



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2014년04월21일
 (11) 등록번호 10-1384755
 (24) 등록일자 2014년04월07일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 A41C 3/00 (2006.01) A41C 3/12 (2006.01)
 (21) 출원번호 10-2012-0126808
 (22) 출원일자 2012년11월09일
 심사청구일자 2012년11월09일
 (56) 선행기술조사문헌
 KR1020060091188 A
 KR101057824 B1
 KR101109989 B1
 KR1020070112387 A

(73) 특허권자
 경희대학교 산학협력단
 경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732, 국제캠퍼스 내 (서천동, 경희대학교)
 (72) 발명자
 김갑진
 경기도 수원시 장안구 천천동 현대성우-우방아파트 713동 302호
 윤선
 전남 순천시 청사3길 28, 2층 (저전동)
 안유진
 인천광역시 강화군 길상면 온수리 520번지
 (74) 대리인
 이종우

전체 청구항 수 : 총 9 항

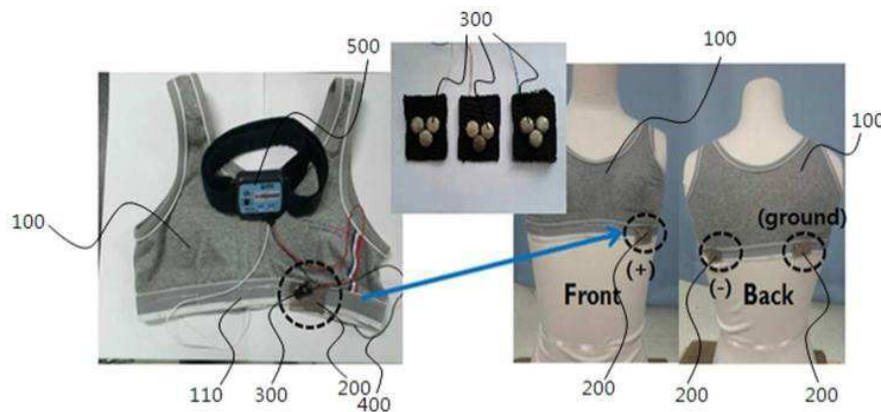
심사관 : 최봉돈

(54) 발명의 명칭 **건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라**

(57) 요약

본 발명은 스포츠 브라에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 스포츠 브라에 구비된 탄성밴드 내측에 건식 전극을 탈·부착이 가능하게 결합하여 신체에 접촉 면적을 증가시킬 수 있게 한 암아일렛으로 이루어진 지지베이스를 형성하고, 이러한 암아일렛에 결합될 수 있는 숫아일렛을 은도금 나노섬유 웹으로 이루어진 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름으로 감싸서 건식 전극을 형성함으로써 정지 또는 운동시에도 스포츠 브라를 착용한 착용자의 ECG 신호를 안정적으로 측정할 수 있게 하며, 피부에의 접촉을 위한 패치형의 젤 전극을 배제하고 반복 사용가능한 건식 전극을 사용함으로써 반복적인 사용과 피부에의 자극을 최소화할 것이 요구되는 스마트 의류에의 적합성을 향상시킬 수 있게 한 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라에 관한 것이다.

대표도 - 도1



이 발명을 지원한 국가연구개발사업	
과제고유번호	10033449
부처명	지식경제부
연구사업명	산업원천기술개발
연구과제명	건강 매니지먼트 기능의 고감도 웰니스 섬유 시스템 개발
기여율	1/2
주관기관	경희대학교 산학협력단
연구기간	2009.06.01 ~ 2012.12.31
이 발명을 지원한 국가연구개발사업	
과제고유번호	R11-2005-065
부처명	교육과학기술부
연구사업명	선도연구센터(ACE)육성사업/공학분야(ERC)
연구과제명	압력감응 촉각감지 텍스타일
기여율	1/2
주관기관	경희대학교 산학협력단
연구기간	2005.06.10 ~ 2014.02.28

특허청구의 범위

청구항 1

가슴 아래쪽에 신체에의 밀착을 위한 탄성밴드가 구비된 스포츠 브라에 있어서,

상기 탄성밴드의 내측에 고정되어 있는 지지베이스;

상기 지지베이스에 탈부착 결합 가능한 결합베이스가 구비되고 신체에서 발생하는 전기적 신호를 감지하는 전도성 물질로 이루어진 건식 전극;

상기 건식 전극에 연결되어 감지된 전기적 신호를 전송하는 도선; 및

상기 도선을 통하여 수신한 전기적 신호를 저장하거나 격지로 전송하여 착용자의 심전도를 측정하는 제어부를 포함하여 구성되며;

상기 건식 전극은,

상기 지지베이스에 탈부착 가능하게 결합 및 분리될 수 있는 결합수단으로 이루어진 결합베이스; 및

상기 지지베이스에 결합된 상태에서 신체에 접촉되어 심전도 신호에 의해 발생하는 전기적 신호를 감지하도록 상기 결합베이스의 외면을 감싸며, 가열 및 가압에 의한 용융 압착으로 형성되는 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름;으로 구성되는 것을 특징으로 하는 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라.

청구항 2

삭제

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 지지베이스는 암아일렛으로 이루어지고, 상기 결합베이스는 숫아일렛으로 구성되는 것을 특징으로 하는 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름은,

유기용매에 섬유 형성능이 있는 고분자 및 무전해 은도금 촉매를 용해하여 전기방사액을 제조하고, 상기 전기방사액을 전기방사하여 10nm 내지 5 μ m 크기의 직경을 갖는 나노섬유로 이루어지는 나노섬유 웹을 제조한 후, 상기 나노섬유 웹을 에탄올에 적시고 은도금액에 적셔 무전해 은도금하여 제조되는 것을 특징으로 하는 특징으로 하는 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름은,

상기 무전해 은도금한 나노섬유 웹을 은도금 후 가열 및 가압하는 것을 특징으로 하는 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 무전해 은도금한 나노섬유 웹을 가열 및 가압하는 것은 초음파 열융착 또는 가압 열융착에 의해 이루어지는 것을 특징으로 하는 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라.

청구항 7

제5항에 있어서,

상기 건식 전극은 (+)전극, (-)전극 및 접지 전극을 각각 형성할 수 있도록 총 3조의 건식 전극으로 형성되고, 각 조의 건식 전극은 스포츠 브라 형태로 이루어진 세 개의 전극을 삼각형 모양으로 배치하여 형성되는 것을 특징으로 하는 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 (+) 전극이 결합되는 지지베이스는 심장이 위치하는 왼쪽 가슴 아래쪽의 탄성밴드 내측에 설치되고, 상기 (-) 전극이 결합되는 지지베이스는 왼쪽 등 아래쪽의 탄성밴드 내측에 설치되고, 상기 접지 전극이 결합되는 지지베이스는 오른쪽 등 아래쪽의 탄성밴드 내측에 설치되도록 구성되는 것을 특징으로 하는 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 3조의 건식 전극과 도선을 통하여 전송된 전기적 신호를 수신하여 신체의 각 부위 사이의 전위차를 측정하여 심전도를 연산하는 마이크로 칩; 및

상기 마이크로 칩에서 연산된 심전도를 측정된 시간과 함께 저장하는 저장부를 포함하여 구성되는 것을 특징으로 하는 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 제어부는 상기 마이크로 칩에서 연산된 심전도를 무선으로 연결되어 있는 착용자의 스마트폰이나, 일정 거리 이격되어 있는 서버시스템으로 전송할 수 있는 통신수단으로 이루어진 무선송신부를 더 포함하여 구성되는 것을 특징으로 하는 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 스포츠 브라에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 스포츠 브라에 구비된 탄성밴드 내측에 건식 전극을 탈·부착이 가능하게 결합하여 신체에 접촉 면적을 증가시킬 수 있게 한 암아일렛으로 이루어진 지지베이스를 형성하고, 이러한 암아일렛에 결합될 수 있는 스포츠 브라에 구비된 탄성밴드 내측에 건식 전극을 형성함으로써 정지 또는 운동시에도 스포츠 브라를 착용한 착용자의 ECG 신호를 안정적으로 측정할 수 있게 하며, 피부에의 접촉을 위한 패치형의 젤 전극을 배제하고 반복 사용가능한 건식 전극을 사용함으로써 반복적인 사용과 피부에의 자극을 최소화할 것이 요구되는 스마트 의류에의 적합성을 향상시킬 수 있게 한 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 최근 섬유산업과 IT 산업의 융합을 통하여 언제 어디서나 인간의 생체신호를 측정할 수 있는 기능을 갖춘 스마트 의류의 연구 개발에 대한 관심이 증가하고 있다. 특히, 의류는 언제, 어디서나 인체와 접촉하고 있기 때문에 생체신호를 측정하기에 적합한바, 다양한 종류의 생체신호 측정 센서를 의류에 용이하게 탑재하기 위한 연구와 시도들이 이루어지고 있다.

