한국의류산업학회지
제18권 제6호, 2016
<연구논문>

pISSN 1229-2060
eISSN 2287-5743
Fashion & Text. Res. J.
Vol. 18, No. 6, pp.755-765(2016)
https://doi.org/10.5805/SFTI.2016.18.6.755

셀프 피트니스 의류 개발을 위한 근전도 센싱 위치 연구

조하경 · 조상우[1)†]
(주)블랙야크 상품기획부
[1)]호서대학교 스포츠과학부

A Study of Sensing Locations for Self-fitness Clothing base on EMG Measurement

Hakyung Cho and Sangwoo Cho[1)†]
Dept. of Merchandising, Blackyak. Co. Ltd.; Seoul, Korea
[1)]Dept. of Sports Science, Hoseo University; Asan, Korea

Abstract : Recently, interest in monitoring health and sports is growing because of the emphasis on wellness, which is accelerating the development and commercialization of smart clothing for biosignal monitoring. In addition to exercise-effect monitoring clothing that tracks heart rate and respiration, recently developed clothing makes it possible to monitor muscle balance using electromyogram (EMG). The electrode for EMG have to attached to an accurate location in order to obtain high-quality signals in surface EMG measurement. Therefore, this study develops monitoring clothing suitable for different types of human bodies and aims to extract suitable range of EMG according to movements in order to develop self-fitness monitoring clothing based on EMG measurement. This study identified and attached electrodes on six upper muscles and two lower muscles of ten males in their 20s. After selecting six main motions that create a load on muscles, the 8-ch wireless EMG system was used to measure amplitude value, noise, SNR and SNR (dB) in each part and statistical analysis was conducted using SPSS 20.0. As a result, the suitable range for EMG measurement to apply to clothing was identified as four parts in musculus pectoralis major; three parts in muscle rectus abdominis, two parts each in shoulder muscles, backbone erector, biceps brachii, triceps brachii, and musculus biceps femoris; and four part in quadriceps muscle of thigh. This was depicted diagrammatically on clothing, and the EMG-monitoring sensing locations were presented for development of self-fitness monitoring.

Key words : EMG measurement (근전도 측정), sensing location (센싱 위치), self-fitness (셀프 피트니스), monitoring clothing (모니터링 의류)

1. 서 론

웨어러블 기술은 정보통신 기술의 급격한 발전으로 인간-컴퓨터 상호 작용의 새로운 종류로 진화해 오고 있다(Lee et al., 2016). 웨어러블 디바이스의 응용분야는 피트니스, 의료건강관리, 군사 등의 목적으로 개발되고 있으며, 최근에는 웰니스 라이프 스타일을 기반으로 건강이나 스포츠 목적으로 개발된 제품의 시장 진입에 따라 그 관심이 높아지고 있다(Kang et al., 2014).

생체 신호 측정 시스템 분야는 스포츠, 의공학, 의류학 및 재활공학 등 이질적 분야 간 기술의 융 · 복합화를 통해 다양한 분야에 적용 가능한 기술로 개발되고 있으며, 건강관리 및 고령화 사회에 필수적인 기술 분야로 인식되고 있다(Hong et al., 2010; Huang et al., 2013; Hwang & Lee, 2013; Koo et al., 2015; Yu et al., 2007). 생체 신호 측정 기술은 심박, 호흡, 체온 중심의 기술로 개발되고 있으며(Lee & Jeong, 2016), 사용자의 생체 반응을 측정, 분석하여 자신의 건강 상태 및 운동량을 모니터링하는 신체적 상호작용 스마트 의류 제품으로 연구 · 개발되고 있다(Suh & Roh, 2015).

생체 신호 측정 스마트 의류는 인체 친화적이며, 유연성 있는 효율적 인터페이스가 될 수 있어 사용자 중심의 모니터링 시스템으로의 적용이 가능한 애플리케이션의 하나로 자리 잡고 있다(Min et al., 2010). 스마트 의류에 적용되는 센서 및 기기는 착용 편리성, 비침습성, 심플한 디자인, 설치 및 적용의 간편성, 기기착용 및 배치의 범용성에 대한 고려가 필요하며 이를 위하여 공학적 측면에서의 무선통신의 정확성, 신호 수집, 전송 효율 및 전력 관리의 최적화 등의 연구가 이루어지고 있으며, 의류학적 측면에서는 인체 밀착성을 위한 소재연구 및 동작 노이즈를 최소화하기 위한 의류 디자인에 관한 연구 등 다양한

†Corresponding author; Sangwoo Cho
Tel. +82-41-540-5886, Fax. +82-41-540-5882
E-mail: chogolf@hoseo.edu
© 2016 (by) the authors. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution license (http://creativecommons.org/licenses/by/3.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

연구가 이루어지고 있다(Cho & Cho, 2015; Park, 2013; Song et al., 2010).

생체 신호 측정 스마트 의류는 텍스타일 전극을 내장하여, 호흡, 체온, 심장 활동 등 인체로부터 신호를 측정하여 건강상태 및 운동 효과를 모니터링하는 것으로 생체 정보의 안정적인 측정이 중요하다(Koo et al., 2015).

최근에는 심박, 호흡, 체온 등의 생체 신호 측정과 더불어 피트니스 및 근 발란스 측정을 위한 근전도 측정 의류 시스템에 대한 연구 개발이 이루어지고 있다(Suh & Roh, 2015). 근육의 활성화 측정을 위해서는 비침습적 용이성으로 인하여 재활 등의 다양한 분야에서 표면 근전도(sEMG: surface electromyography) 측정 방법을 사용하고 있으나, 피부의 높은 임피던스, 동작으로 인한 동적잡음(motion artifact), 실시간 처리에 의한 신호 왜곡 등으로 인하여 근전도 측정에 어려움을 겪는다(Kundu et al., 2011). 따라서 근육의 피로도 및 근 활동성을 측정할 수 있는 표면 근전도 센서는 양질의 신호를 얻기 위해 신호를 추출할 수 있는 정확한 위치에 부착해야 한다(Han & Kim, 2010).

그러나, 다양한 인체 및 체형으로 인해 근전도 기반의 생체 신호 모니터링을 위한 의류 개발을 위해서는 범용적으로 센싱이 가능한 범위를 파악하여야 하나 이에 대한 연구는 미비한 상태이다. 본 연구에서는 셀프 피트니스 스마트 의류 개발을 위하여 의복 내 근전도 측정 범위를 도출하기 위하여 동작별 근전도 신호의 효용성을 갖는 범위를 도출하고자 하였다.

