Analysis of variance) 및 Bonferroni's 사후검증을 실시하였다.

Ⅲ. 연구결과 및 고찰

<Table 3> Mean of Macroscopic Curvature depending on the Directions of Body Surface where Electrodes are attached in the Right Figure (Standard Deviation is given in the Parentheses)

		Before MVC motion				During MVC motion				Measurement Positions of Macroscopic Curvature	
		0°	45°	90°	135°	0°	45°	90°	135°		
Biceps brachii m.	Longitudinal location	①	0.03 (±0.01)	0.14 (±0.03)	0.28 (±0.03)	0.10 (±0.02)	0.03 (±0.01)	0.16 (±0.03)	0.28 (±0.04)	0.14 (±0.03)	
		②	0.02 (±0.01)	0.15 (±0.02)	0.29 (±0.02)	0.12 (±0.01)	0.05 (±0.02)	0.18 (±0.02)	0.32 (±0.04)	0.20 (±0.03)	
	avg (* ¹)	-	0.18 (±0.08)			-	0.21 (±0.07)				
	Transversal location	③	0.02 (±0.01)	0.11 (±0.02)	0.22 (±0.06)	0.09 (±0.04)	0.03 (±0.02)	0.14 (±0.03)	0.25 (±0.04)	0.14 (±0.04)	
		④	0.03 (±0.02)	0.16 (±0.03)	0.29 (±0.02)	0.11 (±0.02)	0.04 (±0.02)	0.18 (±0.04)	0.29 (±0.04)	0.16 (±0.02)	
	avg (* ¹)	-	0.16 (±0.08)			-	0.19 (±0.06)				
Quadriceps rectus femoris m.	Longitudinal location	①	0.02 (±0.01)	0.08 (±0.02)	0.16 (±0.02)	0.09 (±0.01)	0.03 (±0.02)	0.11 (±0.04)	0.13 (±0.02)	0.11 (±0.03)	
		②	0.02 (±0.01)	0.08 (±0.02)	0.17 (±0.03)	0.10 (±0.02)	0.02 (±0.01)	0.10 (±0.04)	0.14 (±0.04)	0.08 (±0.02)	
	avg (* ¹)	-	0.11 (±0.04)			-	0.11 (±0.02)				
	Transversal location	③	0.03 (±0.02)	0.08 (±0.01)	0.13 (±0.02)	0.08 (±0.01)	0.03 (±0.01)	0.10 (±0.03)	0.13 (±0.01)	0.12 (±0.05)	
		④	0.02 (±0.01)	0.08 (±0.02)	0.15 (±0.01)	0.09 (±0.01)	0.03 (±0.02)	0.11 (±0.02)	0.13 (±0.01)	0.09 (±0.02)	
	avg (* ¹)	-	0.10 (±0.03)			-	0.11 (±0.02)				

*¹ □ : Average macroscopic curvature of the 45°, 90° and 135°

*² ①②③ and ④ are the measurement positions as shown in right Figure

○ Electrode attached points

1. 팔, 다리 근육의 거시적 곡률과 운동 시 곡률변화

상완이두근과 대퇴직근의 거시적 곡률과 MVC 동작 시 곡률의 변화가 전극의 형태와 배열방법에 따른 근활성도에 관련성이 있는가를 알아보기 위하여 동작 전과 동작 시 근육의 거시적 곡률을 부위별로 측정하여 <Table 3>에 제시하였다.

<Table 3> 우측 상단그림은 상완이두근에서 장축을 따라 근전도 센서를 부착한 것이고 바로 아래는 단축방향인 둘째 방향으로 근전도 센서를 부착한 것이다. 근전도 센서는 종래의 근전도 전극 부착 중심점으로부터 중심 위 ①, 아래②, 외측③, 내측④에 부착하였고 거시적 곡률은 각 위치에서 근육 장축의 0°(장축) 방향, 45° 방향, 90°(단축) 방향, 135° 방향으로 측정하였다. 그 결과, 상완이두근과 대퇴직근의 장축(0°) 방향에서의 거시적 곡률은 MVC 동작전이나 동작 중에 모두 0.02~0.05 cm⁻¹ 범위 안에 있었다. 이것을 그 곡선이 그리는 원의 반지름인 곡률 반경으로 풀어서 생각해보면 해당 원의 반경이 20~50 cm이라는 뜻으로 동작 전이나 동작 후나 해당 부위의 인체 곡면(혹은 곡선)이 매우 완만하다는 뜻이다. 즉, 동작 시에도 장축선상의 곡률은 0에 가깝기 때문에 전극이 들뜨는 것에 부정적 영향을 미치지 않는다는 것을 알 수 있다.

