



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2014년02월04일
(11) 등록번호 10-1357671
(24) 등록일자 2014년01월24일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/0492 (2006.01) A61B 5/0488 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-0081779
(22) 출원일자 2012년07월26일
심사청구일자 2012년07월26일
(56) 선행기술조사문헌
KR1020100114238 A
JP2006153532 A
JP2004294231 A
JP2001004581 A

(73) 특허권자
인하대학교 산학협력단
인천광역시 남구 인하로 100, 인하대학교 (용현동)
(72) 발명자
장성필
경기 고양시 일산동구 일산로 241, 110동 1601호 (마두동, 백마마을1단지아파트)
차두열
인천 남구 경인남길102번길 124, 102호 (용현동, 한스빌)
(74) 대리인
이원희

전체 청구항 수 : 총 7 항

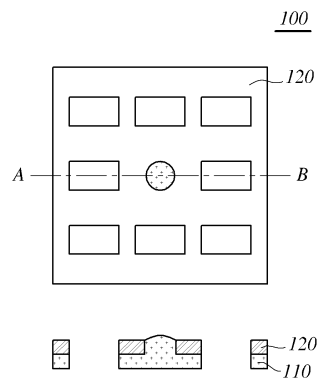
심사관 : 라선희

(54) 발명의 명칭 초소수성 표면을 갖는 생체신호 측정센서 및 이의 형성 방법

(57) 요약

초소수성 표면을 갖는 EMG 센서 및 이의 형성방법을 개시한다. 상기 초소수성 표면을 갖는 EMG 센서는 복수 개의 홀이 일정한 패턴으로 형성되도, 초소수성 성질을 갖는 생체전극 박막; 및 상기 생체전극 박막과 동일한 패턴 형상으로 형성된 기판을 포함하며, 상기 생체전극 박막은, 상기 기관 중심부에 구비된 컨택홀 내부를 매우도록 외부로 돌출되는 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도3



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	NIPA-2012-H0401-12-1007
부처명	지식경제부
연구사업명	IT융합 고급인력과정 지원 사업
연구과제명	생체신호를 이용한 IT기반 재활의료기기 개발
기 여 율	1/1
주관기관	한국산업기술대학교 산학협력단
연구기간	2012.01.01 ~ 2012.12.31

특허청구의 범위

청구항 1

생체 신호를 처리하는 처리부와 일단이 연결되며, 타단은 인체와 접촉하여 상기 생체신호를 감지하는 생체신호 측정센서이고,

상기 생체신호 측정센서는,

복수 개의 홀이 일정한 패턴으로 형성되며, 초소수성 성질을 갖는 생체전극 박막; 및

상기 생체전극 박막과 동일한 패턴 형상으로 형성된 기판을 포함하며,

상기 생체전극 박막은,

상기 기판 중심부에 구비된 컨택홀 외부로 돌출되어 상기 처리부와 연결되는 것을 특징으로 하는 초소수성 표면을 갖는 생체신호 측정센서.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 생체신호는,

근전도(EMG), 심전도(ECG) 뇌전도(EEG), 피부저항(GSR), 안구운동 및 신체온도 신호로 이루어지는 군에서 선택되는 어느 하나의 신호인 것을 특징으로 하는 초소수성 표면을 갖는 생체신호 측정센서.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 생체전극 박막은,

은-염화은(Ag-AgCl) 금속 재질인 것을 특징으로 하는 초소수성 표면을 갖는 생체신호 측정센서.

청구항 4

복수 개의 홀이 일정한 패턴으로 형성되도, 초소수성 성질을 갖는 생체전극 박막; 및

상기 생체전극 박막과 동일한 패턴 형상으로 형성된 기판을 포함하며,

상기 생체전극 박막은,

상기 기판 중심부에 구비된 컨택홀 외부로 돌출되는 것을 특징으로 하는 초소수성 표면을 갖는 생체신호 측정센서.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 생체전극 박막은,

은-염화은(Ag-AgCl) 금속 재질인 것을 특징으로 하는 초소수성 표면을 갖는 생체신호 측정센서.