2. 이론적 배경

2.1. 근전도

근전도(EMG)는 근섬유에 전도되는 활동 전위를 기록한 것으로 근육의 수축 및 이완에 따라 발생되는 전기적 신호를 피부 표면에 전극 또는 침습적 방법으로 측정하는 것을 의미한다(Kundu et al., 2011; Min et al., 2005). 인체의 움직임은 골격근과 골격의 움직임에 의해 결정되는데, 근육의 활동정보를 보다 구체적이고 정량적으로 측정할 수 있는 방법은 근육의 반응에 따라 근육자체에서 발생하는 미세한 전류의 변화를 측정하여 근육의 활성도를 측정하는 방법이며, 이를 근전도 측정(electromyography)라 한다(Kim et al., 2016). 근전도는 근육이 수축 이완되면서 발생하는 전기적 신호로 근육이 피로하면 진폭(amplitude)이 증대되고 주기(duration)가 길어지는데 근육이 수축 이완할 때 발생되는 근섬유를 통한 활동전위의 진폭 분석은 근육의 전기적 활동을 분석하는데 중요한 요소이다(Min et al., 2005). 근전도 신호는 수 μ-수 mV 정도의 진폭과 500Hz 미만의 유효 주파수 대역을 갖으며, 근전도 신호의 강도는 근육의 중심부근이 가장 크게 나타나 근전도 측정을 위해서는 전극이 정확한 위치에 부착되어야 한다(Guerreiro et al., 2006; Won & Yun, 2015)(Fig. 1). 근전도 센서 연구는 진단의학, 스포츠과학 등에서 다양하게 이루어지고 있으나 현재 EMG 시스템의 상용 장비는 대부분 고가이며, 규격이 크고 응용목적에 적합하게 사용하기 위해서는 여러 가지 제약이 따른다(Kundu et al., 2011; Yu et al., 2007).

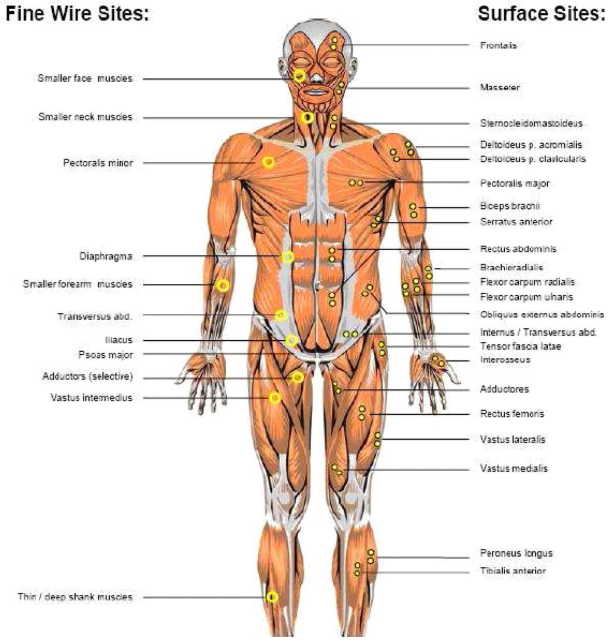
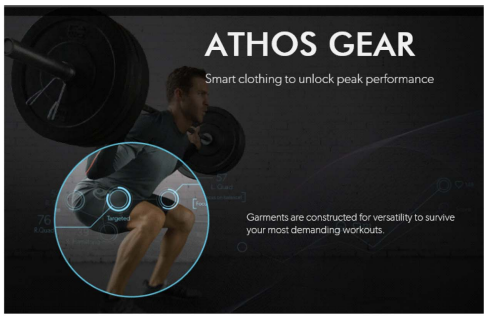


Fig. 1. Elecrodes frontal possible positions (Guerreiro et al., 2006).

(a) Mbody. *http://www.myontec.com*



(b) Athos gear. *http://www.liveathos.com*

Fig. 2. Clothing system for wearable fitness monitoring.

2.2. 생체 신호 모니터링 의류 개발 동향

최근 지속적 생체 신호 모니터링에 대한 관심이 증가함에 따라, 아디다스 및 랄프로렌 스포츠 등 글로벌 스포츠 브랜드를 중심으로 일상생활에서의 지속적인 심박 측정을 기반으로 한 운동효과 모니터링 제품이 상용화되어 오고 있다(Cho & Cho, 2015; Peak & Lee, 2014). 심박, 호흡 측정 기술기반의 의류 제품은 가슴부위에 섬유 기반의 센서를 통해 심박, 호흡 등의 생체 신호를 보다 정확하게 측정하기 위하여 의복구성, 노이즈 제거 알고리즘 개발 등의 다양한 분야에서의 연구 개발이 이루어지고 있다(Catherwood et al., 2010; Cho et al., 2008; Min et al., 2010). 최근에는 셀프 피트니스에 대한 관심의 증가로 심박, 호흡 측정과 더불어 세분화된 운동효과 모니터링을 위하여 동작 측정 및 근전도 측정을 통해 실시간 동작 및 근 활성도를 모니터링 하는 의류 제품이 개발되고 있다. 미국의 아토스 기어(Athos Gear)와 핀란드의 엠바디(Mbody)는 근전도 측정을 기반으로 하여, 근 활동량 측정 의류 제품으로 상용화되고 있으며, 개인 피트니스 및 전문 운동선수들의 경기력 향상에 활용되고 있으나(Suh & Roh, 2015), 정확한 신호 도출을 위한 전극 위치 및 의복구성 등으로 인하여 대중적인 제품으로 확장에 제한성을 가지고 있다.

3. 연구방법

본 연구에서는 표면 근전도(sEMG) 신호에 기반하여 근육의 활동량을 측정하는 셀프 피트니스 의류를 개발하기 위하여 다음과 같은 실험을 진행하였다. 실험은 근전도 측정, 분석방법 및 측정 위치에 대한 이론적 내용을 고찰하고, 실험설계를 진행하였다. 근전도의 표준 위치를 기반으로 근전도 센서를 부착하고, 선정된 근육별 대표 동작을 수행, 근전도 신호(sEMG amplitude value), 잡음(noise), SNR(Signal to Noise Ratio) 및 SNR(dB)를 도출하고 분석하여 근전도 측정 적용 범위를 도출하였다(Fig. 3).