[0003] 이와 같이 스마트 의류 등에 탑재되어 측정되는 여러 생체신호 중 가장 중요한 생체신호인 심전도 (electrocardiogram, ECG)는 심장박동으로 심장 근육이 수축·이완할 때 심근에 발생된 미소한 활동전위차에 의해 발생한 전류가 심장에서 온몸으로 퍼져가면서 발생하는 각 신체 부위에서의 전위차로 측정되기 때문에, 심전

도(ECG)의 측정을 위해서는 반드시 전도성 전극을 해당위치의 피부에 부착하여야 한다.

- [0004] 이러한 심전도(ECG) 측정을 위하여 병원 등에서는 피부에 직접 접촉하여 각 신체 부위에서의 전위를 측정하는 패치형으로 이루어진 전도성 Ag/AgCl 겔 전극을 이용함이 일반적이다. 그러나, 이러한 전도성 Ag/AgCl 겔 전극을 장시간 피부에 부착시켜 심전도를 측정할 때, 심전도를 측정하는 착용자가 과민성 피부인 경우에는 패치형 겔 전극이 부착되어 있는 피부에 홍반이 발생하거나 심하면 염증이 생길 수 있는 문제점이 있었다.
- [0005] 또한, 이러한 전도성 Ag/AgCl 겔 전극을 장시간 부착하여 사용할 경우에는 겔 전극이 건조해지면서 전기전도도가 감소하게 되고 그로 인해 ECG 신호의 품질이 떨어지는 문제점과, 한 번 피부에 부착하여 사용한 후에는 겔 전극의 접착력이 떨어지게 되어 반복 사용이 어려워므로 일회용으로 밖에 사용할 수 없는 문제점이 있었는바, 종래의 Ag/AgCl 겔 전극을 반복적인 사용이 요구되는 스마트 의류의 전극으로는 사용하기 어려운 문제점이 있었다.
- [0006] 즉, 종래에는 대한민국 등록특허공보 제10-1008879호에 기재된 바와 같이, Ag/AgCl로 이루어진 겔 타입의 전극을 신체에 패치형식으로 접촉시킨 후 해당 전극에서 측정되는 값에 의해 심전도나 근전도를 측정하였으나, 이 경우 패치타입으로 이루어진 겔 전극 자체의 한계로 인하여 신체에의 접착력이 약화되면 사용할 수 없게 되므로 전극을 반복 사용하기 어려운 문제점이 있었고, 피부에 장시간 접촉시 알레르기 또는 피부염 등을 유발할 우려가 있었으므로 착용시 장시간 접촉이 필수적으로 요구되고 반복사용이 필요한 스마트 의류에 적용하기 어려운 문제점이 있었다.
- [0007] 그에 따라, 최근에는 피부에의 접촉을 최소화하면서 반복사용이 가능한 건 전극(dry-type electrode)으로 집게형 스테인리스스틸 전극이나, 은도금 직물전극이 사용되기도 하고 있다.
- [0008] 그러나 스테인리스스틸 전극의 경우 의복과의 적합성이 전혀 없고, 은도금 직물전극의 경우에는 굵은 섬유위에 은도금이 되었기 때문에 섬유와 은 사이의 기계적 물성(강·신도) 차이가 크므로 착용자의 움직임에 따른 반복적인 굽힘과 접힘 등에 의해 굵은 섬유 위에 도금된 은의 탈락이 심하며 내마모성이 떨어지는 문제점이 있었다.
- [0009] 그에 따라, 심전도 측정을 위해 신체에의 지속적인 접촉이 가능하고, 피부에 지속적으로 접촉된 상태를 유지하여도 피부에 미치는 자극을 최소화할 수 있으며, 반복적인 사용이 가능하게 하여 착용자가 입고 있는 것만으로도 심전도의 측정이 안정적으로 이루어질 수 있게 한 새로운 형태의 스마트 의류가 여전히 요청되고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0010] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는, 스포츠 브라에 구비된 탄성밴드 내측에 건식 전극을 탈·부착이 가능하도록 하면서 신체에 접촉 면적을 증가시킬 수 있게 한 암아일렛으로 이루어진 지지베이스를 형성하고, 이러한 암아일렛에 결합될 수 있는 숫아일렛을 은도금 나노섬유 웹으로 이루어진 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름으로 감싸서 건식 전극을 형성함으로써 정지 또는 운동시에도 스포츠 브라를 착용한 사람의 ECG 신호를 안정적으로 측정할 수 있게 하며, 피부에의 접촉을 위한 패치형의 겔 전극을 배제하고 반복 사용가능한 건식 전극을 사용함으로써 반복적인 사용과 피부에의 자극을 최소화할 것이 요구되는 스마트 의류에의 적합성을 향상시킬 수 있게 한 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라를 제공함에 있다.

과제의 해결 수단

- [0011] 상기 과제를 해결하기 위한 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라는, 가슴 아래쪽에 신체에의 밀착을 위한 탄성밴드가 구비된 스포츠 브라에 있어서, 상기 탄성밴드의 내측에 고정되어 있는 지지베이스; 상기 지지베이스에 탈·부착이 가능한 결합베이스가 구비되고 신체에서 발생하는 전기적 신호를 감지하는 전도성 물질로 이루어진 건식 전극; 상기 건식 전극에 연결되어 감지된 전기적 신호를 전송하는 도선; 및 상기 도선을 통하여 수신한 전기적 신호를 저장하거나 격지로 전송하여 착용자의 심전도를 측정하는 제어부를 포함하여 구성되는 것을 특징으로 한다.
- [0012] 상기 건식 전극은,
- [0013] 상기 지지베이스에 탈·부착이 가능하게 결합 및 분리될 수 있는 결합수단으로 이루어진 결합베이스; 및 상기 지지베이스에 결합된 상태에서 신체에 접촉되어 심전도 신호에 의해 발생하는 전기적 신호를 감지하도록 상기 결합베이스의 외면을 감싸는 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름으로 구성되는 것을 특징으로 한다.

- [0014] 이때, 상기 지지베이스는 압아일렛으로 이루어지고, 상기 결합베이스는 스폿아일렛으로 구성되는 것이 바람직하다.
- [0015] 또한, 상기 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름은,
- [0016] 유기용매에 섬유 형성능이 있는 고분자 및 무전해 은도금 촉매를 용해하여 전기방사액을 제조하고, 상기 전기방사액을 전기방사하여 10nm 내지 5 μ m 크기의 직경을 갖는 나노섬유로 이루어지는 나노섬유 웹을 제조한 후, 상기 나노섬유 웹을 에탄올에 적시고 은도금액에 적셔 무전해 은도금하여 제조되는 것을 특징으로 하며, 상기 무전해 은도금한 나노섬유 웹을 은도금 후 가열 및 가압하는 것을 더 포함하여 구성되는 것이 바람직하다.
- [0017] 이때, 상기 무전해 은도금한 나노섬유 웹을 가열 및 가압하는 것은 초음파 열융착 또는 가압 열융착 처리에 의해 이루어지는 것이 바람직하다.
- [0018] 또한, 상기 건식 전극은 (+)전극, (-)전극 및 접지 전극을 각각 형성할 수 있도록 총 3조의 건식 전극으로 형성되고, 각 조의 건식 전극은 스폿아일렛 형태로 이루어진 세 개의 전극을 삼각형 모양으로 배치하여 형성되는 것을 특징으로 한다.
- [0019] 이때, 상기 (+) 전극이 결합되는 지지베이스는 심장이 위치하는 왼쪽 가슴 아래쪽의 탄성밴드 내측에 설치되고, 상기 (-) 전극이 결합되는 지지베이스는 왼쪽 등 아래쪽의 탄성밴드 내측에 설치되고, 상기 접지 전극이 결합되는 지지베이스는 오른쪽 등 아래쪽의 탄성밴드 내측에 설치되도록 구성되는 것이 바람직하다.
- [0020] 또한, 상기 제어부는,
- [0021] 상기 3조의 건식 전극과 도선을 통하여 전송된 전기적 신호를 수신하여 신체의 각 부위 사이의 전위차를 측정하여 심전도를 연산하는 마이크로 칩; 및 상기 마이크로 칩에서 연산된 심전도를 측정된 시간과 함께 저장하는 저장부를 포함하여 구성되는 것을 특징으로 한다.
- [0022] 상기 제어부는 상기 마이크로 칩에서 연산된 심전도를 착용자의 스마트폰이나, 일정 거리 이격되어 있는 서버시스템으로 무선으로 전송할 수 있는 통신수단으로 이루어진 무선송신부를 더 포함하여 구성되는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

