



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0057804  
(43) 공개일자 2019년05월29일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/04 (2006.01)  
D03D 1/00 (2006.01)

(52) CPC특허분류  
A61B 5/6831 (2013.01)  
A61B 5/04 (2019.01)

(21) 출원번호 10-2017-0155165  
(22) 출원일자 2017년11월20일  
심사청구일자 2017년11월20일

(71) 출원인  
한국생산기술연구원  
충청남도 천안시 서북구 입장면 양대기로길 89

(72) 발명자  
소주희  
서울특별시 서초구 방배선행길 2, 101동 704호 (방배2동, 방배래미안아파트)

유의사항  
경기도 군포시 산본로 296, 111동 502호 (무궁화주공아파트)  
(뒷면에 계속)

(74) 대리인  
김인한

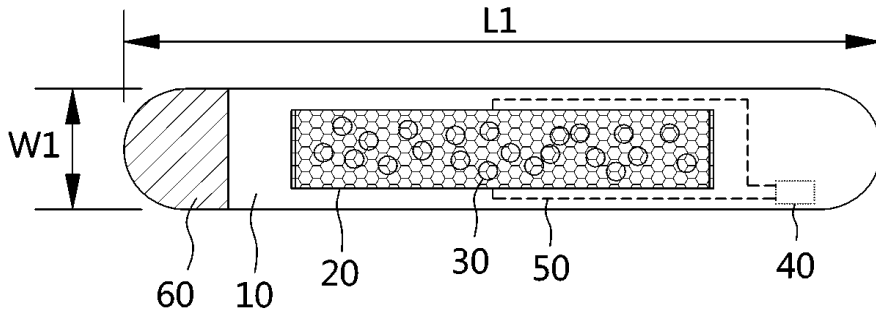
전체 청구항 수 : 총 11 항

(54) 발명의 명칭 밴드형 패브릭 센서 및 그 제조방법

(57) 요약

신체부착형 센서의 일종인 밴드형 패브릭 센서 및 그 제조방법이 개시된다. 밴드형 패브릭 센서는, 유전율 실을 이용하여 제조되는 밴드 형태의 베이스 원단과, 베이스 원단 상에 배치되고 전도사 또는 전도성 입자가 분산된 실로 이루어지는 거즈와, 베이스 원단 상에 배치되고 거즈에 의해 덮히는 고분자 소재와, 고분자 소재가 체액을 포함한 액체에 의해 젖어 산도(ph) 또는 온도가 변함에 따라 부피가 변할 때, 부피의 변화에 따른 저항 변화를 감지하는 센싱 회로를 포함한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

*D03D 1/0088* (2013.01)

*A61B 2562/0209* (2013.01)

(72) 발명자

**임대영**

경기도 용인시 기흥구 동백4로 72, 4001-2004 (중동, 어은목마을한라비발디)

**김은주**

서울특별시 은평구 진관2로 60, 326동 401호 (은평뉴타운마고정아파트)

**이현경**

서울특별시 도봉구 도봉로180길 6-83, 2동 1502호 (도봉동, 삼환아파트)

**이재경**

경기도 구리시 장자대로37번길 24, 102동 302호 (교문동)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 JA170045

부처명 기획재정부

연구관리전문기관 한국생산기술연구원

연구사업명 수요기반생산기술실용화사업-공통수요기반 생산기술 개발사업

연구과제명 지능형 전자섬유 기반 스마트 텍스트로닉스 개발

기 여 율 1/1

주관기관 한국생산기술연구원

연구기간 2017.01.01 ~ 2021.12.31

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

유전을 실을 이용하여 제조되는 밴드 형태의 베이스 원단;

상기 베이스 원단 상에 배치되고 전도사 또는 전도성 입자가 분산된 실로 이루어지는 거즈;

상기 베이스 원단 상에 배치되고 상기 거즈에 의해 덮히는 고분자 소재; 및

상기 고분자 소재가 체액을 포함한 액체에 의해 젖어 산도(pH) 또는 온도가 변함에 따라 부피가 변할 때, 상기 부피의 변화에 따른 저항 변화를 감지하는 센싱 회로를 포함하는 밴드형 패브릭 센서.

