

체표 변화에 기반한 심전도 모니터링 의류의 센싱 위치 연구

조하경 · 조상우^{1)†}

(주)블랙야크 상품기획부

¹⁾호서대학교 스포츠과학부

A Study of Sensing Locations for ECG Monitoring Clothing based on the Skin Change rate

Hakyung Cho and Sang woo Cho^{1)†}

Dept. of Merchandising, Blackyak. Co. Ltd.; Seoul, Korea

¹⁾Dept. of Sports Science, Hoseo University; Asan, Korea

Abstract : Recently, according to change of lifestyle and increase of concerning in health, needs of the smart clothing based on the vital sign monitoring have increased. Along with this trend, smart clothing for ECG monitoring has been studied various way as textile electrode, clothing design and so on. Smart clothing for ECG monitoring can become a comfortable system which enables continuous vital sign monitoring in daily use. But, smart clothing for ECG monitoring has a weakness on artifact during motion. One of the motion artifact caused by shifting of the electrode position was affected skin change by motion. The aim of this study was to suggest electrode locations for clothing of ECG monitoring to reduce of motion artifacts. Therefore, change of skin surface during the movement were measured and analyzed in order to find location to minimize motion artifacts in ECG monitoring clothing by 3D motion capture. For the experiment, the subjects consisted of 5 males and 5 females in their 20' with average physique. As a result, the optimal location for ECG monitoring was deducted under the bust line and scapula which have least motion artifact. These locations were abstracted to be least affected by movement in this research.

Key words : smart clothing(스마트 의류), ECG monitoring(심전도 모니터링), motion artifact(동작 잡음), skin change(체표 변화), sensing location(센싱 위치)

1. 서 론

생체 신호 측정 기술을 기반으로 하는 스마트 의류는 라이프스타일의 변화와 건강에 대한 관심의 증가에 따라 심전도, 호흡 등의 다양한 어플리케이션으로 적용, 개발되고 있다(Cho et al., 2006). 의류 형태의 생체 신호 측정 시스템은 무자각, 비침습적으로 언제 어디서나 생체 신호를 측정할 수 있다는 점에서 유용한 시스템으로의 장점을 갖는다. 그러나, 심전도 등의 생체 신호 측정 과정에서 발생하는 동작에 의한 동작 잡음은 웨어러블 타입의 생체 신호 측정 시스템에서의 가장 큰 단점으로 나타나며, 특히 지속적 신호 측정이 요구되는 의류 시스템에서의 동작 잡음은 심전도 측정 신호에 가장 영향을 많이 미치는 주요 요소 중 하나로 작용하고 있다(Kishimoto et al., 2007; Such, 2007). 동적인 환경에서의 심전도 측정은 신호에 동작 잡음이 포함되어 나타나며, 동작 잡음이 발생하는 대표적인 원인은 움직임 때 근육에서 발생하는 근잡음과 흉부의 움직임으로

인한 기저선 잡음 그리고 60Hz의 전력선 잡음으로 분류할 수 있다(Kim et al., 2006). 그 중 심전도 측정 의류에서의 전극-피부간의 임피던스 변화로 인한 동작 잡음 및 기저선의 변화로부터 발생하는 잡음은 동작 시 체표변화에 의한 체표-전극간의 마찰 및 이격, 움직임으로 인한 흉곽의 변화로 인해 발생한다(Liu, 2011). 의료용 전극이 아닌 직물 전극을 의복에 통합시켜 신호를 얻는 방식의 심전도 측정 의류는, 일상생활에서 지속적인 심전도 측정을 위하여 인체에 전극이 안정적으로 접촉되어야 한다(Koo, 2008)는 점에서 동작 잡음에 대해 중요성을 갖는다. 동작 잡음을 줄이기 위한 연구는 필터링 요소 분석 및 변화 등의 방법으로 의공학적 측면에서 접근(Liu, 2011; Yoon et al., 2008)되고 있지만, 동작에 따른 체표변화를 기반으로 최적의 심전도 센싱 위치를 도출한 연구로의 접근은 미비한 상태이다.

스마트 의류를 통한 심전도 신호의 측정은 전극과 체표간의 움직임으로 인한 마찰로 발생함에 따라, 동작에 따라 발생하는 체표의 특성을 고찰하고, 이를 적용하여 의복 내 최적의 생체 신호 센싱 최적 위치를 도출할 필요가 있다. 따라서 본 연구에서는 9개의 대표 동작을 도출하고, 3D 모션 캡처 기술을 적용

†Corresponding author; Sang woo Cho
Tel. +82-41-540-5886, Fax. +82-41-540-5882
E-mail: chogolf@hoseo.edu

하여 동작 시 발생하는 체표 변화율을 고찰하여, 인체의 움직임으로부터 가장 영향이 적은 위치를 도출하고 이를 심전도 측정 위치와의 교차분석을 통해 심전도 모니터링 의류를 위한 최적의 전극 위치를 도출하고자 하였다.

2. 이론적 배경

2.1. 심전도 측정에서의 동작 잡음

최근 24시간 생체신호 모니터링에 대한 관심이 높아지면서, 포터블 심전도 측정 제품 및 웨어러블 제품으로의 다양한 연구 개발이 이루어지고 있으며, 지속적인 실시간 심전도 측정에서의 동작 잡음을 줄이는 것은 중요한 이슈 중 하나로 자리 잡고 있다. 웨어러블 시스템에서의 동작 잡음(motion artifact)은 착용자의 움직임에 의한 체표와 전극간의 마찰, 이격에 의해서 발생되며, 이는 기저선의 변화 및 신호에 잡음을 발생시켜 심전도 측정에 어려움을 발생시킨다. 착용자의 움직임에 의한 동작 잡음은 동작 시 체표의 신장 또는 수축에 의한 체표의 변화로 인하여 발생하는 것이 그 한 요인으로 작용된다(Liu, 2011). 이를 해소하기 위한 방법으로는 알고리즘을 적용한 필터링 방법(Griffiths et al., 2007; Kearney et al., 2007; Liu, 2011), 체표의 변화를 최소화하기 위한 방법으로 밀착형 의복 구현(Cho et al., 2010; Jeong et al., 2010; Lee et al., 2008)에 관한 연구 등으로 다양하게 접근되어지고 있다.