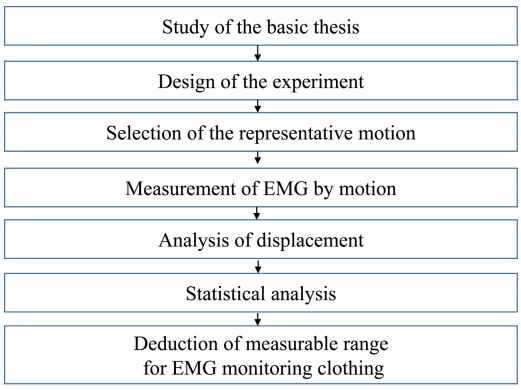


Fig. 3. Research method.

3.1. 피험자

본 연구의 대상은 근 골격계 질환과 골 변형(deformity), 근위축(atrophy), 근육통(muscle soreness) 혹은 약물을 복용하지 않는 20대 남성 피험자 10명을 대상으로 하였다. 모든 피험자에게 본 연구의 목적, 내용, 수행 과제 및 실험에 대하여 설명하고 이해시킨 후 참여 동의를 얻어 실시하였으며, 피험자들의 신체적 특성은 Table 1과 같다.

3.2. 측정 부위 도출

각 측정 부위는 근육별 근전도의 표준 측정 부위인 레퍼런스(reference) 측정 부위를 기준으로 근육의 범위를 벗어나지 않는 부위에서 2cm 간격을 두고 전극을 부착하였으며, 전극부착 위치는 Fig. 4와 같다. 세부 측정 부위는 상체 전면부의 대흉근 8부위, 복직근 5부위 상체 후면부의 견갑근 4부위, 척추 기립근 4부위로 범주를 나누어 측정하였다. 상지부에서는 상완이두근과 상완삼두근 각 3부위, 하지부에서는 대퇴이두근과 대퇴

Table 1. Characteristic of subjects

Subject	Gender	Age	Height (cm)	Mass (kg)	Body fat percentage (%)	BMI
S1	Male	21	172	64	9.10	21.80
S2	Male	23	168	64	12.30	22.90
S3	Male	22	178	78	17.90	24.90
S4	Male	23	176	77	17.20	24.60
S5	Male	24	174	69	12.00	23.10
S6	Male	20	180	61	4.60	18.80
S7	Male	25	171	71	18.20	24.50
S8	Male	21	172	68	16.20	23.30
S9	Male	22	178	75	13.70	23.90
S10	Male	25	172	85	28.20	28
Average	Male	22.60 ± 1.71	174.18 ± 3.84	71.2 ± 7.51	14.94 ± 6.33	23.66 ± 2.53

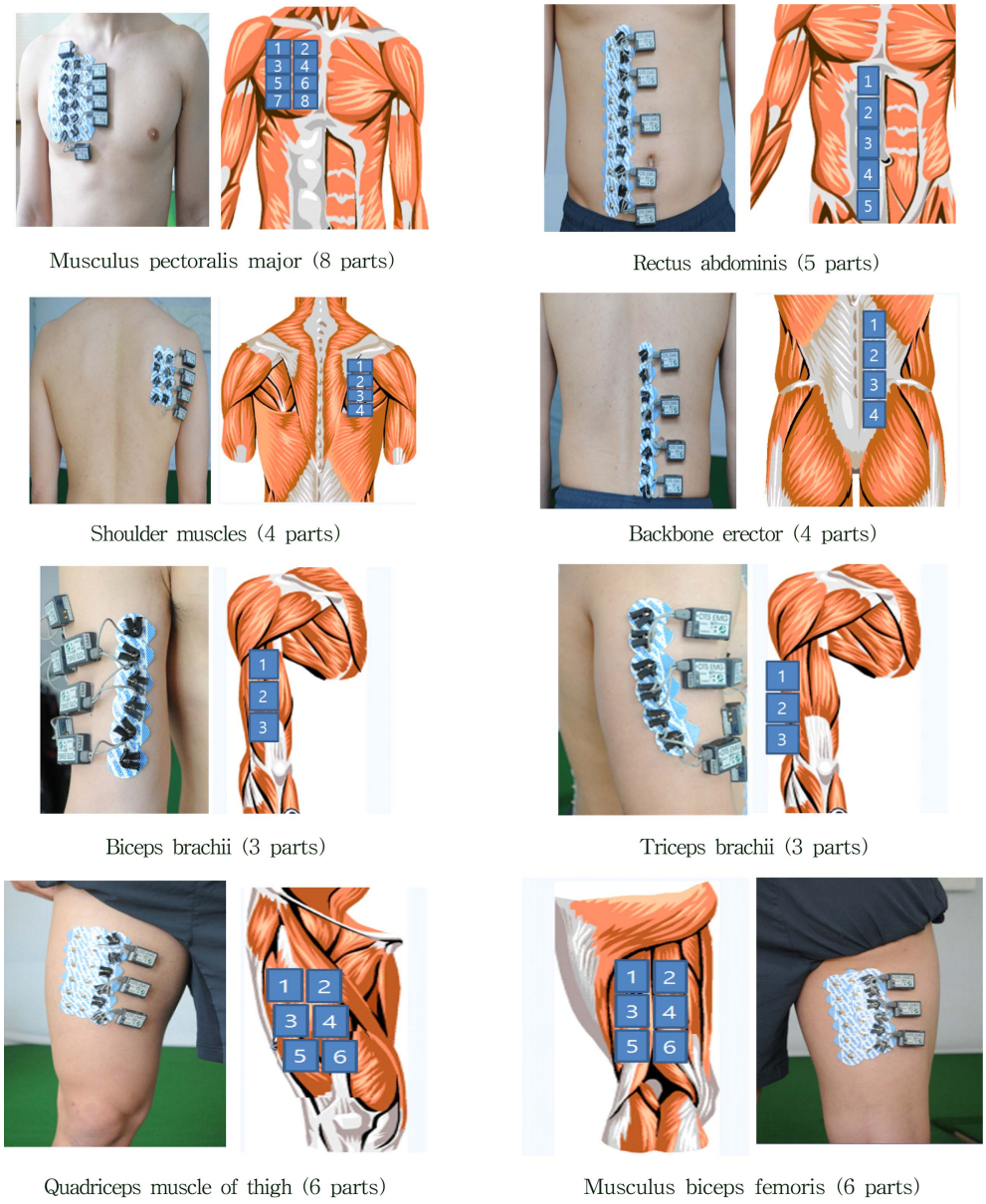


Fig. 4. Electrode locations for experiment.

