

## 휴대용 심전도 기기와 직물형 전극을 이용한 생체정보 측정용 밀착 의복 개발

정연희 · 김승환\* · 양영모\*\*†

군산대학교 의류학과, \*한국전자통신연구원, \*\*을지대학교 응급의학과

### Development of Tight-Fitting Garments with a Portable ECG Monitor to Measure Vital Signs

Yeonhee Jeong · Seung-Hwan Kim\* · Youngmo Yang\*\*†

Dept. of Clothing & Textiles, Kunsan National University

\*Electronics & Telecommunications Research Institute

\*\*Dept. of Emergency Medicine, Eulji University

접수일(2009년 9월 8일), 수정일(2009년 10월 9일), 게재확정일(2009년 11월 2일)

#### Abstract

A Holter monitor is used for ECG monitoring of ambulatory daily life in hospital. However, the use of this apparatus causes skin allergies and discomfort in patients because of the attachment gel and tapes used to attach disposable electrodes to the skin. In this study, the development of tight-fitting clothing connected to a portable Holter monitor was proposed. In addition, the use of conductive fabrics as electrodes was proposed; this will enable the use of garments in u-health care for measuring ECG signals. The male subjects were university students in the ages of 20 to 24. Subjective wear sensations of the experimental garments were rated using seven Likert scales. A Likert type scale was used for the evaluation and a 7 point score indicates that it provided the best fit as a tight-fitting upper clothing. Clothing pressure was measured using an air-pack-type pressure sensor (model AMI 3037-2) at 4 locations (the conductive fabric electrode). As results, a male basic sloper for upper clothing was developed and that pattern was manipulated to the tight fit pattern by considering the reduction rate of the percentage stretch in the fabric. The developed tight-fitting garment was superior in terms of subjective sensation and fit. The mean pressure of the garment with reduction rates of 40% in width and of 50% in length was 8.45gf/cm<sup>2</sup>. A conductive fabric electrode was developed by considering the sewing method and the developed electrode was detected well. The ECG data were recorded for 13 hr 19 min 44 sec and the artifacts in the ECG signals were recorded for 9 hr 3 min 46 sec (total time: 22 hr 23 min 23 sec). The artifacts data were obtained during heavy activities.

**Key words:** Portable ECG monitor, Conductive fabric electrode, Man's upper sloper, Tight-fitting garment, ECG data; 휴대용 심전도 측정기, 직물형 전극, 남성 상의 원형, 밀착의, ECG 데이터

†Corresponding author

E-mail: emdyang@eulji.ac.kr

본 연구는 지식경제부 IT원천기술개발사업의 '유비쿼터스 건강관리용 모듈/시스템 개발(A1100-0802-0112)' 과제  
의 지원을 받아 수행된 결과의 일부임.

#### I. 서 론

최근 웰빙 트렌드와 정보기술(IT) 산업의 발달은 실시간 생체신호 감지 기능이 가능한 융합 의류 개발에 대한 필요성을 급증시키고 있다. '생체신호 감지

용 의류 제품'은 의류 개발 기술과 디지털 관련 기술 간의 협업이 중심이 되는 첨단 융합기술로 센서기술과 무선 정보통신 발달에 따라 빠른 속도로 발전하고 있다. 특히 건강에 대한 관심의 급증과 익스트림 스포츠의 성장은 스포츠 의복의 정보기술화를 촉진시키고 다양한 사고 및 이의 대처를 위한 수단으로 의복내 헬스케어 기능을 강화시키고 있다. 이에 생체정보 측정 의복은 향후 익스트림 스포츠복 및 다양한 특수복의 기본 성능으로 자리매김 할 것으로 기대되며, 생체신호 감지용 의류는 전세계의 고령화 추세와 함께 가까운 미래에 그 수요가 증가할 것으로 예측되고 있다. 우리나라도 2000년 기준으로 65세 이상 고령인구의 비중이 7%를 넘어서면서 UN이 정한 고령화 사회로 진입하였고(통계청, 2006), 만성 질환 관리 및 재택환자의 지속적 관리를 위한 휴대용 헬스케어 제품의 수요(김승환, 2006; 산업자원부, 2003)가 증가할 것으로 예측되고 있다.

최근 국외에서 상용화된 '생체신호 감지용 의류 제품'들을 살펴보면(Coyle et al, 2007), TextronicsTM은 NuMetrex 브랜드에서 심박수를 측정할 수 있는 여성용 스포츠 브라를 2005년 4월에 출시하였으며, 2007년 2월에 심전도, 근전도, 호흡 등을 모니터링 할 수 있는 남성용 심전도 측정 셔츠(Cadio-shirts)를 출시하였다. 또한 Adidas는 Polar Electro와 협력하여 전도성 직물 전극을 셔츠내에 삽입하여 심박수를 측정할 수 있는 제품을 전세계 상설 매장에 내놓았다.

국외의 생체신호 감지를 위한 연구를 살펴보면, Linz et al.(2005, 2009) 등은 자수형(embroidery) 전도성 센싱 방법을 체계화 하여 동작분석(Motion Capture system)과 개인 모니터링 시스템(Personal Monitoring system)에 대한 연구를 수행하고 있으며, Rienzo and Gnocci(2007)는 무중력 비행상태 및 고산 지대 주거자에게 조끼형의 바이오 셔츠를 착용시켜 상황에 따른 생체정보 획득 기술을 개발하였으며, 나아가 군사용 및 의료용 생체신호 감지 의복 개발에 박차를 가하고 있다.

국내의 연구를 살펴보면, 응급상황 감지를 위한 e-Health 시스템 구현에 관한 연구(신승철 외, 2004)와 생체신호 측정용 스마트 의복 연구(이현영, 2006), 스마트 재킷 연구(김유경, 2007), 스마트 웨어 제품 상용화를 위한 디자인 연구(문희성 외, 2007; 조현승 외, 2006; 채행석 외, 2007) 등이 수행되었으며, 상용화를 위한 다양한 연구가 진행 중에 있다.

생체신호 중 심전도는 신체표면에서 심장의 전기

적 활성화 단계를 반영하는 전기(엄밀히 말하면 전위차) 신호로부터 획득되는 데이터로, 이러한 데이터를 이용하여 협심증, 부정맥, 기타 심장의 구조적 이상 유무, 심근경색 등의 관상동맥 질환이나 각종 전해질 이상 등을 알 수 있다. 이러한 심전도는 현재 병원에서 12 유도 심전도(12 lead ECG)로 측정하는데, 이는 4개의 사지 전극(electrode)과 6개의 흉부 전극을 인체에 부착하여 6개의 사지 유도(limb lead)와 6개의 흉부 유도(pericardial lead) 데이터를 얻어내는 방법이다. 이와 같은 심전도 기기의 검사시간은 5~10분 정도 소요되나 장비의 가격 및 장비의 크기 등의 이유로 병원 등 특정 장소에서만 측정 가능하며, 일상에서 규칙적으로 발생하는 부정맥 진단은 어려운 현실이다. 현재 병원이 아닌 일상생활에서 심전도 측정을 수행할 수 있는 기기는 Holter(Kennedy, 2006)형 심전도 측정기가 주로 사용되고 있다. 휴대용(Holter) 심전도 기기는 4채널로 구성되어 있으며, 그 사용방법은 전극을 인체 피부에 부착하여 장시간(24시간) 환자의 심전도를 측정하는 것이다. 전극은 일회용 패치(disposable patch)를 사용하며, 패치의 피부접촉면은 양면접착제와 실리콘 젤로 구성돼 있어 이를 피부면에 부착하는 방법이다. 또한 전극과 모듈을 연결하는 전선은 종이테이프를 이용하여 인체에 부착하며, 모듈은 목걸이 형태로 인체에 고정되고 있다. 그러나 현재 의료용으로 사용하고 있는 휴대용 심전도 기기는 일회용 패치접착제, 실리콘 젤, 종이테이프 등을 피부에 부착하여 착용자에게 피부 알러지(Connolly & Buckley, 2004) 및 착용불쾌감을 유발하고 있다.

