

생체신호측정용 스마트 의복의 구조에 따른 착용효율성 및 주관적 착용감 평가

Evaluation of Wear Efficiency and Subjective Wear Sensation According to the Structures of Smart Clothing for the Measurement of Vital Sign

이현영*
군산대학교 의류학과

Hyun-Young Lee
Department of Clothing and Textiles, Kunsan National University

Abstract

In this paper, various structures of the healthcare smart clothing for real-time measurement of vital sign were suggested. The wearing efficiency was evaluated to find out the best ergonomic clothing in the suggested design. The supplementary effects of the clothing components (princess line, double fabric, cushion) on the stable and tight positioning of sensors to the body were evaluated with wear test. Five experimental clothing for male subject were made with closely-fitted shape and they included two representative structures; one was the integrated type of inner and outer garments and the other was the separated type with two garments. Eight subjects in their twenties were participated in the wear test to evaluate the wearing efficiency of experimental clothing. As results, the clothing structure of the separated garments with the inner and the outer shells were evaluated as more efficient and comfortable. However, the effects of clothing components on the tight positioning of the sensors to the body surface were not differentiated each other in the subjective evaluation.

Key Words : smart clothing for healthcare, ergonomic clothing structure, closely-fitted garment, real-time measurement of vital sign, clothing components for local closely-fitting

I. 서론

미국 타임지는 2001년도 최고의 혁신적 발명품으로 스마트 셔츠를 선정할 정도로 최근 스마트 의복은 발전 가능성이 큰 아이템으로 각광 받고 있다(황영순, 2006). 현재는 군복, 스포츠웨어, 유아용 보호복, 소방복, 환자복, 작업복, 우주복 등 다양한 용도로 개발되고 있으며, 일부 제품은 이미 상품화되어 판매도 되고 있다(주상돈 외, 2003).

그 중에서도 실시간으로 생체신호 측정 등이 가능한 건강 관리용 스마트 의복은 의료서비스를 질병치료 중심에서 건강상태 관리중심으로 바꾸어 줄 것으로 기대되고 있다. 건강 관리용 스마트 의복들은 심전도, 호흡, 체온, 산소포화도 등과 같은 생체신호를 실시간으로 측정하여

병원 등으로 전송한다. 따라서, 어디서든지 개인의 건강 상태를 실시간으로 체크 할 수 있어, 건강상에 문제가 생겼을 때 초기대응이 용이하며 응급 상황 시에도 효과적인 조치가 가능하다(안영무, 2004; Lewis, 2001; Lind Et, Al., 1998; Lymberis, 2003). 따라서, 적용범위가 환자들뿐 아니라 노약자, 운동선수, 군인, 특수환경 종사자, 극한지방 탐험가 등 매우 다양하여 시장 규모의 급격한 성장에 예견되고 있다 (박천교, 2004).

현재까지 건강관리용 스마트 의복으로 가장 잘 알려진 것은 유럽에서 개발된 브리티에이엠(VTAM)과 웰씨 시스템(WEALTHY system), 미국에서 개발된 라이프셔츠(LifeShirt)가 있다. 브리티에이엠은 부드러운 티셔츠 형태로 바이오센서 등을 직물에 같이 직조하여 필요부분에 부분적으로 삽입하고 있는 것이 특징이며, 건식형(dry type)의 전극을 가진 심전도 센서와 호흡측정 센서, 체온

* Corresponding author: Hyun-Young Lee
Tel: 063) 469-4662, Fax: 063) 469-4662
E-mail: hyl@kunsan.ac.kr

측정센서지피에스(GPS) 수신기, 데이터 전송장치 등을 포함시키고 있다(Weber Et. Al., 2003). 웰씨 시스템은 센서 전극과 연결선을 니트 조직자체에 필요부분에 함께 직조해 넣는 피에조레시스티브 센서(piezoresistive sensor)를 이용하여 매우 우수한 스마트 직물 적용기술을 보여준다(Ditter, 2004). 라이프셔츠는 심전도 및 호흡 측정 센서, 자세 탐지 센서, 산소포화도 측정 센서 등을 포함하고 있으며 응용범위도 뇌파(EEG) 및 안전위(EOG), 다리의 활동성, 혈압, 피부온, 심부온 등으로 매우 다양하게 확대해가고 있다. 라이프셔츠는 라이크라(Lycra) 셔츠로 제작되었으며 직물센서를 포함하고 있어 세탁도 가능하다(Axisa Et. Al., 2005). 국내에서도 이러한 의복으로 바이오셔츠(BioShirt)가 개발중에 있으나 아직 스마트 직물의 적용은 이루어지지 않고 있다.

이상과 같이 건강관리용 스마트 의복들에는 주로 생체신호 측정용 센서, 데이터 측정 및 저장장치, 데이터 전송장치, 배터리, 그리고 연결선 등과 같은 것들이 부착되거나 삽입된다. 이 중에서도 심전도 센서나 체온센서 등은 전극이 피부에 직접 부착되어야 하고, 호흡센서는 흉곽의 팽창과 수축을 미세하게 감지해야 하기 때문에 흉곽에 얇은 층을 사이에 두고 밀착되어 부착되는 것이 바람직하다. 따라서 센서들이 안정적으로 부착되어 작동할 수 있도록 하기 위해서는 신축성 소재로 만들어진 밀착형의 의복으로 개발되는 것이 바람직하다.

현재까지 개발된 스마트 의복의 문제점을 살펴보면, 심전도 측정에는 센서 전극에 접착물질(conductive paste)이 붙어있는 습식형(wet type)의 전극이 주로 이용되고 있는데, 이 센서의 경우 피부면에 꼭 붙어있어 비교적 노이즈가 적은 생체신호를 측정해 낼 수 있다. 그러나 접착물질이 피부면에 닿으면서 불쾌감을 유발할 수 있으며 장시간 부착할 경우에는 피부 트러블을 유발할 수 있다. 따라서 장시간 측정시에는 접착물질을 사용하지 않고 생체신호를 측정할 수 있는 전극(dry electrode)의 사용이 시도되고 있다(Burke, 1994; Searle & Kirkup, 2000; Taheri Et. Al., 1994). 그러나 이 전극은 접착력이 없어 의복에 적용할 경우 의복의 밀착력만으로 센서를 피부면에 부착시킬 수 있어야 한다. 그러나 의복 자체의 밀착력만으로는 측정된 신호에 노이즈가 많을 수 있으므로 국소적으로 밀착력을 높일 수 있는 보완적인 요소들이 요구된다.