청구항 6

제4항에 있어서,

상기 생체전극 박막은,

하부 표면이 금 또는 은으로 도금된 것을 특징으로 하는 초소수성 표면을 갖는 생체신호 측정센서.

청구항 7

기관 하부에 건식 생체 전극을 제공하는 단계;

상기 건식 생체 전극 표면을 플라즈마 공정을 통해 초소수성 성질을 갖도록 처리하는 단계;

상기 기관의 주변 영역 상에 일정한 패턴으로 복수 개의 관통홀을 형성하는 단계;

상기 기관의 중심 영역에 컨택홀을 형성하는 단계; 및

상기 컨택홀 내에 상기 초소수성 건식 생체 전극 물질을 매립하는 단계를 포함하는 초소수성 표면을 갖는 생체 신호 측정센서 형성방법.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 초소수성 표면을 갖는 근전도측정을 위한 건식 생체전극 구조 및 그 형성방법에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 그물 구조로 된 건식 생체전극의 표면을 플라즈마 공정을 통해 초소수성으로 처리하여 피부 분비물(땀, 피지 등)으로부터 생체신호 획득을 용이하게 하는 기술에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 신체도 일종의 도체이며, 신체 내에는 많은 미량의 전류가 발생한다.

[0003] 따라서 신체로부터 이러한 미량의 전류를 감지하거나 외부 자극에 대한 전류의 변화량을 감지하여 신체 내부의 특성을 측정할 수가 있다. 이러한 원리를 이용하여 심전도(ECG), 근전도(EMG), 뇌전도(EEG), 피부저항(GSR), 안구운동, 신체온도, 맥박, 혈압 및 신체 움직임 등을 측정할 수 있으며, 이러한 생체신호의 변화를 감지하기 위해 생체용 전극이 일반적으로 사용된다.

[0004] 도 1은 종래의 생체용 전극 및 생체신호 측정기를 설명하기 위한 사시도이며, 도 2는 도 1의 생체용 전극이 부착된 상태를 설명하기 위한 단면도이다.

[0005] 도 1 및 도 2를 참조하면, 종래의 생체용 전극(10)은 절연성을 가지며 원형으로 형성된 점착성 시트(20) 및 금속 전극(30)을 포함한다. 금속 전극(30)은 도전성을 갖는 재질로 형성되며, 하부에서 넓게 형성된 밀착부(32)와 밀착부(32)의 중앙에 돌출 형성된 고정 돌기(34)를 포함한다. 점착성 시트(20)의 중앙에는 홀이 형성되어 고정 돌기(34)를 통과시킬 수 있으며, 고정 돌기(34)는 홀을 통해 점착성 시트(20)의 외부로 노출될 수 있다. 점착성 시트(20)의 저면에는 점착성 물질이 도포되어 생체용 전극(10)을 신체의 피부에 밀착시킬 수 있다.

[0006] 생체신호 측정기(1)는 메인 컨트롤러(40), 생체용 전극(10) 및 접속 케이블(50)을 포함한다. 접속 케이블(50)의 단부에는 소켓(52)이 장착되며, 소켓(52)에는 고정 돌기(34)와 접속되기 위한 홈이 형성되어 금속 전극(30)과 전기적으로 연결될 수가 있다. 접속 케이블(50)은 소켓(52)을 이용하여 생체용 전극(10)과 연결될 수 있으며, 반대쪽의 플러그를 이용하여 메인 컨트롤러(40)와 연결될 수 있다.