한편, 국외에서 생체정보 측정 의복은 이미 개발되어 쉽게 소비자가 구매할 수 있도록 판매되고 있으나 아직까지 국내에서는 생체정보 획득을 위한 체계적인 의복 개발이 수행되지 못하고 있는 실정이다. 생체정보 획득을 위한 밀착의는 인체에 적당한 압력을 유지하며 동작 시에도 의복과 인체 피부면을 안정적으로 밀착시켜야 한다. 이를 위해서는 먼저 인체를 정확하게 반영한 패턴 제도가 선행되어야 할 것이다. 나아가 원단의 신장 특성을 고려하여 기본 패턴을 적절하게 축소하여야 하는데, 이제까지의 남성 상의 원형은(남윤자, 이형숙, 2005; 백경자, 이정란, 2003; 허동진 외, 2001) 여유가 있는 의복 패턴 원형으로 남성 상의의 세밀한 형태를 고려한 패턴 개발은 수행되지 않았다. 즉 패턴 설계 시 밀착성이 요구되는 어깨부위와 가슴부위, 목부위 및 등부위의 인체 특성을 세

밀하게 고려하지 않는 방법이었다. 이에 생체정보를 획득하기 위한 밀착 의복 개발에 앞서 남성 상체를 가능한 정확히 반영하는 남성 상의 제도방법이 제안되어야 하며, 이를 이용한 밀착 의복 제작이 요구되었다. 남성 상의 원형에 대한 선행연구를 살펴보면, 백경자, 이정란(2003)의 20대 전반 남성의 상의 원형이 제안되었으며, 이때 가슴둘레는 총 12cm의 여유가 들어있어 밀착의 제작을 위한 기본 패턴으로 사용하는 데는 무리가 있었다. 정연희(2006a)의 3차원 스캔 데이터를 활용한 밀착 패턴 원형 연구는 남성 인대(BM 82 dressform)를 스캔하여 2차원 패턴을 전개하고 밀착 의복을 제작하였으나, 2차원 패턴 설계 방법은 아직까지 제안되지 않았다. 나아가 현재 탄성 소재를 사용한 밀착 의복 연구(김순복 외, 2004; 박진아, 2003; 정연희, 2008; 최미성, 2004)는 주로 여성 의복을 중심으로 이루어졌으며, 남성 의복의 경우는 주로 하체의 팬츠 개발 연구(정연희, 2006b)에 국한되어 있어 남성 상의의 밀착 패턴 연구가 요구된다 하겠다.

한편 생체정보 획득을 위한 전도성 직물 전극에 대한 연구는 전도성 실을 이용한 자수방법(Linz et al, 2005)과 전도성 직물 사용방법(박혜준, 2007; 이계형 외, 2006) 등이 제안되었으나 저지류(jersey)의 고전도 탄성 원단을 이용한 직물 전극 사용은 국내에서 이루어지지 않아 이를 이용한 전도성 전극의 가능성을 알아보고자 한다.

우수한 밀착성과 함께 안정적인 생체정보 획득이 생체정보 획득 의복 설계의 기초이므로 본 연구에서는 남성 상의의 여유분이 없는 원형 설계와 신축성 소

재의 원단 특성을 반영한 밀착 의복을 개발하고 이를 직물형 전도성 전극을 부착하여 생체정보 측정 의복을 제작하고자 한다.

이에 본 연구의 세부 목적은 다음과 같다.

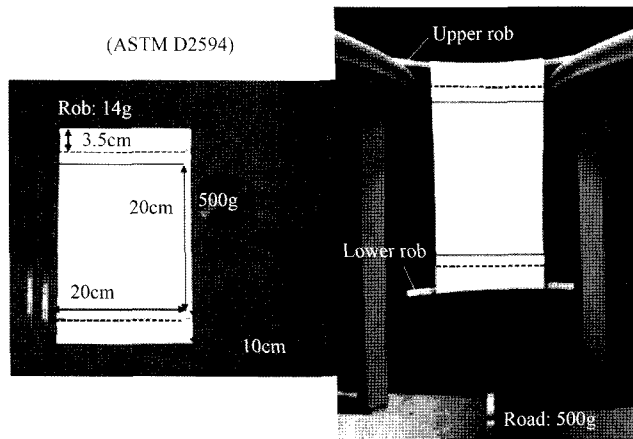
첫째, 생체신호 측정 밀착 의복 제작을 위해 20대 한국인의 신체사이즈(Size Korea 2004)(산업자원부, 2005)와 유사한 남성 인대를 이용하여 남성 상의 패턴 제도를 알아보고, 이 패턴을 응용하여 신축성 직물을 이용한 패턴 제도 방법을 제안하고자 한다.

둘째, 직물형 전도성 전극의 의복 부착방법 및 직물형 전극과 휴대용 심전도와와의 부착방법을 고려하여 심전도 측정용 밀착 의복 제작방법을 알아본다. 또한 개발된 밀착의의 착용평가를 통해 의복의 맞춤성과 밀착성, 착용감을 알아보고, 현재 의료장비로 사용되고 있는 휴대용 심전도 기기와 직물형 전극 의복을 결합하여 장시간 심전도 측정을 수행하고자 한다.

## II. 연구방법

### 1. 실험 소재 및 원단의 신장률 측정

본 연구에 사용된 원단은 82% Nylon, 18% Polyurethane의 jersey였으며, 인라인 스카이트복, 잠수복, 스카이트복 등에 광범위하게 사용되는 원단이었다. 원단의 신축율은 Ziegert and Keil(1988)가 제안한 ASTM D2594의 방법으로 측정하였으며, 그 측정방법은 <그림 1>과 같다. 저지류의 신축성이 강한 원단의 신장율이 패턴 축소의 내용과 직결됨으로 <그림



<그림 1> 원단 신축율을 결정하기 위한 실험 장치

1>과 같이 간단한 방법으로 가로와 세로의 원단 신장율을 측정하였다.

원단 신장율은 <식 1>에 의해 계산하였다.

$$\% \text{ fabric stretch} = 100[(C-A)/A] \text{ ----- <식 1>}$$

Where A = distance between benchmarks prior to extension  
 C = distance between benchmarks under load (500g)

본 실험에서 사용한 원단의 신장율은 식서방향 18%, 푸서방향 32%였다.

**2. 심전도 측정 밀착 의복 개발을 위한 남성 상의 기본 패턴 제작**

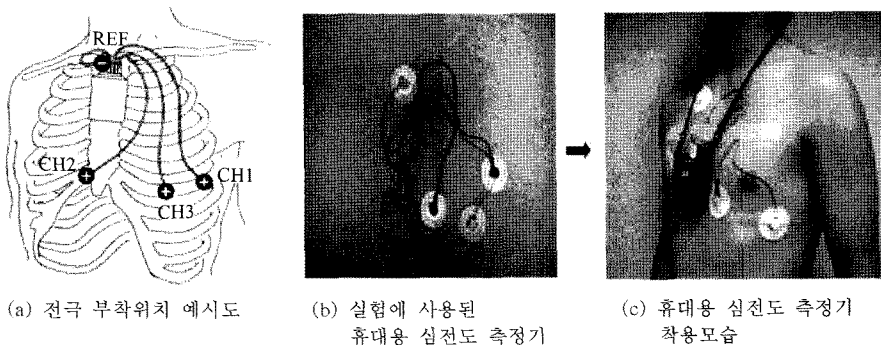
본 연구는 신축성이 있는 원단을 사용하여 인체에 고른 압박을 주는 밀착 의복을 제작하고자 여유가 없는 기본 상의 패턴을 구성하였다. 본 연구에서는 YA5(new bletas men's: 株式会社 KIIYA CO., LTD) 남성 인대를 이용하였는데, YA5의 인대 사이즈는 가슴둘레 98cm, 허리둘레, 78cm, 엉덩이둘레 95cm로 한국의 20대 남성 사이즈(가슴둘레 95.1cm, 허리둘레 77.7cm, 엉덩이둘레 94.6cm)와 거의 유사하여 밀착의 제작을 위한 기본 인대로 활용하였다. 패턴 개발의 기본 연령대는 20대로 선정하였는데, 이는 일반적인 기본 패턴의 개발 시 20대의 신체 사이즈를 기준으로 함으로 본 연구에서도 20대의 남성 사이즈를 기준으로 작업하였다. 패턴은 이태리 세폴리식의 패턴 제도방법을 응용하였으며, 3차 가봉 및 수정을 통해 최종 상의 패턴 제도방법을 얻었다. 남성 상의 패턴 제도 시 착의를 위한 여유는 가슴둘레에서 1.6cm, 허리둘레 1cm,

엉덩이둘레 2cm를 주어 제도하였다.