사두근 각 6부위로 범위를 나누어 측정하였다(Fig. 4).

3.3. 대표 동작의 선정

본 연구에서 사용된 대표 동작은 각 근육에 부하를 가할 수 있는 동작으로 선정(Table 2), 정자세를 취한 후 동작을 실행, 다시 정자세를 취하는 과정을 각 5회씩 반복 측정하여 각 부위에서의 동작 시 발생하는 근전도 신호, 노이즈를 측정하였다(Fig. 5).

3.4. 실험 방법 및 자료 분석

3.4.1. 실험 방법

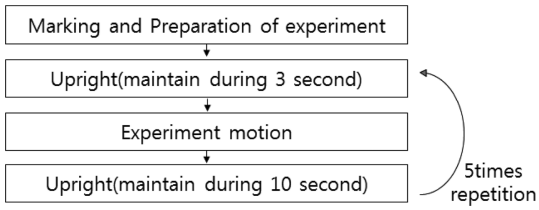
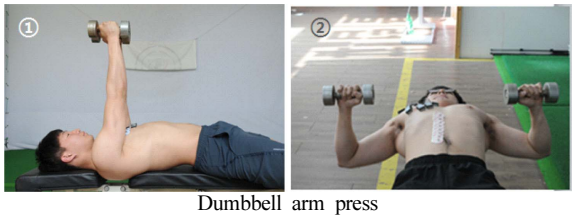
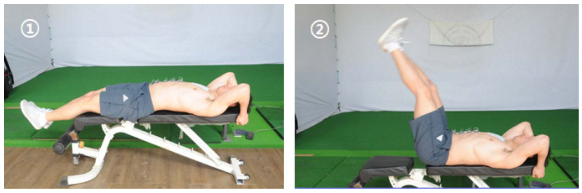
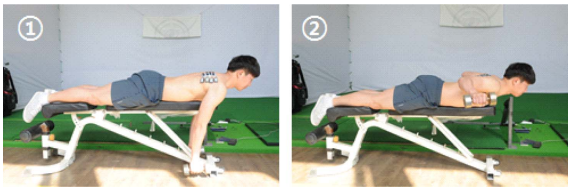
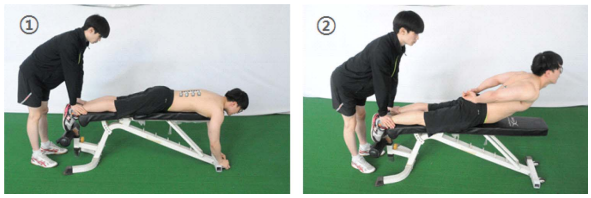
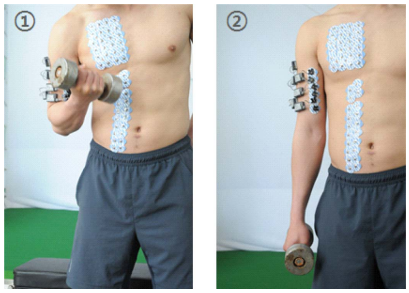
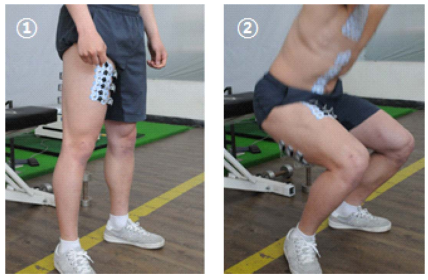


Fig. 5. Experiment method.

본 연구에서 사용된 무선 근전도 시스템은 WiFi 무선방식으로 최대 100m까지 측정이 가능하고, 무선 캡처 시스템과 근면적 계산, 구간설정과 근전도 비교 통계가 가능하며 데이터 측

Table 2. Representative motions for experiment

Measurement parts	Experiment motion
Musculus pectoralis major	 Dumbbell arm press
Rectus abdominis	 Leg raise
Shoulder muscles	 Dumbbell butterfly
Backbone erector	 Back extension
Biceps brachii Triceps brachii	 Dumbbell arm-curl
Quadriceps muscle of thigh Musculus biceps femoris	 Squat

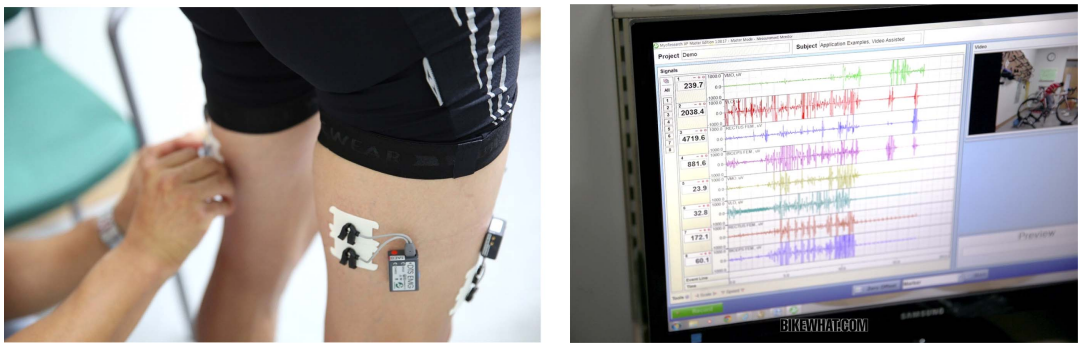


Fig. 6. Method of experiment.

정 범위는 10Hz~500Hz로 모든 동작에서 적용이 가능한 Noraxon 무선 근전도 시스템 Tele DTS 8CH를 사용하였다(Fig. 6). 근전도는 활성전극과 기준 전극을 해당근육의 수축방향과 일치하도록 부착하여 측정하는 이극유도(bipolar lead)법을 적용하였으며(Lee, 2014), 근전도 측정 방법(Kang et al., 2014)에 따라, 기준 전극(reference electrode)과 활성 전극(active electrode)은 근섬유 방향과 평행이 되도록 하였다.