2.2. 웨어러블에서의 심전도 측정 위치

심전도는 심장의 혈액이 순환하는 사이클을 통하여 심장의 전기적 활동 측정을 원리로(Kearney et al., 2007), 임상적 심전도는 6개의 사지유도(lead)와 6개의 흉부유도(pericardial lead) 데이터를 얻어내는 12유도 심전도로 측정되도록 구성되어 있다. 그러나, 일상생활에서의 지속적인 심전도 측정을 위한 웨어러블 기반의 시스템에서는 보다 간소화된 전극 수 및 형태로 연구 개발되고 있다. 심전도 측정의 원리는 동작 및 운동 시 적용 가능한 3전극 리드(lead)(Fletcher et al., 2001)의 심전도 측정 방법에 대한 연구(Catherwood et al., 2010; Griffiths et al., 2007)를 기반으로 웨어러블 타입에서는 4채널로 구성된

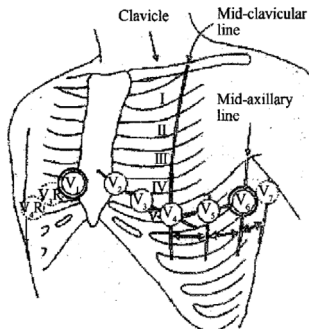


Fig. 1. Ag-Agcl electrode location for ECG monitoring(Jeong et al., 2010).



Fig. 2. Example of the smart clothing for ECG monitoring. (a) <http://bizmakoto.jp>, (b) <http://nownews.seoul.co.kr>

휴대용 심전도 기기를 사용하여 심장부위에 전극을 배치하도록 구성하거나(Cho et al., 2008; Jeong et al., 2010), 양쪽 가슴 윗부분 및 한쪽 가슴 아래부위에 전극이 위치한 3전극을 기반의 의류 형태가 연구(Jang, 2006)되어오고 있다. 또한, 심장 근처의 위치에서 심장의 활동측정을 위해 왼쪽 가슴 아래부위에서의 3전극을 이용한 방법(Koo, 2008) 등의 다양한 심전도 및 심박 측정을 위한 전극위치에 대한 연구가 이루어지고 있으며, 전극을 양쪽 가슴아래 위치한 2전극 기반의 벨트 및 의류(Cho et al., 2008; Park et al., 2008)로 개발, 상용화(Fig. 2)되는 등 전극의 위치 및 구성에 대한 연구는 다양화, 세분화되고 있다.

3. 연구 방법

3.1. 피험자

측정 대상은 인체의 형태 및 관절동작의 범위를 고려하여, 20대 남자 및 여성으로 측정 대상을 제한하여 BMI 지수 20.0~25.0 사이에서의 표준체형을 갖는 남성 5명, 여성 5명으로 구성하였으며, 그 세부 사항은 다음 Table 1과 같다.

3.2. 실험 설계

본 연구는 심전도 모니터링 스마트 의류에 있어 가장 문제가 되는 동작 잡음을 최소화하는 전극 위치 도출을 위하여 동

Table 1. Characteristic of subjects

	Gender	Age	Height(cm)	Mass(kg)	BMI
S1		29	175	64	20.9
S2		26	168	58	20.5
S3	male	22	175	72	23.5
S4		26	168	59	20.9
S5		23	173	69	23.1
S6		21	156	54	22.2
S7		20	155	48	20
S8	female	20	157	53	21.5
S9		20	160	52	20.3
S10		22	160	52	20.3

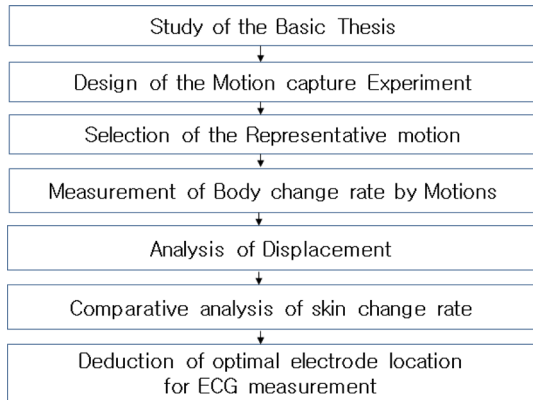


Fig. 3. Research method.

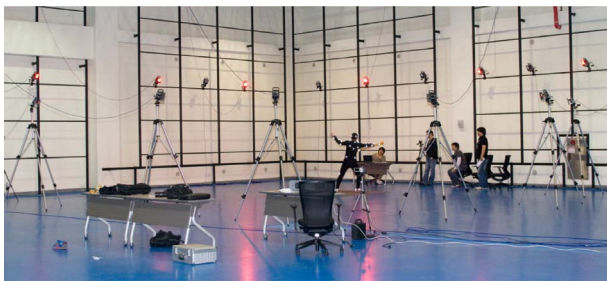


Fig. 4. Motion capture system. <http://www.dooreesystem.com>

작 시 체표 변화율을 측정하고 그 결과를 분석하기 위하여 다음과 같은 실험설계를 진행하였다(Fig. 3). 심전도 측정에 영향을 미치는 상체의 체표변화를 중심으로 선행연구(Koo, 2008; Park et al., 2013) 고찰을 통해 9가지 대표 동작을 추출하였으며, 이를 기반으로 움직임으로 인한 체표 변화를 지속적으로 관찰하고 측정하기 위하여 모션캡처를 통한 실험을 설계하였다. 본 연구에 사용된 시스템은 3차원 광학식 동작분석 시스템으로 여러대의 카메라로 여러 방향에서 마커의 위치를 인식하고 그 변화위치를 컴퓨터로 송신, 3차원으로 형상화할 수 있는 구동원리를 갖는다(Fig. 4).

본 실험은 2014년 10월 20일부터 12월 20일까지 두리 시스템

모션캡처 스튜디오에서 진행되었으며, 피험자는 체형에 따라 동작 범위의 차이가 있음을 고려하여, 실험 지원자 중 BMI를 기준으로 평균 체형을 갖는 지원자를 선정하였다. 실험 결과를 기반으로 각 변위에 따른 길이 및 방향의 변화를 분석하고, 동작에 따른 체표 변화율을 비교 분석하여, 심전도 신호 측정시 동작 잡음을 최소화하는 최적의 센서 위치를 도출하였다.

3.3. 마킹

인체 동작의 기본 계측점들, 패턴 제작의 기준선 상의 점들을 기준점으로 하여 인체의 오른쪽 부분에 마킹하여 실험을 진행하였으며, 옆구리 등의 체표변화 표기에 제한성이 있어 이를 평면화하여 표시하였다(Fig. 5). 남성 피험자의 경우 피험자가 정자세로 서있는 상태에서 앞·뒤 중심선 및 가슴 둘레선을 기준으로 가슴선 윗부분은 패턴 제작의 기준선을 따라 분할하였으며, 가슴둘레 아랫부분은 가슴둘레와 허리둘레를 기준으로 4칸으로 등분하였으며, 그 한 칸의 길이만큼 아래쪽으로 연장하였다. 가슴둘레 윗부분은 앞목점을 기준으로 가슴 둘레선까지 3칸으로 등분하였다. 세로선은 앞 중심선과 뒷 중심선을 기준으로 7칸으로 등분하여 가로, 세로선이 교차하는 지점에 총 72개의 마커를 부착하였다. 여성 피험자의 경우, 피험자가 정자세로 서있는 상태에서 남성 피험자와 동일한 기준선을 적용하여 분할하였으며, 심전도 측정을 위한 전극 위치 측정 범위 등의 신체적 조건을 고려하여, 윗가슴둘레와 밑가슴둘레를 추가로 구분하고 이를 기준으로 남성 피험자와 동일한 방식으로 마킹을 진행하였다.