**3. 휴대용 심전도 측정기기 및 착의 실험**

본 연구에 사용된 휴대용 심전도 측정기(Aria Holter Recorder: Del Mar Reynolds Medical, Inc.)의 형태와 장착은 <그림 2>와 같다. 휴대용 심전도 기기는 4개의 패치를 상체에 부착하여 24시간 환자의 심전도를 측정하도록 구성되어 있다.

휴대용 심전도가 연결된 밀착의의 착의 실험은 가슴둘레, 허리둘레, 신장이 Size Korea 2004의 신체 사이즈와 거의 유사한 20대 성인 남성 1인(가슴둘레: 95cm, 허리둘레: 79cm, 신장: 175cm)으로 24시간 착의하여 심전도 데이터를 얻었다. 피험자는 의료활동을 수행하는 전문가로 특별한 제한 없이 일상생활 및 수면을 24시간 취하게 하였으며, 이때 직물형 전도성 전극에 의한 심전도 측정 정도를 고찰하였다. 본 연구가 단성 전도성 원단을 전극으로 활용하여 밀착 의복과 접촉하여 심전도를 측정하는 것이므로 밀착력은 곧바로 안정적 생체정보 획득과 직결되었다. 이에 다른 무엇보다도 안정적인 정보 획득이 이루어 지는가를, 즉 심전도의 측정이 원활하게 수행되는가를 고찰하고 기본적인 밀착 정도를 의복압 측정기로 측정하였다. 의복압 측정은 휴대용 심전도 착의 피험자와 남성 인대 상에서 측정하였으며, 스넵 고정물의 역할을 알아보기위해 측정위치는 직물형 전극과 전극이 없는 곳에서 측정하였다. 측정장비는 공기 주입식 의복압 센서 AMI 3037-2(AMI Techno, Co, Ltd, Korea)를 이용하였다. 또한 개발된 밀착 의복의 착용감 평가를 위해 20대 남성 4인(키: 174.2±2.5cm, 몸무게: 66.2±4.4kg, 가슴둘레: 94.0±2.7cm, 허리둘레: 76.0±1.2cm)



<그림 2> 전극의 인체 부착위치 및 휴대용 심전도 측정기 착용모습

에게 5회에 걸쳐 반복 착의하여 주관적 평가를 수행하였다. 설문지는 착용감에 관한 질문(4문항), 밀착성에 관한 질문(4문항), 압박감에 관한 질문(4문항), 전극에 대한 질문(3문항) 등 모두 15개의 주관적 평가 언어를 이용하여 수행하였다. 평가는 7점 척도로 하였다(1점: 전혀 그렇지 않다, 7점: 아주 그렇다).

### III. 연구결과

#### 1. 남성 상의 기본 패턴 개발

본 연구에서는 탄성 밀착 의복을 개발하기 위하여 남성 인대(YA5)를 이용하여 여유가 없는 기본 상의 패턴을 구성하였다. 이는 탄성 의복인 경우 원단의 신축성이 좋아 패턴의 제도방법이 미세하게 반영되기 어려움으로 탄성 직물이 아닌 일반 직물로 여유가 없는 패턴 제도방법을 먼저 설계한 후 이를 기본 패턴으로 사용하고 자 하였다. 즉, 일반 직물로 구성된 상의 패턴은 인체의 형태를 가능한 정확히 반영한 것이므로 이 패턴을 탄성 직물을 활용한 패턴에 사용한다면 대체로 고른 압력 분포를 갖는 의복이 구성될 것이라는 가정하에서였다.

<그림 3>은 본 연구에서 사용된 패턴의 제도식으로 1, 2, 3차 패턴 수정과정을 보여주고 있다.

<그림 3(a)>에서 보는 바와 같이 앞판의 앞 중심선은 남성 앞가슴의 인체 형상을 고려하여 2분의 가슴 둘레(부호:B)/40 정도의 길이만큼 들어갔으며, 앞품과 뒤품은 2cm의 차이가 되도록 하였다. 1차 패턴의 경우 앞목 깊이가 적게 파지고 앞중심이 약 10mm 뜨고 옆솔기가 인대상에서 뒤쪽으로 흐르며 앞품이 크고 뒤품이 작아 <그림 3(b)>와 같이 수정하였다. 앞목 깊이를 2cm 깊게 하였으며 앞중심선을 0.5cm 더 파주고 어깨부위의 맞음성을 향상시키고자 어깨선의 형태를 조정하였다. 또한 뒷판의 총 가슴너비를 앞판보다 2cm 크게 수정하였다. 또한 몸통부위의 맞음성을 향상시키기 위하여 다이어트 길이를 길게 하여 주었다. 그러나 이러한 패턴 수정으로 몸판의 옆솔기가 다소 앞으로 치우치고 다이어트의 길이가 길어져 몸통이 너무 밀착되어 착의가 어려웠다. 또한 전체적으로 밀착성이 높아짐에 따라 견갑골부위의 곡률이 커버되지 않아 뒤진동부위가 심하게 들뜨는 현상이 발생하여 <그림 3(c)>와 같이 패턴을 수정하였다.

<그림 3(c)>는 앞뒤 가슴너비의 패턴 차가 1cm 나게 구성하였으며, 견갑골부위의 들뜸을 방지하기 위해

다야트를 넣어주었다. 또한 다이어트의 길이를 조정하여 몸판의 맞음새도 조정하였다. <그림 4>는 최종 패턴으로 제작된 의복의 착의 모습이다. 가봉을 위해 광목은 세탁 후 사용하였으며, 목둘레, 진동둘레, 밑단은 시접 없이 완성선으로 재단하고, 나머지 시접부위는 1cm 시접을 주어 봉제하였다.

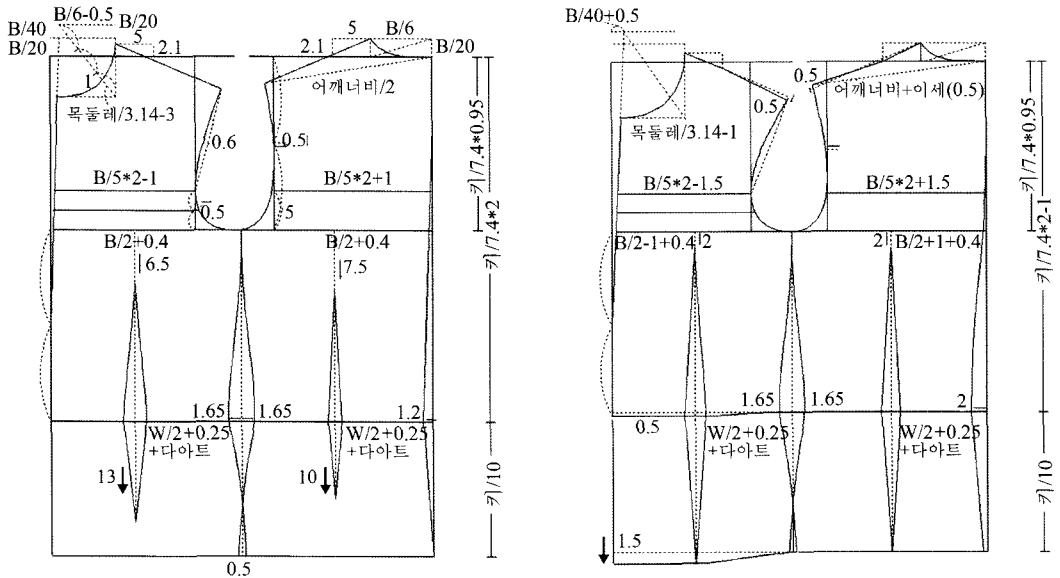
앞목중심부위는 <그림 4>에서 보는 바와 같이 남성 인대에 자연스럽게 맞고, 어깨부위는 어깨의 곡선을 따라 잘 맞으며, 측면, 후면부위도 인대에 잘 안착되었다. 본 연구에서 제안한 패턴은 세폴리식의 길이 분할 및 몸통의 분할을 응용하였다. 그러나 세폴리에 서도 밀착의 만을 위한 패턴 제도는 제안되지 않고 있어 기본 제도방식을 적용하여 새롭게 정리하였다. 즉, 몸판의 앞목과 어깨부위 등의 맞음성을 위해 세폴리식 방법을 적용하였으나 그 세부 치수는 인대가봉을 통해 얻어내었으며, 어깨 다이어트, 허리 다이어트 등은 본 연구용 인대를 고려하여 제도식을 정리하였다.