이에 장축의 0° 방향의 곡률을 제외한 장축의 45° 방향, 90°(단축) 방향, 135° 방향에서의 곡률값만을 평균 <Table 3 avg.*¹>을 산출하여 집중적으로 살펴보았다. 3 방향에서의 곡률은 +로 모두 볼록한 형태임을 알 수 있었다. MVC 동작 전 상완이두근에서의 거시적곡률 평균 (0.16~0.21 cm⁻¹)은 대퇴직근에서의 거시적곡률 평균 (0.10~0.11 cm⁻¹)보다 컸는데, 이는 상완이두근의 곡면이 대퇴직근보다 더 볼록한 것을 의미한다. 특히 상완이두근

의 단축 방향(90° 방향) 곡률은 0.22~0.32 cm⁻¹로 장축의 45° 방향과 135° 방향에서의 곡률(0.09~0.20 cm⁻¹)보다 크게 나타나 상완이두근에서는 단축방향으로 곡면이 가장 볼록함을 알 수 있었다.

MVC 동작 시에는 특히, 상완이두근의 거시적곡률의 평균이 0.16~0.18 cm⁻¹에서 0.19~0.21 cm⁻¹로 유의하게 커지기 때문에(p=.000) 반복적인 동작을 통한 근전도 측정 시 원형 전극의 위치가 변화되어 상완이두근에서 동적잡음이 생기거나 체표면에서 들뜨는 문제가 발생할 수 있을 것으로 생각된다.

<Table 4>에는 MVC 동작 전에 비하여 동작 시의 거시적곡률이 얼마나 변화하는가를 상완이두근과 대퇴직근에서 계산하여 제시하였다. 여기에서도 장축(0°) 방향에서의 거시적 곡률 변화는 0.00~0.03 cm⁻¹로 변화량이 거의 0에 가깝기 때문에 이를 제외한 장축의 45° 방향, 90°(단축) 방향, 135° 방향에서의 곡률변화율을 살펴보았다. 상완이두근에서는 135° 방향에서의 곡률변화가 40~67%로 가장 크게 나타났으며, 45° 방향에서의 곡률변화도 13~27%로 크게 나타났다. 반면 90°(단축) 방향에서는 거시적 곡률이 큰 것에 반해 곡률변화는 0~14%로 작게 나타났다. 따라서 동작시 상완이두근에서는 장축의 45°나 135°방향으로 곡률이 변화하는 것을 방해하지 않는 형태로 전극형태를 변화시키는 것이 필요함을 알 수 있었다.

한편, 대퇴직근에서는 45° 방향에서의 곡률변화가 2

<Table 4> Change of Macroscopic Curvature depending on the Directions of Body Surface where Electrodes are attached

		Change(Δr^{*1}) of macroscopic curvature			
		45°	90°	135°	
Biceps brachii m.	Longitudinal location	①	14 %	0 %	40 %
		②	20 %	10 %	67 %
	Transversal location	③	27 %	14 %	56 %
		④	13 %	0 %	45 %
Quadriceps rectus femoris m.	Longitudinal location	①	38 %	-19 %	22 %
		②	25 %	-18 %	-20 %
	Transversal location	③	25 %	0 %	50 %
		④	38 %	-13 %	0 %

*¹ Change(Δr) = $\frac{(After\ MVC\ motion - Before\ MVC\ motion)}{Before\ MVC\ motion} \times 100$

*² ①②③ and ④ are the measurement positions as shown in right Figure of Table 2

5~38 %로 크게 나타난 반면, 90°(단축) 방향에서는 -18~0 %로 곡률이 줄어드는 것을 즉, 완만해지는 것을 알 수 있었다. 이를 통해 대퇴직근의 경우에는 반복적인 동작시에도 전극의 위치가 변화거나 체표면에서 들뜨는 문제가 상완 이두근에 비해 잘 발생되지 않을 것을 예상할 수 있었다.