- [0023] 본 발명은 정지 또는 운동시에도 스포츠 브라를 착용한 사람의 ECG 신호를 안정적으로 측정할 수 있으며, 반복 사용가능한 건식 전극을 사용하여 반복적인 사용이 가능하게 함과 아울러, 피부에의 자극을 최소화하면서 착용자의 심전도를 지속적으로 측정할 수 있게 함으로써, 착용자의 건강 매니지먼트 기초자료로서의 활용도를 높일 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

- [0024] 도 1은 본 발명에 따른 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라의 사진.
- 도 2는 본 발명에 따라 은도금 나노섬유 웹을 이용한 건식 전극의 예시 사진.
- 도 3은 본 발명에 따라 스포츠 브라의 탄성 밴드 내측에 부착된 아일렛 구조의 예시 사진.
- 도 4는 본 발명에 따라 건식 전극을 이루는 은도금 PVDF 나노섬유 웹을 만들 때 은도금전에 PVDF 나노섬유 웹을 에탄올에 먼저 적신 후에 은도금 한 것과 에탄올에 적시지 않고 은도금한 나노섬유 웹의 FE-SEM 이미지를 나타내는 사진.
- 도 5는 본 발명에 따라 에탄올에 적신 후에 은도금한 나노섬유 웹과 그렇지 않은 은도금 나노섬유 웹을 반복적으로 접었다 편 후의 SEM 이미지를 나타내는 사진.
- 도 6은 본 발명에 따라 건식 전극을 이루는 은도금 나노섬유 웹을 초음파 열융착 처리한 은도금 PVDF 나노섬유 웹의 FE-SEM 이미지를 나타내는 사진.
- 도 7은 일반적인 겔 전극을 이용하여 측정된 전형적인 ECG 신호의 그래프.
- 도 8은 본 발명에 따른 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라를 착용하고 가만히 정지한 상태에서 측정된 ECG 신호를 나타내는 그래프.

도 9는 본 발명에 따른 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라를 착용하고 5km/h의 속도로 달리는 상태에서 측정된 ECG 신호(A)와 겔 전극을 이용하여 측정된 ECG 신호(B)를 나타내는 그래프.

도 10은 본 발명에 따른 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라를 착용하고 7km/h의 속도로 달리는 상태에서 측정된 ECG 신호(A)와 겔 전극을 이용하여 측정된 ECG 신호(B)를 나타내는 그래프.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0025] 이하에서는 본 발명의 구체적인 실시예를 도면을 참조하여 상세히 설명하도록 한다.
- [0026] 도 1은 본 발명에 따른 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라의 사진이고, 도 2는 본 발명에 따라 은도금 나노섬유 웹을 이용한 건식 전극의 예시 사진이며, 도 3은 본 발명에 따라 스포츠 브라의 탄성 밴드 내측에 부착된 아일렛 구조의 예시 사진이다.
- [0027] 도 1을 참조하면, 본 발명에 따른 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라는, 가슴 아래쪽에 신체에 밀착을 위한 탄성밴드가 구비된 스포츠 브라(100)와, 상기 탄성밴드의 내측에 고정되어 있는 지지베이스(200)와, 상기 지지베이스에 탈·부착이 가능한 결합베이스가 구비되고 신체에서 발생하는 전기적 신호를 감지하는 전도성 물질로 이루어진 건식 전극(300)과, 상기 건식 전극에 연결되어 감지된 전기적 신호를 전송하는 도선(400)과, 상기 도선을 통하여 수신한 전기적 신호를 저장하거나 격지로 전송하여 착용자의 심전도를 측정하는 제어부(500)를 포함하여 구성된다.
- [0028] 상기 스포츠 브라(100)는 운동시 가슴과 브라의 움직임 줄여주어 활동을 편하게 해주는 의류로서, 가슴과 브라를 신체에 밀착시키도록 가슴 아래에 탄성밴드(110)가 구비된 통상적인 스포츠 브라로 구성된다. 상기 스포츠 브라는 종래에는 운동시 가슴의 움직임에 불편함을 느끼던 여성이 주된 이용자라 할 것이지만, 본 발명에 따른 스포츠 브라는 가슴의 움직임 방지를 넘어 간편하고 반복적인 심전도 측정이 가능하게 됨으로써, 운동시 자신의 심전도를 측정하고자 하는 남성층까지 그 이용자층이 넓게 확대될 수 있는바, 종래에 사용되던 스포츠 브라보다 넓은 종류의 의류를 지칭하는 것으로 사용된다.
- [0029] 상기 지지베이스(200)는 건식 전극이 탈·부착 가능하게 결합되는 결합수단으로서, 신체의 움직임에도 불구하고 결합된 건식 전극을 신체에 밀착시킬 수 있도록 신체를 가압하는 탄성밴드(110)의 내측에 설치된다.
- [0030] 이때, 상기 지지베이스(200)는 도 1 및 도 3에 도시된 바와 같이 탄성밴드에 고정되어 있는 암아일렛(eyelet)의 형태로 구성되는 것이 바람직하지만, 이에 제한되지 않고 상기 건식 전극과의 탈·부착 결합이 가능한 다양한 결합수단으로 이루어질 수 있음은 물론이다.
- [0031] 상기 건식 전극(300)은 상기 지지베이스(200)에 탈·부착 가능하게 결합 및 분리될 수 있는 결합수단으로 이루어진 결합베이스(310)와, 상기 지지베이스에 결합된 상태에서 신체에 접촉되어 심전도 신호에 의해 발생하는 전기적 신호를 감지하도록 상기 결합베이스의 외면을 감싸는 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름(320)으로 구성된다.
- [0032] 이때, 상기 결합베이스(310)는 상기 지지베이스(200)를 이루는 결합수단에 대응하는 탈·부착 가능한 결합수단으로 구성되어야 하므로, 도 1 및 도 3에 도시된 바와 같이 상기 지지베이스가 암아일렛으로 이루어진 경우에는 그에 결합 가능한 숫아일렛(eyelet)의 형태로 구성되며, 상기 암아일렛이 그 이외의 결합수단으로 이루어진 경우에는 그에 결합 가능한 결합수단으로 구성되어야 함은 물론이다.
- [0033] 상기 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름(320)은 상기 지지베이스(200)에 결합된 상태로 신체에 접촉되어 심장 근육의 수축 이완시 발생하는 전류에 의한 전기적 신호를 측정하기 위해 상기 결합베이스(310)의 외주면을 감싸는 전도성의 얇은 필름으로 구성된다.
- [0034] 이때, 상기 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름(320)은 섬유 형성능이 있는 PVDF가 유기용매에 혼합된 전기방사액을 전기방사하여 형성된 나노섬유 웹을 에탄올에 적셔서 무전해 은도금액이 나노섬유 내부로 투입되게 한 후 은도금 처리된 나노섬유 웹을 가열 및 가압하여 이루어진다. 상기 은도금 처리된 PVDF 나노섬유 웹을 가열 및 가압하는 것은 나노섬유의 기재만을 열로 녹일 수 있는 초음파 열융착 또는 가압 열융착 처리하여 이루어지는 것이 바람직하다. 이때 나노섬유 웹은 PVDF이외에 섬유형성능이 있는 모든 고분자가 가능하므로 나노섬유 웹의 구성 성분은 PVDF로 한정하는 것은 아니다.
- [0035] 상기 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름(320)은 숫아일렛을 감싸기 용이하도록 도 2(A)에 도시된 바와 같이 외주면 말단이 돌출되고 돌출된 영역 상호간에 절개면을 형성한 박막으로 이루어지며, 이러한 박막 형태의 초음파 열융착된 나노섬유 웹을 도 2(B) 및 도 2(C)에 도시된 바와 같이 탄성회복력이 우수한 폴리우레탄계 스펀지가 부착

된 금속 스티아일렛을 감싼 후 접착시켜, 도 2(D)에 도시된 바와 같은 스티아일렛 형태의 건식 전극(직경 11 ~ 13 mm, 높이 5mm 이내)을 형성하도록 구성된다.