#### 청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 고분자 소재는 하이드로겔을 포함하는, 밴드형 패브릭 센서.

#### 청구항 3

청구항 1에 있어서,

상기 하이드로겔의 평균 직경은 0.1mm 이상, 1mm 이하인, 밴드형 패브릭 센서.

#### 청구항 4

청구항 1에 있어서,

상기 거즈는 상기 부피의 변화에 따른 상기 고분자 소재의 압박 변화에 따라 인접한 도전사들 또는 인접한 실들의 접촉량이 증가하는 밀도를 구비하는, 밴드형 패브릭 센서.

#### 청구항 5

청구항 4에 있어서,

상기 거즈의 밀도는 밀도계(densimeter) 기준으로 상기 베이스 원단의 1/3보다 작고 직경 1cm 안에 10수 이하의 실을 구비하는, 밴드형 패브릭 센서.

#### 청구항 6

청구항 1에 있어서,

상기 거즈는 적어도 이중직 구조, 복수의 레이어가 중첩되는 2층 이상의 복층 구조, 트윌 구조 또는 이중직 구조를 구비하는, 밴드형 패브릭 센서.

#### 청구항 7

청구항 1에 있어서,

상기 거즈의 재질은 목면, 실크, 레이온 또는 이들의 조합인, 밴드형 패브릭 센서.

#### 청구항 8

청구항 1에 있어서,

상기 베이스 원단의 길이는 20cm보다 작고, 폭은 5cm보다 작은, 밴드형 패브릭 센서.

#### 청구항 9

청구항 1에 있어서,

상기 전도성 입자는 카본블랙, 카본나노튜브, 금속입자, 금속 파이버, 그래핀 또는 이들의 조합을 포함하는, 밴드형 패브릭 센서.

**청구항 10**

유전율 실을 이용하여 제조되고 배선을 구비하는 밴드 형태의 베이스 원단을 준비하는 단계;

상기 베이스 원단에 전자소자를 부착하고 상기 배선의 일단을 연결하는 단계;

전도사 또는 전도성 입자가 분산된 소재로 이루어지는 전극 물질이 평균적으로 균일하게 배열되는 거즈를 준비하는 단계;

상기 베이스 원단의 일면 중앙부를 포위하고 상기 배선의 타단에 연결되도록 상기 거즈의 가장자리의 일부분을 남기고 가장자리를 상기 베이스 원단에 접합하는 단계; 및

상기 거즈의 일부분을 통해 상기 중앙부에 체액을 포함한 액체에 의해 젖어 산도(ph) 또는 온도가 변함에 따라 부피가 변하는 고분자 소재를 삽입하고 상기 일부분을 막는 단계를 포함하며,

상기 전자소자의 센싱 회로는 상기 부피의 변화에 따른 저항 변화를 감지하는, 밴드형 패브릭 센서의 제조 방법.

**청구항 11**

청구항 10에 있어서,

상기 접합하는 단계는 상기 배선의 타단과 상기 전도사 또는 전도성 입자가 분산된 소재가 전기적으로 서로 연결되도록 도전성 소재로 웨메고 핫멜트로 피복하는, 밴드형 패브릭 센서의 제조 방법.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 발명의 실시예는 신체부착형 센서에 관한 것으로, 보다 상세하게는, 밴드형 패브릭 센서 및 그 제조방법에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] 신체부착형 센서를 통한 생체신호 측정기술은 인간의 피부 특성에 부합하도록 신축 가능한 소재 및 회로로 이루어진 센서 개발 위주로 선도적인 연구들이 수행되고 있다. 현재까지 회로보드 및 전자소자 패키징 기술, 안테나 및 통신기술, 소재 및 탈부착 기술 중심으로 개발이 진행되고 있으나 신축성 및 유연성, 양산기술 문제 해결에 대한 어려움이 있다.

**선행기술문헌**

**특허문헌**

[0003] (특허문헌 0001) 미국 등록특허공보 제7,813,806호(2010.10.12.)

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0004] 본 발명은 전술한 종래 기술의 문제를 해결하기 위한 것으로, 전도사 또는 전도성 입자가 분산된 소재를 사용하여 체액 감응 고분자 소재 내에서 전극 물질이 일정하게 배열될 수 있도록 이루어지는 밴드형 패브릭 센서 및 그 제조방법을 제공하는데 그 목적이 있다.