3.4. 대표 동작의 선정

의복에서의 체표 변화측정을 위한 선행연구(Han et al., 2012; Koo, 2008) 및 사이즈 코리아의 동작들을 기준으로 심전도 신호 측정에 가장 영향을 많이 줄 것으로 예상되는 상체 대표동작 9가지를 선정하였다(Fig. 6).

3.5. 실험 방법 및 자료 분석

3.5.1. 실험 방법

동작에 따른 체표 변화 평가를 위하여, 9개 대표동작을 기준

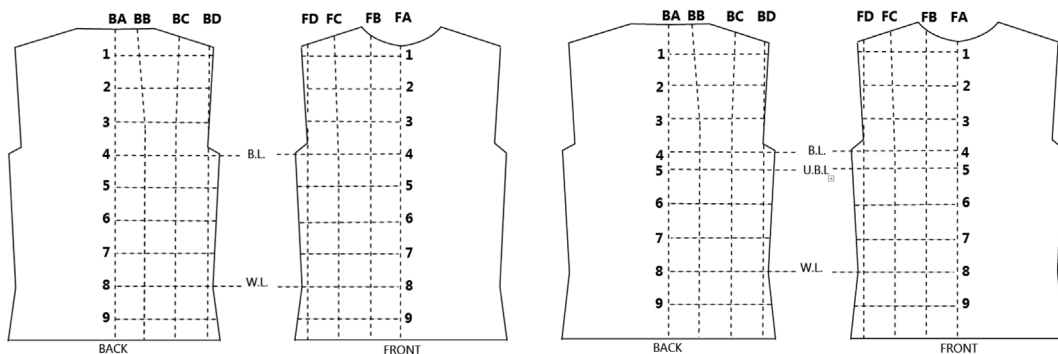


Fig. 5. Range of marking(left : male, right : female).

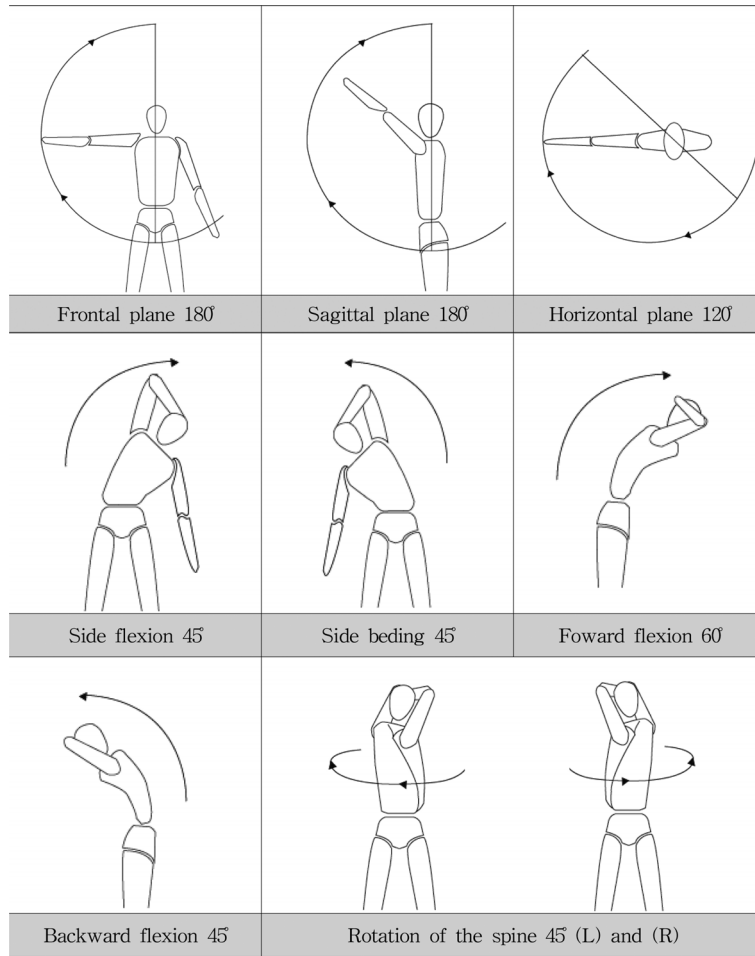


Fig. 6. Representative motions for experiment.

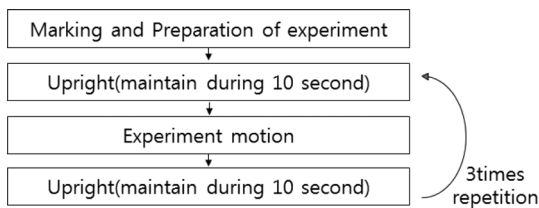


Fig. 7. Method of experiment.

으로 정자세에서 각 동작들을 실행, 다시 정자세로 돌아오는 순으로 한 동작마다 3회씩 반복 측정하였다. 피험자들은 동작 시 체표 변화율을 측정하기 위해 상의를 탈의하고 각각의 적용 위치에 마커를 부착, 9개 대표동작을 진행하였다(Fig. 7).

3.5.2. 자료 분석

표시된 마커 간의 거리를 동작별로 수치화 한 후 ‘정지 자세’와 비교하여 동작별 체표 변화율, 피부 변화율을 도출하여 각각의 변화율을 상의 형상에 도시하였다(Fig. 8). 정지자세에서 실험자세 멈추었을 때 0.05초 동안의 값을 평균하여 변화율을

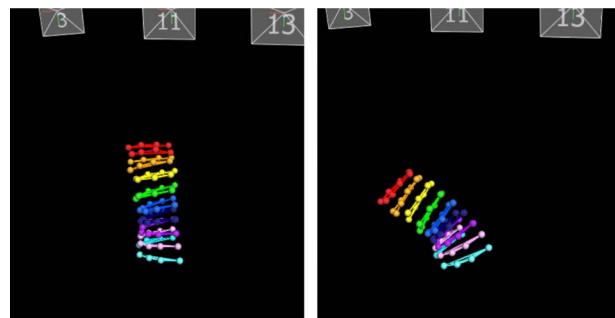


Fig. 8. Three dimension of motion capture.