본 패턴의 제도에서 목둘레는 원하는 목둘레 사이를 얻는 제도방법을 사용하였다. 즉 원하는 목둘레가 45cm라면 이 목둘레를 원주율(3.14)로 나눈 길이를 1cm 빼어 앞목깊이를 설정하는 것인데, 이러한 방법은 목둘레 치수를 패턴 설계 시 쉽게 조정할 수 있는 방법으로 특히나 인체에 밀착되는 의복인 경우 그 응용이 크다 하겠다(그림 8).

#### 2. 직물형 전도성 전극의 위치 선정 및 제작방법

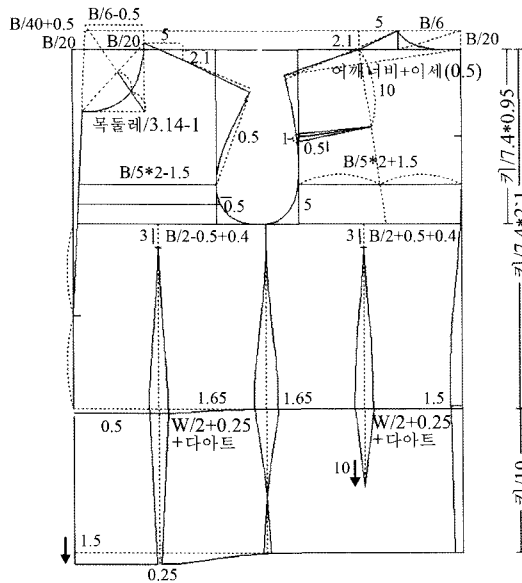
<그림 5>는 인체상에서의 심전도 전극 부착위치를 보여준 것으로, 본 연구에서는 V1, V2, V6를 +전극으로 위치선정하였으며, -전극으로는 다른 전극과 위치가 먼 쇄골부위를 선정하였다.

<그림 6>은 전도성 직물과 스냅 고정물을 이용한 밀착 의복용 전극의 간단한 도면을 보여준다. 플라스틱 스냅 고정물은 스냅이 직물형 전극과 안정적으로 고정되는 역할 및 국소부위에 일정한 부피를 주어 전도성 직물의 피부접촉을 촉진하는 역할을 하도록 구성하였다. 즉 밀착 의복에서 국소부위의 부피를 증가시켜 이 부위의 압력을 부분적으로 증가시키는 역할을 하도록 하였다. 또한 스냅 고정물은 저지류 원단에 스냅을 직접 찢을 경우 스냅이 쉽게 분리되는 단점을 보완하고 전극과의 고정 및 탈착을 쉽게 하기 위해 제안되었다. 전도성 직물은 x-static @사의 전도성 Silver yam으로 편성된(jersey) 저저항 직물로 3cm 거리에서



(a) 1차 패턴 제도(부호-B:2분의 가슴둘레; W:2분의 허리둘레)

(b) 2차 패턴 제도



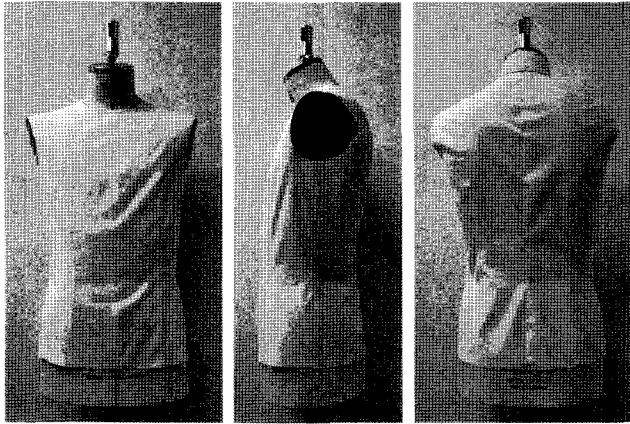
(c) 3차 최종 패턴

<그림 3> 남성 상의 밀착 원형 패턴 설계

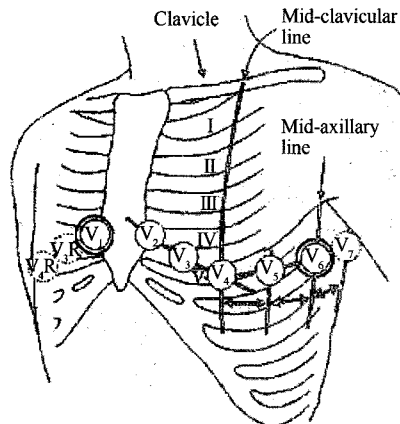
3.3Ω 전기저항 값을 갖는 직물이었다.

전도성 전극의 크기는 3x3cm로 하였으며, 전도성 직물은 4x4cm로 채단하여 스냅 고정물을 싸고 이를 밀착 의복에 고정하였다. 스냅 고정물은 플라스틱 재질(두께: 2mm)로서 일반 공업용 재봉틀에도 안정적으로 봉제되며 세탁에도 안정적인 재질이었다. 전도

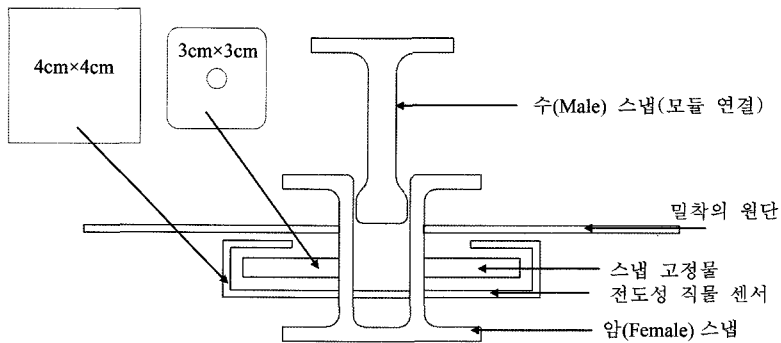
성 전극의 크기는 기존 박혜준(2007)의 1.5cm의 원형 전극보다 크게 하였으며, polar-adidas사의 심전도 브라나 Numetrex사의 심전도 측정 셔츠보다는 작게 하였다. 박혜준(2007) 연구에서는 직경이 1.5cm의 원형 전극으로 전극의 크기는 크지 않았으나 센싱의 강도를 높이기 위하여 접착형 실리콘 막을 전극위에 첨가



<그림 4> 남성 인대에 상의 착용모습



<그림 5> 인체에서의 심전도 전극 부착 위치



<그림 6> 전도성 전극의 피부접촉부위 도면

하였다. 그러나 이러한 방법은 생체정보 획득이 우수한 반면 세탁에 의해 실리콘 막이 쉽게 이탈될 수 있는 문제가 있어 세탁안정성에 심각한 문제가 있다 하

겠다. 또한 현재 상용화 되어 있는 polar-adidas사와 Numetrex사의 직물형 전극 크기는 2채널 방식의 심전도 측정방식에 따라 가슴부위에 가로 6~7cm, 세로

2cm 정도의 직사각형 전극이나, 본 연구에서 사용한 휴대용 심전도 기기는 4채널 방식으로 채널 상호 간 간섭작용이 일어나지 않아야 함으로, 전극의 크기를 박혜준(2007)의 연구보다는 크고 다른 상업용 의복보다는 작게 3×3cm로 하였다.