따라서 스마트 의복의 제작시 고려해야 할 사항들은 그 밖에도 센서와 기타 장치들 사이를 연결하는 전선들이 안전하면서도 접착감을 해치지 않으면서 이어질 수 있도록 설계해야 한다. 그리고 데이터 측정 및 저장, 전송장치와 배터리 등을 착용감과 동작을 구속하지 않는

위치에 부착시키거나 삽입할 수 있는 포켓 등의 구조도 고려해야 한다. Gemperle 등(1998)은 착용감이나 인체동작을 고려하여 웨어러블 컴퓨터들을 부착하기에 적합한 위치들을 제안한 바 있다. 그러나 건강관리용 스마트 의복들의 설계는 일반적인 보행이나 작업뿐 아니라 누워있는 동작의 경우까지 고려되어야 하고, 유연한 의복이라는 대상에 모든 것을 포함시키고 부착시킬 수 있어야 하므로 보다 섬세한 고려가 필요하다. 그러나 이러한 건강관리용 스마트 의복의 인간공학적 구조 설계에 대한 연구는 거의 찾아보기 어려운 형편이다.

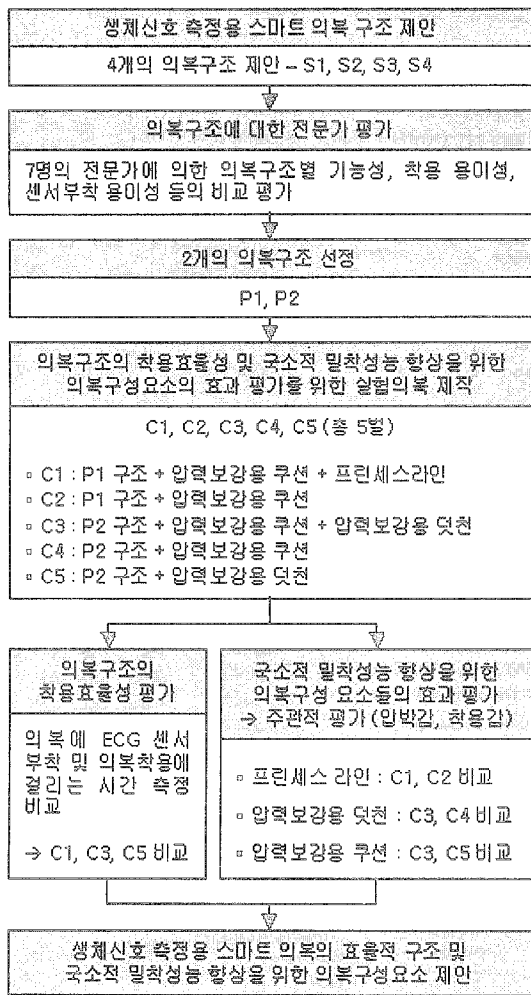
따라서 본 연구에서는 심전도와 체온, 그리고 호흡을 실시간으로 탐지할 수 있는 스마트 의복의 의복구조를 제안하고, 그 중에서도 보다 더 인간공학적인 구조를 밝히기 위해 착용실험을 통한 평가를 실시하고자 한다. 또한 국소적으로 센서의 밀착성능을 증진시킬 수 있을 것으로 예측되는 의복 구성 요소들(프린세스라인, 압력보강용 덧천, 압력보강용 쿠션)을 제안하고 이러한 요소들의 효과들을 살펴보고자 한다. 이를 통해 스마트 직물이 적용되기 전 단계의 건강관리용 스마트 의복의 인간공학적 구조를 제안하고 스마트 직물 적용 이후에도 안정적인 센서의 신호 탐지를 지지해 줄 수 있는 의복구성 요소를 제안하고자 한다.

III. 연구방법

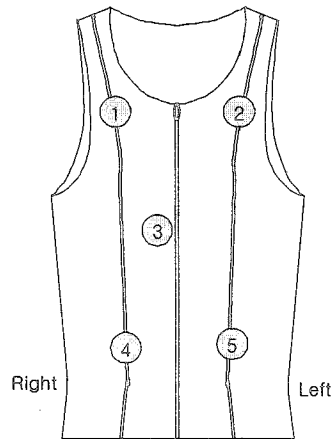
본 연구에서는 생체신호 측정용 스마트 의복에 적용할 수 있는 다양한 의복구조들과 센서들의 밀착력을 높일 수 있는 의복구성 요소들을 제안하고, 실제 착용평가를 통해 착용효율성 및 밀착효과에 대한 평가를 실시하였다. 본 연구의 전반적인 구성 및 절차는 [그림 1]과 같다.

1. 생체신호 측정용 스마트 의복구조 제안

본 연구에서는 생체신호 탐지용 스마트 의복의 디자인과 설계를 위해 다음의 사항을 고려하였다. 첫째, 인체 최내층에 착용될 수 있는 의복이어야 하며 접촉감이 고려되어야 한다. 둘째, 센서의 안정적인 부착을 위해 밀착의(密着衣)로 설계되어야 한다. 셋째, 동작용이성을 고려하여 신축성 소재를 적용하되 경사방향으로는 되도록 신축성이 없는 소재가 이용되어야 한다. 넷째, 연결선 등이 피부에 직접 닿지 않도록 하여 접착감을 해치지 않아야 한다. 다섯째, 혼자서도 입고 벗기가 쉬워야 한다. 여섯