- [0036] 또한, 상기 건식 전극(320)은 도 2(E)에 도시된 바와 같이 (+)전극, (-)전극 및 접지 전극을 형성할 수 있도록 총 3조의 건식 전극으로 형성되고, 상기 (+)전극, (-)전극 및 접지 전극 각각은 스티아일렛 형태로 이루어진 세 개의 전극을 삼각형 모양으로 배치하여 전기적 신호를 수신할 수 있는 각 조의 건식 전극을 형성하도록 구성된다.
- [0037] 이와 같이 상기 건식 전극이 3조의 건식 전극으로 형성됨으로써, 각 조의 건식 전극이 결합될 수 있도록 상기 지지베이스를 이루는 암아일렛도 각각 상이한 위치에 3개가 설치되어야 함은 물론이다.
- [0038] 이때, 상기 건식 전극(300(E)) 중 (+) 전극이 결합되는 지지베이스는 심장에서 가까운 부분에 설치되고, 상기 건식 전극 중 (-) 전극이 결합되는 지지베이스는 심장에서 조금 먼 부분에 설치되며, 상기 건식 전극 중 접지 전극이 결합되는 지지베이스는 심장에서 가장 멀리 떨어진 부분에 설치되도록 구성되는 것이 바람직하다.
- [0039] 그에 따라, 도 1에 도시된 바와 같이 상기 (+) 전극이 결합되는 지지베이스는 심장이 위치하는 왼쪽 가슴 아래쪽의 탄성밴드 내측에 설치되고, 상기 (-) 전극이 결합되는 지지베이스는 왼쪽 등 아래쪽의 탄성밴드 내측에 설치되고, 상기 접지 전극이 결합되는 지지베이스는 오른쪽 등 아래쪽의 탄성밴드 내측에 설치되어, 각 조의 건식전극이 심장에서 가까운 곳과 조금 먼 곳과 가장 먼 곳에서 피부에 접촉된 상태를 유지할 수 있게 된다.
- [0040] 상기 도선(400)은 3조로 이루어진 각 건식 전극에 연결되어 신체에 접촉된 상태에서 획득한 전기적 신호를 수신하여 상기 제어부로 전송하는 전기적 신호의 전송 통로를 형성하도록 구성된다.
- [0041] 상기 제어부(500)는 상기 3조의 건식 전극과 도선을 통하여 전송된 전기적 신호를 수신하여 신체의 각 부위 사이의 전위차를 측정하여 심전도를 연산하는 마이크로 칩과, 이와 같이 연산된 심전도를 측정된 시간과 함께 저장하는 저장부를 포함하여 구성된다.
- [0042] 또한, 상기 제어부(500)는 상기 마이크로 칩에서 연산된 심전도를 무선으로 연결되어 있는 착용자의 스마트폰이나 일정 거리 이격되어 있는 서버시스템으로 전송할 수 있는 통신수단으로 이루어진 무선송신부를 더 포함하여 구성되는 것이 바람직하다.
- [0043] 이와 같이, 상기 제어부가 무선송신부를 포함하여 구성될 경우 착용자가 운동하거나 일상 생활을 영위하는 동안에도 심전도 신호를 지속적으로 모니터링 할 수 있게 되어 착용자의 건강상태를 지속적으로 확인할 수 있게 된다.
- [0044] 또한, 상기 제어부(500)는 상기 3조의 건식 전극과 도선을 통하여 전송된 전기적 신호를 처리하고 저장하거나 무선송신하기 위한 전원을 독립적으로 공급할 수 있는 배터리 등의 전원공급부를 더 포함하여 구성되는 것이 바람직하다.
- [0045] 다음에는 이와 같이 구성된 본 발명에 따른 스포츠 브라를 형성하기 위한 건식 전극을 제조하는 것을 설명한다.
- [0046] 도 4는 본 발명에 따라 건식 전극을 이루는 은도금 PVDF 나노섬유 웹을 제조하는 과정에 은도금전에 PVDF 나노섬유 웹을 에탄올에 먼저 적신 후에 은도금한 경우와 에탄올에 적시지 않고 은도금한 PVDF 나노섬유 웹의 FE-SEM 이미지를 나타내는 사진이고, 도 5는 본 발명에 따라 에탄올에 적신 후 은도금을 한 은도금 PVDF 나노섬유 웹과 그렇지 않은 은도금 PVDF 나노섬유 웹을 반복하여 접었다 편 후의 SEM 이미지를 나타내는 사진이며, 도 6은 본 발명에 따라 건식 전극을 이루는 은도금 PVDF 나노섬유 웹을 초음파 열융착 처리한 은도금 PVDF 나노섬유 웹의 FE-SEM 이미지를 나타내는 사진이다.
- [0047] 상기 건식 전극을 이루는 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름은, 유기용매에 섬유 형성능이 있는 고분자 및 무전해 은도금 촉매를 용해하여 전기방사액을 제조하는 단계와, 상기 전기방사액을 전기방사하여 10nm 내지 5 μ m 크기의 직경을 갖는 나노섬유로 이루어지는 나노섬유 웹을 제조하는 단계, 및 상기 나노섬유 웹을 에탄올에 적시고 은도금액에 적서 무전해 은도금하는 단계를 포함하여 형성된다.
- [0048] 이때, 상기 섬유 형성능이 있는 고분자로는 폴리비닐리덴플루오라이드(PVDF), 폴리비닐리덴플루오라이드 공중합체, 폴리우레탄(polyurethane), 나일론, 폴리비닐아세테이트(PVAc), 폴리비닐알콜(PVA), 폴리에틸렌-비닐아세테이트 공중합체(PEVAc) 및 셀룰로스아세테이트 중에서 선택된 하나 또는 둘 이상을 혼합한 것을 사용할 수 있으며, 상기 무전해 은도금 촉매는 무전해 은도금 시 은도금의 촉매 역할을 수행하는 것으로, 본 발명에서는 AgCl, AgNO₃, Ag₂O 등과 같은 Ag의 염을 사용할 수 있고, 상기 유기용매는 N,N-디메틸아세트아미드(N,N-

dimethylacetamide, DMAc), N,N-디메틸포름아미드(N,N-dimethylformamide, DMF), N-메틸피롤리디논(N-methylpyrrolidinone, NMP), 디메틸설폭사이드(dimethyl sulfoxide, DMSO), 아세톤(acetone), 메틸에틸케톤(methyl ethyl keton), 메탄올, 에탄올, 프로판올, 부탄올, t-부틸알코올(t-butyl alcohol), 이소프로필알코올(isopropylalcohol, iPA, 2-propanol), 벤질알코올(benzyl alcohol), 테트라히드로푸란(tetrahydrofuran, THF), 에틸아세테이트(ethyl acetate), 부틸아세테이트(butyl acetate), 프로필렌글리콜디아세테이트(propylene glycol diacetate), 프로필렌글리콜메틸에테르아세테이트(propylene glycol methyl ether acetate, PGMEA), 아세토니트릴(acetonitrile), 클로로포름(chloroform), 디클로로메탄(dichloromethane), 트리플루오로아세토나이트릴(trifluoroacetonitrile), 에틸렌글리콜(ethylene glycol), 피리딘(pyridine) 및 피롤리딘(pyrrolidine)으로 이루어진 군으로부터 선택된 유기용매 단독 또는 혼합물로 구성될 수 있다.

[0049] 또한, 상기 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름은 전기방사하여 제조된 나노섬유 웹을 에탄올 처리함으로써 무전해 은도금 시 은도금 용액이 나노섬유 사이에 형성된 공간으로 용이하게 침투할 수 있게 되며, 나노섬유 웹의 내부 까지도 은도금이 용이하게 이루어질 수 있게 된다. 이러한 에탄올 처리로 나노섬유 웹의 내부까지도 효과적으로 은도금이 이루어질 수 있기 때문에, 제조된 은도금 나노섬유 웹의 내구성이 향상되는 효과 또한 달성할 수 있게 된다.

[0050] 그에 따라 도 4에 도시된 바와 같이 에탄올을 처리하지 않은 경우와 에탄올을 처리한 경우의 은도금 상태의 차이를 확연히 비교할 수 있다. 도 4(A)와 도 4(B)는 에탄올에 적시는 과정을 생략하고 은도금한 나노섬유 웹의 10,000×, 200,000× 이미지를 나타내고, 도 4(C)와 도 4(D)는 에탄올에 적셔 은도금한 나노섬유 웹의 10,000×, 200,000× 이미지를 나타낸다.