3.4.2. 자료 분석

생체 신호의 크기(amplitude value)는 노이즈에 의해 작아지며, 신호의 크기를 통해 정확한 성능 평가가 가능하다. 노이즈는 다양한 원인을 통해 나타나며, 노이즈는 신호의 정확성 측정에 영향을 미친다. 또한, SNR(Signal to Noise Ratio)은 신호 대 잡음비, 즉 신호 대 잡음의 상대적인 크기를 재는 것으로 신호의 정확도를 측정하는 지표가 될 수 있으며, SNR(dB)는 SNR의 변화하는 값을 세분화하여 제시함으로써 보다 정밀한 값을 제공한다. 따라서 본 연구에서는 근전도 측정의 정확성을 비교 분석하기 위하여, 근전도 신호(EMG amplitude value), 잡음(noise), SNR(Signal to Noise Ratio) 및 SNR(dB)을 측정, 비교 · 분석하였다. 측정 신호간의 통계분석을 위하여 SPSS 통계 프로그램을 활용하여 Oneway ANOVA를 통해 분석, 사후 검정을 위하여 Duncan 분석을 수행하였으며, 그 결과를 제시하였다.

4. 결과 및 논의

4.1. 동작에 따른 근전도 신호 측정

4.1.1. 동작에 따른 상체의 근전도 신호 측정

1) 대흉근

대흉근의 근전도 신호 분석 결과 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, 각 부위별로 통계적인 유의한 차이를 보이는 것으로 나타났다(Table 3). 잡음 및 SNR 측정 결과는 모든 부위에서 서로 유의한 차이는 없는 것으로 나타났으며, SNR(dB) 분석 결과, 근전도 신호와 마찬가지로 1(7.68±6.23), 2(7.30±6.88), 7(6.55±2.26), 8(7.62±2.30) 부위에 비해 3(8.20±5.05), 4(8.84±5.15), 5(8.07±3.86), 6(9.26±4.96) 부위에서의 SNR(dB)이 큰 값을 가져 유의한 차이를 보이는 것으로 나타났다(Table 3, Fig. 7).

Table 3. Musculus pectoralis major (Oneway ANOVA)

Sensing location	Signal	Noise	SNR	SNR(dB)
Part 1	18.98±6.99	9.99±5.57	3.10±2.49	7.68±6.23
Part 2	21.59±10.25	12.61±6.8	3.16±2.93	7.30±6.88
Part 3(Ref.)	23.19±12.60	8.50±4.65	3.04±2.12	8.20±5.05
Part 4	25.63±7.97	7.16±3.85	3.27±2.19	8.84±5.15
Part 5	25.77±21.69	9.55±5.64	2.78±1.39	8.07±3.86
Part 6	24.68±9.32	6.49±1.95	3.31±1.67	9.26±4.96
Part 7	20.44±16.08	10.78±5.30	2.19±.56	6.55±2.26
Part 8	21.71±12.81	8.35±4.14	2.47±.54	7.62±2.30
F	2.379*	1.618	.442	.314*
Post-hoc analysis	1,2,7,8<3,4,5,6	-	-	1,2,7,8<3,4,5,6

*$p \leq .05$
SNR=Signal to Noise Ratio, SNR(dB)=10*LOG10(SNR)

Table 4. Rectus abdominis (Oneway ANOVA)

Sensing location	Signal	Noise	SNR	SNR(dB)
Part 1	52.43±21.59	2.11±1.49	38.60±31.91	29.03±7.29
Part 2	44.03±21.91	1.60±1.03	40.54±30.45	29.26±8.23
Part 3(Ref.)	40.88±27.07	1.61±1.16	42.51±38.62	28.45±10.11
Part 4	24.33±14.39	1.35±0.96	28.63±23.79	25.44±9.34
Part 5	23.13±12.28	1.17±0.66	25.42±21.62	23.24±10.12
F	2.943*	.742	.381*	.405*
Post-hoc analysis	4,5<1,2,3	-	4,5<1,2,3	4,5<1,2,3

*$p \leq .05$
SNR=Signal to Noise Ratio, SNR(dB)=10*LOG10(SNR)

2) 복직근

복직근 5부위에서의 근전도 측정 결과, 근전도 신호는 1(52.43±21.59), 2(44.03±21.91), 3(40.88±27.07) 부위에서 4(24.33±14.39), 5(23.13±12.28) 부위에서 보다 큰 신호를 보이는 것으로 나타났으며, 통계적으로도 각 부위별 유의한 차이를 갖는 것으로 나타났다(Table 4). 잡음에서는 부위별로 유의한 차이는 보이지 않는 것으로 나타났으나, SNR 및 SNR(dB)에서 부위별로 유의한 차이를 보여 1(SNR:38.60±31.91; SNR(dB):29.03±7.29), 2(SNR:40.54±30.45; SNR(dB):29.26±8.23), 3(SNR:42.51±38.62; SNR(dB):28.45±10.11) 부위에 비해 4(SNR:28.63±23.79; SNR(dB):25.44±9.34), 5(SNR:25.42±21.62; SNR(dB):23.24±10.12) 부위에서 낮은 값을 갖는 것으로 나타났다(Table 4). 이는 1, 2, 3부위에서의 신호의 크기는 크게 나타났으나, 잡음의 크기는 비슷한 크기로 나타나 결과적으로 SNR 및 SNR(dB)의 크기 또한 1, 2, 3부위가 4, 5부위에 비해 크게 나타나 4, 5부위를 제외하고 1, 2, 3부위에서의 근전도 측정에 유의한 범위로 분석된다(Table 4, Fig. 7).

3) 견갑근

견갑근 측정결과 신호는 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, 잡음은 3(41.69±11.40), 4(51.12±12.16) 부위가 1(26.43±35.71), 2(24.56±32.12) 부위에 비해 잡음의 크기가 큰 것으로 나타났다(Table 5). SNR은 부위별로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났으나, SNR(dB)는 부위별로 유의한 차를 갖는 것으로 분석되었으며, 1(3.17±2.68), 2(2.89±0.29) 부위가 3(1.76±2.83), 4(1.62±0.95) 부위에 비해 큰 값을 보여(Table 5, Fig. 7), 1, 2부위에서의 근전도 측정에

Table 5. Shoulder muscles (Oneway ANOVA)

Sensing location	Signal	Noise	SNR	SNR(dB)
Part 1(Ref.)	68.75±42.68	26.43±35.71	1.34±0.39	3.17±2.68
Part 2	62.34±12.24	24.56±32.12	1.32±0.28	2.89±0.29
Part 3	31.66±16.55	41.69±11.40	1.28±0.40	1.76±2.83
Part 4	42.12±42.12	51.12±12.16	1.25±1.12	1.62±0.95
F	2.562*	2.340*	.319	2.332*
Post-hoc analysis	3,4<1,2	1,2<3,4	-	3,4<1,2