- [0007] 생체용 전극(10)이 신체에 부착된 상태에서 메인 컨트롤러(40)는 필요한 생체신호를 측정할 수 있으며, 측정된 신호들로부터 심전도(ECG), 근전도(EMG), 뇌전도(EEG), 피부저항(GSR), 안구운동, 신체온도 등을 측정할 수가 있다.
- [0008] 일반적으로 생체용 전극(10)의 저면으로는 금속 전극(30)이 직접 노출되어 있으며, 주변의 점착성 시트(20)가 있다고 해도 금속 전극(30)과 피부 간의 접촉이 불안정하게 유지될 수 있다. 따라서 젤(gel) 상태의 전해 물질(60)을 피부에 도포할 수 있으며, 도포된 전해 물질을 매개로 피부와 금속 전극(30)이 비교적 안정된 연결 상태를 유지할 수 있다.
- [0009] 하지만, 젤을 사용한다고 해도, 종래의 생체용 전극을 이용한 연결은 안정된 연결을 방해할 수 있는 몇몇 요소에 의해서 쉽게 영향을 받을 수가 있다.
- [0010] 예를 들어, 피부부터 메인 컨트롤러(40)까지 피부-젤-금속 전극(30)-소켓(52)-메인 컨트롤러(40)의 과정을 거쳐 생체신호가 전달되는 동안 생체신호가 약해지거나 노이즈가 발생할 수가 있다. 특히, 금속 전극(30)과 소켓(52)은 고정 돌기(34)에 점(point) 접촉을 하기 때문에 전기적 연결 상태가 매우 불안하며, 정확한 측정을 방해하는 가장 큰 이유가 될 수 있다.
- [0011] 특히, 생체용 전극은 소모품으로서 일반적으로 일회용으로 사용되고 있다. 따라서 생체용 전극을 사용할 때마다 새로운 생체용 전극을 교체할 수 있는데, 가끔 생체용 전극과 소켓이 불안정하게 연결될 수 있으며, 점 접촉을 하는 종래의 전극 연결방식에서는 이러한 문제점을 해결하기가 쉽지 않다.
- [0012] 또한, 이렇게 고정 돌기(34)와 소켓(52)을 이용하는 방식을 스냅(snap) 연결방식이라 할 수 있는데, 이러한 스냅(snap) 연결방식은 생체신호 측정기를 소형화하는 데에 유리하지가 않다. 왜냐하면, 금속 전극(30)에 고정 돌기(34)를 형성하는데 고정 돌기(34)에 의해서 전극을 납작하게 형성할 수가 없으며, 하나의 생체용 전극에 2개 이상의 소켓을 연결하고자 할 때에도 소켓 간의 최소 간격을 확보하기 위해 생체용 전극의 면적을 작게 할 수가 없기 때문이다.
- [0013] 특히, 하나의 몸체에 여러 개의 전극들을 집적화하고자 할 때에도, 생체용 전극에는 여러 개의 고정 돌기 혹은 스냅이 있어야 하기 때문에 전극 또는 기기를 소형화하는 데에 어려움이 있다.
- [0014] 또한, 하나의 몸체에 여러 개의 스냅을 형성할 때에도 스냅 간 간격은 스냅과 연결되는 소켓의 단자 간 간격과 동일한 것이 좋다. 만약에 스냅 간의 간격이 단자 간의 간격보다 좁으면 소켓이 전극에 장착되지 않을 수가 있으며, 스냅 간의 간격이 단자 간의 간격보다 넓으면 전극의 휨이 발생할 수가 있다.
- [0015] 한편, 근저도측정은 인체의 피부 표면에 전극을 부착하여 근육 내의 한 지점에서 생긴 활동전위를 이끌어내어 운동단위의 활동을 검출하는 측정법이다.
- [0016] 이것은 근골격근에서 형성되는 미세한 전기신호를 관찰, 분석하여 병변을 찾아내는데 주로 이용된다. 건식 생체 전극은 피부 표면에 젤을 도포할 필요가 없어 장시간 착용 중에도 출력특성이 변하지 않기 때문에 근전위수나 근전위측에 이용되고 있다.
- [0017] 그러나 종래에 건식 생체전극은 장시간 착용시 피부 분비물에 의해 신호 대 잡음특성이 나빠지는 경향이 있다. 이것은 생체신호 측정의 신뢰성을 가져오며, 결과적으로 근전 위수나 근전 위측의 오동작을 일으키는 원인이 될 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0018] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 건식 생체전극의 표면을 초소수성으로 처리하고 그물 형태로 제작함으로써 장시간 착용 중에도 신호대 잡음비의 특성을 극대화 하는데 그 목적이 있다.