선행연구에서 일회용 전극의 경우 피부의 신축, 형태 변화의 반응을 쫓아 올 수 없기 때문에 피부로부터 전극이 떨어지는 문제점이 계속 제기되었으며(Hermens et al., 2000; Jeon, 2009), 이러한 문제를 해결하기 위해 접착테이프나, 탄성밴드를 사용하여 케이블과 함께 고정하는 방법을 제안하기도 하였다(Hermens et al., 2000). 이러한 문제는 거시적 곡률과 곡률변화를 통해 상완이두근에서 발생될 것을 예상할 수 있었으며, 이를 해결하기 위한 방법으로 전극의 형태를 변화하여 근활성도를 측정해 보고자 하였다.

2. 근활성도 분석 결과

1) 상완이두근 근활성도

상완이두근에서 전극형태(3종 : 원형, X자형, 십자형)와 전극배열방법(2종 : 장축방향, 단축방향)에 따른 근활성도 ANOVA(Analysis of variance)분석한 결과를 <Table 5>에 제시하였다. 상완이두근에서는 전극형태와 배열방법에 따른 근활성도에서 유의미한 차이를 보였고($p=.000$), 전극의 형태와 전극배열의 교호작용이 나타남을 알 수 있었다($p<.01$).

전극 형태에 따른 근활성도 차이를 Bonferroni's post-hoc test로 비교한 결과[Figure 4 (a)], 십자형 전극으로 측정된 근활성도가(111 Hz) 원형 전극으로 측

정된 근활성도(95 Hz)에 비해 유의미하게 크게 나타났으며($p<.01$), X자형 전극으로 측정된 근활성도(106 Hz) 역시 원형 전극으로 측정된 근활성도(95 Hz)에 비해 유의미하게 크게 나타났었다($p<.05$). 즉, 거시적 곡률과 곡률변화가 큰 상완이두근에서는 기존의 원형 전극보다는 변형된 X자형이나 십자형의 전극으로 측정된 근활성도가 더 우수하였고, 특히 동작 시 근육 장축의 135° 방향의 거시적 곡률 변화가 40~67 %가장 크게 나타났기 때문에 사선방향에 자유도를 주는 십자형 전극을 사용하여 근활성도를 측정하는 것이 가장 좋은 방법으로 생각된다.

또한 전극배열방법에 따른 근활성도를 비교한 결과 [Figure 4 (b)], 근육의 장축방향으로 전극을 부착하여 측정된 근활성도(127 Hz)가 근육의 단축방향으로 부착하여 측정된 근활성도(81 Hz)에 비해 유의미하게 크게 나타났었다($p<.01$). 3.6 cm의 전극을 단축방향으로 나란히 배열하기에는 <Table 2>에 제시한 바와 같이 상완이두근의 단축길이(8.9±0.8 cm)가 충분하지 않고 장축의 길이(13.6±1.1 cm)에 맞출 때 충분히 배치되기 때문으로 보인다. 즉, Hermens et al.(2000)이 근육 크기가 두개 전극의 지름과 비슷한 경우 단축 방향으로 배치하면 동작 시 다른 근육의 영향으로 근활성도 값이 모든 전극에서 낮게 측정될 수 있다는 의견과 유사한 결과였다.