특히 스냅 고정물은 전도성 직물로 봉제하기 이전에 고정물의 중심부에 스냅 삽입구를 정확한 크기로 뚫어놓아 암(female) 스냅이 안정적으로 고정되도록 하였다.

<그림 7(a)>는 전도성 직물을 직물 전극으로 의복에 봉제한 모습과 도트 스냅을 친 모습이며, <그림 7(b)>는 휴대용 홀터의 전극과 직물형 전극과의 고정방법을 보여준다. 직물형 전극과 단단하게 고정된 스냅은 <그림 7(b)>처럼 휴대용 심전도와 안정적으로 탈부착되었으며, 스냅 고정물의 두께(2mm)로 인체와 전도성

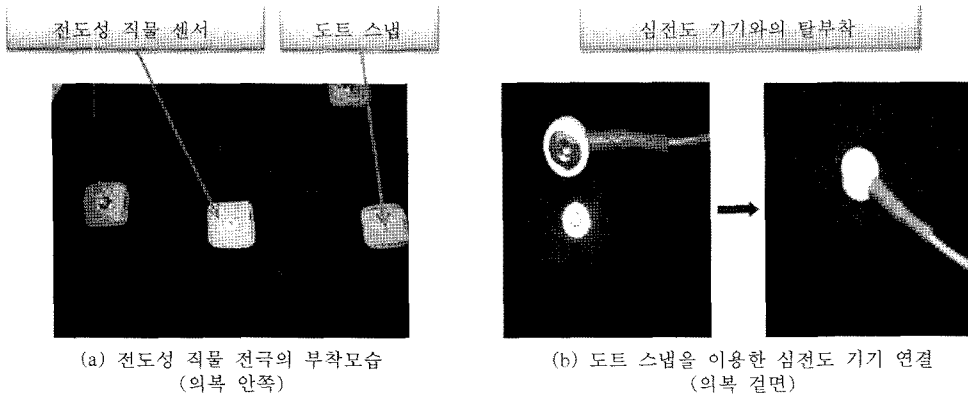
직물의 밀착력이 증가하도록 하였다.

센상부위와 비센상부위의 압력측정결과 센상부위의 평균 의복압은 8.45gf/cm<sup>2</sup>였으며, 비센상부위는 5.0gf/cm<sup>2</sup>이었다. 즉 밀착 의복내에 스냅 고정물을 삽입하여 센싱되는 부위에 전도성 직물 및 고정물, 스냅 등의 보조물이 증가하여 국소밀착력이 증가하였음을 알 수 있었다.

3. 휴대용 심전도 측정 밀착 의복 개발

인체에 일정한 압력을 주는 밀착 상의를 제작하기 위하여 남성 상의 패턴을 원단 성능을 고려하여 수정하였다. 이때 패턴 기본 사이즈는 Size Korea 2004의 20대 표준 치수를 이용하였다.

<표 1>은 본 연구에서 사용한 Size Korea 2004에



<그림 7> 휴대용 심전도기의 전극과 직물형 전도성 전극과의 스냅 고정

<표 1> 밀착 의복 제작을 위한 제도 사이즈 및 패턴 축소율

Size Korea 2004의 20대 표준 치수	표준 치수 (cm)	원단 신장률 (%)	패턴 축소율 (%)	표준 치수 축소량 (cm)	제도 적용 치수 (cm)
1/2목둘레(37)	18.5	32	40	2.4	16.1
1/2가슴둘레(95)	47.5	32	40	6.1	41.4
1/2허리둘레(78)	39.0	32	40	5.0	34.0
1/2영덩어둘레(95)	47.5	32	40	6.1	41.4
어깨사이길이(43.8)	43.8	32	40	5.6	38.2
1단위(신장/7.4)	23.5	18	50	2.1	21.4
등길이(신장/17.4*1.8)	42.3	18	50	3.8	38.5
전동(신장/17.4*0.9)	21.2	18	50	1.9	19.2
영덩어길이(신장/17.4-1)	22.5	18	50	2.0	20.5

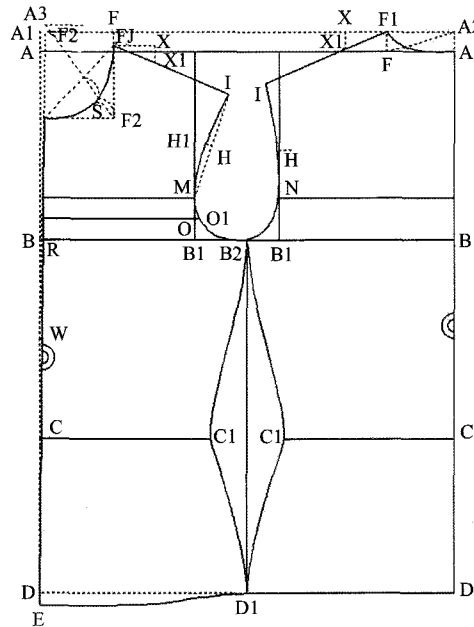
신장: 173.8≒174.0



의한 20대 표준 치수이며, 원단의 신장율을 <표 1>과 같이 고려하여 패턴 제도를 수행하였다. 패턴 제도 시 푸서(둘레)방향으로는 패턴 축소율 40%, 식서(길이)방향으로는 50%의 패턴 축소율을 적용하였다. 이러한 적용은 3차원 스캔 데이터를 2차원 평면 패턴으로 전개하여 바디슈트를 구성한 연구(정연희, 2006c) 및 인대를 입체 재단하여 원단의 가로, 세로 신장율을 달리하여 압력을 측정 한 연구(정연희, 2008)를 검토하여 적용하였다.

신축성 원단을 이용한 밀착 패턴 제도식은 <그림 3(c)>의 패턴을 응용하여 <그림 8>과 같이 정리·도

시하였다. 이 패턴의 특징은 일반 직물형 패턴과는 다르게 원단의 두께 및 착의를 위한 기본 여유분을 주지 않았으며, 앞뒤 허리 다이트양을 옆선에서 같이 처리하였다. 단성 원단에 의한 밀착 의복 제작 시 다이트나 절개선은 착용쾌적감에 영향을 미치며(정연희, 2006b), 커버율이 높은 저지류 패턴은 주로 옆솔기에서 다이트를 동시에 처리함으로 <그림 8>과 같이 패턴을 수정하였다. <그림 3>의 앞중심 인체 경사각도를 반영하였으나 그 크기를 작게하고 앞중심을 골선으로 작업하였다. 또한 착의를 위한 가슴, 허리, 엉덩이둘레의 여유를 주지 않았다. 이는 가로, 세로방향



◆ 뒤판 제도	◆ 앞판 제도
A-B: 키/7.4×0.95	A-A1: 2분의 가슴둘레/20
A-C: 키/7.4×1.8cm : 배꼽수준 등길이가 아님	A1-A2: 남자의 가슴경사도 반영, 2분의 가슴둘레/60
C-D: 키/7.4-1cm	R-B1: 2분의 가슴둘레/5×2-1.5cm
B-B2: 2분의 가슴둘레/2+0.5cm	B-B2: 2분의 가슴둘레/2-0.5cm
B-B1: 2분의 가슴둘레/5×2+1.5cm	A2-F: 2분의 가슴둘레/6-0.5cm
A-F: 2분의 가슴둘레/6	F-F1: 2분의 가슴둘레/20의 2/3 만큼 내려간 점
F-F1: 2분의 가슴둘레/20	C-C1: 허리둘레/2
C-C1: 허리둘레/2	F1-X: 5cm 수평 보조선
F1-X: 5cm 수평 보조선	X-X1: 2.1cm 수직 보조선
X-X1: 2.1cm 수직 보조선	F2: A3에서 F1의 수직선에 접선으로 목둘레/3.14-1cm 길이

<그림 8> 신축성 원단 사용을 위한 남성 밀착 상의 원형 패턴

의 축소율이 40%, 50%로 원단이 늘어나는 가동성이 가로, 세로로 60%, 50%가 되어 별도의 여유분을 넣지 않아도 충분하다는 선행연구결과(정연희, 2008)를 참조하였다.

