

	(19) 대한민국특허청(KR) (12) 공개특허공보(A)	(11) 공개번호 10-2014-0043565 (43) 공개일자 2014년04월10일
(51) 국제특허분류(Int. Cl.) A61B 5/0408 (2006.01) A61B 5/0488 (2006.01) A61B 5/0478 (2006.01) A61B 5/04 (2006.01) (21) 출원번호 10-2012-0106016 (22) 출원일자 2012년09월24일 심사청구일자 2012년09월24일	(71) 출원인 인하대학교 산학협력단 인천광역시 남구 인하로 100, 인하대학교 (용현동) (72) 발명자 장성필 경기 고양시 일산동구 일산로 241, 110동 1601호 (마두동, 백마마을1단지아파트) 차두열 충청북도 청주시 상당구 율량동 레미안 아파트 107동 603호 (74) 대리인 이원희	

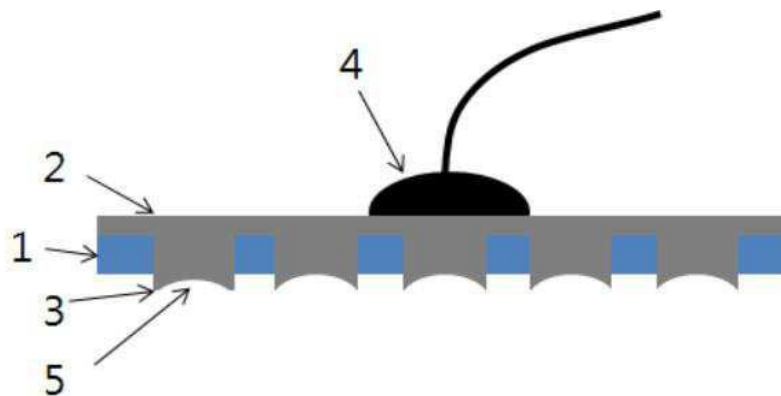
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 다중 스테르브 전극 구조의 건식 생체전극센서 및 이의 제조방법

(57) 요약

본 발명의 목적은 다중 스테르브 전극 구조의 건식 생체전극센서 및 이의 제조방법을 제공하는 데 있다. 이를 위하여 본 발명은 일측에 전도성 박막이 코팅되고, 복수의 스테르브 전극을 포함하는 유연성 기판; 상기 유연성 기판의 일면에 코팅되며, 상기 유연성 기판에 구비된 스테르브전극과 전기적으로 연결되는 전도성 박막; 및 상기 유연성 기판의 전도성 박막이 코팅되지 않은 측에서 돌출되어 구비되며 생체와 접촉하는 면이 오목하게 만곡된 구조로 형성되고, 생체와 접촉하여 생체신호를 감지하는 복수의 스테르브 전극;을 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 스테르브 전극 구조의 건식 생체전극센서를 제공한다. 또한, 본 발명은 상기의 다중 스테르브 전극 구조의 건식 생체전극센서의 제조방법을 제공한다. 본 발명에 따르면 피부-전극 간 탈착이 발생할 경우 일부 남아있는 스테르브 전극 구조물들이 개별적으로 피부와 접촉이 되어 있기 때문에 기존의 건식전극보다 양질의 생체신호를 얻을 수 있고, 스테르브 전극 구조물 사이로 통풍이 가능하여 피부 분비물 발생을 억제할 수 있으며, 피부 곡면을 따라 전극이 휘어지며 접촉하게 되어 피부분비물 발생을 억제하고 또한 장시간 착용에도 적합하다는 장점이 있다.

대표도 - 도3



특허청구의 범위

청구항 1

일측에 전도성 박막이 코팅되고, 복수의 스테브 전극을 포함하는 유연성 기판;

상기 유연성 기판의 일면에 코팅되며, 상기 유연성 기판에 구비된 스테브전극과 전기적으로 연결되는 전도성 박막; 및

상기 유연성 기판의 전도성 박막이 코팅되지 않은 측에서 돌출되어 구비되며 생체와 접촉하는 면이 오목하게 만곡된 구조로 형성되고, 생체와 접촉하여 생체신호를 감지하는 복수의 스테브 전극;

을 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 스테브 전극 구조의 건식 생체전극센서.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 유연성 기판은 폴리우레탄 아크릴레이트(PUA), 폴리에틸렌글리콜 디아크릴레이트(PEG-DA), 폴리에스테르 아크릴레이트, 과불소화폴리에테르 디메타크릴레이트(PFPE-DMA), 폴리스테렌(polystyrene), 폴리메틸메타크릴레이트(poly(methylmethacrylate)), 폴리이미드, 폴리카보네이트, 폴리에틸렌, 폴리에테르설폰, 폴리에틸렌나프탈레이트, 폴리에틸렌테레프탈레이트, 폴리프로필렌, 폴리에스터 및 폴리디메틸실록산(PDMS)으로 이루어진 군으로부터 선택되는 1종인 것을 특징으로 하는 다중 스테브 전극 구조의 건식 생체전극센서.

청구항 3

제 1 항에 있어서, 상기 전도성 박막은 은(Ag)인 것을 특징으로 하는 다중 스테브 전극 구조의 건식 생체전극센서.