*$p \leq .05$
SNR=Signal to Noise Ratio, SNR(dB)=10*LOG10(SNR)

Table 6. Backbone erector (Oneway ANOVA)

Sensing location	Signal	Noise	SNR	SNR(dB)
Part 1	46.85±12.83	4.46±4.26	70.49±56.29	25.38±13.70
Part 2	52.05±16.86	3.02±5.49	82.98±28.40	32.37±14.65
Part 3(Ref.)	70.24±32.38	4.07±4.41	88.84±30.82	34.14±15.60
Part 4	68.99±35.97	4.49±4.43	59.85±56.56	28.55±14.68
F	2.011*	2.365*	3.663*	1.055*
Post-hoc analysis	1<3,4	2<1,3,4	1,4<2,3	1,4<2,3

*$p \leq .05$
SNR=Signal to Noise Ratio, SNR(dB)=10*LOG10(SNR)

Table 7. Biceps brachii (Oneway ANOVA)

Sensing location	Signal	Noise	SNR	SNR(dB)
Part 1(Ref.)	43.44±24.06	37.12±19.22	1.20±.50	1.05±3.14
Part 2	13.30±8.34	9.50±4.36	201±1.06	3.61±5.16
Part 3	11.47±6.56	6.69±9.23	2.22±1.40	4.57±7.75
F	13.988***	16.588***	2.356	12.967***
Post-hoc analysis	2<1,3<1	2<1,3<1	-	1<2,3

***$p \leq .001$
SNR=Signal to Noise Ratio, SNR(dB)=10*LOG10(SNR)

Table 8. Triceps brachii (Oneway ANOVA)

Sensing location	Signal	Noise	SNR	SNR(dB)
Part 1	64.36±30.65	34.95±13.77	1.88±.52	5.08±2.97
Part 2(Ref.)	116.36±28.09	50.73±11.10	2.37±.75	7.14±2.47
Part 3	104.69±30.24	49.30±14.69	2.33±1.22	6.62±3.43
F	8.450*	4.322*	.964	3.292*
Post-hoc analysis	1<2,1<3	1<2,1<3	-	1<2,3

*$p \leq .05$
SNR=Signal to Noise Ratio, SNR(dB)=10*LOG10(SNR)

효용성이 있는 것으로 분석되었다.

4) 척추 기립근

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, 잡음은 2(3.02±5.49) 부위가 가장 작은 크기를 갖는 것으로 나타났다. 1부위는 신호가 작은데 비해 잡음이 큰 것으로 나타났으며, 4부위는 신호 크기에 비해 잡음의 크기 또한 큰 것으로 나타났다(Table 6). 신호 크기 및 잡음을 동시 분석하는 SNR 및 SNR(dB)의 분석 결과, 2(SNR:82.98±28.40; SNR(dB):32.37±14.65), 3(SNR:88.84±30.82; SNR(dB):34.14±15.60) 부위가 1(SNR:70.49±56.29; SNR(dB):25.38±13.70), 4(SNR:59.85±56.56; SNR(dB):28.55±14.68) 부위에 비해 큰 값을 갖는 것으로 분석되어(Table 6) 2, 3부위가 1, 4부위에 비해 근전도 측정에 효용성을 갖는 것으로 사료된다(Fig. 7).

4.1.2. 동작에 따른 상지의 근전도 신호 측정

1) 상완이두근

상완이두근에서의 측정 결과, 신호의 크기가 1(43.44±24.06) 부위에서 가장 큰 것으로 나타났으나, 잡음의 크기 또한 1(37.12±19.22) 부위에서 가장 큰 값을 갖는 것으로 나타났다. 따라서 상완이두근의 SNR(dB) 분석 결과 2(3.61±5.16), 3(4.57±7.75) 부위에서 유의한 값을 보여 근전도 측정에 유효성을 갖는 것으로 나타났다(Table 7, Fig. 7).

2) 상완삼두근

상완삼두근에서의 근전도 측정 결과, 신호 및 잡음의 크기가 1부위에 비해 2, 3부위에서의 신호의 크기가 유의하게 큰 것으로 나타났다. 신호는 2(116.36±28.09) 부위 및 3(104.69±30.24) 부위가 1(64.36±30.65) 부위보다 유의하게 큰 신호를 갖는 것으로 나타났다. 잡음 또한 2(50.73±11.10) 부위 및 3(49.30±14.69) 부위가 1(34.95±13.77) 부위에 비해 큰 잡음을 보여 SNR에서는 부위별로 유의한 차이를 보이지 않았으나, SNR(dB)에서는 2(7.14±2.47), 3(6.62±3.43) 부위가 1(5.08±2.97) 부위에 비해 유의한 차이를 보여 2, 3부위에서의 근전도 측정의 유효성을 갖는 것으로 분석되었다(Table 8, Fig. 7).

4.1.3. 동작에 따른 하지의 근전도 신호 측정

1) 대퇴 사두근

대퇴 사두근의 근전도 신호 측정 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 큰 것으로 분석되었다(Table 9). 잡음, SNR은 부위 간 유의한 차이가 없는 것으로 나타났으며, SNR(dB) 분석 결과 1(25.09±9.45), 2(25.79±9.87), 3(26.04±9.56), 4(26.33±7.45)에서 5(22.21±8.26), 6(19.08±7.66) 부위에 비해 큰 값을 가져 근전도 측정에 유의한 값을 갖는 것으로 나타났다(Table 9, Fig. 7).

2) 대퇴이두근

대퇴이두근의 근전도 신호, 잡음, SNR의 측정 결과, 각 부위별로 유의한 차이를 보이지 않는 것으로 나타났다. 그러나 SNR(dB) 분석 결과, 1(1.93±5.98), 2(1.42±3.18)에 비해 3(8.86±6.67), 4(9.19±7.70), 5(8.30±9.14), 6(9.23±7.99) 부위에서의 유의한 차이를 갖는 것으로 나타나(Table 10), 3, 4, 5, 6부위에서의 근전도 측정의 효용성을 갖는 것으로 분석된다(Fig. 7).