[0051] 즉, 도 4(A)에 나타낸 SEM 사진(배율 10,000)에서 볼 수 있듯이, 40분간 은도금을 하였는데도 불구하고 은도금 용액과 닿아있는 외부 층에만 은도금이 되어 섬유표면이 거칠고 직경이 증가하였으며 내부에는 은도금 용액이 침투하지 못하여 은도금이 전혀 되어있지 않아 본래의 PVDF 나노섬유가 그대로 존재하고 있음을 확인할 수 있다. 도 4(B)는 표면 층 나노섬유에만 은도금이 된 부분을 200,000배로 확대한 것이다.

[0052] 그러나, 도 4(C)는 PVDF 나노섬유 웹을 에탄올로 먼저 적신 후에 은도금한 경우의 SEM 사진(배율 10,000)인데, 이 경우에는 PVDF 나노섬유 웹의 표면과 내부의 도금정도가 차이가 나지 않을 정도로 균일함을 알 수 있다. 마치 은도금이 되어 있지 않은 PVDF 나노섬유 웹처럼 보인다. 그러나 이를 200,000배로 확대한 SEM 사진(도 4(D) 참조)에서 보면 대단히 균일하게 은이 도금된 것을 확인할 수 있다.

[0053] 또한, 상기 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름을 형성하기 위해 전기방사액을 제조하는 단계는 무전해 은도금 촉매를 전기방사액에 포함시킴으로써, 무전해 은도금 시 나노섬유 표면에 노출된 촉매를 통해 은도금이 효율적으로 이루어질 수 있게 한다. 유기용매에 고분자와 무전해 은도금 촉매를 용해시키면, 유기용매의 환원력으로 인해 나노의 단위 정도로 작은 무전해 은도금 촉매의 결정이 생성되는데, 이러한 결정이 이후 전기방사를 거치면서 고분자 나노섬유의 내부 또는 표면에 포함된 형태로 제조된다. 즉 무전해 은도금 촉매의 나노 결정은 은도금을 위한 핵제로 사용된다고 할 수 있다.

[0054] 또한, 상기 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름을 형성하기 위해 상기 나노섬유 웹을 제조하는 단계는 전기방사액을 지지체에 전기방사하여 지지체 상에 나노섬유 웹이 생성되도록 할 수 있는데, 이때 지지체로 섬유 직물 또는 부직포를 사용하는 것이 바람직하다. 나노섬유 웹은 그 특성상 두께가 매우 얇기 때문에 연속적으로 이어지는 다음 공정에서 취급하기가 용이하지 않다. 따라서 일반적으로 지지체에 놓여 있거나 고정된 상태로 이후 단계가 수행되는 것이 바람직하다. 이를 위한 지지체의 재질로 여러 가지의 재질을 생각할 수 있으나, 본 발명자가 실험해 본 결과 섬유 직물 또는 부직포, 특히 합성섬유 직물 또는 합성섬유 부직포를 사용할 경우 에탄올에 적시거나 은도금액에 적시는 과정에서의 변형이 없고 은도금이 마무리된 이후 지지체로부터 은도금 나노섬유 웹을 이탈시키는 것이 용이해지고, 지지체에 은도금이 되는 것을 방지하여 은도금액 내의 은 이온이 불필요하게 소모되는 것을 방지할 수 있다. 은도금액을 구성하는 성분이 대체로 고가이므로 대량 생산 등에서는 불필요한 낭비를 줄이는 것이 매우 중요하며, 합성섬유 지지체는 전기방사에 이은 은도금을 연속적으로 공정화시키는데 매우 유리하게 작용할 수 있다. 연속공정에서는 지지체를 컨베이어형 금속 콜렉터(conveyor-type metal collector) 위에 위치시켜 2차원 어레이로 배치된 멀티방사노즐(multi-spinning nozzle)을 통하여 전기방사하여 생성되는 나노섬유가 랜덤하게 지지체에 적층-고정되면서 나노섬유 웹을 형성하도록 할 수 있다. 그러나 배치식으로 소량 제조하는 경우에는 지지체는 원통형 콜렉터(collector) 위에 감아둔 상태로 하여 전기방사 시 생성되는 나노섬유가 지지체에 고정되면서 웹을 형성하도록 할 수도 있다.

[0055] 또한, 상기 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름을 형성하기 위해 상기 무전해 은도금하는 단계는 상기 지지체에 고정

된 나노섬유 웹을 에탄올에 적시고, 환원제 수용액에 적신 다음, 환원제가 포함되지 않은 은도금액에 적시는 방법으로 수행하는 것이 바람직하다. 무전해 은도금은 치환반응을 이용하는 것으로, 일반적으로 환원이 가능한 상태의 은 착화물($\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{OH}$)이 포함된 용액에 은도금 하고자 하는 물질을 침지하고 환원제를 가하여 은(Ag)으로 환원시키면서 물질의 표면에 은도금이 이루어지도록 하는 방법을 사용한다. 이때 은도금 용액에 환원제를 가하는 방식을 사용하는 경우에는 은도금 하고자하는 물질 표면뿐만 아니라 은도금 용액 중에서도 환원 반응이 일어나기 때문에 효과적인 은도금을 위해서는 이를 개선할 필요가 있다. 하지만 상기와 같이 은도금액에 적시기 이전에 나노섬유 웹을 환원제 수용액에 적시게 되면, 환원제가 나노섬유의 표면 부분에 밀집된 형태로 존재하게 되고, 이후 은도금액에 적시면 환원 반응이 나노섬유의 표면에 집중적으로 발생하기 때문에, 은도금 용액 내에서의 불필요한 환원 반응을 방지할 수 있어 효과적으로 은도금을 수행할 수 있게 된다.

[0056] 이때, 상기 환원제로 사용할 수 있는 무기환원제로는 하이드라진(hydrazine, N_2H_4), 수소화붕소화합물(lithium borohydride, sodium borohydride, 또는 aluminium borohydride), 차아인산나트륨(NaH_2PO_2) 등이 있으며, 유기 환원제로는 포름알데하이드(HCHO), 아세트알데하이드(CH_3CHO), 벤즈알데하이드($\text{C}_6\text{H}_5\text{CHO}$), 아크레로인($\text{CH}_2=\text{CH}-\text{CHO}$), 글루코오스(glucose) 등이 있다. 이 중에서 글루코오스(glucose)를 사용하는 것이 바람직하며, 환원제 수용액은 환원제의 농도가 2 내지 20%(w/v)인 수용액을 사용하는 것이 좋다.

[0057] 그에 따라, PVDF 나노섬유 웹을 에탄올로 처리하지 않고 은도금한 것과 에탄올로 처리한 후에 은도금한 시료를 180° 로 편편하게 접은 후에 접은 부위의 SEM 사진을 나타내는 도 5에서 확인할 수 있는 바와 같이, 에탄올로 처리하지 않고 은도금을 한 경우(왼쪽 사진) 나노섬유 웹 표면에만 은도금이 두껍게 되어서 여러 번 접은 후에는 그 부분에 균열이 발생하고 내부에 전기도금 되어있지 않은 PVDF 나노섬유가 외부로 노출되어 있음을 확인할 수 있다. 반면에 에탄올로 처리한 후에 은도금을 한 시료의 경우(오른쪽 사진)에는 PVDF 나노섬유 개개의 표면을 따라 균일하게 은도금이 되었기 때문에 접은 후에도 어떤 균열이 보이지 않을 정도로 유연성이 대단히 좋을 수 있다.

[0058] 또한, 상기 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름을 형성함에 있어 상기 무전해 은도금하는 단계 이후에, 가열 및 가압하고 냉각시키는 단계를 더 수행하는 것이 바람직하다. 이 단계는 나노섬유 웹을 구성하는 고분자를 가열에 의해 용해시킨 다음, 가압에 의해 내부에 형성될 수 있는 공기층을 제거하고, 냉각시켜 다시 고분자가 형성되도록 하는 것이다.

[0059] 즉, 상기 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름은 인체의 심전도와 같은 전기적인 신호를 전달하기 위한 전극으로 사용되므로, 전기적 신호에 대한 민감도가 우수한 것이 좋게 된다. 그러나 무전해 은도금하는 단계만을 거친 후의 나노섬유 웹은 내부 공간에 공기가 다량 함유되어 있게 되어, 이러한 공기층으로 인해 전기적 신호를 전달할 때 잡음이 포함되는 경우가 발생할 수 있다. 따라서 이러한 문제점을 해결하기 위해 상기와 같이 가열 및 가압하고 냉각시키는 추가단계를 수행하는 것이 바람직하며, 이 단계를 수행하면 나노섬유 웹이 보다 밀집되어 형성되기 때문에 내구성 또한 향상될 수 있게 된다.