분석하였다. 팔 동작의 경우 손끝이 정면진행에서 포인팅하는 지점과 정 측면을 포인팅하는 지점을 측정하였으며, 몸통 회전 시는 최대 회전 점을 기준으로 측정하였다. 또한, 이 결과를 바탕으로 동작에 의해 영향을 받는 부분을 구분하여 변화율을 도출하고, 심전도 신호 측정 시 체표 변화로 인한 동작 잡음을 최소화하는 체표의 최소 변화 위치를 분석하고 이를 임상적 심전도 측정 위치와 교차 분석하여 심전도 측정을 위한 의류 내

최적의 전극 위치를 도출하여 제시하였다.

4. 결과 및 논의

4.1. 동작에 따른 체표 변화

4.1.1. 남성의 체표 변화

동작에 따른 체표 변화율을 분석한 결과, 남성의 경우 팔 동작에서는 가슴둘레 윗부분에서의 수평방향으로의 변화율과 가슴둘레 아래 부위에서의 대각선 방향으로의 변화율이 특징적으로 나타났다. 세부적으로 Frontal plane 180°에서는 가슴둘레 윗부분인 FC-FB:2라인, BC-BD:1라인에서 30% 이상, BA-BC:1, BA-BB:2라인에서 20~30%의 수평방향으로의 신장율을 갖는 것으로 나타났으며, 앞가슴둘레 아래부위서 FC-FB:3-4라인 및 FD-FC:4-5라인에서 대각선방향으로의 20~30%의 신장율을 갖는 등 대각선 방향으로의 변화율이 넓은 범위에서 측정되었다(Fig. 9(a)). sagittal plane 180°에서는 FC-FD:1라인, FB-FC:2라인 및 BC-BD:2, BC-BD:3라인에서 30%이상의 수평방향으로의 변화율을 갖는 것으로 분석되었으며, FB-FC:3, BA-B C:3 및 BA-BB:4라인에서 20~30% 사이의 수평방향의 변화율을 갖는 등, 가슴둘레 윗부분에서 20% 이상의 수평방향으로의 변화율을 갖는 것으로 분석되었다. 등 부위의 가슴둘레 아래부위에서는 BA-BD:4-7에 걸쳐, 대각선 방향으로의 변화율이 나타나는 것으로 분석되었다(Fig. 9(b)). Horizontal plane 120°에서도 가슴둘레 위 부분에서는 BC-BD:2라인에서 30% 이상의 수평 변화율을, FA-FD:2, FB-FD:3, BA-BB:1, BC-BD:1

및 BA-BD:3에서는 20~30% 범위의 수평 변화량을 보였으며, 가슴둘레 부위에서의 대각선 방향으로의 체표 변화율을 갖는 것으로 관찰되었다(Fig. 9(c)).

또한, 몸통 동작의 변화율을 분석한 결과, Side flexion 45° 및 Side bending 45°의 동작에서는 옆구리의 신장 및 수축으로 인한 수직방향의 체표 변화율을 보였으며, Side flexion 45°에서는 BD:7-9라인에서 30% 이상, FD:6-9, BD:6-7 및 BC:7-9라인에서 20~30%의 수직방향으로의 체표 변화율을 갖는 것으로 나타났다. Side bending 45°의 경우, FD:6-8, BC:8-9, BD:7-9라인에서 30% 이상의 수직방향으로의 체표변화율을 보였으며, FD:4-6, BC:6-7 및 BD:4-5라인에서 수직방향으로 20%이상의 체표변화율을 갖는 것으로 분석되었다(Fig. 9(d)). Forward bending 45°와 Backward flexion 45°에서는 두 동작 모두 BB-BC:6, BA-BB:7 부위에서 30% 이상의 수평방향으로의 신장을 보였으며, Forward bending 45°에서는 FA-FD:7-9 부위에서의 변화율이, Backward flexion 45°에서는 FB:5-7, FC:4-7라인에서 수직방향으로 10~20%의 신장율을 보여, 다른 동작에 비해 복부 부위에서의 체표 변화에 영향을 많이 미치는 것으로 사료된다(Fig. 9(e)). Rotation of the spine 120° 동작의 경우 가슴둘레에서부터 허리 부위까지의 대각선방향의 10%에서 20% 이내의 체표 변화량이 나타났으며, 등 부위에서의 중심선에 가까운 부위인 BA-BC에서는 20~30% 사이의 대각선 방향으로의 체표변화율이 나타났다(Fig. 9(f)). 이러한 현상은 몸통의 비틀림 동작으로 인해 나타나는 현상으로, 특히 몸통 앞 부분보다 뒷부분에서의 중심선에 가까운 부위에서 변화율이 크

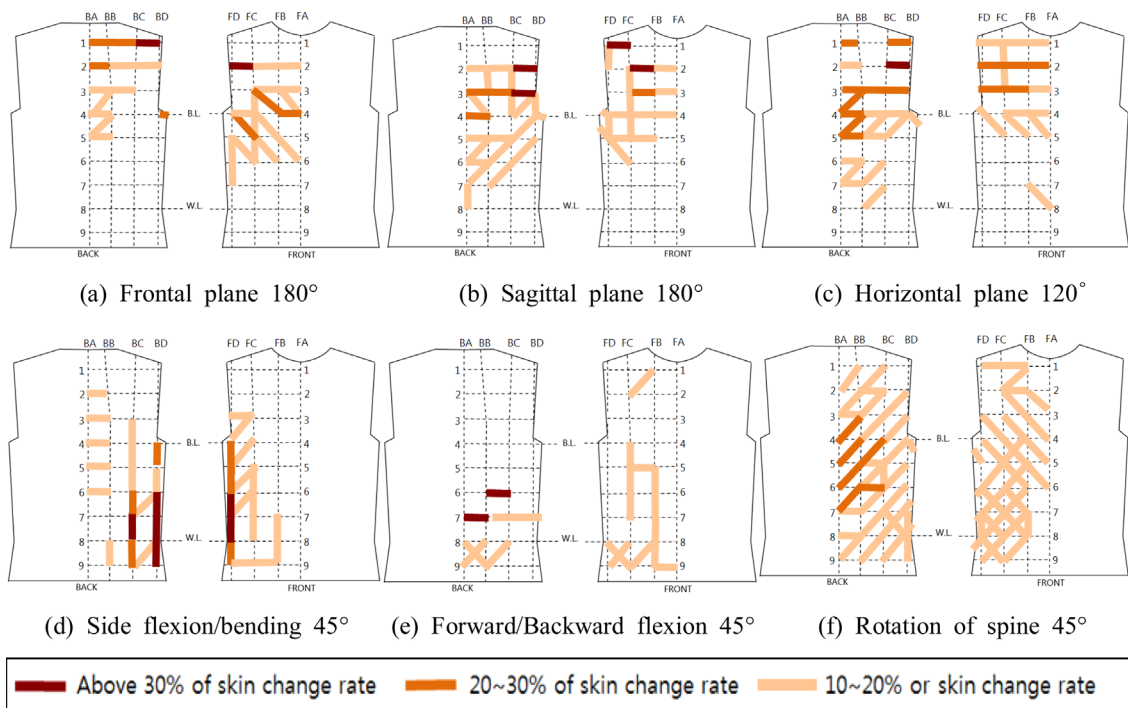


Fig. 9. Average change rate of body surface by motions(male).