[0005] 본 발명의 다른 목적은 상처 보호에 널리 쓰이는 일회용 밴디지 구조를 이용하여 유연성과 신축성을 가지며 탈

부착이 용이하고 양산 공정에도 쉽게 적용될 수 있는 밴드형 패브릭 센서 및 그 제조방법을 제공하는데 있다.

**과제의 해결 수단**

- [0006] 상기 기술적 과제를 해결하기 위한 본 발명의 일 측면에 따른 밴드형 패브릭 센서는, 유전율 실을 이용하여 제조되는 밴드 형태의 베이스 원단; 상기 베이스 원단 상에 배치되고 전도사 또는 전도성 입자가 분산된 실로 이루어지는 거즈; 상기 베이스 원단 상에 배치되고 상기 거즈에 의해 덮히는 고분자 소재; 및 상기 고분자 소재가 체액을 포함한 액체에 의해 젖어 산도(ph) 또는 온도가 변함에 따라 부피가 변할 때, 상기 부피의 변화에 따른 저항 변화를 감지하는 센싱 회로를 포함한다.
- [0007] 일실시예에서, 전도사 또는 전도성 입자가 분산된 소재로 이루어지는 전극 물질은 체액 감응 고분자 소재 내에서 일정하게 배열된다. 일정한 배열은 등간격, 규칙적인 격자 배열 등을 포함하나, 이에 한정되지 않으며, 거즈의 직조 방식이나 소재에 따라 다양한 굴곡을 가질 수 있다. 다만, 어떠한 경우라도, 거즈의 전극 물질의 단위 면적당 평균 밀도나 분사량은 일정 이하의 편차를 가질 수 있다. 즉, 거즈의 전극 물질의 단위 면적당 평균 밀도나 분사량은 오차 범위 내에서 유의미하게 동일할 수 있다.
- [0008] 일실시예에서, 상기 고분자 소재는 하이드로겔을 포함할 수 있다. 상기 하이드로겔의 평균 직경은 0.1mm 이상, 1mm 이하일 수 있다.
- [0009] 일실시예에서, 상기 거즈는 상기 부피의 변화에 따른 상기 고분자 소재의 압박 변화에 따라 인접한 도전사들 또는 인접한 실들의 접촉량이 증가하는 밀도를 구비할 수 있다. 상기 거즈의 밀도는 덴시미터(densimeter)를 기준으로 상기 베이스 원단의 1/3보다 작고 직경 1cm 안에 10수 이하의 실을 구비할 수 있다.
- [0010] 일실시예에서, 상기 거즈는 적어도 이중직 구조나 복수의 레이어가 중첩되는 다층 구조를 구비할 수 있다. 상기 거즈의 재질은 목면, 실크, 레이온 또는 이들의 조합일 수 있다.
- [0011] 일실시예에서, 상기 베이스 원단의 길이는 20cm보다 작고, 폭은 5cm보다 작을 수 있다.
- [0012] 일실시예에서, 상기 전도성 입자는 카본블랙, 카본나노튜브, 금속입자, 금속 파이버, 그래핀 또는 이들의 조합을 포함할 수 있다.
- [0013] 상기 기술적 과제를 해결하기 위한 본 발명의 다른 측면에 따른 밴드형 패브릭 센서의 제조방법은, 유전율 실을 이용하여 제조되고 배선을 구비하는 밴드 형태의 베이스 원단을 준비하는 단계; 상기 베이스 원단에 전자소자를 부착하고 상기 배선의 일단을 연결하는 단계; 전도사 또는 전도성 입자가 분산된 소재로 이루어지는 전극 물질이 평균적으로 균일하게 배열되는 거즈를 준비하는 단계; 상기 베이스 원단의 일면 중앙부를 포위하고 상기 배선의 타단에 연결되도록 상기 거즈의 가장자리의 일부분을 남기고 가장자리를 상기 베이스 원단에 접합하는 단계; 및 상기 거즈의 일부분을 통해 상기 중앙부에 체액을 포함한 액체에 의해 젖어 산도(ph) 또는 온도가 변함에 따라 부피가 변하는 고분자 소재를 삽입하고 상기 일부분을 막는 단계를 포함하며, 상기 전자소자의 센싱 회로는 상기 부피의 변화에 따른 저항 변화를 감지한다.
- [0014] 일실시예에서, 상기 접합하는 단계는 상기 배선의 타단과 상기 전도사 또는 전도성 입자가 분산된 실이 전기적으로 서로 연결되도록 도전성 섬유로 웨메고 핫멜트로 피복하는 과정을 포함할 수 있다.
- [0015] 일실시예에서, 상기 센싱 회로는 영률(Young's modulus), 부피탄성률(bulk modulus) 또는 이들의 조합에 의해 저항 변화를 산출하도록 구현될 수 있다.