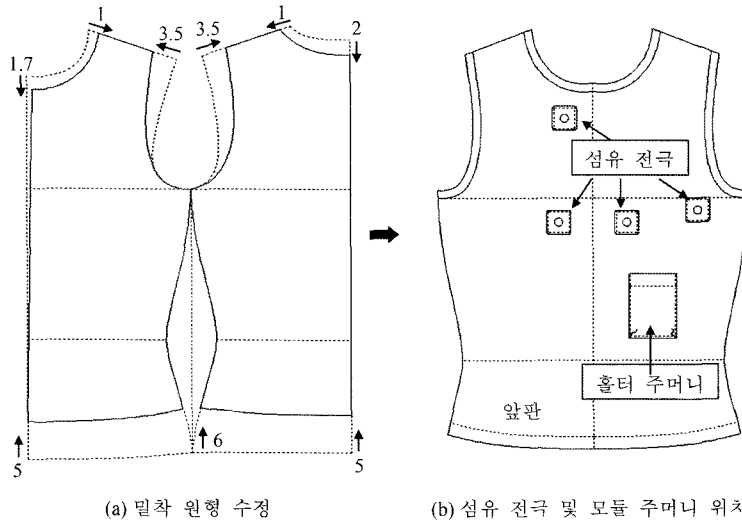
<그림 9(a)>는 <그림 3>의 밀착 기본 원형을 간단한 메리야스 형태, 즉 내의 형태로 패턴을 변형한 것이다. 목둘레는 옆목에서 1cm, 앞목점에서 1.7cm, 뒷목점에서 2cm를 내려와 전체적으로 목둘레를 깊고 넓게 파 주었다. 또한 어깨슬기를 좁게 하여 상완의 움직임에 의해 의복이 당겨지거나 쉽게 움직이는 것을 방지하도록 어깨끝점에서 3.5cm 파 주었다. 의복 길이는 짧게 하여 바지에 쉽게 넣을 수 있도록 하였다.

<그림 9(b)>는 섬유 전극 및 모듈 주머니의 위치를

패턴내에 표시한 것으로, 가슴둘레선에 위치한 세 개의 전극이 +전극이며, 앞목점 아래 있는 전극이 -전극이다. 홀터의 모듈은 좌측 허리위에 넣을 수 있도록 주머니를 만들었으며, 주머니의 크기는 모듈의 크기보다 약간 작게 만들어 모듈이 안정적으로 고정되도록 구성하였다.

<그림 10(a)>는 본 연구에서 개발한 밀착형 직물전극을 부착한 티셔츠의 모습으로 전극 및 의복이 안정적으로 인체에 밀착됨을 보여준다.

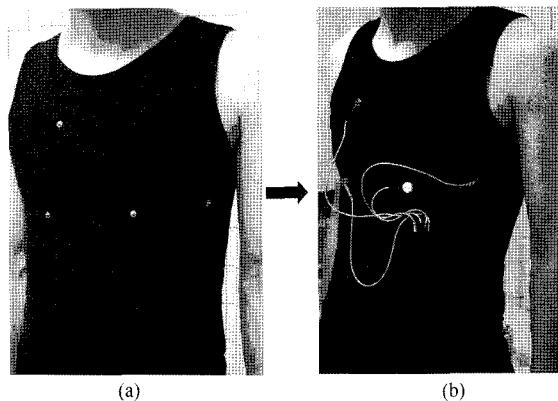
<그림 10(b)>는 휴대용 심전도 측정기를 부착한 모습이다. 피험자는 밀착의의 착용시 인체에 테이프 및 일회용 패치를 부착 하지 않아 일상 의복처럼 편안하고 특정 불편감을 느끼지 않았다고 보고하였다. 또한



(a) 밀착 원형 수정

(b) 섬유 전극 및 모듈 주머니 위치

<그림 9> 밀착 원형을 이용한 휴대용 심전도 측정의복



(a)

(b)

<그림 10> 탄성 밀착 의복에 휴대용 심전도 측정기 부착모습

&lt;표 2&gt; 개발된 밀착 의복의 주관적 착의 평가 결과

주관적 평가 언어	N	최소값	최대값	평균	표준편차
가슴부위가 잘 밀착된다	20	5	7	6.20	0.70
움직임에 따라 편안히 밀착된다	20	4	7	5.80	1.06
착 달라붙는다	20	4	7	5.70	1.03
움직일때 옷이 걸돈다	20	1	6	2.85	1.69
착용쾌적감이 좋다	20	5	7	5.90	0.45
의복 착용이 어렵다	20	1	5	2.05	1.00
전극부위가 잘 밀착된다	20	4	6	5.45	0.60
의복이 답답하다	20	1	3	1.70	0.57
전극부위가 신경쓰인다	20	1	4	2.20	0.95
전체적으로 압박감이 있다	20	3	7	4.65	1.14
의복이 고른 압박감을 주고 있다	20	3	7	4.85	1.31
특정 부위 압박이 심해 불편하다	20	1	5	2.65	1.60
어깨부위 압박감	20	1	5	3.20	1.51
가슴부위 압박감	20	2	5	4.35	0.93
전극부위 압박감이 적당하다	20	4	6	5.00	0.73

피험자는 <그림 10(b)>처럼 휴대용 심전도 모듈을 목걸이 형태로 걸지 않고 의복의 주머니에 안정적으로 고정하여 심전도 측정 시 목걸이에 의한 착용불쾌감이 해소되었다고 보고하였다.

본 연구에서 제작한 직물형 전극상의 의복압은 다음과 같았다. 피험자의 목부위 의복압이  $8.5\text{gf}/\text{cm}^2$ (인대- $6.8\text{gf}/\text{cm}^2$ ), 왼가슴부위  $5.7\text{gf}/\text{cm}^2$ (인대- $6.9\text{gf}/\text{cm}^2$ ), 오른가슴부위  $8.0\text{gf}/\text{cm}^2$ (인대- $6.3\text{gf}/\text{cm}^2$ ), 오른가슴아래쪽부위  $11.6\text{gf}/\text{cm}^2$ (인대- $9.9\text{gf}/\text{cm}^2$ )로, 평균 의복압은  $8.45\text{gf}/\text{cm}^2$ (인대- $7.5\text{gf}/\text{cm}^2$ )였다. 그러나 오른가슴부위와 오른가슴아래쪽부위의 중간부분, 즉 전극이 없는 일반 의복상에서는  $5.0\text{gf}/\text{cm}^2$ 의 의복압을 보였다. 즉 전극 고정물에 의해 국소의복압이 증가하였음을 알 수 있었다.

개발된 의복의 일반적 착의 평가를 위해 20대 남성 4인에게 5회 반복하여 밀착의를 착의 평가한 결과는 <표 2>와 같다.

개발된 밀착의는 가슴부위가 잘 밀착(6.20)되고, 전극부위 압박감(5.00)이 다소 있다고 응답하였다. 또한 움직임에 따라 편안히 밀착되고(5.80), 착용쾌적감(5.90)도 우수하게 평가되었다. 전극부위가 잘 밀착(5.45)되고, 전극부위가 대체로 신경쓰이지 않는다(2.20)다고 평가하였다.

#### 4. 휴대용 심전도 측정용 밀착의를 이용한 심전도 분석 결과

<그림 11>은 직물형 전도성 전극을 이용한 휴대용 심전도 데이터 분석표이다. 총 22시간 23분 23초의 착용시간 중 9시간 3분 46초의 오류데이터(artifact)가 분석되어 13시간 19분 44초 동안은 심전도 데이터가 안정적으로 받아졌다.

<그림 12>는 직물형 전도성 전극과 휴대용 심전도 기기가 결합된 밀착 의복으로부터 얻어진 심전도 그래프를 보여주고 있다.