고 변화율이 큰 부위가 많이 분포된 것으로 분석되었다.

4.1.2. 여성의 체표 변화

여성의 동작에 따른 체표 변화는 남성 피험자와 유사한 방향성과 신장 및 수축율을 가지고 있는 것으로 나타났으나 몸통 동작에서는 남성에 비해 중심선 부위에서 큰 체표 변화율을 갖는 것으로 나타났다. 세부 동작에 대한 변화율은 Frontal plane 180°에서는 가슴둘레 윗부분인 FC-FD:2, BB-BD:1라인에서 30% 이상, BC-BD:2라인에서 수평방향으로 20~30%의 체표 변화율을 갖는 것으로 나타났으며, 앞가슴둘레 바로 아래부위인 FA-FD:5-6라인에서의 대각선방향으로 체표변화가 나타나는 것으로 분석되었다(Fig. 10(a)). Sagittal plane 180°에서는 FA-FB:1, BC-BD:2 및 BD:2-3라인에서 수평 및 수직방향으로 30% 이상의 체표변화율을 보였으며, FA-FC:1, FC-FD:2 및 BB-BC:2, BB-BD:3에서 수평방향으로 20~30%의 체표변화율을, BC:2-3라인에서는 수직방향으로 20~30%의 체표변화율을 갖는 것으로 나타났다(Fig. 10(b)). Horizontal plane 120°에서도 앞선 팔 동작들과 유사한 체표변화율을 나타냈는데, FC-FD:2와 BB-BD:1, BB-BD:2라인에서는 30% 이상의 변화율을 보였으며, FC-FD:1, BC-BD:3에서 20~30% 이상의 수평방향으로의 체표 변화율이 두드러지는 것으로 나타났다(Fig. 10(c)).

몸통 동작의 세부 변화율을 분석한 결과, Side flexion 45°과 Side bending 45°에서는 남성 피험자에 비해 더 넓은 부위에서의 체표 변화량을 갖는 것으로 분석되었으며, 특히 앞가슴둘레 아래부위인 FA-F1:5-6라인에서의 대각선으로의 변화율이 남성

에 비해 두드러지게 나타나는 것으로 분석되었다. 전반적인 변화의 경향은 남성과 유사한 양상을 보이는 것으로 나타나 옆구리 부분에서의 수직방향으로의 체표 변화율이 큰 경향을 보였다. Side flexion 45°에서 FD:6-8, BC:6-8 및 BD:6-8라인에서 30% 이상의 체표변화율을 보였으며, FD:5-6, BD:5-6, BD:8-9, BC:8-9 및 BB:7-8에서 20~30%의 수직방향의 변화를 갖는 것으로 나타났으며, Side bending 45°에서는 FC:5-8, FC:7-8, BD:5-6, BD:7-8 및 BC:7-8라인에서 30% 이상의 체표변화율을 보였으며, FC:5-7, FC:8-9, FD:8-9 및 BC:5-6라인에서 수직방향으로의 20~30% 체표변화율을 갖는 것으로 분석되었다(Fig. 10(d)).

Forward bending 45°에서는 등 부위에서 BA:8-9, BB:7-9, BC:7-9라인에서 30% 이상, BA:7-8, BD:6-7라인에서 수직방향으로 20~30%의 체표변화가 나타났다. backward flexion 45°에서는 forward bending 45°과 유사한 부위와 방향으로의 체표 변화율을 보였으나, forward bending 45°에 비해 적은 체표 변화율을 갖는 것으로 분석되어 BA-BB:1, BA-BB:2 및 BA:4-5, BB:4-5라인에서의 20~30%의 변화율을 갖는 것으로 분석되었다(Fig. 10(e)).

Rotation of the spine 120°에서는 가슴둘레 아래부위(FA-FD:5-8, BA-BD:5-8)에서의 대각선 방향으로의 변화율이 두드러지는 것으로 나타났으며, BA-BB:5-6, BC-BB:7-8, BC-BD:7-8 및 FB-FA:7-8에서 대각선 방향으로 20~30%의 체표 변화율을 갖는 것으로 분석되었으며, 가슴부위에 비해 등 부위에서의 체표 변화양상의 범위가 크게 나타나는 것으로 나타났다

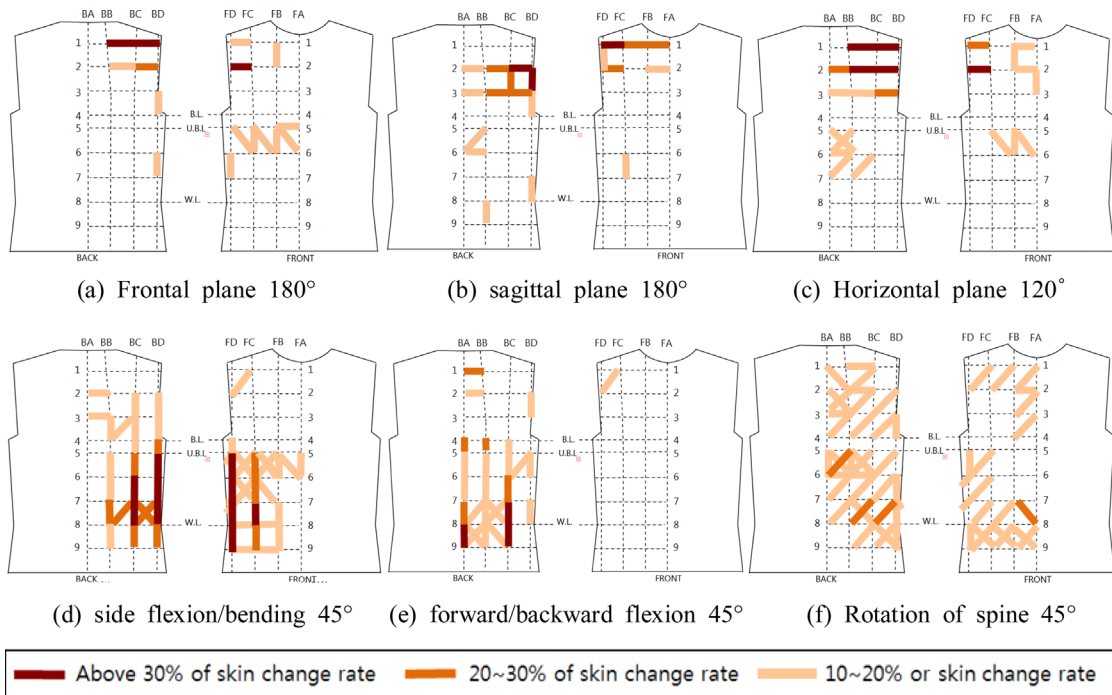


Fig. 10. Average change rate of body surface by motions(female).