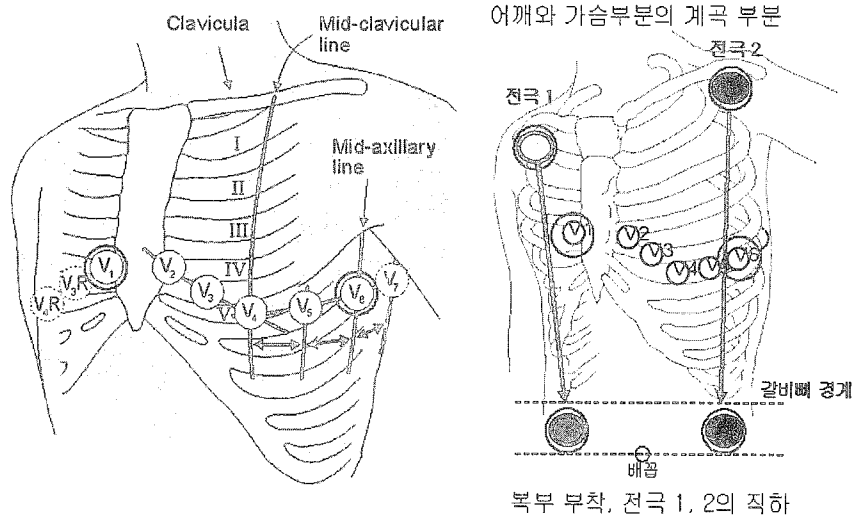
[그림 1] 연구의 전반적 구성 및 절차



[그림 3] 실험의복에서의 ECG센서 부착위치

제, 세탁시 분리를 필요로 하는 장치들의 착탈이 쉬워야 한다. 일곱제, 신체 활동 중에도 측정 센서가 피부면에 잘 밀착되어야 하며, 개인에 따라 부착 위치 조절도 가능해야 한다. 이러한 조건들은 이 연구에 사용된 센서들의 종류 및 특성들을 고려하여 전문가 4명이 분석하여 정리한 것이다. 이 중 2명은 생체신호 측정 센서전문가이고 2명은 의복 전문가로 모두 스마트 의복 개발한 실무 경험을 가지고 있었다.

이러한 조건들을 고려하여 의복 구조의 설계나 디자인이 시작되면 가장 먼저 기본적으로 고려해야 할 사항은 센서의 부착 위치이다. 본 연구에서는 생체신호 측정용 센서 중 신체의 여러 곳에 부착되는 심전도(ECG) 센서의 위치와 부착방법을 가장 중요하게 고려하였는데, 실험의복의 심전도 센서의 부착 위치는 [그림 2]의 인체부착 위치를 참고하여 [그림 3]과 같이 설정하였다.



[그림 2] 인체에서의 ECG 전극 부착위치

이상의 디자인 사항들과 센서 부착위치를 고려하여 내 의복구조(S1, S2, S3, S4)를 <표 1>과 같이 제안하였다. 외피 분리와 합체, 연결선의 처리방법 등을 달리한 4가지 센서 연결선들이 직접 피부에 닿아 불편감을 유발하는

<표 1> 다양한 생체신호 탐지용 스마트 의복의 구조 제안

기호	외피 디자인	내피 디자인	구조적 특징
S1	<p>어깨 여밈장치 (스냅 단추) 지퍼 프린세스 라인 PBM 및 배터리 삽입용 포켓</p>	<p>압력보강 쿠션 제온속경 센서 고정고리 요율센서 부착용 밴드로 ECG 센서 연결선 고정고리 늘어짐 방지용 지지띠 열지퍼</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 내외피 합체형. 어깨, 목 둘레, 진동둘레에서 합체 • 어깨 스냅 부분적 오픈 • 옆선 지퍼 • 프린세스라인 • PBM 및 배터리 외피에 장착
S2	<p>지퍼 압력보강용 덧천</p>	<p>압력보강 쿠션 제온속경 센서 고정고리 요율센서 부착용 밴드로 지퍼 (알트린) 늘어짐 방지용 지지띠</p> <p>지퍼 위치 및외피와 분리된 점만 제외하면 S1과 유사</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 내외피 분리형 • 외피는 앞판 왼쪽의 프린세스 라인 위치. 내피는 옆중심 지퍼 • 장식 및 밀착효과 유도를 위한 덧천 적용 • 포켓은 1과 동일위치에 부착
S3	<p>지퍼</p>	<p>ECG 센서 연결선 고정고리 (프린세스라인 옆) PBM 및 배터리 삽입용 포켓 늘어짐 방지용 지지띠 지퍼</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 내외피 분리형. 2벌의 옷으로 따로 착용 • 앞중심선 지퍼 • PBM 및 배터리 내피의 대흉근 형태의 포켓에 장착
S4	<p>내부 연결선 종류 지퍼 ECG 센서 센서 민감도를 위한 패딩장치 배터리 및 PBM 삽입용 포켓</p>	<p>내피 없음</p>	<ul style="list-style-type: none"> • 내피 없음 • 연결선을 내부에서 개폐되는 튜브에 삽입 • 흉부에 패딩으로 센서 밀착 • 압력보강용 쿠션 적용 불가능

의복구조(S1, S2, S3, S4)를 <표 1>과 같이 제안하였다.