과제의 해결 수단

- [0019] 상기 과제를 해결하기 위한 본 발명의 실시 예에 따른 초소수성 표면을 갖는 생체신호 측정센서는 근전도 측정 신호를 처리하는 처리부와 연결되며, 일단이 상기 처리부와 연결되며, 타단은 인체와 접촉하여 상기 인체의 생체신호를 감지하는 초소수성 생체신호 측정센서를 포함하며, 상기 초소수성 생체신호 측정센서는 복수 개의 홀이 일정한 패턴으로 형성되며, 초소수성 성질을 갖는 생체전극 박막; 및 상기 생체전극 박막과 동일한 패턴 형상으로 형성된 기관을 포함하며, 상기 생체전극 박막은, 상기 기관 중심부에 구비된 컨택홀 외부로 돌출되어 상기 처리부와 연결되는 것을 특징으로 한다.

- [0020] 상기 생체신호는 근전도, 심전도 또는 뇌전도 신호들 중 어느 하나의 신호인 것을 특징으로 한다.

- [0021] 상기 생체전극 박막은 은-염화은(Ag-AgCl) 금속 재질인 것을 특징으로 한다.

- [0022] 상기 과제를 해결하기 위한 본 발명의 실시 예에 따른 초소수성 표면을 갖는 생체신호 측정센서는 복수 개의 홀이 일정한 패턴으로 형성되도, 초소수성 성질을 갖는 생체전극 박막; 및 상기 생체전극 박막과 동일한 패턴 형상으로 형성된 기관을 포함하며, 상기 생체전극 박막은, 상기 기관 중심부에 구비된 컨택홀 외부로 돌출되는 것을 특징으로 한다.

- [0023] 상기 생체전극 박막은 은-염화은(Ag-AgCl) 금속 재질인 것을 특징으로 한다.

- [0024] 상기 생체전극 박막은 하부 표면이 금 또는 은으로 도금된 것을 특징으로 한다.

- [0025] 상기 과제를 해결하기 위한 본 발명의 실시 예에 따른 초소수성 표면을 갖는 생체신호 측정센서 형성방법은 건식 생체 전극을 제공하는 단계; 상기 건식 생체 전극 표면을 플라즈마 공정을 통해 초소수성 성질을 갖도록 처리하는 단계; 상기 기관의 주변 영역 상에 일정한 패턴으로 복수 개의 관통홀을 형성하는 단계; 상기 기관의 중심 영역에 컨택홀을 형성하는 단계; 및 상기 컨택홀 내에 상기 초소수성 건식 생체 전극 물질을 매립하는 단계를 포함한다.

발명의 효과

- [0026] 본 발명에 따르면, 건식 생체전극 표면을 초소수성으로 제작함으로써 피부 분비물에 의한 생체신호의 왜곡을 최소화할 수 있는 이점이 있다.

- [0027] 또한, 그물 형태로 전극을 제작함으로써 외부와의 공기소통으로 인하여 피부 분비물의 발생을 억제할 수 있는 이점이 있다.

- [0028] 또한 근전도 신호 측정뿐만이 아니라 뇌전도, 심전도 신호를 용이하게 측정할 수 있는 이점이 있다.