(Fig. 10(f)).

4.2. 동작에 따른 다중 체표 및 의복 변화량 분석

심전도 모니터링 기능 의류에서의 최적의 센싱 부위도출을 위하여 동작별 체표변화의 중복성을 분석하였으며, 동작에 따른 체표 변화율이 20%가 넘는 부위를 그 기준으로 하였다. 20% 이상의 체표 변화를 갖는 부위를 분석하여 3가지 동작이상에서의 20% 이상의 변화율을 보이는 경우를 다중부위에서의 체표변화, 2가지 동작 이상에서의 20% 이상의 변화율을 보이는 경우를 부분 동작에서의 체표변화, 1가지 동작에서만 20% 이상의 변화율을 보이는 경우 최소동작에서의 체표변화로 기준을 정하고 분류하였다.

4.2.1. 남성의 다중 체표 변화 분석

남성의 다중체표변화 분석결과, FC-FD:1, FB-FD:2 및 FB-FC:3 및 BA-BD:1, BC-BD:2, BA-BD:3, BA-BB:4 및 BA-BB:5라인에서의 수평 방향으로의 3동작 이상에서의 중복적 20% 이상의 체표 변화를 보였으며, 또한 옆구리 부위의 FD:6-8, BC:7-8, BD:6-8라인에서 다중동작(3동작 이상)에서의 20% 이상의 수직방향으로의 체표변화율을 나타내었다. 2동작에서의 20% 이상의 체표 변화를 보이는 등 부위는 수평방향으로의 BB-BD:1, 수직방향으로의 BD:2-3, BC:6-7라인과 대각선 방향으로의 BA-BC:5-7로 나타났으며, 가슴부위에서는 수평방향의 변화율을 보이는 부분은 FA-FB:2, FD:4-6과 FC:7-8라인에서는 수직방향으로의 변화율을 보이는 것으로 나타났다. 1동작에서의 20% 이상의 체표변화율을 보이는 부분은 가슴둘레 아래 부위에서 대각선 방향으로의 변화양상을 보였으며, 복부 부위에서의 수직방향으로의 변화양상을 보였다. 즉, 수평방향으로의 변화율은 BC-BD:4부위에서 나타났으며, 대각선 방향으로의 변화율은 FD-FB:4-6, BC-BB:4-5, BD-BC:4-5, BD-BC:7-8에서

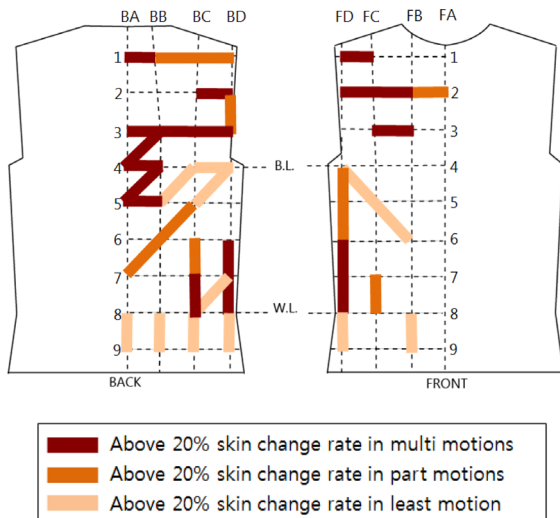


Fig. 11. Skin change rate by multiplex motions(male).

나타났다. 수직방향으로의 변화는 FB:8-9, FD:8-9, BA:8-9, BB:8-9, BC:8-9, BD:8-9에서 1동작에서 20% 이상의 변화율을 갖는 것으로 나타났다(Fig. 11).

4.2.2. 여성의 다중 체표 변화 분석

여성의 경우 가슴둘레 윗부분인 FC-FD:2, BC-BD:2라인에서 수평방향으로 3동작 이상에서의 20% 이상의 변화율을 갖는 것으로 관찰되었으며, 2동작에서의 20% 이상의 체표변화는 수평 방향으로의 BB-BD:1, BB-BC:2, BC-BD:3과 FC-FD:1에서 관찰되었으며, 가슴둘레 아래부위에 비해 가슴둘레 위부분에서의 수평방향으로의 변화량이 큰 것으로 나타났다. 수직방향으로는 FD:5-8, BB:7-8, BC:6-7, BD:5-6과 BD:7-8 부위에서, 대각선 방향으로로는 BD-BC:7-8에서 2동작에서 20% 이상의 체표 변화율을 갖는 것으로 분석되었다. 1동작에서의 20% 이상의 체표 변화를 갖는 부위는 FC:5-8, BC:2-3, BD:2-3, BA:7-9 및 BB:8-9 부위에서 수직방향으로 나타났으며, BB-BC:3 부위에서는 수평방향으로의 변화율을, BB-BA:5-6, BB-BC:7-8 및 FB-FA:7-8 부위에서 대각선 방향으로의 변화율이 관찰되었다(Fig. 12).

전체적으로 가슴둘레 윗부분에서는 수평방향으로의 체표변화가, 아랫부분에서는 수직방향으로의 체표변화가 두드러지는 것으로 관찰되었다.

4.3. 동작 잡음 최소화 전극 위치 도출

심전도 모니터링을 위한 의류를 위한 측정 전극의 위치는 동작 잡음에 영향을 적게 받는 위치 및 심전도 측정 전극 위치를 교차 분석하여 도출하였다. 체표 변화에 있어 동작에 영향을 적게 받는 부위와 앞서 고찰된 심전도 측정 위치를 비교 분석하였을 때, 동작에 영향을 적게 받는 부위는 맞는 모든 부위가 한 동작 이하에서 20% 이하의 영향을 받는 부분으로

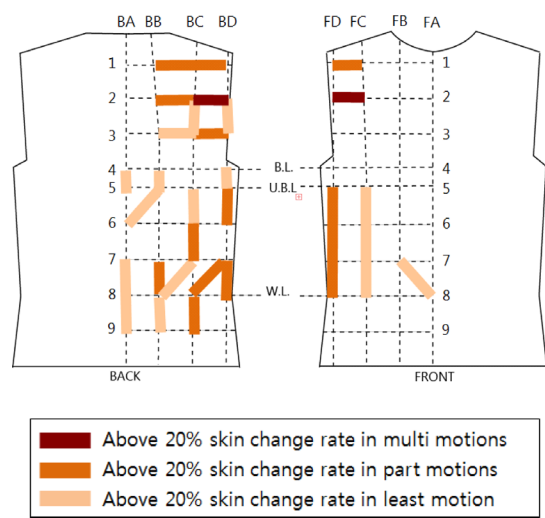


Fig. 12. Skin change rate by multiplex motions(female).