상완이두근에서 전극의 형태와 전극배열방법 간 근활성도를 비교한 결과 교호작용을 [Figure 5]에 제시하였다. Bonferroni's post-hoc test로 각각의 조합에서 유의한 차이가 있는가를 살펴보면, X자형 전극을 장축방향으로 부착(A)하여 측정된 근활성도는 128 Hz로 원형 전극을 단

<Table 5> Muscle Activity depending on the Shape and Arrangement of the Electrodes on Biceps Brachii Muscle

Variables (Hz)	Type III Sum of Squares	df	F	p-value
① Shape of electrode	3707.46	2	13.96	.000***
② Arrangement of electrodes	43707.61	1	23.11	.000***
① Shape × ② Arrangement	1539.83	2	6.74	.004**

** $p<.01$, *** $p=.000$

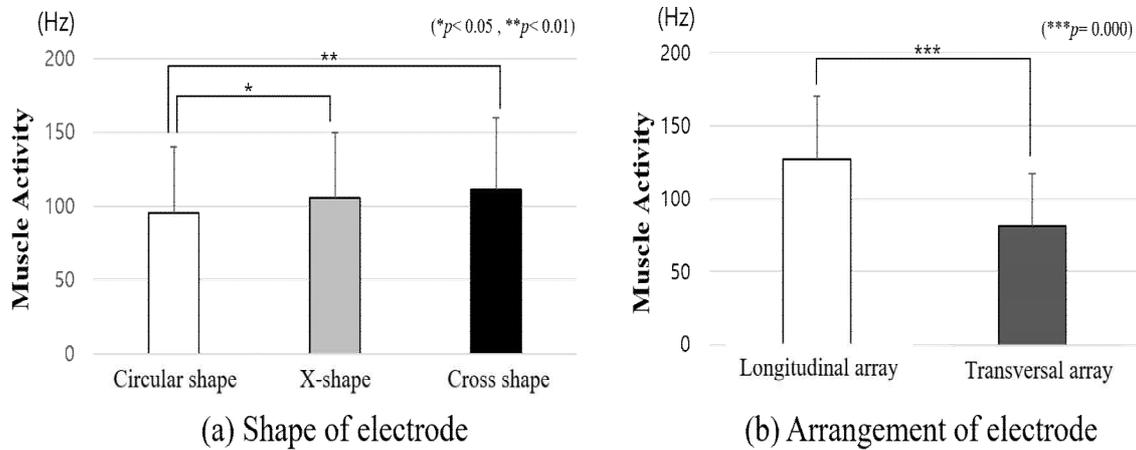
축방향으로 부착(B)하여 측정할 것보다(77 Hz) 유의하게 크게 나타났다($p<.05$). 또한 십자형 전극을 장축방향으로 부착(a)하여 측정할 것보다(140 Hz)는 원형(77 Hz), X자형(84 Hz), 십자형(83 Hz) 전극을 단축방향으로 부착(b)하여 측정할 것보다 유의하게 크게 나타났다($p<.01$).

2) 대퇴직근 근활성도

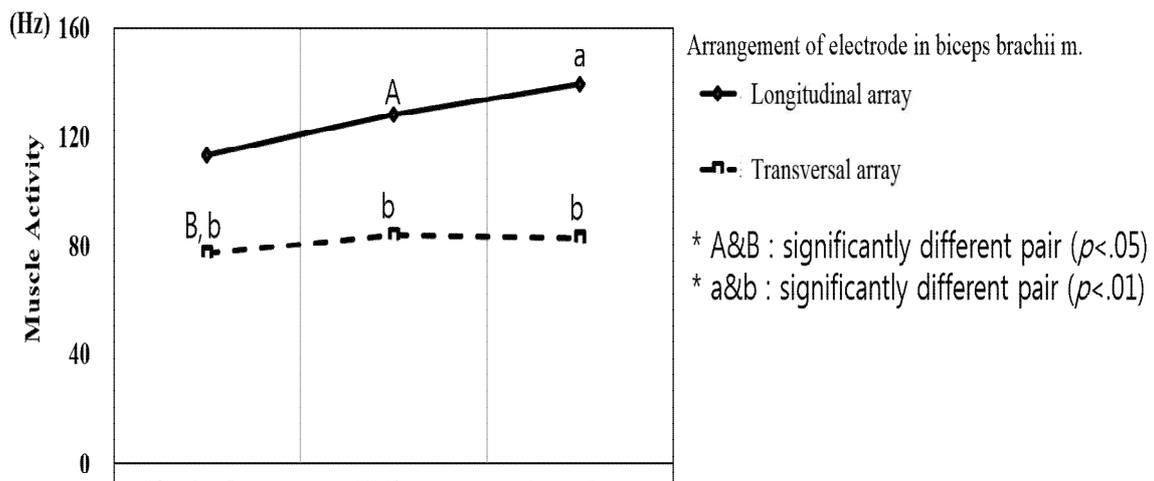
대퇴직근에서도 체표면에 잘 밀착되도록 변형한 X자형, 십자형의 전극과 기존 원형전극으로 근활성도를 측정하여 분석하였으며, 전극배열방법(2종 : 장축방향, 단축방