Table 9. Quadriceps muscle of thigh (Oneway ANOVA)

Sensing location	Signal	Noise	SNR	SNR(dB)
Part 1	34.22±14.03	2.86±3.67	27.81±24.68	25.09±9.45
Part 2	34.29±11.44	3.38±4.51	29.92±22.80	25.79±9.87
Part 3	36.28±12.47	3.22±4.25	23.87±23.87	26.04±9.56
Part 4(Ref.)	35.20±12.14	2.86±3.65	23.60±14.51	26.33±7.45
Part 5	30.12±12.31	3.38±4.51	22.65±16.30	22.21±8.26
Part 6	26.35±10.74	3.22±4.25	18.78±12.06	19.08±7.66
F	2.649*	.231	.490	3.113*
Post-hoc analysis	5,6<1,2,3,4	-	-	5,6<1,2,3,4

*$p \leq .05$
SNR=Signal to Noise Ratio, SNR(dB)=10*LOG10(SNR)

Table 10. Musculus biceps femoris (Oneway ANOVA)

Sensing location	Signal	Noise	SNR	SNR(dB)
Part 1	6.37±1.93	6.76±5.11	1.55±1.08	1.93±5.98
Part 2	7.86±2.50	7.90±8.57	1.23±1.09	1.42±3.18
Part 3	7.23±2.68	2.59±5.85	2.49±1.45	8.86±6.67
Part 4(Ref.)	8.46±3.81	2.86±3.66	2.79±15.91	9.19±7.70
Part 5	9.07±3.77	3.38±4.51	2.09±18.11	8.30±9.14
Part 6	9.77±2.30	3.22±4.25	2.83±14.57	9.23±7.99
F	.398	.735	.189	8.349*
post-hoc analysis	-	-	-	1,2<3,4,5,6

*$p \leq .05$
SNR=Signal to Noise Ratio, SNR(dB)=10*LOG10(SNR)

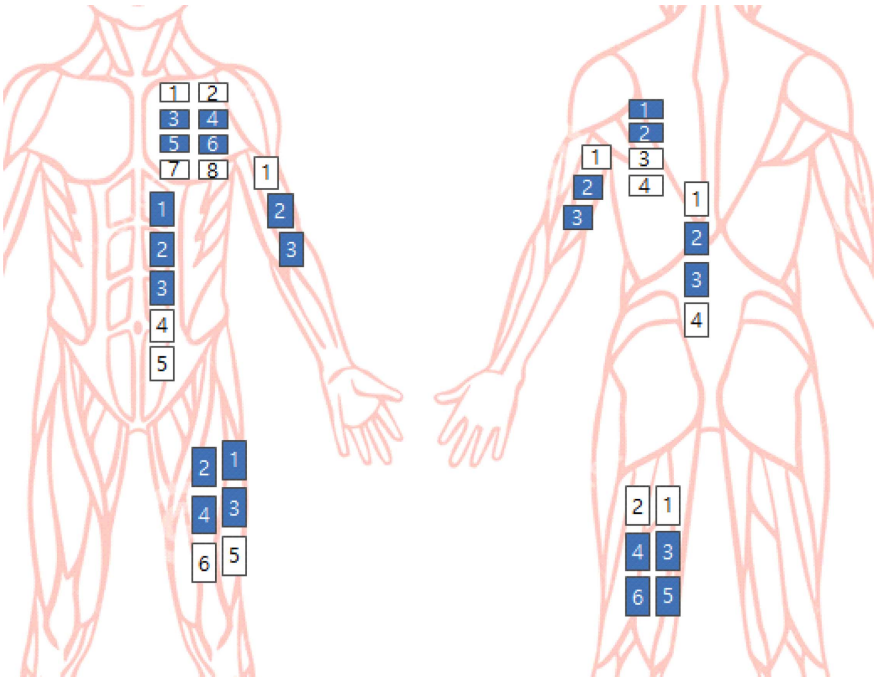


Fig. 7. Optimal sensor locations for EMG measurement.

5. 결 론

근 활동량을 측정하는 근전도 신호는 심전도 등의 다른 신호에 비해 신호 크기가 작으며, 움직임으로 인한 신호의 노이즈 발생으로 인하여 근전도 측정 부위 및 방법이 제시되고 있다(Hermens et al., 2000). 근전도 측정 부위의 한정은 다양한 인체 적용을 위한 의류 개발에 한계를 가져오게 되어 동작 시 근전도 측정의 유의한 값을 갖는 범위를 도출하여 다양한 인체에 적용 가능한 센서 부위에 대한 고려가 요구된다. 따라서 본 연구는 근전도 신호를 기반으로 근 활동량 측정용 스마트 의류 개발을 위하여 근육에 근전도 전극을 부착하고 실험 동작을 진행 근육별 근전도 신호(EMG amplitude value), 잡음, SNR 및 SNR(dB)를 분석하여, 의류에서의 근전도 신호 측정 가능 범위를 도출하고자 하였다.

상체 전면의 주 근육인 대흉근 및 복직근의 근전도 측정 결과, 대흉근은 중단부인 3, 4, 5, 6부위에서의 신호크기 및 SNR(dB)에서 유의한 차이를 보여 근전도 측정의 효용성을 갖는 것으로 나타났으며, 복직근에서는 신호, SNR 및 SNR(dB)에서 유의한 차이를 보이며, 중상단부인 1, 2, 3부위에서의 측정 효용성을 갖는 것으로 나타났다.

상체 후면에서는 견갑근과 척추 기립근의 근전도 측정 결과, 견갑근에서는 상단부인 1, 2부위에서 신호 및 SNR(dB)의 유의한 값을 보여 상단부(1, 2부위)에서의 근전도 측정의 효용성을 갖는 것으로 분석되었다. 척추 기립근에서는 하단부인 3, 4부위에서의 신호의 유의성을 갖는 것으로 나타났으며, 잡음의 크기는 상단부 1부위와 하단부 3, 4부위에서 크게 나타났다. 신호와 잡음을 통합 분석한 SNR 및 SNR(dB)는 중단부위인 2, 3부위에서 유의한 값을 갖는 것으로 나타나 중단부(2, 3부위)가 근전도 측정의 효용 범위를 갖는 것으로 분석되었다.