한정하여 도출하고, 이를 심전도 센싱 전극위치와 교차분석을 통해 심전도 측정의 최적의 위치로 제시하였다.

4.3.1. 남성의 동작 잡음 최소화 전극 위치 도출

FA-FB:3-8, FB-FC:4-7, FB-FD:8-9, FC-FD:3-4, BA-BB:7-8 및 BC-BD:5-6 부위에서의 동작에 있어 최소한의 체표 변화율을 보이는 것으로 나타났으며, 이를 심전도 전극 적합 위치와 교차분석 결과, 남성 피험자에 있어서의 심전도 측정 전극의 적합 위치는 체표 변화의 영향을 가장 적게 받으면서 심전도 센싱 위치 V4 위치와 일치하는 지점인 FA-FC:5-6 및 BC-BD:5-6라인이 가장 심전도 측정에 적합한 부위로 분석되었다 (Fig. 13). 4-5라인은 동작의 영향을 적게 받는 부위이면서 심

전도 측정에 적합한 부위이기도 하나, 인체구성상 굴곡으로 인하여 전극이 체표에 밀착하기 어려운 단점을 갖는 부위로 전극 최적 위치에서 제외하였다. 도출된 전극 적합 위치는 가슴둘레 위치에서 약 6cm 아래에 위치한 부위로 움직임에 영향을 적게 받으면서 심전도 신호 측정에도 적합한 위치인 것으로 사료되며, 선행연구(Puurtinen et al., 2009)의 최적의 심전도 측정위치 결과와도 일치하는 결과이다.

4.3.2. 여성의 동작 잡음 최소화 전극 위치 도출

여성의 체표변화의 한 동작에서 20% 이하의 체표변화율을 갖는 부위가 한 면 이하로 닿는 부위는 FA-FC:1-9, FC-FD:3-5, FC-FD:8-9, BA-BB:1-5, BA-BB:6-7, BB-BC:3-6, BC-BD:4-

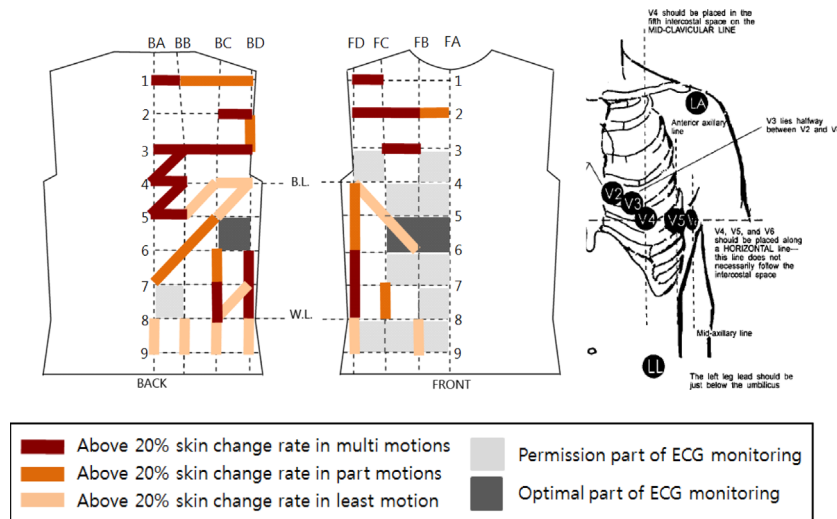


Fig. 13. Optimal part of the electrode for ECG monitoring clothing(male; left) (Fletcher et al., 2001; right).

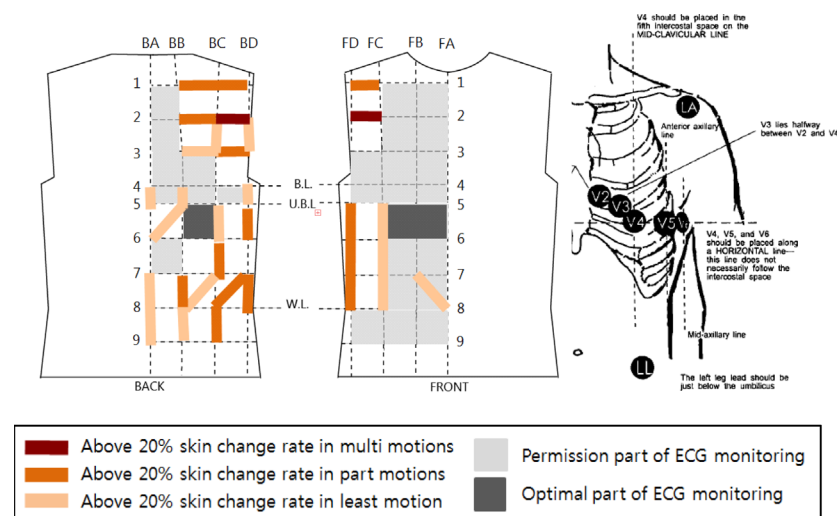


Fig. 14. Optimal part of the electrode for ECG monitoring clothing(female; left) (Fletcher et al., 2001; right).

5로 나타났다(Fig. 14). 그 중 4-5라인은 심장 부근에 위치하고 있으나, 여성의 신체적 특성상 심전도 측정이 어려운 부위로 이 부위는 심전도 측정 센싱 적합 위치에서 제외하고, 심전도 측정 적합 위치와 교차 분석한 결과, V2측정 부위인 FA-FB:5-6과 V4 측정 부위의 FA-FC:5-6 부위를 심전도 센싱 적합 위치로 도출하였으며, 등 부위에서는 BB-BC:5-6 부위를 심전도 센싱 측정 위치로 도출하였다.

5. 결 론

9가지 동작에 대한 체표 변화율을 비교·분석하여 동작에 따른 체표 변화율을 분석한 결과, 남성과 여성에 있어 유사한 체표 변화 양상을 갖는 것으로 나타났다.

세부동작에 따라, 팔 동작 수행 시 의복 앞부분에서 가슴과 인을 중심으로 윗부분에서의 수평방향으로의 신장이 두드러지게 나타났으며, 몸통 동작에서는 앞가슴 둘레 아래부위에서 수직 또는 대각선 방향으로의 변화가 두드러지는 것으로 나타났다.

다중 동작에 영향을 받는 부위를 분석한 결과 또한, 남자와 여자간의 유사한 결과를 보였는데, 가슴둘레 위부분의 수평방향 및 가슴둘레 아래부위에서의 수직방향으로의 변화율이 큰 것으로 나타났으며, 특히 가슴둘레 아래부위에서는 중심선을 기준으로 옆구리 선에 가까운 부위가 다중 동작에 의해 수직방향으로의 영향을 많이 받는 것으로 분석되었다.