**발명의 효과**

- [0016] 전술한 밴드형 패브릭 센서 및 그 제조방법을 이용하면, 간단한 구성 및 소재로 피부에서 방출되는 체액에 감응하는 센서를 제조할 수 있으며 양산공정으로의 도입이 용이한 장점이 있다. 참고로, 피부에서 생체신호를 측정하는 종래 기술들은 소자 패키징, 탈부착, 양산공정 기술 개발에 어려움이 있었으나, 본 발명은 그러한 종래 기술들의 문제를 해결할 수 있다.
- [0017] 또한, 본 발명에 의하면, 건강관리 및 의료 분야에 폭넓게 적용가능할 수 있는 밴드형 패브릭 센서를 제공할 수 있으며, 특히 피부에서 측정가능한 생체 신호 측정 및 상처 치료, 상처 치료 과정의 지속적인 모니터링 등에 효과적으로 활용할 수 있는 장점이 있다.

**도면의 간단한 설명**

- [0018] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 밴드형 패브릭 센서에 대한 평면도이다.  
 도 2는 도 1의 밴드형 패브릭 센서의 횡단면도이다.  
 도 3은 도 1의 밴드형 패브릭 센서에 사용할 수 있는 전도사 또는 전도성 입자가 분산된 소재에 대한 단면도이다.  
 도 4는 도 1의 밴드형 패브릭 센서에 사용할 수 있는 전도사에 대한 부분 측면도이다.  
 도 5는 도 1의 밴드형 패브릭 센서에 사용할 수 있는 전자소자의 블록도이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0019] 본 발명은 다양한 변환을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 상세한 설명에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나, 이는 본 발명을 특정한 실시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변환, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 본 발명을 설명함에 있어서 관련된 공지 기술에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명을 생략한다.
- [0020] 본 명세서에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 또한, "특징으로 한다", "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.
- [0021] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예들을 상세하게 설명한다.
- [0022] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 밴드형 패브릭 센서에 대한 평면도이다. 도 2는 도 1의 밴드형 패브릭 센서의 횡단면도이다. 도 3은 도 1의 밴드형 패브릭 센서에 사용할 수 있는 전도사 또는 전도성 입자가 분산된 소재에 대한 단면도이다. 도 4는 도 1의 밴드형 패브릭 센서에 사용할 수 있는 전도사에 대한 부분 측면도이다. 도 5는 도 1의 밴드형 패브릭 센서에 사용할 수 있는 전자소자의 블록도이다.
- [0023] 본 실시예에 따른 밴드형 패브릭 센서는, 도 1에 도시한 바와 같이, 베이스 원단(10), 거즈(20), 고분자 소재(30) 및 전자소자(40)를 포함한다. 밴드형 패브릭 센서에서 거즈(20)와 전자소자(40)는 배선(50)을 통해 연결되고, 베이스 원단(10)의 일단부에는 접착 성분이 도포되어 있을 수 있다.
- [0024] 베이스 원단(10)의 길이(L1)는 20cm보다 작고, 폭(W1)은 5cm보다 작을 수 있다. 이것은 통상의 밴드 형태에서 가장 큰 치수를 한정한 것이나, 용도에 따라 좀더 큰 사이즈의 베이스 원단(10)이 사용될 수도 있다.
- [0025] 베이스 원단(10)은 유전율 실을 이용하여 제조된다. 베이스 원단(10)은 전도사나 전도성 입자가 분산된 소재(실)를 사용하여 형성되는 배선(50)을 포함할 수 있다.
- [0026] 거즈(20)는 베이스 원단(10)의 일면 상에 배치되고 전도사 또는 전도성 입자가 분산된 소재(실)로 이루어질 수 있다. 전도성 입자는 카본블랙, 카본나노튜브, 금속입자, 금속 파이버, 그래핀 또는 이들의 조합을 포함할 수 있다. 본 실시예에서 용어 '거즈'는 직물의 일종으로 전도성 직물로 지칭될 수 있다.
- [0027] 전도사 또는 전도성 입자가 분산된 소재로 이루어지는 전극 물질은 체액 감응 고분자 소재 내에서 일정하게 배열된다. 일정한 배열은 등간격, 규칙적인 격자 배열 등을 포함하나, 이에 한정되지 않으며, 거즈의 직조 방식이나 소재에 따라 다양한 굴곡을 가질 수 있다. 다만, 어떠한 경우라도, 거즈의 전극 물질의 단위 면적당 평균 밀도나 분사량은 일정 이하의 편차를 가질 수 있다. 즉, 거즈의 전극 물질의 단위 면적당 평균 밀도나 분사량은 오차 범위 내에서 유의미하게 동일할 수 있다.
- [0028] 또한, 거즈(20)는 고분자 소재(30)의 부피의 변화에 따른 고분자 소재(30)의 압박 변화에 따라 인접한 도전사들 또는 인접한 실들의 접촉량이 증가하는 밀도를 구비하도록 제조될 수 있다. 거즈(20)의 밀도는 덴시미터(densimeter)를 기준으로 베이스 원단(10)의 1/3보다 작고 직경 1cm 안에 10수 이하의 실을 구비할 수 있다.
- [0029] 또한, 거즈(20)는 적어도 이중직 구조나 복수의 레이어들(21, 22, 23)이 중첩되는 다층 구조를 구비할 수 있다(도 2 참조). 거즈(20)의 재질은 목면, 실크, 레이온 또는 이들의 조합일 수 있다.