<그림 12(a)>는 일상작업 시의 심전도로 안정적인 심전도 측정이 이루어 졌음을 알 수 있는데, 그림상에서 점과 같이 표시되는 부분이 심전도의 R 피크로 매우 고른 심전도 데이터를 볼 수 있다. <그림 12(a)>에서 좌측 숫자는 심전도 측정 의복을 착용한 후 5시간이 경과한 시점을 나타내는 것으로 이때의 심전도는 매우 정확하고 고르게 나타남을 알 수 있다. 또한 이때로부터 50분이 경과한 데이터인 <그림 12(b)>도 매우 안정적임을 알 수 있다. 이와는 대조적으로 <그림 12(c)>는 심한 동작상태의 심전도 결과로 심전도 측정이 불가능한 부분을 보여주고 있다. 이때는 본 연구에 참여한 피험자가 착용 16시간 후로, 즉 새벽 2시로 움직임이 큰 업무를 수행하여 심전도 데이터가 정확

Summary Report						
Report Number	DFE11D7D7091622		Start Time	10:50:00 AM	Total Beats	60982
Test Date	1/28/2007		Hours Analyzed	23 : 23 : 23	Unknown Beats	0
Report Date	1/28/2007		Artifact	9 : 03 : 46	Other Beats	0
					Percent AFIB	0
<b>Heart Rates</b>			<b>Rate Dependent Events</b>			
Min	54 BPM at 09:00:00-2	Bradycardia Runs	5	Pauses	264	
Max	106 BPM at 16:10:00-1	Longest	7 beats at 06:59:24-2	Longest	79.6 secs at 16:38:06-1	
Avg	74 BPM	Min rate	34 BPM at 01:13:07-2			
<b>Ventricular Events</b>			<b>Supraventricular Events</b>			
Total Beats	0	Couplets	0	Total Beats	0	
% Beats	0.00	Triplets	0	% Beats	0.00	
Forms	0.0	Bigeminy Runs	0			
AVR/IVR Runs	0					
Longest	0 beats at			SVTach Runs	0	
Min Rate	0 BPM			Longest	0 beats at	
V Tach Runs	0			Max Rate	0 BPM at	
Longest	0 beats at			Max SVE/Minute	0 beats at	
Max Rate	0 BPM			Max SVE/Hour	0 beats	
Max VE/Minute	0 beats at			Mean SVE/Hour	0.0	
Max VE/Hour	0 beats			SVE/1000	0.0	
Mean VE/Hour	0.0					
VE/1000	0.0					
<b>ST Events</b>						
<b>ST Depression</b>			<b>ST Elevation</b>			
	CH 1	CH 2	CH 3	CH 1	CH 2	CH 3
Episodes	0	0	2	Episodes	0	0
Minutes	0-00	0-00	30-30	Minutes	0-00	0-00
Maximum	0.0 mm	0.0 mm	-49.6 mm	Maximum	0.0 mm	0.0 mm
Time of Max			18:22:30	Time of Max		

<그림 11> 휴대용 심전도 밀착 의복을 이용한 심전도 데이터 분석

히 측정되지 못하였으며 새벽 3시경에<그림 12(d)> 이르러 다시 정상적인 심전도로 회복됨을 알 수 있었다. 즉 일상 사무실 작업환경 시에는 안정적으로 심전도 데이터를 확보할 수 있었고, 활동이 많은 시간대에 오류데이터가 집중됨을 알 수 있었다. 즉 <그림 12(c)>와 같이 안정상태가 아닌 활동이 많은 상태에서는 심전도 데이터를 안정적으로 확보하는데 아직 문제가 있음을 보여주어 안정적 센싱을 위한 구조적 해결방법이 보완되어야 할 것이다. 그럼에도 본 연구가 기존의 연구와는 달리 전도성 직물 전극을 휴대용 심전도 기기와 연결하여 장시간 심전도 측정이 가능함을 보여주어 향후 의복의 구조 및 센싱을 위한 장치 개발로 피부알러지 및 착용불편감을 해소하는 전문 의료 의복 개발을 꾀할 수 있으리라 기대된다.

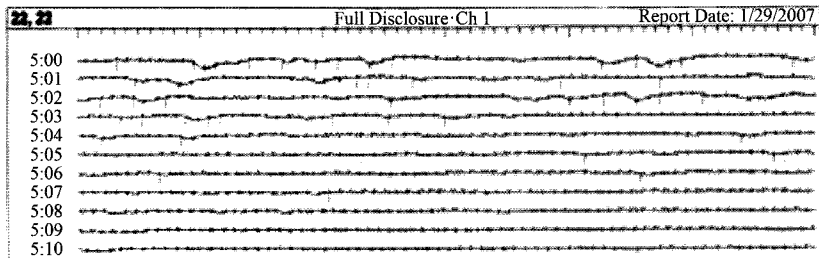
#### IV. 결 론

본 연구는 직물형 전도성 전극과 휴대용 심전도 기기를 연결하여 심전도 데이터를 안정적으로 획득하기 위한 밀착 의복 개발로 연구결과는 다음과 같다.

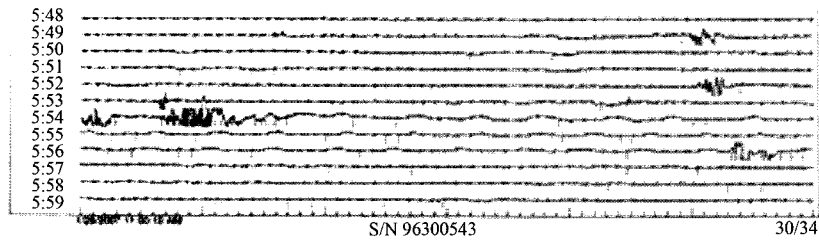
1. 남성 기본 상의 패턴은 Size Korea 2004의 20대 남성 사이즈와 유사한 YA5 남성 인대를 기초로 이태리 세폴리의 패턴을 응용하여 정리하였다. 밀착 상의 원형은 착의를 위한 여유만(가슴둘레(1.6cm), 허리둘

레(1cm), 엉덩이둘레(2cm))를 주고 제도하였으며, 목둘레의 경우는 원하는 목둘레를 제도 시 바로 얻을 수 있는 방법으로 제안되었다. 광목으로 제작된 상의는 인대에 잘 맞았으며, 특히 목둘레, 어깨부위, 등부위, 가슴부위 등 밀착성이 요구되는 부위가 잘 맞아 남성 상의 원형 패턴 제작 방법이 제안되었다.

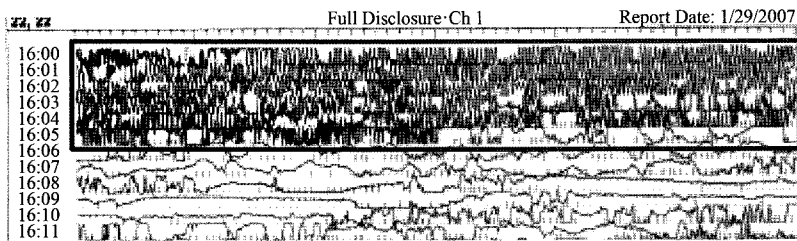
2. 탄성 직물을 위한 축소 패턴은 Size Korea 2004의 20대 표준 치수를 이용하였으며, 밀착 의복 패턴은 남성 상의 패턴을 수정, 응용하였다. 밀착의는 원단의 신장율을 고려하여 둘레방향으로는 40%, 세로방향으로는 50%의 축소율을 적용하여 제작하였다. 직물형 전도성 전극은 개발된 밀착 의복에 안정적으로 봉제되었으며, 이때의 의복압은 전극상에서 평균 8.45gf/cm<sup>2</sup>였다. 전극이 없는 가슴부위의 의복압은 5.0gf/cm<sup>2</sup>로 전극상의 의복압에 비해 현저히 낮았으며, 본 연구에서 제안된 직물형 전극 고정방법이 국소부위 의복압을 상승시켰음을 알 수 있었다. 휴대용 심전도와 결합된 밀착 의복은 24시간 착의 결과 종이테이프나 접착테이프에 의한 전극 부착이 없어 별도의 불편감이 없고, 모듈을 주머니에 안정적으로 삽입·고정하여 착용편이성이 우수하다고 평가되었다. 또한 20대 남성 4인에게 개발된 의복을 5회 반복 착용한 결과, 움직임에 따라 편안히 밀착되고(5.80), 착용쾌적감(5.90)이 우수하며, 전극부위 압박감(5.00)이 있으며, 전극부위가