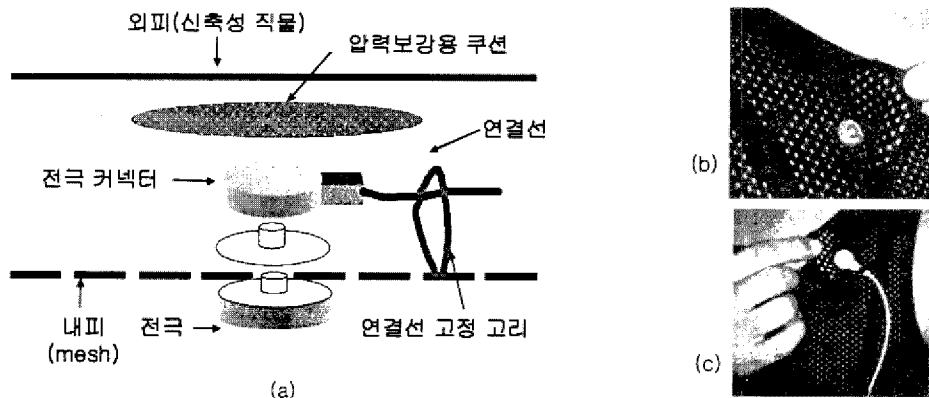
센서 연결선들이 직접 피부에 닿아 불편감을 유발하는 것을 막기 위해서는 의복에 내피를 적용하는 방법과 연결선들이 튜브와 같은 구조에 삽입하는 방법이 있다 그 중에서도 S1은 내피를 적용한 방법을 사용하여 내피와 외피가 어깨선, 목둘레선, 그리고 진동둘레선에서 함께 봉제되어 합체된 형태로 왼쪽 옆선을 오픈하여 착용하는 구조로 설계하였다. 왼쪽 어깨선도 원래는 모두 오픈 되도록 하였으나 혼자 착용하기에 어려워 어깨끝부분을 봉제하여 목둘레선에 가까운 쪽으로만 열리도록 수정하였다. 센서 외에 무게가 나가는 배터리나 피비엠(PBM, personal biosignal monitor, 측정장치의 전원 및 측정값의 디스플레이 등)을 포함한 장치는 외피의 포켓부분에 삽입할 수 있도록 하였다. 그리고 외피의 프린세스라인 위치는 센서가 부착되는 위치와 일치하거나 매우 가까웠다. S2는 내피를 적용하였다는 점에서는 S1과 같으나 내·외피를 분리하여 두 벌의 의복을 겹쳐 입는 형태로 구성하였다. 또한 ECG 전극이 위치하는 지점들을 덧침으로 덮도록 디자인하여 국소적인 밀착효과를 얻을 수 있도록 하였다. 또한 S3은 내피에 모든 장치들을 부착하고 외피는 단순히 밀착성을 높여주는 역할을 하도록 설계하였다. 대흉근이 발달된 듯한 형태가 되도록 근육모양으로 제작한 포켓을 내피에 부착하여 데이터 저장 장치 등을 삽입할 수 있도록 한 것이 특징이다. S4는 내피가 따로 적용되지 않은 구조로 연결선들을 프린세스라인의 위치에서 튜브형태를 만들어 그 안에 연결선들을 정리해 넣고 작은 스넵 단추로 여밀 수 있도록 하였다. 이때 튜브 부분의 내층은 매쉬 소재가 적용되어 센서의 부착 및 위치고정을 가능케 하였고, 외층은 다소 두꺼운 소재를

적용하여 센서의 밀착을 돕도록 하였다. 또한 흉부의 패딩부분과 복부에 위치하는 포켓들도 센서를 밀착시켜주는 역할을 하도록 디자인하였다.

위의 의복 구조들에는 모두 공통적으로 매쉬(mesh) 소재를 의복의 내피 또는 내층에 적용하였는데, 이렇게 매쉬 소재를 사용할 경우 [그림 4]의 (a), (b)와 같이 전극이 피부면 쪽으로 위치하도록 하고 내피 위의 커넥터와 그 물망의 구멍 사이로 스넵 단추처럼 손쉽게 연결할 수 있다. 따라서 전극을 어떤 구멍이든지 선택하여 끼울 수 있으므로 센서의 위치 변경도 쉽다. 뿐만 아니라 매쉬 구조는 접촉면적이 적어 일반적인 직물 조직들에 비해 표면 접촉감도 더 우수한 것으로 알려져 있다(정연희, 2001).

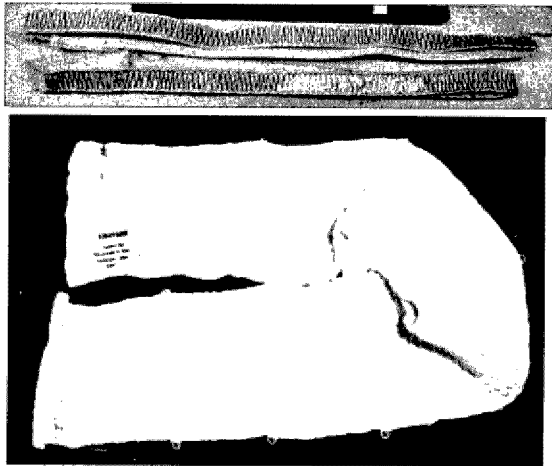
또한 S1, S2, S3의 내피들은 모두 센서나 연결선 등의 무게에 의한 의복 늘어짐을 방지하고 시접을 매끄럽게 처리하기 위해 <표 1>에서와 같이 프린세스라인, 목둘레, 지퍼시접, 그리고 밑단 부분에 촉감이 좋고 잘 늘어나지 않는 띠를 대어 마무리하였다. 그리고 그림에는 표현되어 있지 않지만 뒷판의 뒷중심선과 프린세스라인에도 띠를 봉제하여 늘어지지 않도록 하였다. 앞판의 프린세스라인부분에 띠를 봉제할 때는 ECG 센서의 전극과 연결선들을 쉽게 고정시킬 수 있는 고무줄 고리를 [그림 4]의 (a), (c)와 같이 센서 전극의 커넥터가 통과할 수 있을 정도의 사이즈로 제작하여 부착하였다.

그리고 전극의 밀착력을 높이기 위한 동그란 압력 보강용 쿠션은 [그림 4]의 (b), (c)와 같이 신축성이 없는 세로 방향의 상하 두 끝 지점만을 조금씩 봉제하여 의복의 신장을 방해하지 않고 쉽게 센서를 부착할 수 있도록 하였다. 겨드랑이 부분에는 체온센서의 전극을 고정시킬 수 있는 고리를 하나 더 부착하였다. 가슴둘레선 높이의 옆



[그림 4] ECG 센서의 부착방법

(a) 전극의 볼록한 부분을 매쉬 구멍 사이로 밀어 넣고 스넵 단추처럼 끼움. (b) 내피의 매쉬 구멍 사이로 전극이 고정된 모습. 위의 동그란 것은 압력 보강쿠션. (c) 전극에 커넥터가 끼워진 채로 연결선 고정고리에 전극이 고정된 모습



[그림 5] 호흡센서의 예

는 소재나 형태로 제작되어 흉부 전체 또는 부분에 적용되어 호흡에 따른 흉곽의 팽창과 수축의 수와 호흡량을 측정할 수 있도록 되어 있다.