- [0030] 또한, 거즈(20)에 포함되는 도전사 또는 도전성 입자가 분산된 실(210)은 도 3에 도시한 바와 같이 유전율 실(211)이나 탄소섬유의 표면에 바인더(212)에 의한 탄소나노튜브나 그래핀(213)의 분산을 포함할 수 있다. 또한, 상기 실(210)(이하, 도전성 섬유라고도 함)은 바인더(212)에 의해 탄소나노튜브나 그래핀(213)과 함께 분산되는 첨가제(214)를 더 구비할 수 있다. 첨가제(214)는 흑연 분말을 포함할 수 있다.
- [0031] 또한, 거즈(20)에 포함되는 도전사(220)는 도 4에 도시한 바와 같이 유전율 실(211)과 도전성 섬유(210)가 꼬여져 멀티필라멘트 형태를 구비할 수 있다.
- [0032] 다시 도 1 및 도 2을 참조하면, 고분자 소재(30)는 베이스 원단(10)의 일면 중앙부에 배치되고 거즈(20)에 의해 덮힐 수 있다. 고분자 소재(30)는 고분자 소재가 체액을 포함한 액체에 의해 젖어 산도(ph) 또는 온도가 변함에 따라 부피가 변한다.
- [0033] 고분자 소재(30)는 하이드로겔을 포함할 수 있다. 고분자 소재(30)는 구 형상을 구비할 수 있으며, 그 평균 직경은 0.1mm 이상, 1mm 이하일 수 있다.
- [0034] 전자소자(40)는 고분자 소재(30)의 부피의 변화에 따른 저항 변화를 감지한다. 전자소자(40)는 센싱 회로를 포함하거나 센싱 회로에 대응될 수 있다. 전자소자(40)는 배선(50)을 통해 거즈(20)의 양단에 소정의 전압을 인가하는 전원부를 포함할 수 있다. 전자소자(40)는 반도체 칩이나 모듈 구조나 형태를 가질 수 있다. 전자소자(40)는 FPGA(field programmable gate array), ASIC(Application Specific Integrated Circuit) 등과 같은 하드웨어 구성요소를 포함할 수 있다.
- [0035] 전자소자(40)는 도 5에 도시한 바와 같이 전원부(미도시), 신호감지부(42), 비교부(44), 생체신호 처리부(46) 및 출력부(48)를 구비할 수 있다. 전원부는 배선(50)을 통해 거즈(20)의 도전사나 도전성 섬유의 양측 단자부들에 소정 전압을 인가할 수 있다. 전원부는 배터리, 압전 발전기, 열전지 등을 포함할 수 있으며, 압전 발전기와 열전지는 탄소섬유를 이용하여 제작될 수 있다.