[0060] 이때, 상기 가열 및 가압 방법으로, 예를 들어 은도금 처리된 나노섬유 웹을 2매의 폴리이미드 필름 사이에 삽입하고, 초음파 발생장치 또는 히터와 같이 고열을 발생시키는 장비로 상기 폴리이미드 필름 사이에 삽입되어 있는 은도금된 나노섬유 웹을 문지르거나 압력을 가하는 방법을 사용할 수 있다.

[0061] 그에 따라, 가열 및 가압을 위해 초음파 열융착 처리한 은도금 PVDF 나노섬유 웹의 FE-SEM 이미지를 나타내는 도 6에서 확인할 수 있는 바와 같이, 도 6(A)를 도 4(C)와 비교해 볼 때 초음파 열융착 이후에 나노섬유 웹의 기공이 상당히 감소되고 나노섬유 웹의 표면도 필름 표면처럼 평활하게 되었음을 확인할 수 있다. 도 6(B)는 도 6(A)를 배율 100,000배로 확대하여 나타낸 것으로 도 4(D)와 비교해 볼 때 나노섬유의 용융으로 도금된 원통형 은의 굵기 변동이 심하기는 하지만 섬유상 은은 그 자체가 용융된 것은 아니기 때문에 망사상으로 연결을 유지하고 있는 것을 확인할 수 있으며, 저항치도 0.5 ~ 1 ohm/cm 수준을 유지하고 있었다.

[0062] 이와 같이 본 발명에 따라 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름을 제조하기 위해서는, 상기 유기용매로 N,N-디메틸아세트아미드(N,N-dimethylacetamide, DMAc) 또는 N,N-디메틸포름아미드(N,N-dimethylformamide, DMF)에 아세톤 또는 메틸에틸케톤이 1:1 내지 2:1의 비율(v/v)로 혼합된 혼합용매를 사용하고, 상기 섬유 형성능이 있는 고분자로 폴리비닐리덴플루오라이드(PVDF)를 사용하며, 상기 무전해 은도금 촉매로 질산은(AgNO_3) 또는 염화은(AgCl)을 사용하여 전기방사액을 제조하는 것이 바람직하며, 이때 상기 혼합용매에 0.01 내지 1중량%의 농도로 AgNO_3 또는 AgCl 을 용해시키고 5 내지 20중량%의 농도로 PVDF를 용해시킨 다음, 50 내지 150°C 에서 5 내지 20시

간 교반하는 것이 바람직하다.

- [0063] 기존에 PVDF를 이용하여 나노섬유를 제조할 때 유기용매로 N,N-디메틸포름아미드(N,N-dimethylformamide, DMF)를 많이 이용하고 있다. 본 발명에서도 역시 DMF를 유기용매로 사용할 수 있지만, 본 발명의 경우 나노섬유에 무전해 은도금 촉매를 포함시켜야 하고, 무전해 은도금 촉매의 입자가 나노의 크기로 작게 형성되어야 하는데, DMF는 환원성이 높아 무전해 은도금 촉매의 입자가 커지고 나노입자 형성이 잘 이루어지지 않는다는 문제점이 있다. 따라서 이러한 문제점을 해결하기 위하여 N,N-디메틸아세트아미드(N,N-dimethylacetamide, DMAc)를 유기용매로 사용할 수 있고, DMAc는 끓는점이 높아서 단독으로는 전기방사가 용이하지 않기 때문에 아세톤을 포함시켜 공비현상을 유도함으로써 무전해 은도금 촉매의 나노입자 형성 및 전기방사의 용이성을 동시에 달성할 수 있게 된다.
- [0064] 다음에는 본 발명에 따른 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라를 착용하고 착용자가 정지 상태, 시속 5km로 운동할 때 및 시속 7km로 운동할 때의 ECG를 측정할 것을 설명한다.
- [0065] 도 7은 일반적인 젤 전극을 이용하여 측정된 전형적인 ECG 신호의 그래프이고, 도 8은 본 발명에 따른 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라를 착용하고 가만히 정지한 상태에서 측정된 ECG 신호를 나타내는 그래프이며, 도 9는 본 발명에 따른 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라를 착용하고 5km/h의 속도로 달리는 상태에서 측정된 ECG 신호(A)와 젤 전극을 이용하여 측정된 ECG 신호(B)를 나타내는 그래프이고, 도 10은 본 발명에 따른 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라를 착용하고 7km/h의 속도로 달리는 상태에서 측정된 ECG 신호(A)와 젤 전극을 이용하여 측정된 ECG 신호(B)를 나타내는 그래프이다.
- [0066] 본 발명에 따라 측정된 ECG 신호의 정확한 측정 여부를 확인할 수 있도록, 동일한 피험자에게 동일한 Bionomadix ECG 모듈을 사용하여 본 발명에 따른 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라를 착용한 상태와, Ag/AgCl 젤 전극을 부착한 상태에서 다양한 실험조건으로 ECG 신호를 측정하여 비교하였다.
- [0067] 먼저 도 7은 종래의 일반적인 Ag/AgCl 젤 전극을 사용하는 병원용 측정 장비로 측정된 전형적인 ECG 신호를 나타낸 것이다. P 파는 좌, 우 심방의 탈분극 현상으로 생기며, QRS 복합파는 좌, 우 심실의 탈분극현상으로 생기고, T 파는 심실의 재분극 현상으로 발생한다. 일반적으로 심박 수는 R-R 피크 간의 시간으로 계산된다. 정확한 ECG 곡선으로 심장관련 질병을 찾아내기 위해서는 P-R interval, Q-T interval, S-T interval 등의 면밀한 분석이 필요하지만 건강인의 심박수를 찾아내는 데는 R 피크만 뚜렷하게 나타나면 된다.
- [0068] 도 8은 여성 피실험자가 움직임이 없이 가만히 서 있을 때 스타일렛을 감싸는 형태로 이루어져 스포츠 브라에 구비된 탄성밴드 내측에 결합된 건식 전극을 이용하여 ECG 신호를 측정할 것으로서, 측정된 ECG 신호에서 전기적 잡음 신호가 매우 작은 뚜렷한 R 피크를 나타내고 있음을 확인할 수 있다.
- [0069] 이후 스포츠 브라를 착용한 상태에서 신체 운동을 할 경우 불가피하게 발생하는 움직임 노이즈에 대해 스포츠 브라에 결합된 건식 전극으로부터 ECG 신호를 정확하게 얻을 수 있는지 확인하기 위하여, 피실험자가 트레드밀(Treadmill)을 사용하게 하고 트레드밀 속도를 5 km/h와 7 km/h로 변화시킨 후에 ECG를 측정하여 도 9와 10에 나타내었다.
- [0070] 먼저 5 km/h의 속도로 보행 시, 본 발명에 따른 스포츠 브라를 착용하여 신체에 건식 전극을 접촉시킨 경우 도 9(A)에 도시된 바와 같이 -1 V ~ +1.5 V 정도의 ECG 신호를 얻을 수 있었으며, 종래의 접촉형 Ag/AgCl 젤 전극을 신체에 접촉시킨 경우에는 도 9(B)에 도시된 바와 같이 -0.6 V ~ +0.6 V 정도의 전기적 신호를 얻을 수 있었다. 따라서 5 km/h의 속도로 보행하거나 운동할 경우 본 발명에 따른 스포츠 브라를 착용하여 건식 전극으로부터 측정되는 ECG 신호가 의료용 접촉 전극에 비하여 2배 이상 큰 신호 값을 보이는 것으로 나타났다.
- [0071] 또한, 7 km/h의 속도로 달리는 경우에는 도 10(B)에 도시된 바와 같이 의료용 접촉 전극의 경우 -0.6 V ~ +1 V 정도의 ECG 신호가 얻어진 반면, 본 발명에 따른 스포츠 브라를 착용하여 건식전극으로부터 측정되는 경우에는 도 10(A)에 도시된 바와 같이 -0.5 V ~ +1.8 V 정도의 ECG 신호를 획득하게 된다. 그에 따라 운동이 격렬해지더라도 본 발명에 따른 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라를 착용할 경우 종래의 의료용 접촉 전극보다 큰 ECG 신호를 획득할 수 있게 된다.
- [0072] 이와 같이 건식 전극을 이용한 스포츠 브라에 의해 ECG 신호를 측정하여도 Ag/AgCl 젤전극을 사용할 때와 동일한 ECG 패턴을 나타내며, 단지 다른 점은 전극 부착 시의 피부와의 접촉 특성(임피던스, 접촉저항 등), 접촉 면적 등에 의해 ECG의 크기만 달라지는 것으로 보인다. 오히려, 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라에 의해 측정할 경우 동잡음(motion artifact)이 작은 보다 깨끗한 ECG 신호를 얻을 수 있었다.