위의 의복 구조들은 실제 의복으로 제작되었는데 실험 의복의 패턴은 기존의 남성용 셔츠 원형(허동진 외, 2001)을 이용하여 기본 원형을 설계한 후, 소재의 신축률을 고려하여 부위별 치수들을 수정하였다. 치수 수정에는 95 사이즈 남성용 마네킹이 이용되었다.

2. 의복구조에 대한 전문가 평가

앞에서 제작된 의복들을 이용하여 전문가 평가를 실시하였다. 전문가 평가에는 스마트 의복 개발 실무 경험자 7명(센서 전문가 2명, 의복 전문가 1명 추가)이 참가하였으며, 제시된 의복들의 기능성, 범용성, 센서 및 장비 부착 용이성, 착용감, 외관 등을 중심으로 자유토론형식으로 4개의 의복구조에 대한 비교 평가를 실시하였다. 평가 시에는 센서나 피비엠, 배터리, 연결선 등을 직접 장착해 보고, 95 사이즈의 남성용 마네킹과 20~30대 남성 2명에게 착용 시키면서 평가를 실시하였다. 단, 착용감 평가에서는 의복들을 착용해 본 남성 피험자들의 의견이 참조되었다.

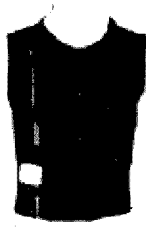
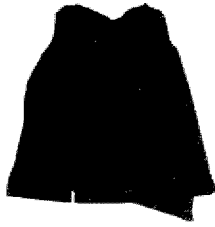
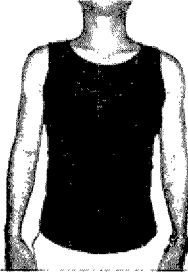
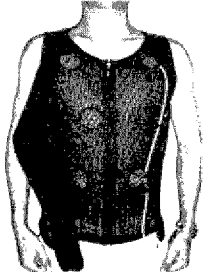
그 결과, 생체신호 측정용 스마트 의복구조로 제안한 4개 의복구조(S1, S2, S3, S4)에 대한 전문가 평가결과는 <표 2>와 같이 나타났다.

이상의 결과들을 토대로 전문가 평가에서는 최종적으로 심각한 단점보다는 장점이 많은 내·외피 합체형인 S1과 분리형인 S2가 비교적 실용적이면서도 착용감이 좋은 것으로 판단되어 생체신호 측정용 스마트 의복을 위한 바람직한 구조로 선정되었다. 그리고 전문가 평가 이후에는 이 선정된 두 구조를 각각 P1과 P2로 언급하였다. <표 3>은 P1과 P2의 내·외피 실물모습을 각각 보여주고 있다.

<표 2> 의복 구조들에 대한 전문가 평가 결과

의복구조	장점	단점
S1	<ul style="list-style-type: none"> · 내외피 한 벌이므로 간편함 · 내피 전체를 매쉬로 하여 ECG나 체온 센서 등 외에도 새로운 센서의 추가 적용이 용이함 · 앞 지퍼로 되어 있어 앞판 좌우의 센서들을 피비엠(PBM)까지 짧은 동선으로쉽게 연결 가능함 	<ul style="list-style-type: none"> · 내피에 센서 부착시 외피에 의해 방해 받을 수 있음 · 앞지퍼로 착용시 약간 불편함
S2	<ul style="list-style-type: none"> · 내피를 따로 착용하므로 센서 부착이 용이함 · 내피 전체를 매쉬로 하여 새로운 센서의 추가 적용이 용이함 · 앞지퍼로 착용이 편리함 	<ul style="list-style-type: none"> · 내피와 외피를 따로 착용해야 하므로 번거로울 수 있음 · S1에서보다 앞판 좌우 센서들의 피비엠까지 연결 동선이 길어짐
S3	<ul style="list-style-type: none"> · 장치들을 근육 모양의 포켓에 넣음으로써 남성 다운 실루엣을 만들어 줄 수 있음 · 내피 전체를 매쉬로 하여 ECG나 체온 센서 등 외에도 새로운 센서의추가 적용이 용이함 · 앞지퍼로 착용이 편리함 	<ul style="list-style-type: none"> · 흉부에 다소 무게감 있는 장치들이 위치하는 것이 착용시 불편하다고 평가됨 · 흉부포켓에 삽입할 장치의 부피가 커질 경우 실루엣이 과장되어지고 매끄럽지 못함 · S1에서보다 앞판 좌우 센서들의 피비엠까지 연결 동선이 길어짐
S4	<ul style="list-style-type: none"> · 한 벌의 옷만을 착용해도 되므로 간편함 · 앞지퍼로 착용이 편리함 	<ul style="list-style-type: none"> · 연결선들을 삽입할 튜브가 센서 부착 위치를 반드시 지나도록 디자인해야 하므로 디자인에 제약이 많이 따름 · 연결선 삽입 후 튜브 부분의 단추 여밈이 번거롭고 시간이 오래 걸리는 편임 · S1에서보다 앞판 좌우 센서들의 피비엠까지 연결 동선이 길어짐

<표 3> 전문가 평가에서 선정된 2개의 의복 구조

의복구조	외피	내피
P1 (=S1) (내·외피 합체형)		
P2 (=S2) (내·외피 분리형)		

3. 의복의 착용효율성 및 주관적 착용감 평가를 위한 실험의복 제작

앞의 전문가 평가에서 바람직한 의복구조로 선정된 P1과 P2 중 어떤 것이 더 효율적인 구조인지를 객관적 실험을 통해 밝히고, 심전도 센서의 국소적 밀착성을 높일 수 있을 것으로 기대되는 의복구성 요소들의 효과를 알아보고자 5벌의 실험의복(C1, C2, C3, C4, C5)을 제작하였다. <표 4>에 제시된 바와 같이 C1과 C2는 P1 구조를, C3, C4, C5는 P2 구조를 적용하여 제작하였다. 그리고 국소적 밀착 성능을 향상 시킬 것으로 기대되는 프린세스

라인, 압력 보강용 덧천, 압력 보강용 쿠션의 적용여부를 달리하여 실험 의복들을 구성하였다. 즉 의복구조의 착용효율성 비교는 의복 C1과 C3를 통해, 압력 보강용 덧천 효과는 C3과 C4를 통해, 그리고 압력 보강용 쿠션의 효과는 C3과 C5를 통해 비교하였다.