최종적으로 동작으로 인한 체표변화를 고찰한 결과와 심전도 측정을 위한 센서 위치간의 비교분석 결과, 남성의 경우 가슴둘레 아래부위인 FB-FC:5-6라인에서의 심박 및 심전도 측정이 가장 적합하며, 뒷부분에서는 BC-BD:5-6라인에서의 심장 활동 측정이 가장 적합한 것으로 분석되었다. 여성의 경우에는 밑 가슴둘레 아래부위인 FA-FB:5-6과 FA-FC:5-6 부위 및 등 부위에서는 BA-BB:5-6 부위가 심전도센싱에 적합한 측정 위치로 도출되었다. 도출된 부위는 동작에 따른 변화량이 가장 적으며, 다중 동작에도 가장 영향을 적게 받는 체표 변화율을 보이는 부분과 의공학적 심전도 측정 센서 위치(Jeong et al., 2010; Puurtinen et al., 2009)와의 교차분석 결과, 남성에서는 임상 심전도 V4, V5 부근의 위치에서 가장 체표변화가 적은 부분으로 분석되었으며, 여성에서는 V2, V4 위치에서 가장 체표변화가 적은 부분으로 분석되었다. 남성 피험자에 비해 여성 피험자의 경우 심전도 측정 전극 위치가 3cm 정도 위쪽으로 위치하는 것으로 분석되었는데, 이는 여성피험자의 신체 구조상 가슴둘레 및 밑가슴둘레를 세부적으로 분류한 결과로 분석된다.

그러나, 본 연구에서 도출된 심전도 측정 센싱 위치는 체표 변화의 영향만을 고려, 전극이 부착되는 의복과 체표 간에 발생하는 이격에 대한 연구가 추후 필요할 것으로 보이며, 부분적으로 동작에 영향을 받는 위치임을 고려하여 전극의 움직임 을 최소화할 수 있는 의류 설계에 대한 연구가 필요하다.

References

- 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., Lee, J. H., Lee, C. K., & Lee, M. H. (2006). An exploratory research for development of design of sensor-based smart clothing-Focused on the healthcare clothing based on bio-monitoring technology. *Korean Journal of the Science of Emotion and Sensibility*, 9(2), 141-150.
- Cho, H. K., Song, H. Y., Cho, H. S., Goo, S. M., & Lee, J. H. (2010). A study on the design of functional clothing for vital sign monitoring-based on ECG sensing clothing. *Korean Journal of the Science of Emotion and Sensibility*, 13(3), 467-474.
- 'Development of the smart clothing'. (2014, February 27). *Nownews*. from <http://nownews.seoul.co.kr/news/newsView>.
- Fletcher, G. F., Balady, G. J., Amsterdam, E. A., Chaitman, B., Eckel, R., Fleg, J., & Bazzarre, T. (2001). Exercise standards for testing and training a statement for healthcare professionals from the American Heart Association. *Circulation*, 104(14), 1694-1740.
- Griffiths, A., Das, A., Fernandes, B., & Gaydecki, P. (2007). A portable system for acquiring and removing motion artefact from ECG signals. *In Journal of Physics: Conference Series*, 76(1), IOP Publishing.
- Han, S. A., Nam, Y. J., Yoon, H., Lee, S. H., & Kim, H. J. (2012). Development of sleeve patterns of structural firefighting protective clothing using by 3D body shape and 3D motion analysis. *Fashion & Textile Research Journal*, 14(1), 109-121. doi:10.5805/KSCJ.2012.14.1.109
- Jang, S. E. (2006). *Effect of fabric elasticity and body movement on performance of electrocardiogram signal monitoring clothing*. Unpublished master's thesis, Yonsei University, Seoul.
- Jeong, Y. H., Kim, S. H., & Yang, Y. M. (2010). Development of tight-fitting garments with a portable ECG monitor to measure vital signs. *Journal of the Korean Society of Clothing and Textiles*, 34(1), 112-125.
- Kearney, K., Thomas, C., & McAdams, E. (2007). Quantification of motion artifact in ECG electrode design. *In Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 1533-1536). IEEE.
- Kim, H. D., Min, C. H., & Kim, T. S. (2006). Adaptable noise reduction of ECG signals for feature extraction. *Lecture Notes in Computer Science*, 3973, 586-591.
- Kishimoto, Y., Kutsuna, Y., & Oguri, K. (2007). Detecting motion artifact ECG noise during sleeping by means of a tri-axis accelerometer. *In Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 2669-2672). IEEE.
- Koo, S. M. (2008). *A study on the design of re-modularized smart clothing for ECG-sensing*. Unpublished master's thesis, Yonsei University, Seoul.
- Lee, Y. J., Lee, K. H., Lee, J. W., Kang, D. H., Cho, H. K., Cho, H.

- S., & Lee, J. H. (2008). Analysis and comparison of textile electrical characteristics in several shapes for biopotential signals. *CICS : Conference on Instrumentation and Control Systems'08*, 371-372.
- Liu, S. H. (2011). Motion artifact reduction in electrocardiogram using adaptive a portable system for acquiring and removing motion artefact from ECG signals filter. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 31(1), 67-72.
- 'Motion capture system'. (2011, August 19). *Dooree system*. from <http://www.dooreesystem.com/cafe/view.html>
- 'New technology for heart rate Measurement with clothing [hitoe] by NTT DoCoMo' (2014, January 30). *IT Media Online*. from <http://bizmakoto.jp/style/articles/1401/30/news090.html>
- Park, H. J., Shin, S. C., Shon, B. H., & Hong, K. H. (2008). Improvement of ECG measurement for the elderly's U-healthcare clothing using 3D tight-fit pattern. *Fashion & Textile Research Journal*, 10(5), 676-682.
- Park, S. H., Cho, H. S., Yang, J. H., Yun, D. Y., Yun, K. S., & Lee, J. H. (2013). An exploration on the piezoelectric energy harvesting clothes based on the motion analysis of the extremities. *Korean Journal of the Science of Emotion and Sensibility*, 16(1), 85-94.
- Puurtinen, M., Viik, J., & Hyttinen, J. (2009). Best electrode locations for a small bipolar ECG device: signal strength analysis of clinical data. *Annals of Biomedical Engineering*, 37(2), 331-336.
- Such, O. (2007). Motion tolerance in wearable sensors-The challenge of motion artifact. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 1542-1545). IEEE.
- Yoon, S. W., Min, S. D., Yun, Y. H., Lee, S. P., & Lee, M. H. (2008). Adaptive motion artifacts reduction using 3-axis accelerometer in E-textile ECG measurement system. *Journal of medical systems*, 32(2), 101-106.

(Received 13 September 2015; 1st Revised 1 October 2015;
2nd Revised 12 October 2015; 3rd Revised 19 October 2015;
Accepted 19 October 2015)