향)에 따른 근활성도를 분석(ANOVA; Analysis of variance)하였다. 그 결과<Table 6>에서와 같이, 전극형태에 따른 근활성도에서는 유의미한 차이를 보이지 않았고, 전극배열방법에 따라서는 근활성도에 유의미한 차이를 보였다($p<.05$). 또한 전극의 형태와 전극배열방법간의 교호작용 역시 나타나지 않았다.

전극형태에 따라서는 근활성도 값에 차이를 보이지 않았는데 이는 상완이두근과 달리 대퇴직근의 거시적 곡률이 상완이두근에 비해 상대적으로 작아 곡면이 완만했고, 동작 시 거시적 곡률변화도 $0.09\sim 0.14\text{ cm}^{-1}$ 로 변화가 작았기 때문으로 생각된다. 즉, 근육의 곡면이



[Figure 4] Bonferroni's Post-hoc Test of the Muscle Activity depending on the Shape and Location of Electrodes on the Biceps Brachii Muscle



[Figure 5] Effects of Electrode Shape and Arrangement on the Muscle Activity for Biceps Brachii Muscle

완만하고 거시적 곡률변화가 적은 근육에서는 전극의 형태가 원형, 절개형, 십자형이나 상관없이 어떠한 전극 형태를 사용하여도 근활성도 측정에는 무관함을 알 수 있었다.

반면, 전극배열방법에 따른 근활성도를 Bonferroni's post-hoc test로 비교한 결과[Figure 6], 전극을 근육의 단축방향으로 부착하여 측정한 근활성도 값이(85 Hz) 장축방향으로 전극을 부착하여 측정한 값(61 Hz)에 비해 유의미하게 크게 나타났다($p < .05$). 이는 앞서 Hermens et al.(2000)이 근육과 센서의 크기에 대해 언급한 바와 같이 대퇴직근의 경우 단축방향의 근육 길이(12.4 ± 1.6 cm)가 2개 전극의 지름인 7.2 cm보다 넓기 때문에, 두 전극이 서로 다른 근육을 측정했을 가능성이 적어 근육의 활성화가 잘못 측정될 가능성이 낮음을 보여준다. 즉, 대퇴직근과 같이 큰 근육의 경우 두 전극을 근섬유의 단축방향으로 부착하는 것이 오히려 좋은 방법이 될 수 있음을 시사한다. 이와 같이 단축방향의 둘레를 따라서 근전도 센서를 배열할 수 있으면 가압복 제작 시 압력 조절을 좀 더 좁은 면적에서 둘

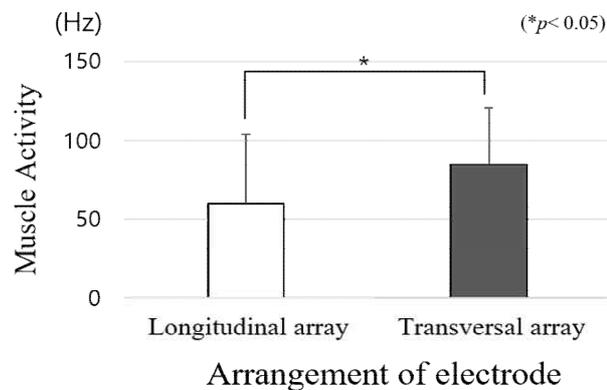
레를 따라 가압하면서 센서를 피부에 더 잘 밀착할 수 있으면서도 다른 부위의 압력을 섬세하게 조절할 수 있어서 착용쾌적성도 증가 시킬 수 있는 장점이 있다.