동작에 따른 상지의 근전도 신호 측정 결과, 상완이두근에서 상단부인 1부위에서 신호의 크기가 다른 부위의 신호에 비해 크게 나타난 것으로 분석되었으나, 잡음의 크기 또한 다른 부위에 비해서 큰 값을 갖는 것으로 분석되어 SNR(dB) 분석 결과, 중하단부인 2, 3부위가 상단부(1부위)에 비해 큰 값을 가져 근전도 측정에 효용성을 갖는 범위로 평가되었다. 상완삼두근에서는 중하단부인 2, 3부위에서의 신호 및 잡음의 크기가 상단부인 1부위에 비해 큰 값을 갖는 것으로 분석되었으나, SNR(dB) 분석 결과, 중하단부인 2, 3부위가 상단부(1부위)에 비해 유의한 값을 가져 근전도 측정에 적합한 범위로 평가되었다.

반면, 동작에 따른 하지의 근전도 측정 결과, 대퇴 사두근에서 상중단부인 1, 2, 3, 4부위에서 신호 및 SNR(dB)의 유의한 값의 차이를 갖는 것으로 분석되어 근전도 측정에 적합한 범위로 분석되었다. 대퇴이두근에서는 신호, 잡음 및 SNR의 경우 부위별로 유의한 차이를 보이지 않았으나, SNR(dB) 측정 결과 중하단부인 3, 4, 5, 6부위가 상단부(1, 2부위)에 비해 근전도 측정에 적합한 범위를 갖는 것으로 평가되었다(Fig. 7).

본 연구는 근 활동량 측정용 스마트 의류 개발을 위한 기초 연구로 근전도 측정 범위를 탐색하고 이를 제시하였다. 본 연구에서는 기초 연구로 의료용 전극을 사용하였으나, 추후 텍스타일 전극에 기반한 근전도 측정의 효용성을 측정하는 연구가 후속되어야 할 것이다.

감사의 글

본 연구는 2015년도 서울시 기업성장지원사업(과제번호: CI52042)의 지원으로 수행되었음.

References

Athos gear. (n.d.). *Athos.* Retrieved November 15, 2016, from http://www.liveathos.com

Catherwood, P. A., Donnelly, N., Anderson, J., & McLaughlin, J. (2010). ECG motion artefact reduction improvements of a chest-based wireless patient monitoring system. In *Computing in Cardiology* (pp. 557-560). IEEE.

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, 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. doi:10.5805/SFTI.2015.17.5.844

Guerreiro, T. J. V., Jorge, J. A. P., Jo, T., Armando, J., & Jorge, P. (2006). EMG as a daily wearable interface. In *GRAPP* (pp. 216-223).

Han, H. Y., & Kim, J. (2010). Prediction of the upper limb motion based on a geometrical muscle changes for physical human machine interaction. *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems, 16*(10), 927-932. doi:10.5302/J.ICROS.2010.16.10.927

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), 361-74. doi:10.1016/S1050-6411(00)00027-4

Hong, H. S., Park, S., & Hong, S. D. (2010). The technology forecasting for the biometrics systems by using delphi method. *The Korea Academia-Industrial Cooperation Society, 11*(9), 3204-3209. doi:10.5762/KAIS.2010.11.9.3204

Huang, H. Y., Lin, J. J., Guo, Y. L., Wang, T. J., & Chen, Y. J. (2013). EMG biogeedback effectiveness to alter muscle activity pattern and scapular kinematics in subjects with and without shoulder impingement. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 23*(1), 267-274. doi:10.1016/j.jelekin.2012.09.007

Hwang, Y. M., & Lee, J. R. (2013). Development and evaluation of smart foundation with heating devices. *Fashion & Textile Research Journal*, *15*(2), 231-239. doi:10.5805/SFTI.2013.15.2.231

Kang, H. J., Lee, B. K., & Kim, K. H. (2014). Effects of functional elastic stocking application on repetition and EMG response during squats. *The Official Journal of the Korean Association of Certified Exercise Professionals, 16*(3), 49-58. doi:10.15758/jkak.2014.16.3.49

Kim, K. C., Kang, M. S., Ji, C. U., Ha, J. W., Sun, D. I., Xue, G., & Shin, K. S. (2016). A research for interface based on EMG pattern combinations of commercial gesture controller. *Journal of Engineering Education Research, 19*(1), 31-36.

Koo, H. R., Lee Y. J., Gi, S. O., 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. doi:10.5850/JKSCT.2015.39.3.369

Kundu, A. S., Mazumder, O., & Bhaumik, S. (2011). Design of wearable, low power, single supply surface EMG extractor unit for wireless monitoring. *2011 International Conference on Nanotechnology and Biosensors IPCBEE, 25,* pp. 69-74. Singapore: IACSIT Press.

Lee, J. H., & Jeong, K. S. (2016). A study on the commercialization technology development model of U-health smart clothing - Focused on the ECG measuring smart clothing for people in 40s to 60s -. *Journal of the Korean Society of Fashion Design, 16*(2), 49-63.

Lee, J. W., Kim, D. H., Ryoo, H. Y., & Shin, B. S. (2016). Sustainable wearables: Wearable technology for enhancing the quality of human life. *Sustainability, 8*(5), 466. doi:10.3390/su8050466

Lee, H. K. (2014). Compare on the iEMG and MDF according to performance of the 3 different ways during back squat exercising. *Journal of Physical Growth and Motor Development*, *22*(4), 349-354.

Mbody. (n.d.). *Myontec.* Retrieved November 15, 2016, from http://www.myontec.com/products/mbody/

Min, B. C., Kim, J. H., Jeon, K. J., Lee, D. H., & Kim, J. S. (2005). EMG Fatigue comparative study of stair ascending and descending. *The Society of Korea Industrial and Systems Engineering, 10*, 60-63.

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.

Peak, 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. doi:10.5805/SFTI.2014.16.3.446

Park, J. M. (2013). Technological issues for body information monitoring. *The Journal of Korea Information and Communications Society, 38*(2), 105-114. doi:10.7840/kics.2013.38B.2.105

Sörnmo, L., & Laguna, P. (2006). Electrocardiogram (ECG) signal processing. *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering.* doi:10.1002/9780471740360.ebs1482

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.

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. doi:10.7741/rjcc.2015.23.6.1097

Yu, H. J., Lee, H. C., & Choi, Y. J. (2007). Biomedical EMG sensor development and its application. *The 2st Korea Robotics Society Conference on Advanced Intelligent Robots,* pp. 201-206.

Won, N. S., & Yun, J. H. (2015). Smart clothes and efficient method supporting health using EMG sensors. *Conference of the Korea Institute of Information Scientists and Engneers, 12*, pp. 999-1001.

(Received 10 November 2016; 1st Revised 4 December 2016; 2nd Revised 27 December 2016; Accepted 29 December 2016)