도면의 간단한 설명

- [0029] 도 1은 종래의 생체용 전극 및 생체신호 측정기를 설명하기 위한 사시도이다.
- 도 2는 도 1의 생체용 전극이 부착된 상태를 설명하기 위한 단면도이다.
- 도 3은 본 발명의 실시 예에 따른 초소수성 표면을 갖는 EMG 센서의 상부도 및 단면도를 나타낸 예시도이다.
- 도 4는 도 3에 도시된 초소수성 표면을 갖는 EMG 센서의 형성 방법을 나타낸 플로우 차트이다.
- 도 5 내지 도 8은 도 4에 도시된 플로우 차트를 설명하기 위한 EMG 센서의 형성 순서도를 나타낸 예시도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0030] 본 명세서 또는 출원에 개시되어 있는 본 발명의 개념에 따른 실시 예들에 대해서 특정한 구조적 내지 기능적 설명들은 단지 본 발명의 개념에 따른 실시 예를 설명하기 위한 목적으로 예시된 것으로, 본 발명의 개념에 따른 실시 예들은 다양한 형태로 실시될 수 있으며 본 명세서 또는 출원에 설명된 실시 예들에 한정되는 것으로 해석되어서는 아니된다.
- [0031] 본 발명의 개념에 따른 실시 예는 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 형태를 가질 수 있으므로 특정 실시 예들을 도면에 예시하고 본 명세서 또는 출원에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나, 이는 본 발명의 개념에 따른 실시 예를 특정한 개시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.
- [0032] 제1 및/또는 제2 등의 용어는 다양한 구성 요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성 요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안된다. 상기 용어들은 하나의 구성 요소를 다른 구성 요소로부터 구별하는 목적으로만, 예컨대 본 발명의 개념에 따른 권리 범위로부터 이탈되지 않은 채, 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소는 제1 구성요소로도 명명될 수 있다.
- [0033] 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "연결되어" 있다거나 "접속되어" 있다고 언급된 때에는, 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되어 있거나 또는 접속되어 있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성요소가 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다. 반면에, 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "직접 연결되어" 있다거나 "직접 접속되어" 있다고 언급된 때에는, 중간에 다른 구성요소가 존재하지 않는 것으로 이해되어야 할 것이다. 구성요소들 간의 관계를 설명하는 다른 표현들, 즉 "~사이에"와 "바로 ~사이에" 또는 "~에 이웃하는"과 "~에 직접 이웃하는" 등도 마찬가지로 해석되어야 한다.
- [0034] 본 명세서에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시 예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 명세서에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 실시된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.
- [0035] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가지고 있다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥상 가지는 의미와 일치하는 의미를 가지는 것으로 해석되어야 하며, 본 명세서에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [0036] 이하, 첨부한 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시 예를 설명함으로써, 본 발명을 상세히 설명할 것이며, 같은 문자는 같은 의미를 가진다.