본 실험을 통해 상완이두근과 대퇴직근의 근활성도를 효율적으로 측정하기 위한 전극의 형태와 배열방법을 알아보았으며, 이와 관련된 근육의 곡률과 크기를 다각도로 관찰하였다. 그 결과, 상완이두근에서 전극의 형태에 따른 근활성도는 각도별 곡률의 변화와 관련이 있어서 곡률변화가 가장 큰 135° 방향에 잘 대응할 수 있는 십자형 전극이 바람직한 형태였다. 전극의 배열과 관련하여서는 장축방향에서의 곡률이나 동작 시 곡률변화보다는 근육과 전극의 크기가 중요한 요인임을 알 수 있었다. 즉, 전극 배열은 해당 근육의 크기가 전극보다 충분히 커야 해당 근육의 근활성도를 정확하게 측정할 수 있음을 알 수 있었다. 반면 근육의 곡면이 완만하고 동작 시 곡률변화가 거의 없는 대퇴직근에서는 전극형태와 근활성도의 크기와는 관련성이 거의 없었다. 또한 전극의 배열과 관련하여서는 단축방향의 근육 크기가 전극의 크기보다 충분히 크기 때문에 단축방향으로의 전극배열이 가능하였으며, 단축방향의 배열은 의복내에 센서를 접촉할 경우 압축면적

(Table 6) Muscle Activity depending on the Shape and Arrangement of the Electrodes on Quadriceps-Rectus Femoris Muscle

Variables (Hz)	Type III Sum of Squares	df	F	p-value
① Shape of electrode	47.69	2	0.40	.672
② Arrangement of electrodes	12740.36	1	5.92	.030*
① Shape × ② Arrangement	329.99	2	3.20	.057

* $p < .05$



[Figure 10] Bonferroni's Post-hoc Test of the Muscle Activity depending on the Arrangement of Electrodes on the Quadriceps-Rectus Femoris Muscle

의 관점에서 유리할 것이다.

III. 결론 및 제언

본 연구에서는 동작 시에도 체표면에서 들뜨지 않고 근전도 신호가 잘 잡히는 전극의 형태와 전극의 배열 방법을 팔다리 근육의 대표적 근육인 상완이두근과 대퇴직근에서 알아봄으로써 추후 스마트웨어에 내장할 수 있는 근전도 센서의 형태와 위치에 대한 기초 자료를 제공하고자 하였다. 연구결과를 요약하면 다음과 같다.

첫째, 상완이두근에서는 근육의 거시적 곡률과 동작 시 곡률변화가 컸기 때문에 원형의 전극보다는 X자형이나 십자형의 전극으로 근활성도를 측정하는 것이 더 용이하였다. 특히 십자형 전극으로 측정된 근활성도 값이(111 Hz) 가장 크게 나타났는데 이것은 십자형 전극이 MVC 동작 시 거시적 곡률변화가 가장 큰 장축의 135° 방향이 절개되어 있어서 근육 장축의 135° 방향으로 자유도가 컸기 때문으로 생각된다.

둘째, 상완이두근에서 전극배열방법에 따른 근활성도를 살펴본 결과 장축방향(위/아래)으로 전극을 부착할 때의 근활성도가 단축방향으로 전극을 부착했을 때 보다 크게 나타났다. 상완이두근의 단축방향은 근육길이가 2개의 전극을 나란히 단축방향으로 부착하기에 협소하여 동작 시 다른 근육의 영향을 받아서 근활성도가 작게 나왔음을 확인할 수 있었다.