실험의복 제작에는 앞에서 설계된 95 사이즈의 남성용 상의패턴을 모든 실험의복에 동일하게 적용시켰으며 트임의 위치나 프린세스 라인의 삽입 등의 디자인적 요소 등만 가미되도록 하였다. 실험의복에 사용된 직물의 특성은 <표 5>와 같고, 실험 의복들의 실물모습은 <표 6>에 제시하였다.

<표 4> 실험 의복들의 특성

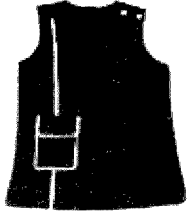



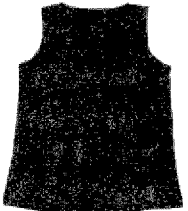





실험의복	전문가 평가에서 선정된 의복구조	프린세스 라인	압력보강 덧천	압력보강 쿠션
C1	P1	○	×	○
C2		×		
C3	P2	×	○	○
C4			×	
C5			○	

의복구조 착용효율성 비교: C1 vs. C3, 프린세스라인의 효과비교: C1 vs. C2, 압력 보강용 덧천 효과비교: C3 vs. C4, 압력 보강용 쿠션 효과비교: C3 vs. C5

<표 5> 실험의복에 사용된 직물 특성

	섬유조성(%)	조직	밀도	두께(mm)	신축율(%)
외피	Polyester 80.5 Polyurethane 19.5	Interlock jersey	41 wales/inch 64 courses/inch	0.53	23.4
내피	Polyester 100	Mesh	기공면적비율 11.7%	0.48	11.1

〈표 6〉 의복의 착용효율성 및 주관적 착용감 평가를 위한 실험의복의 실물 모습

의복기호	외피	내피
C1		
C2		
C3		
C4		
C5		

4. 의복구조의 착용효율성 평가

본 연구에 사용된 생체신호 측정용 센서나 데이터 저장장치, 배터리 등은 세탁 등의 의복 관리시 분리하였다가 재부착을 필요로 한다. 따라서, 의복의 구조는 이러한 장치들의 착탈이 편리하도록 설계되어야 하며 혼자서도 입고 벗기에 편리하도록 설계되어야 한다. 그러므로 본 실험에서는 의복구조가 다른 실험의복 C1(P1 구조)과 C3(P2 구조)를 이용하여 센서부착 및 의복의 착용 효율

〈표 7〉 피험자 특성

	평균	표준편차
키(cm)	175.1	2.8
체중(kg)	63.0	2.4
가슴둘레(cm)	91.3	6.4
허리둘레(cm)	75.1	2.6
등길이(cm)	44.7	2.4

성을 평가하였다. 또한 센서의 밀착효과를 높이기 위해 적용한 의복구성 요소들 중 압력 보강용 쿠션은 센서 부착을 다소 어렵게 할 수 있으므로 의복구조는 C3와 같으나 압력보강 쿠션이 부착되지 않은 실험의복 C5를 착용 효율성 평가실험에 포함시켰다. 실험의복 C5의 내피에는 다른 의복들과 달리 압력쿠션이 부착되어 있지 않아 정확한 센서 부착 위치를 찾기 어려우므로 센서를 부착할 위치를 눈에 띄는 색상의 실로 자수를 놓아 위치를 표시해 놓았다.

실험방법은 드라이 타입의 ECG 센서 5개를 의복에 모두 부착하는데 걸리는 시간을 먼저 측정하고, 센서부착 후 의복을 피험자 혼자서 착용하는 데까지 걸리는 시간을 측정하여 비교하였다. 단, 실험의 순서 및 연습효과를 최소화 시키기 위해 실험전 피험자로 하여금 센서부착 연습을 30분 이상 실시한 후 충분히 숙달이 되었다고 판단되었을 때 실험에 임하도록 하였다.

피험자들은 실험의복을 착용시킨 후 의복의 맞음새와 센서의 밀착 정도가 충분한지를 확인한 후 선별하였는데, S5 사이즈의 의복 착용이 가능한 20대 남성 8명이 피험자로 선정되었다. 피험자들의 신체적 특성은 <표 7>에 요약하였다. 측정결과에 대한 통계분석에는 일원분산분석과 던컨 테스트(Duncan test)가 이용되었다(= .05). 통계 패키지는 SPSS 11.0이 이용되었다.

5. 센서부위의 국소적 밀착성능 향상을 위한 의복구성 요소들의 효과 평가

의복착용 중에 센서가 안정적으로 밀착되어 있도록 하기 위해서는 밀착의 형태의 의복설계가 불가피하며 따라서 어느 정도의 압박감이 수반되고 밀착이 잘 될수록 느껴지는 압박감의 수준은 커지게 된다. 그러나 의복의 밀착력만 높인 나머지 압박감이 너무 심해져서 오히려 불편함이 초래되는 것의 방지하기 위해서는 착용감에 대한 고려도 반드시 이루어져야 한다. 따라서 센서부분의 밀착력을 높이기 위해서는 의복 전체의 밀착정도를 너무 강하게 증가시키기 보다는 의복에 국소적인 밀착성능을 더

할 수 있을 것으로 예측되는 의복구성 요소들(프린세스 라인, 압력보강 덧천, 압력보강 쿠션)의 적용이 효과적일 수 있다.