- [0037] 도 3은 본 발명의 실시 예에 따른 초소수성 표면을 갖는 EMG 센서의 상부도 및 단면도를 나타낸 예시도이다.
- [0038] 도 3에 도시된 바와 같이, 본 발명의 초소수성 표면을 갖는 EMG 센서(100)는 근전도 측정신호를 처리하는 처리부와 일단이 연결되며, 타단은 인체와 접촉하여 상기 인체의 생체신호를 감지하는 초소수성 EMG 센서일 수 있다.
- [0039] 상기 초소수성 EMG 센서(100)는 복수 개의 홀이 일정한 패턴으로 형성되며, 초소수성 성질을 갖는 생체전극 박막(110); 및 상기 생체전극 박막(110)과 동일한 패턴 형상으로 형성된 기관(120)을 포함하며, 상기 생체전극 박막(110)은 상기 기관(120) 중심부에 구비된 컨택홀(150) 외부로 돌출되어 상기 처리부(미도시)와 연결되는 것을 특징으로 한다.
- [0040] 이때, 상기 기관(120)은 실리콘(Si) 기관, 저마늄(Ge) 기관, 질화갈륨(GaN) 기관, 질화알루미늄(AlN)기관, 인화갈륨(GaP) 기관, 인화인듐(InP) 기관, 갈륨 비소(GaAs) 기관, 실리콘 카바이드(SiC) 기관, 유리, 석영(Quartz) 기관, 산화실리콘/실리콘(SiO_2/Si) 기관, 산화알루미늄(Al_2O_3) 기관, 산화 리튬알루미늄(LiAlO_3) 기관과 산화 마그네슘(MgO) 기관 중 어느 하나일 수 있으며, 보다 바람직하게는 유연성 재질을 갖는 기관일 수 있다.
- [0041] 상기 생체신호는 근전도, 심전도 또는 뇌전도 신호들 중 어느 하나의 신호일 수 있으며, 상기 생체전극 박막(110)은 은-염화은(Ag-AgCl) 금속 재질의 성분을 갖는 박막일 수 있다.
- [0042] 여기서, 상기 컨택홀(150) 내에 매립되는 생체전극 박막 물질은 스퍼터링(Sputtering), 상압 화학기상증착법(Atmosphere Pressure Chemical Vapor Deposition: APCVD), 저압 화학기상증착법(Low Pressure Chemical Vapor Deposition: LPCVD), 유기금속 화학기상증착법(Metal Organic Chemical Vapor Deposition: MOCVD) 중 어느 하나를 이용하여 증착될 수 있다.
- [0043] 도 4는 도 3에 도시된 초소수성 표면을 갖는 EMG 센서의 형성 방법을 나타낸 플로우 차트이며, 도 5 내지 도 8은 도 4에 도시된 플로우 차트를 설명하기 위한 EMG 센서의 형성 순서도를 나타낸다.
- [0044] 도 4 내지 도 8에 도시된 바와 같이, 본 발명의 초소수성 표면을 갖는 EMG 센서의 형성 방법(S100)은 제1 단계(S110) 내지 제5 단계(S150)를 포함한다.
- [0045] 상기 제1 단계(S110)는 건식 생체 전극을 제공하는 단계일 수 있다.
- [0046] 여기서, 상기 건식 생체 전극은 은-염화은(Ag-AgCl) 금속 재질의 성분을 갖는 박막일 수 있으며, 보다 바람직하게는 표면에 금(Au)이 코팅된 초 박막일 수 있다.
- [0047] 상기 제2 단계(S120)는 상기 건식 생체 전극 표면을 플라즈마 공정을 통해 초소수성 성질을 갖도록 처리하는 단계일 수 있다.
- [0048] 상기 제3 단계(S130)는 상기 기관의 주변 영역 상에 일정한 패턴으로 복수 개의 비아홀(140)을 형성하는 단계일 수 있다.
- [0049] 상기 제4 단계(S140)는 상기 기관(120)의 중심 영역에 컨택홀(150)을 형성하는 단계일 수 있다.
- [0050] 상기 제5 단계(S150)는 상기 컨택홀 내에 상기 초소수성 건식 생체 전극 물질을 매립하는 단계일 수 있다.
- [0051] 상기 제 5 단계(S150)는 스퍼터링(Sputtering), 상압 화학기상증착법(Atmosphere Pressure Chemical Vapor Deposition: APCVD), 저압 화학기상증착법(Low Pressure Chemical Vapor Deposition: LPCVD), 유기금속 화학기상증착법(Metal Organic Chemical Vapor Deposition: MOCVD) 중 어느 하나를 이용하는 단계일 수 있다.
- [0052] 따라서, 본 발명에 의하면, 유연성 재질의 기관 밑면에 금속 전극을 형성하고 플라즈마 처리를 통해 초소수성 표면을 형성함으로써 피부 분비물로부터 생체신호의 왜곡을 최소화 할 수 있다.
- [0053] 이상에서는 본 발명의 바람직한 실시 예에 대하여 도시하고 설명하였지만, 본 발명은 상술한 특성의 실시 예에 한정되지 아니하며, 청구범위에서 청구하는 본 발명의 요지를 벗어남이 없이 당해 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 다양한 변형실시가 가능한 것은 물론이고, 이러한 변형실시들은 본 발명의 기술적 사상이나 전망으로부터 개별적으로 이해되어서는 안 될 것이다.