셋째, 근육의 거시적 곡률이 작고, 동작시 곡률의 변화가 작은 대퇴직근에서는 전극형태가 원형인가 절개형인가에 따라 근활성도 값에 차이를 보이지 않았다. 그러나 전극배열방법에 따라 근활성도 값을 비교한 결과, 단축방향의 근육길이가 2개의 전극의 지름보다 큰 대퇴직근의 경우 단축방향(좌/우)으로 전극을 부착하여 측정할 경우가 장축방향으로 전극을 부착했을 때 보다 근활성도 값이 크게 나타났다. 이와 같이 단축방향으로 2개의 전극을 부착하여 측정하는 것이 유리하다면 가압면적을 줄이면서도 더 효율적으로 센서를 피부에 밀착시킬 수 있기 때문에 근전도 측정을 보다 안정화시킬 수 있고 착용 쾌적성에도 유익할 수 있을 것으로 생각된다.

이러한 결과는 새로운 전도성 소재 및 가공 기술, 직조와 재편기술이 급속도로 발달되고 있으므로 추후 스마트 의복 개발 시 해당 근육별 최적의 근전도값을 수집할 수 있도록 다양한 형태의 전극을 삽입할 수 있으며, 배열방

법의 변화로 착용쾌적성도 증가시킬 수 있을 것이다.

추후에는 복곡면이 심화된 허리부위 척추기립근이나 근육의 이동이 크게 발생하는 복직근, 승모근 등 다양한 근육에 대하여도 근육의 해부학적 형태나 크기와 연계하여 전극의 형태와 배치 방법을 연구할 필요가 있다.

주제어: 전극형태, 전극배열, 거시적 곡률, 근활성도

REFERENCES

- Athos gear. (n.d.). Athos. Retrieved November. 22, 2016, from <http://www.liveathos.com>
- Catherwood, P. A., Donnelly, N., Anderson, J., & McLaughlin, J. (2010, September). ECG motion artefact reduction improvements of a chest-based wireless patient monitoring system. In *Computing in Cardiology*, 2010 (pp. 557-560). IEEE.
- Chang, J. S., Lee, S. Y., Lee, M. H., Kim, J. H., & Kim, C. Y. (2010). The effects of EMG activation of neck, lumbar and low limb by using baby carrier with arms during walking. *Journal of the Korean Society of Physical Medicine*, 5(3), 323-330.
- Cho, G. S., Yang, Y. J., & Sung, M. S. (2008). Development and its present status of bio-monitoring smart clothing and e-textiles. *Fashion & Textile Research Journal*, 10(1), 1-10.
- Cho, G., Sung, M., Yang, Y., Cho, J., & Jeong, K. (2007). Comparing signals of textile-based ECG electrodes with signal of AgCl electrode. In *Proc. Int. Conf. Intell. Textiles* (pp. 45-47).
- Cho, H. K., & Cho, S. W. (2015). A study of sensing locations for ECG monitoring clothing based on the skin change rate. *Fashion & Textile Research Journal*, 17(5), 844-853.
- Cho, H. K., & Cho, S. W. (2016). A study of sensing locations for self-fitness clothing base on EMG measurement. *Fashion & Textile Research Journal*, 18(6), 755-765.
- Cho, H. S., Kim, Y. J., Kim, H. S., Seo, J. H., Lee, S. Y., Lee, J. H., & Hwang, E. S. (2005). A