따라서 본 실험에서는 <표 2>에 제시했던 것과 같이 프린세스 라인의 밀착효과는 실험 의복 C1과 C2의 비교를 통해, 압력 보강용 덧천의 효과는 C3와 C4의 비교를 통해, 그리고 압력 보강용 쿠션의 효과는 C3와 C5의 비교를 통해 검증하였다.

평가는 실험 의복들이 착용감을 해치지 않고 센서를 잘 밀착시킬 수 있는지를 살펴는데 주안점을 두어 '전체적인 의복의 압박감'과 '전체적인 의복의 착용감'에 대한 두 문항만을 이용하여 주관적 착용감 평가를 실시하였다. 착용감 평가시에는 실험 의복들을 10분 이상 충분히 착용 후 평가하도록 하였다. '전체적인 의복의 압박감'은 의복별 순위로 평가하도록 하였으며, '전체적인 의복의 착용감'은 각각의 실험 의복들에 대해 7점 리커트 척도로 평가하도록 하였다. 즉, 전체적인 의복의 착용감에 대해 '매우 나쁘다(1점)', '나쁘다(2점)', '약간 나쁘다(3점)', '보통이다(4점)', '약간 좋다(5점)', '좋다(6점)', '매우 좋다(7점)'로 평가하였다. 압박감에 따른 의복별 순위평가 결과에 대해서는 프리드만 테스트(Friedman test, = .05)를 이용하여 분석하였고, 의복의 착용감 평가 결과에 대해서는 일원분산분석 (= .05)을 이용하여 분석함으로써 의복 구성 요소들의 적용여부에 따른 차이를 검증하고자 하였다.

III. 연구결과 및 고찰

1. 의복구조의 착용효율성 평가결과

의복구조의 착용효율성 평가에서는 전문가 평가에서 선정된 P1 구조와 P2 구조의 착용효율성을 객관적으로 평가하여 어떠한 구조가 더 바람직한지를 밝히기 위해 의복에 센서 부착시간과 인체에 착용하는 시간을 측정하여 비교하였다. 실험의복으로는 내·외피 합체형 구조(P1)를 가진 C1과 내·외피 분리형 구조를 가진 C3이 이용되었으며, C3와 같은 구조를 가졌지만 압력 보강용 쿠션이 없는 C5도 실험에 포함되었다. 실험결과 <표 8>과 같이 내외피 분리형 구조(P2)를 가진 실험의복 C5와 C3의 센서 부착시간이 각각 155.6초와 186.4초로 짧게 소요되어 센서 부착시에는 내외피 분리형 구조(P2)가 내외피 합체형 구조(P1)보다 더 효율적인 것으로 나타났다. 반면 의복 착용시간은 C1이 22.4로 다른 두 의복에서보다 짧게 나타났다. 그러나 센서 부착에서 의복 착용까지의 전

<표 8> 실험의복별 센서부착에서 의복착용까지의 소요 시간 비교

의복 조합	ECG 센서 부착시간(초)	의복착용시간(초)	센서부착에서 의복착용까지의 소요시간(초)
C1	216.0 ^{ba}	22.4 ^a	238.4 ^b
C3	186.4 ^{ab}	28.8 ^b	215.1 ^{ab}
C5	155.6 ^a	25.9 ^{ab}	181.5 ^a
Sig.	0.023	0.080	0.033

* Results of Duncan grouping (= .05).

체 소요시간을 살펴보면 C5가 181.5초, C3가 215.1초로 C1(238.4초)에서보다 짧았고 일원분산분석 결과 통계적으로 유의한 것으로 나타나 내외피 분리형 구조(P2)가 합체형 구조(P1)보다 착용효율성이 높은 인간공학적 구조인 것으로 밝혀졌다(= .05). 특히 C1과 C3의 센서부착에 걸린 소요시간을 비교해 보았을 때 시간 차이는 29.6로 의복 착용시의 소요시간 차이인 6.4초 보다 길었으므로, 측정정에 사용할 센서의 개수가 늘어날 경우 전체 센서 부착에서 의복 착용까지 소요되는 시간차이는 더욱 벌어질 것으로 예상된다.

한편 통계적으로 뚜렷한 차이를 보이지는 않았지만 압력 보강용 C5의 착용까지의 소요시간이 C3 보다 짧아 압력 보강용 쿠션의 사용이 효율성을 다소 저하시킴을 알 수 있었다.

2. 센서부위의 국소적 밀착성능 향상을 위한 의복구성 요소들의 효과 평가 결과

의복의 전반적인 주관적 압박감에 대한 의복별 순위를 비교한 결과 <표 9>와 같이 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았지만(Friedman test, = .05), 압력 보강용 쿠션이 없는 C5가 평균 4.1위로 압박감이 가장 작아 밀착력이 가장 적을 것으로 예측되었다. 그리고, 프린세스 라인이 있는 의복 C1은 평균 2.3위로 같은 구조의 프린세스 라인이 없는 C2(2.8)보다는 다소 압박감이 강한 것으로 나타났다. 그러나 압력 보강용 덧천이 사용된

<표 9> 의복별 압박감 순위 비교결과

	평균 순위
C1	2.3
C2	2.8
C3	3.3
C4	2.5
C5	4.1

C3(3.3)와 사용되지 않은 C4를 비교했을 때는 오히려 덧천이 사용되지 않은 C4(2.5)가 더 높은 압박감을 나타냈다. 따라서 센서의 밀착력을 높이기 위해서는 압력 보강 쿠션과 프린세스 라인을 적용하는 것이 바람직할 것으로 예측된다.

3. 의복의 주관적 착용감 평가 결과

실험 의복들의 전반적인 주관적 착용감을 7점 리커트 척도로 비교한 결과, <표 10>의 결과를 얻을 수 있었다. 일원분산분석 결과에서는 의복별 통계적인 유의차는 인정되지 않았으나(= .05) 평균값을 비교하였을 때, 착용감이 가장 우수한 것으로 평가된 의복은 내피와 외피가 분리된 구조(P2)에 압력 보강용 덧천과 쿠션이 모두 적용된 C3로 나타났다. 따라서 실험의복 C3은 전반적인 의복의 주관적 착용감 평가에서뿐 아니라 의복구조의 착용 효율성 평가에서도 확실히 좋은 구조를 가지고 있는 것으로 평가되어 본 연구의 5개 실험 의복들 중 가장 바람직한 생체신호 측정용 스마트 의복으로 평가되었다.