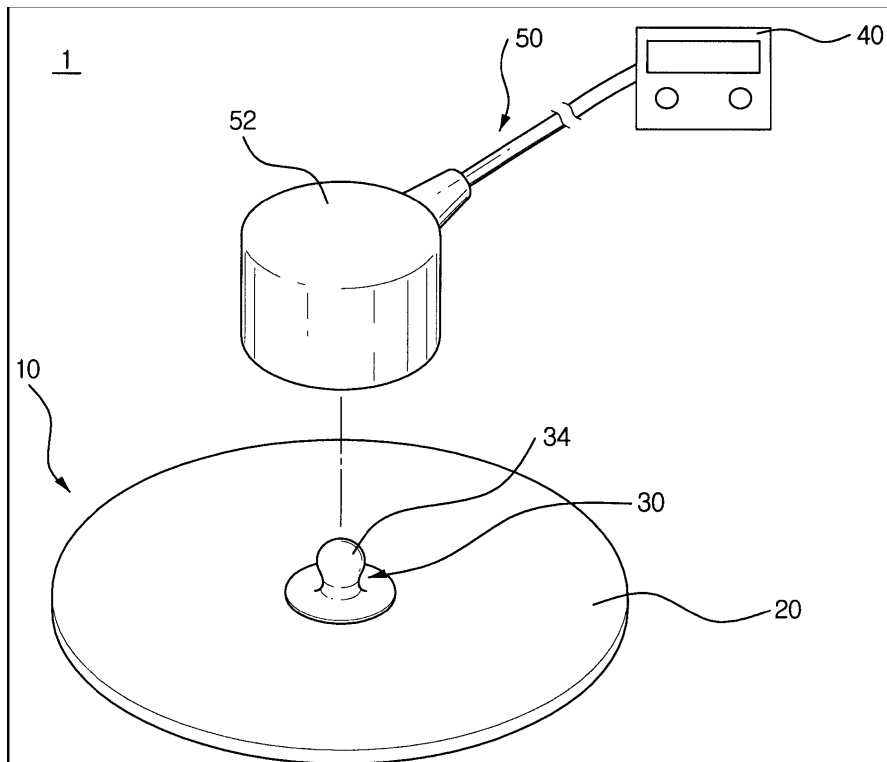
부호의 설명

[0054]

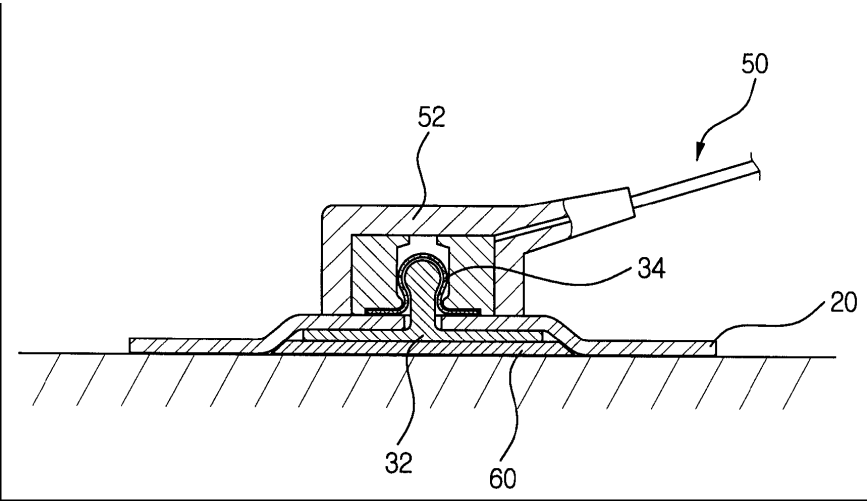
- 100 : EMG 센서
- 110 : 생체전극 박막
- 120 : 기관
- 130 : 포토레지스트
- 140 : 비아홀
- 150 : 컨택홀