[0073] 물론 본 발명에 따른 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라를 착용하여 심전도를 측정할 경우, 보행이나 주행 시 움직임에 의한 동작음(motion artifact)이 약간 발생하지만 ECG의 주요 피크인 R 피크를 찾아내는 데는 전혀 어려움이 없다. 이것은 Ag/AgCl 젤 전극처럼 피부에 접촉되지는 않지만 ECG 전극 부착 부위 한 곳에서 3개의 건식 전극이 삼각대와 같은 모양으로 한 조의 전극을 이루고 있고 스포츠 브라의 탄성밴드로부터 적당한 압력을 받기 때문에 움직임이 있더라도 피부와 접하는 ECG 전극의 면적이 거의 동일하여 움직임에 의한 동작음(motion artifact)이 최소화 될 수 있었던 것으로 보인다.

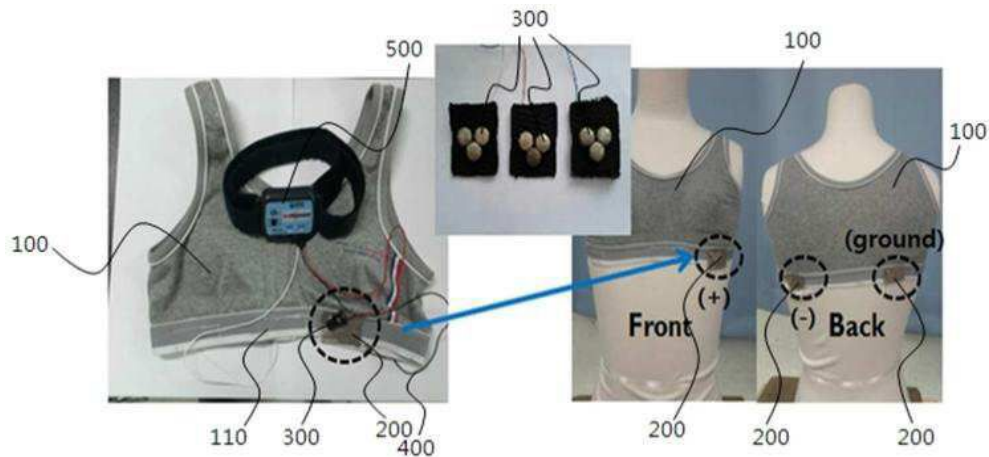
[0074] 이상에서는 본 발명에 대한 기술사상을 첨부 도면과 함께 서술하였지만 이는 본 발명의 바람직한 실시예를 예시적으로 설명한 것이지 본 발명을 한정하는 것은 아니다. 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 이라면 누구나 본 발명의 기술적 사상의 범주를 이탈하지 않는 범위 내에서 다양한 변형 및 모방이 가능함은 명백한 사실이다.

부호의 설명

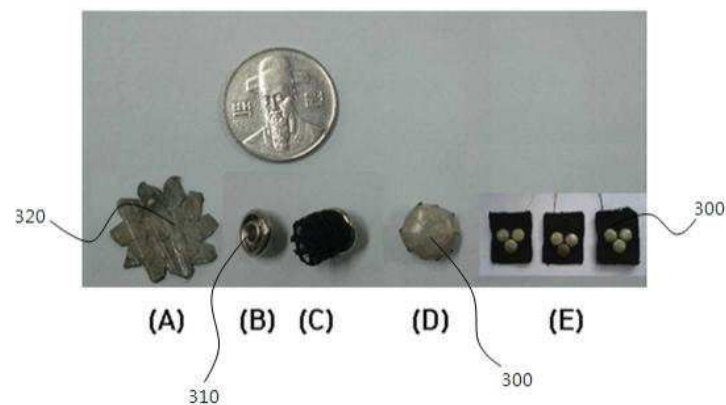
- | | | |
|--------|--------------|--------------------------|
| [0075] | 100 - 스포츠 브라 | 110 - 탄성밴드 |
| | 200 - 지지베이스 | 300 - 건식 전극 |
| | 310 - 결합베이스 | 320 - 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름 |
| | 400 - 도선 | 500 - 제어부 |