- [0036] 신호감지부(42)는 전원부와 거즈(20) 사이에 연결되고 거즈(20)로 덮힌 고분자 소재(30)의 부피 변화에 따른 물리량(저항 등)을 감지한다. 신호감지부(42)는 부피 변화에 따른 물리량을 증폭하는 신호증폭부를 구비할 수 있다. 신호감지부(42)의 입력단은 전자소자(40)의 입력부로서 신호증폭부의 입력단들 중 적어도 어느 하나에 대응될 수 있다.
- [0037] 비교부(44)는 신호감지부(42)의 출력신호를 기준신호 또는 기준레벨과 비교한다.
- [0038] 생체신호 처리부(46)는 감지신호 중 비교부(44)를 통해 판단된 신호에 기초하여 미리 설정된 생체신호를 감지할 수 있다. 이러한 생체신호를 이용하면, 상처 치료, 상처 치료 과정의 지속적인 모니터링 등을 수행할 수 있다.
- [0039] 또한, 전자소자(40)는 신호감지부(42)에서 감지되는 감지신호나 이에 대응하는 생체신호를 출력하는 출력부(48)를 구비할 수 있다. 출력부(48)는 커넥터, 통신서브시스템의 안테나, 표시장치 등을 포함할 수 있다. 통신서브시스템은 무선 통신을 위한 통신 모듈을 포함할 수 있고, 무선 통신은 근거리 무선통신, 이동통신 등을 포함할 수 있다.
- [0040] 커넥터는 기존의 다양한 형태들 중 적어도 어느 하나를 선택하여 채용될 수 있다. 커넥터는 USB(universal serial bus)를 포함할 수 있다. 커넥터, 통신서브시스템 등을 이용하면, 스마트폰 등의 휴대 단말을 연결하여 휴대 단말에 탑재된 애플리케이션을 통해 생체 신호나 상처 치료 과정 등을 화면에 표시하는 것이 가능하다. 물론, 생체신호는 헬스케어 서버 등으로 전송되어 개인 건강관리를 모니터링하는데 이용될 수 있다.
- [0041] 출력부는 커넥터나 통신서브시스템에 더하여 추가로 포함하거나 이것을 대체하는 표시소자로 구현될 수 있으며, 그 경우 액정표시장치(LED) 등에 의해 감지된 생체신호를 미리 정해진 숫자나 문자 형태로 표시하도록 구현될 수 있다.
- [0042] 전술한 본 실시예에 따른 밴드형 패브릭 센서의 제조방법은, 먼저 유전율 실을 이용하여 제조되고 배선을 구비하는 밴드 형태의 베이스 원단을 준비할 수 있다. 그런 다음, 베이스 원단에 전자소자를 부착하고 배선의 일단을 연결할 수 있다.
- [0043] 다음, 도전사 또는 도전성 입자가 분산된 소재로 이루어지는 전극 물질이 평균적으로 균일하게 배열되는 거즈를 준비할 수 있다.
- [0044] 다음, 베이스 원단의 일면 중앙부를 포위하고 배선의 타단에 연결되도록 거즈의 가장자리의 일부분을 남기고 거