도면

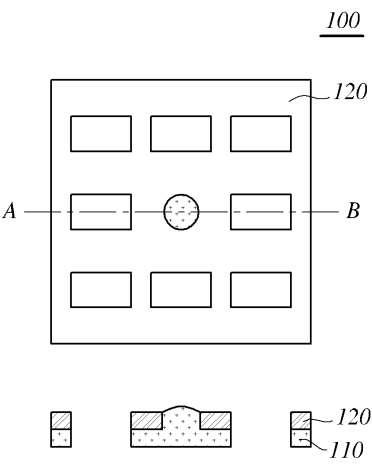
도면1



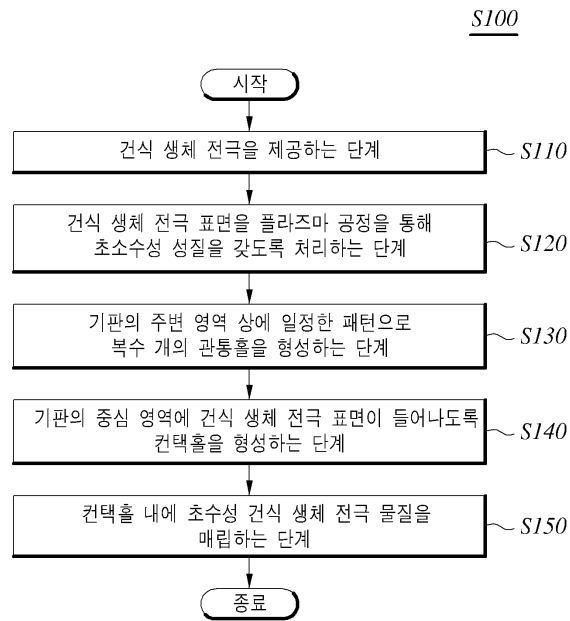
도면2



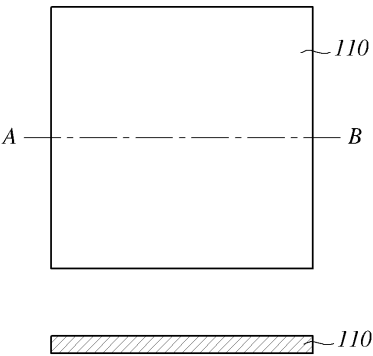
도면3



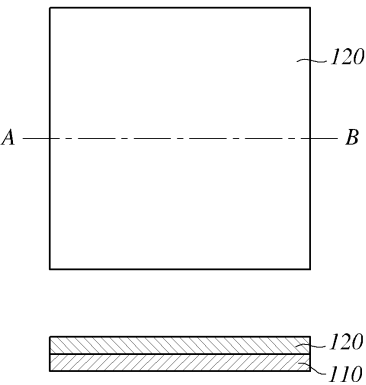
도면4



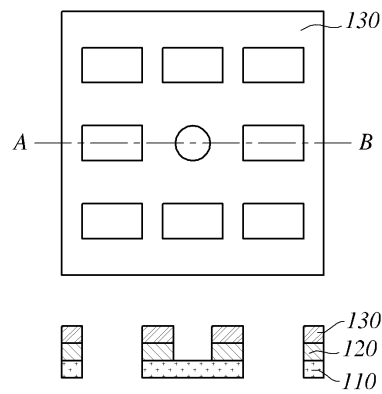
도면5



도면6



도면7



도면8