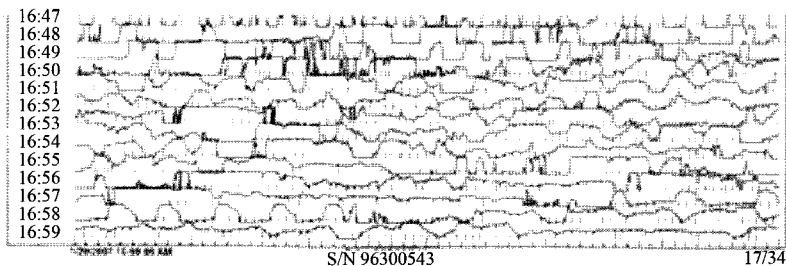
(a) 착용 후 5시간 경과 시 데이터(일상작업 시)



(b) 착용 후 5시간 50분 경과 시 데이터(일상작업 시)



(c) 착용 후 16시간 경과 시 데이터(동작이 심한 작업 시)



(d) 착용 후 16시간 50분 경과 시 데이터(일상작업으로 복귀 중 데이터)

<그림 12> 휴대용 밀착 의복의 심전도

잘 밀착(5.45)되고, 전극부위가 대체로 신경쓰이지 않는다(2.20)다고 평가하였다.

3. 스냅을 이용한 전도성 직물 전극과 휴대용 심전도 기기의 연결은 스냅 고정물에 의해 착탈 시 안정적이었다. 전극의 크기는 3x3cm였으며, 직물형 전도성 전극에 의한 착의 실험결과 총 22시간 23분 23초의 실험시간 중 13시간 19분 44초 동안은 심전도 데

이터가 안정적으로 받아졌으며, 9시간 3분 46초의 오류데이터(artifact)가 분석되었다. 오류데이터가 집중되어 있는 구간은 활동이 많은 시간대로 확인되었다. 즉 일상 사무실 작업환경에서는 안정적으로 심전도 데이터를 확보할 수 있었다. 그러나 심한 활동 중 심전도 데이터를 안정적으로 받는 데는 아직 문제가 있어 안정적 센싱을 위한 의복의 구조적 해결방법이 보완되

여야 할 것이다.

본 연구에서 개발한 직물형 전도성 전극과 휴대용 심전도 기기를 결합하는 의복 개발은 앞으로 인체의 다양한 동작을 고려하여 심전도의 측정 정도를 고찰하고 동작을 커버할 수 있는 적정 의복압도 함께 고찰 되어야 할 것이다.

## 참고문헌

- 김순분, 광명숙, 박재현. (2004). 스트레치 소재를 사용한 현대무용 타이즈팬츠 원형 설계. *대한가정학회지*, 24(4), 45-54.
- 김승환. (2006). u-Healthcare를 위한 생체정보 모니터링 기술. *한국통신학회 하계종합학술발표회 논문 초록집*, 125-144.
- 김유경. (2007). 웨어러블 테크놀로지를 기반으로 한 스마트 재킷디자인 연구. *한국의상디자인학회지*, 9(1), 149-159.
- 남윤자, 이형숙. (2005). *남성복 패턴 메이킹*. 서울: 교학연구사.
- 문희성, 조현승, 박선형, 이주현, 차기필, 신선영, 정효일. (2007). 체성분 측정용 스마트 의류 개발의 가능성 탐색. *감성과학*, 10(3), 383-391.
- 박진아. (2003). Stretch 소재를 사용한 여성용 Bodysuit 원형 설계에 관한 연구. *한국섬유공학학회지*, 40(6), 562-571.
- 박혜준. (2007). ECG 생체신호 측정을 위한 실용적 U-헬스케어 의복 개발. *한국의류학회지*, 31(2), 292-299.
- 백경자, 이정란. (2003). 20대 여성의 어깨부위 형태 및 길원형에 관한 연구. *한국의류학회지*, 27(3/4), 429-440.
- 산업자원부. (2003). *미래 일상생활용 스마트 의류의 개발에 관한 산업분석*. 서울: 과학기술정책연구원.
- 산업자원부. (2005). *제5차 한국인 인체치수조사 자료-직접 측정에 의한 인체치수 통계*. 서울: 산업자원부 기술표준원.
- 신승철, 유창용, 강재환, 남승훈, 송윤선, 임태규, 이정원, 박덕근, 김승환, 김운태. (2004). 응급상황 감지를 위한 e-HEALTH 시스템의 구현. *한국정보과학회 04 봄 학술발표 논문집*, 322-324.
- 이계형, 박성빈, 윤형로. (2006). 전도성 직물을 이용한 단일 리드 심전도 측정 및 실시간 심전도 유도 호흡 추출 방법에 관한 연구. *전기학회논문지*, 55(7), 335-343.
- 이현영. (2006). 생체신호 측정용 스마트 의복의 구조에 따른 착용효율성 및 주관적 착용감 평가. *한국생활과학회지*, 15(6), 1037-1047.
- 정연희. (2006a). 3D 스캔 데이터를 활용한 밀착 패턴 원형 개발. *한국의류학회지*, 30(1), 157-166.
- 정연희. (2006b). Size Korea 2004의 한국인 인체치수를 이용한 남성용 밀착 팬츠 패턴 개발. *한국생활과학회지*, 15(5), 791-802.
- 정연희. (2006c). 인체의 3차원 스캔 데이터를 이용한 밀착 바디 슈트 개발. *한국생활과학회지*, 15(3), 481-490.
- 정연희. (2008). 신축성 원단의 축소율과 의복압에 대한 기초 연구. *한국생활과학회지*, 17(5), 963-973.
- 조현승, 김진형, 박선민, 유재훈, 이주현. (2006). MP3 기능 스마트 재킷의 상용화 모형 개발. *감성과학*, 9(4), 377-383.
- 채행석, 홍지영, 김준희, 김진형, 한광희, 이주현. (2007). MP3 스마트 웨어 제품 상용화를 위한 디자인 프로토타입 개발 및 사용성 평가 연구. *감성과학*, 10(3), 331-342.
- 최미성. (2004). 사이클 선수들을 위한 투피스형 사이클복의 패턴 개발과 관한 연구. *한국의류학회지*, 28(5), 637-647.
- 통계청. (2006). *장래인구추계*. 서울: 통계청.
- 허동진, 나미향, 이정순, 정복희, 김정숙. (2001). *산업패턴설계*. 남성복. 서울: 교학연구사.
- Connolly, M., & Buckley, D. A. (2004). Contact dermatitis from propylene glycol in ECG electrodes, complicated by medicament allergy. *Contact Dermatitis*, 50(1), 42-42.
- Coyle, S., De Rossi, D., Diamond, D., Lau, K. T., & Wallace, G. (2007). Smart nanotextiles: A review of materials and applications. *MRS bulletin*, 32(2), 434-442.
- Kennedy, H. L. (2006). The history, science, and innovation of holter technology. *The official journal of the International Society for Holter and Noninvasive Electrocardiology*, 11(1), 85-94.
- Linz, T., Kallmayer, C., Aschenbrenner, R., & Reichl, H. (2005). Embroidering electrical interconnects with conductive yarn for the integration of flexible electronic modules into fabric. *Proceedings Ninth IEEE International Symposium on wearable computers*, 86-89.
- Linz, T., Viero, R., & Dils, C. (2009). Embroidered interconnections and encapsulation for electronics in textiles for wearable electronics applications. *Smart textiles*, 60, 85-94.
- Rienzo, M., & Gnocco, F. C. (2007). 6. *MagIC: A textile based wearable system for vital sign monitoring*. Paper presented at the 4th International AvanteX-Symposium, Frankfurt, Germany.
- Ziegert, B., & Keil, G. (1988). Stretch fabric interaction with action wearables: Defining a body contouring pattern system. *Clothing and Textiles Research Journal*, 6(4), 54-64.