도면

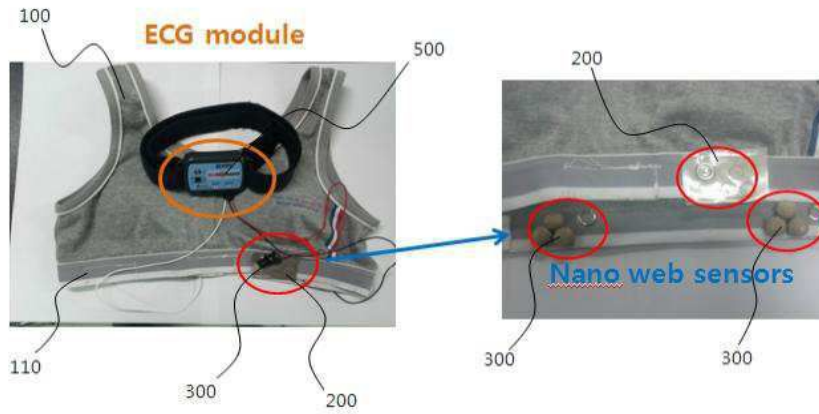
도면1



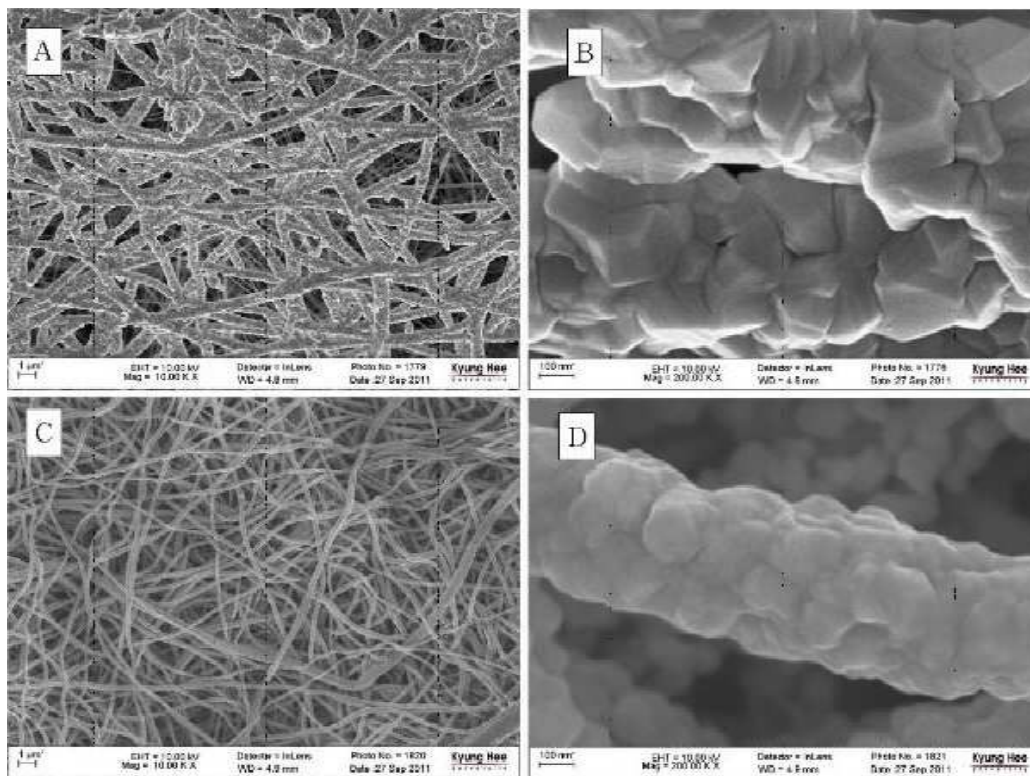
도면2



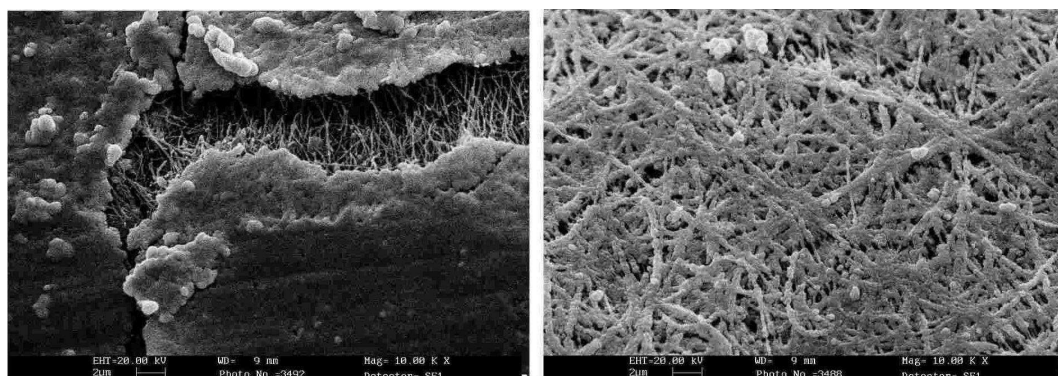
도면3



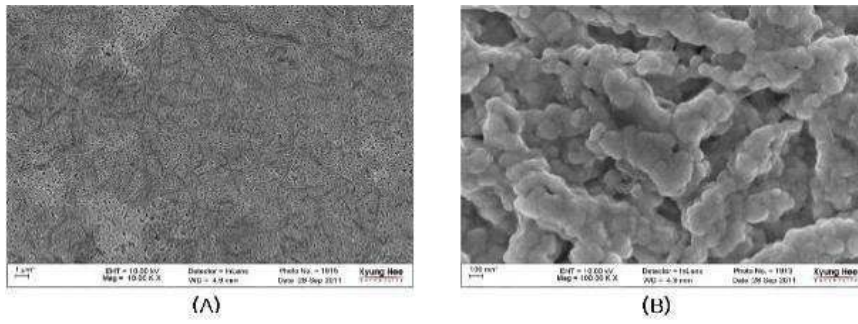
도면4



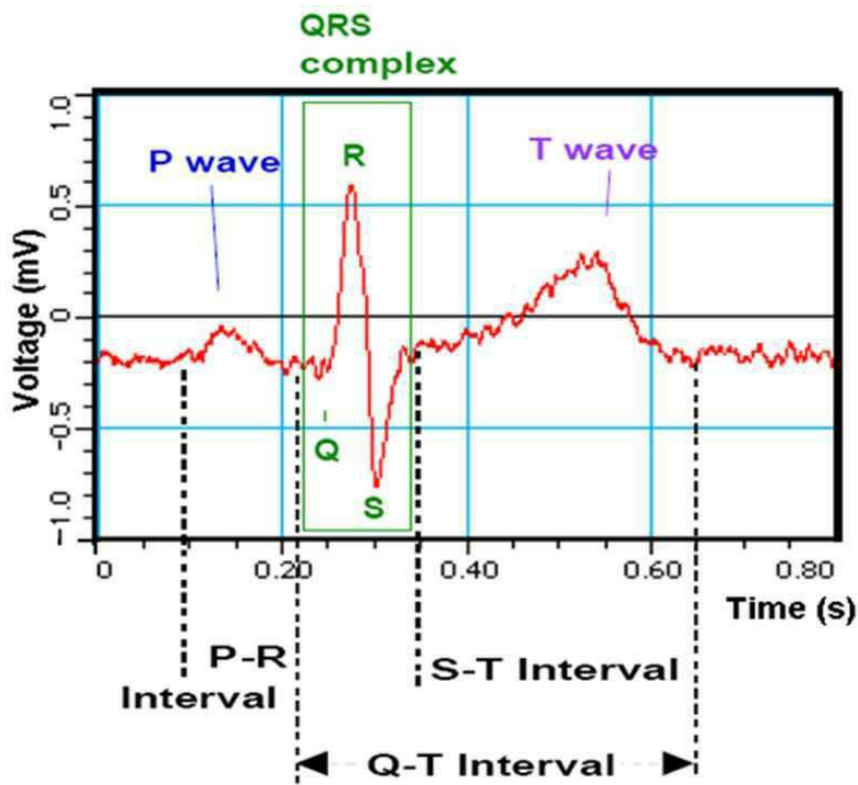
도면5



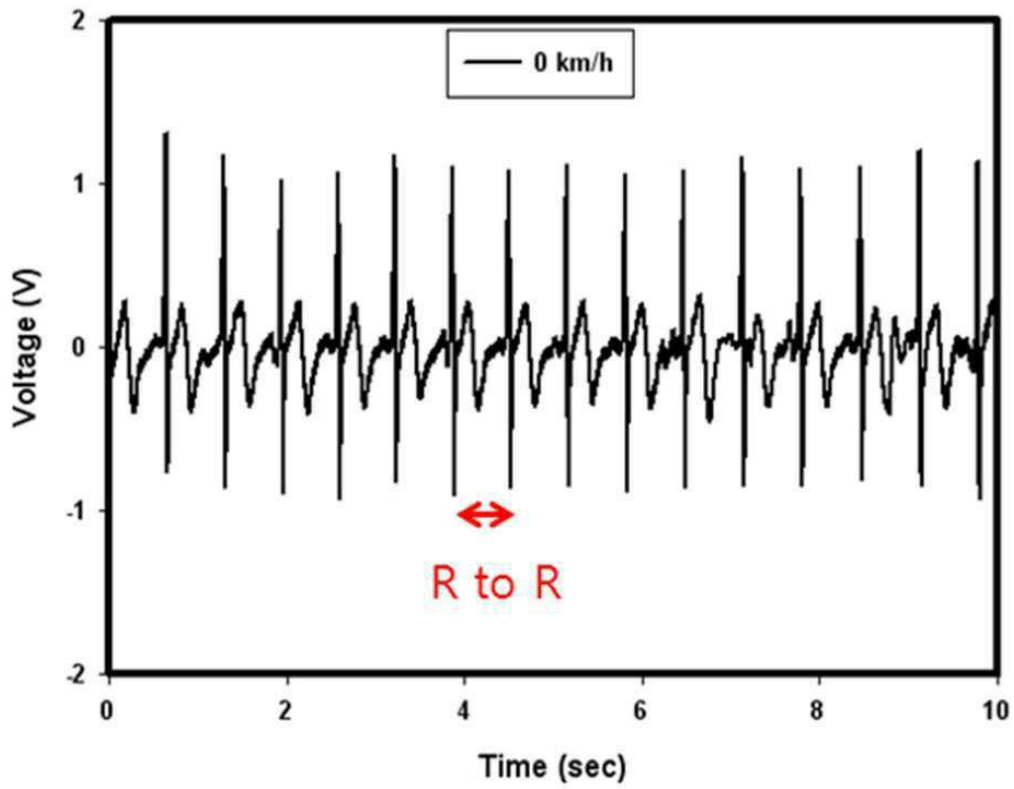
도면6



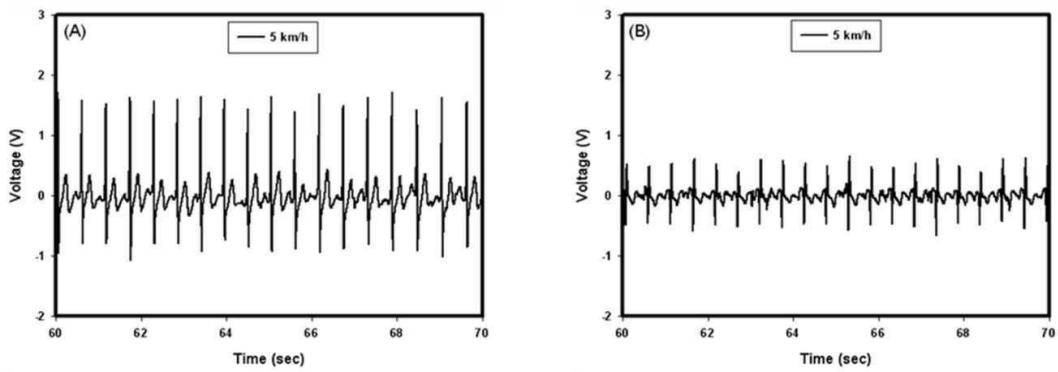
도면7



도면8



도면9



도면10