<표 10> 전반적 착용감 평가 결과

실험의복	평균	표준편차
C1	2.9	0.6
C2	3.4	0.7
C3	3.8	1.3
C4	2.9	0.6
C5	3.4	1.3

(1점: 매우 나쁘다, 2점: 나쁘다, 3점: 약간 나쁘다, 4점: 보통이다, 5점: 약간 좋다, 6점: 좋다, 7점: 매우 좋다)

IV. 결론

본 연구에서는 다양한 생체신호 측정용 스마트 의복을 설계하고, 착용 효율성 실험 및 주관적 착용감 평가를 통해 가장 인간공학적인 의복구조를 제안하였다. 생체신호 측정용 스마트 의복으로 가장 좋은 평가를 받은 의복은 내피와 외피가 분리된 구조의 의복으로 압력보강용 덧천과 쿠션이 모두 적용된 것이었다. 이 의복의 경우 센서 부착 및 착용시 가장 효율적이었으며 착용감도 상대적으로 좋게 평가되었다. 이러한 결과는 생체신호 측정용 스마트 의복뿐 아니라 전선과 같은 연결선들의 사용이 불가피한 스마트 의복들의 설계에도 도움을 줄 수 있을 것

으로 사료된다.

그러나 본 연구는 평가에 참여한 피험자의 수가 한정적이고 실제 실생활에서의 착용이 아닌 실험실 환경에서의 평가되었다는 점을 제한점으로 들 수 있다. 따라서 앞으로 더 많은 피험자들을 통해 실생활에서의 장시간의 착용과 실제 생체신호 측정을 통해 평가와 개선이 이루어진다면 더욱 향상된 의복구조가 제안될 수 있을 것으로 보인다. 또한 본 실험에서 센서의 국소적 밀착효과 보강을 위한 의복구성 요소들의 효과에 대한 평가가 주관적 착용감 평가로만 국한되었고 의복구성 요소들의 적용 여부에 따른 차이도 통계적으로 의미있게 검증되지 않았으므로, 후속연구를 통해 객관적인 압력측정 등의 방법을 이용해 그 효과를 검증해 볼 필요가 있다.

최근에는 스마트 직물이나 전도성 소재를 의복에 직접 적용하여 센서나 연결선들을 대체할 수 있는 방법들이 다양하게 시도되고 있다. 이 경우 의복의 설계 및 제작방법은 달라져야 하므로 이에 대한 연구들도 많이 이루어져야 할 것이라 생각된다.

주제어 : 건강관리용 스마트 의복, 인간공학적 의복구조, 밀착의, 실시간 생체신호 측정, 국소적 밀착을 위한 의복구성요소.

참 고 문 헌

- 김정숙, 나미향, 이정순, 정복희, 허동진 (2001). 산업패턴설계: 남성복, 교학연구사.
- 박천교(2004. 8. 18). IT 신성장 동력 BRIEF-차세대 PC, 정보통신연구진흥원 주간기술동향, 통권 1159호, 38-43.
- 안영무(2004). 주제강연1: 인텔리전트 의복과 생활환경, 복식문화학회, 2004년도 정기총회 및 춘계학술대회, 3-10.
- 정연희, 홍경희(2001). 스포츠 용품에 사용하는 그물망 안감의 종류가 의복의 미세 기후 및 접촉 감각에 미치는 영향, 한국생활환경학회지, 8(2), 179-188.
- 주상돈, 배한일, 임동식, 김규태, 조윤아, 성호철(2003. 2. 3). 유비쿼터스 혁명이 시작됐다: (5) 스마트웨어, 전자신문.
- 황영순(2006). 스마트 의류 및 최근 국내외 스마트 소재, 텍스토피아 웹진, 97, 최신개발정보, 한국섬유개발연구원 섬유정보팀.
- Axisa, F, Schmitt, PM, Gehin, C, Delhomme, G, McAdams, E and Dittmar, A (2005). Flexible technologies and smart clothing for citizen

- medicine, home healthcare, and disease prevention, *IEEE transactions on information technology in biomedicine*, 9(3).
- Burke, MJ (1994). Low-power ECG amplifier/detector for dry-electrode heart rate monitoring, *Medical & biological engineering & computing*, 32(6).
- Dittmar, A, Taccini, N, Loriga, G, Paradiso, R (2004). Knitted Bioclothes for Health Monitoring, Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2004 Conference Proceedings. *26th Annual International Conference*, 1.
- Gemperle, F, Kasabach, C, Stivoric, J, Bauer, M, Martin, R(1998). Design for wearability, *Wearable Computers, Digest of Papers. Second International Symposium*, 116-122.
- Lewis, C (2001). Emerging Trends in Medical Device Technology, *FDA consumer*, 35(3).
- Lind, Ej, Jayaraman, S, Rajamanickam, RW, Eisler, R and McKee, T (1998). A Sensate Liner for Personnel Monitoring Applications, *Acta Astronautica*, 42(1-8), 3-9.
- Lymberis, A(2003). Smart wearables for remote health monitoring, from prevention to rehabilitation: current R&D, future challenges, *Information Technology Applications in Biomedicine, 4th International IEEE EMBS Special Topic Conference on*.
- Searle, A and Kirkup, L (2000). A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes, *Physiological measurement*, 21(2).
- Taheri, BA, Knight, RT and Smith, RL(1994). A dry electrode for EEG recording, *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 90(5), 376-383.
- Weber, JL, Blanc, D, Dittmar, A, Comet, B, Corroy, C, Noury, N, Baghai, R, Vaysse, S (2003). VTAM - a new "biocloth" for ambulatory telemonitoring, *Information Technology Applications in Biomedicine, 4th International IEEE EMBS Special Topic Conference*.

(2006. 06. 22 접수; 2006. 10. 09 채택)