- development of the prototypes of smart sportswear for trekking and jogging. *Korean Journal of the Science of Emotion & Sensibility*, 8(3), 213-220.
- Cram, J. R. (1998). *Introduction to surface electromyography*. Gaithersburg: Aspen Publishers.
- Guerreiro, T. J. V., & Jorge, J. A. P. (2006). *EMG as a daily wearable interface*. In GRAPP (pp. 216-223).
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.
- Jang, S., Cho, J., Jeong, K., & Cho, G. (2007). Exploring possibilities of ECG electrodes for bio-monitoring smartwear with Cu sputtered fabrics. *Human-Computer Interaction. Interaction Platforms and Techniques*, 1130-1137.
- Jeon, H. (2009. March. 30). *전극의 부착위치-근전도 측정 [Electrode attaching position-EMG measurement]*. SEED Tech. Retrieved May. 29, 2017, from http://blog.naver.com/hojun_jeon/90044820373
- Jeong, P. S., & Oh, Y. H. (2012). Ubiquitous healthcare monitoring system based on web 2.0. *The Journal of Korean Institute of Communications and Information Sciences*, 37(4C), 321-328.
- Jeong, Y., & Yang, Y. (2012). Development of tight-fitting upper clothing for measuring ECG-A focus on weft reduction rate and subjective assessment. *Journal of the Korean Society of Clothing and Textiles*, 36(11), 1174-1185.
- Kim, K. H. (2014). *바이오·헬스케어산업기술/시장분석과 새 정부의 핵심 육성정책 및 발전 전망. [Biotechnology·Healthcare Industry Technology/Market Analysis and Key government policies and development prospects of the new government]*. The knowledge industry high-technology.
- Kong, Y. S., & Yoon, J. S. (2012). The change of the trunk muscles activation in the adolescent carrying a backpack with belts. *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, 31(6), 741-747.
- Konrad, P. (2005). *The abc of emg*. A practical introduction to kinesiological electromyography, 1, 30-35.
- Koo, H. R., Lee, Y. J., Gi, S., Lee, S. P., Kim, K. N., Kang, S. J., Lee J. W., & Lee, J. H. (2015). Effect of module design for a garment-type heart activity monitoring wearable system based on non-contact type sensing. *Journal of the Korean Society of Clothing and Textiles*, 39(3), 369-378.
- Kundu, A. S., Mazumder, O., & Bhaumik, S. (2011). *Design of wearable, low power, single supply surface EMG extractor unit for wireless monitoring*. In Proceedings of the 2nd International Conference on Nanotechnology and Biosensors (pp. 69-74).
- Lee, H. Y., & Hong, K. H. (2002). Fundamental morphological consideration for the 3-D shape analysis of the middle aged women's breast. *Journal of the Korean Society Clothing and Textiles*, 26(5), 703-714.
- Lee, Y., & Hong, K. (2013). Development of indirect method for clothing pressure measurement using three-dimensional imaging. *Textile Research Journal*, 83(15), 1594-1605.
- Mbody. (n.d.). Myontec. Retrieved November. 22, 2016, from <http://www.myontec.com/products/mbody>
- Min, S. D., Yun, Y. H., Lee, C. K., Shin, H. S., Cho, H. K., Hwang, S. C., & Lee, M. H. (2010). Respiration measurement system using textile capacitive pressure sensor. *The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers P*, 59(1), 58-63.
- Mukhopadhyay, S., & Postolache, O. A. (2014). Pervasive and mobile sensing and computing for healthcare. *Springer*. 2013, review page
- Paek, K. J., & Lee, J. R. (2014). Draft proposal of smart outdoor wear upon the outdoor wear functionality demand. *Fashion & Textile Research Journal*, 16(3), 446-455.
- Park, J. M. (2013). Technological issues for body information monitoring. *The Journal of Korean Institute of Communications and Information Sciences*, 38B(2), 105-114.

- Shim S. M. (2014). 웨어러블 디바이스 산업백서 [*Paper for Wearable Device Industry*]. KT Economic Management Research Institute
- Size Korea. (2015). 측정데이터 검색 [*Search for Measurement Data*]. Retrieved March 25, 2017, from <http://sizekorea.kats.go.kr/>
- Song, H. Y., Lee, J. H., Kang, D., Cho, H., Cho, H. S., Lee, J. W., & Lee, Y. J. (2010). Textile electrodes of jacquard woven fabrics for biosignal measurement. *The Journal of the Textile Institute*, 101(8), 758-770.
- SPRI(Software Policy & Research Institute), (2015. 03. 03), 2015 CES를 통해 살펴본 SW산업 트렌드 [*Trends in SW industry through CES*]. Software Policy & Research Institute
- Suh, S. E., & Roh, J. S. (2015). A study on smart fashion product development trends. *The Research Journal of the Costume Culture*, 23(6), 1097-1115.
- The National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH). (1992). *DHHS Publication Number 91-100. Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting: Expert Perspective*. Retrieved from <https://www.cdc.gov/niosh/docs/91-100/>

Received 12 July 2017;

1st Revised 28 August 2017;

Accepted 20 September 2017