즈의 나머지 가장자리를 베이스 원단에 접합할 수 있다.

[0045] 그리고, 상기 중앙부에 체액을 포함한 액체에 의해 젖어 산도(ph) 또는 온도가 변함에 따라 부피가 변하는 고분자 소재를 상기 거즈의 일부분을 통해 삽입하고 상기 일부분을 막을 수 있다.

[0046] 다음, 상기 전자소자의 센싱 회로는 고분자 소재의 부피 변화에 따른 저항 변화를 감지할 수 있다. 센싱 회로는 영률(Young's modulus), 부피탄성률(bulk modulus) 또는 이들의 조합에 의해 저항 변화를 산출하도록 구현될 수 있다.

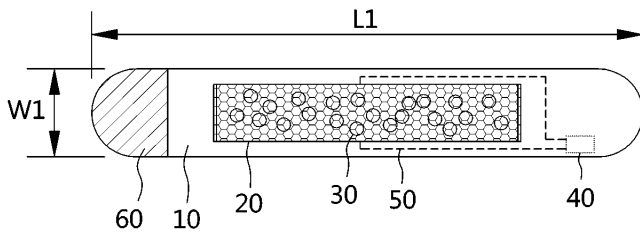
[0047] 상기 접합하는 단계는 배선의 타단과 전도사 또는 전도성 입자가 분산된 소재(실)가 전기적으로 서로 연결되도록 도전성 섬유로 꿰매고 핫멜트로 피복하는 과정을 포함할 수 있다. 물론, 구현에 따라서 박음질에 의한 연결 구조를 사용할 수 있다.

[0048] 한편, 전술한 실시예에서는 길이방향의 길이가 폭 방향의 길이에 비해 대략 4배 정도 큰 형태를 예시하여 설명하였지만, 본 발명은 그러한 구성으로 한정되지 않고, 다른 사이즈의 사각형이나 정사각형, 삼각형, 원형, 반달형, 별모양 등 다양한 모양을 구비하도록 구현될 수 있다.

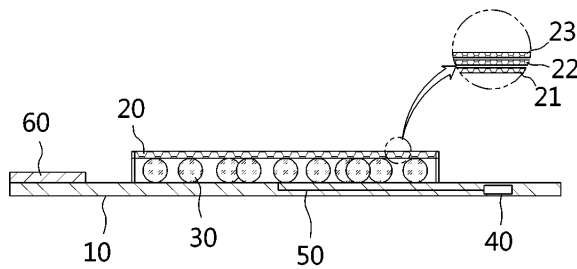
[0049] 본 발명은 도면에 도시된 실시 예를 참고로 하여 설명되었으나, 이는 예시적인 것에 불과하며, 당해 기술이 속하는 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서 본 발명의 기술적 보호범위는 청구범위에 의해서 정하여져야 할 것이다.

**도면**

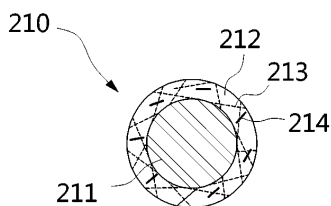
**도면1**



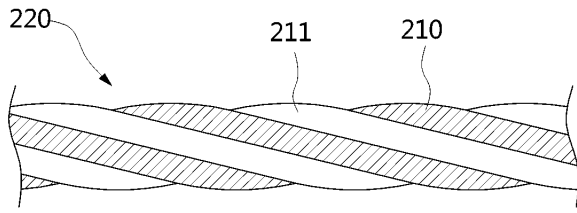
**도면2**



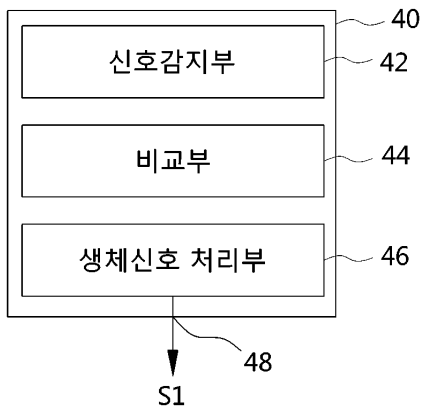
**도면3**



도면4



도면5



专利名称(译)	带式织物传感器及其制造方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020190057804A</a>	公开(公告)日	2019-05-29
申请号	KR1020170155165	申请日	2017-11-20
申请(专利权)人(译)	工业技术研究院韩国		
[标]发明人	JU HEE SO 소주희 YOO EUI SANG 유의상 DAE YOUNG LIM 임대영 KIM EUNJOO 김은주 LEE HYUN KYUNG 이현경 LEE JAE KYOUNG 이재경		
发明人	소주희 유의상 임대영 김은주 이현경 이재경		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 D03D1/00		
CPC分类号	A61B5/6831 A61B5/04 A61B2562/0209 D03D1/0088		
代理人(译)	Giminhan		
其他公开文献	KR102044605B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

公开了一种带式织物传感器及其制造方法。带式织物传感器包括纱布，该纱布由使用介电常数纱线制造的带状底布，设置在该底布上并分散有导电性纱线或导电性粒子的纱布，以及设置在该底布上并被该纱布覆盖的聚合物构成。感测材料包括感测电路，该感测电路感测当材料和聚合物材料被包括体液的液体润湿并且体积随酸度 ( ph ) 或温度变化而变化时由于体积变化而引起的电阻变化。