청구항 4

제 1 항에 있어서, 상기 전도성 박막은 스퍼터링(Sputtering), 상압 화학기상증착법(Atmosphere Pressure Chemical Vapor Deposition: APCVD), 저압 화학기상증착법(Low Pressure Chemical Vapor Deposition: LPCVD), 전해도금법(Electroplating), 무전해도금법(Electrolessplating), 금속증발법(Metal Evaporation) 및 유기금속 화학기상증착법(Metal Organic Chemical Vapor Deposition: MOCVD)으로 이루어진 군으로부터 선택되는 1종의 방법으로 증착되는 것을 특징으로 하는 다중 스테브 전극 구조의 건식 생체전극센서.

청구항 5

제 1 항에 있어서, 상기 스테브 전극은 염화은(AgCl), 티타늄합금(Titanium alloy), 탄소나노튜브(Carbon nanotube), 은(Ag) 및 금(Au)으로 이루어진 군으로부터 선택되는 1종의 물질인 것을 특징으로 하는 다중 스테브 전극 구조의 건식 생체전극센서.

청구항 6

제 1 항에 있어서, 상기 유연성 기판 중 전도성 박막이 코팅된 측에 위치하며, 기판의 외부로 돌출되어 외부 생체신호 측정기구와 전기적으로 연결되는 연결부재를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 스테브 전극 구조의 건식 생체전극센서.

청구항 7

제 1 항에 있어서, 상기 스테르브 전극은 생체전극센서 표면에 10 개 내지 100 개가 구비되는 것을 특징으로 하는 다중 스테르브 전극 구조의 건식 생체전극센서.

청구항 8

제 1 항에 있어서, 상기 생체신호는 근전도(생체전극, electromyogram), 심전도(ECG, electrocardiogram) 및 뇌전도(EEG, electroencephalogram)로 이루어진 군으로부터 선택되는 1종인 것을 특징으로 하는 다중 스테르브 전극 구조의 건식 생체전극센서.

청구항 9

유연성 기관의 일면에 전도성 박막을 코팅하는 단계(단계 1);

상기 유연성 기관 중 전도성 박막이 코팅되지 않은 면에 감광제를 도포하는 단계(단계 2);

상기 유연성 기관 중 감광제가 도포된 면을 스테르브 전극을 형성하고자 하는 형태로 식각하는 단계(단계 3);

상기 단계 3에서 식각된 부분에 스테르브 전극 물질을 증착하는 단계(단계 4); 및

상기 단계 4에서 스테르브 전극 물질이 증착된 층의 표면을 표면처리하는 단계(단계 5);

를 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 스테르브 전극 구조의 건식 생체전극센서의 제조방법.

청구항 10

제 9 항에 있어서, 상기 단계 5 이후에 상기 전극센서의 전극물질 상부로 연결부재를 체결하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 스테르브 전극 구조의 건식 생체전극센서의 제조방법.

명세서

기술 분야

[0001] 본 발명은 다중 스테르브 전극 구조의 건식 생체전극센서 및 이의 제조방법에 관한 것이다.

배경 기술

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

[0003] 의학분야에 있어서는 적절한 치료를 하기 위해 심전도나 근전도, 뇌전도 등의 생체전위를 측정함에 있어서, 체내의 전기신호를 외부장치로 보내 적절한 치료를 위한 진단을 하는 경우가 많아지고 있다. 대표적인 생체전기신호인 심전도(ElectroCardioGram), 근전도(ElectroMyoGram), 뇌파(ElectroEncephaloGram), 생체 임피던스(Bio-Impedance) 신호 등은 피검자의 건강상태를 비관혈적(Non-invasive)인 방법으로 진단하는데 가장 기본이 되는 신호로서 특히 심전도 및 호흡 신호의 경우 가장 기본이 되는 바이탈(vital) 신호로 임상에서 광범위하게 사용되고 있다.

- [0004] 생체용전극은, 예를 들면 심장의 생체전위를 측정하는 경우, 미약한 전기신호를 효율이 좋게 유도하여 심전도계 등에 유도하기 위해 생체의 일부에 직접적으로 접촉시킬 필요가 있게 되어 있으나, 생체의 피부에 생체용전극을 접촉시킨 것만으로는 생체용전극과 생체가 전기적으로 접합되지 않고 생체용전극과 피부의 불안정한 접촉에 의한 복잡한 전위나 임피던스가 생기기 때문에 전기신호를 정확하게 측정할 수 없다. 그래서, 통상 상기한 생체용전극은 피부에의 자극성이 없음과 동시에 생체용전극을 피부에 밀착시켜 안정한 전기신호를 생체로부터 외부 장치로 유도가능한 전도성 고분자 매체를 통하여 생체에 부착시키도록 되어 있다.
- [0005] 생체전극에 있어서 센서인 전극의 구조 및 형태, 재질 등의 요소가 전체 측정시스템의 성능 및 유용성에 미치는 영향이 매우 크며, 특히 생체자극, 임피던스, 점착 등의 조건을 충족시킬 수 있는 재료가 전도성 하이드로젤 점착제이다.
- [0006] 하이드로젤은 일반적으로 폴리피롤리돈, 폴리히드록시아크릴레이트, 폴리비닐알코올, 폴리아미드, 아크릴산 등의 합성고분자와 젤라틴, 한천 등 천연고분자에 글리세롤, 폴리에틸렌옥사이드 등 증점제를 첨가하여 사용하여 제조되어진다.
- [0007] 하이드로젤은 다량의 수분을 함유하고 3차원 망목구조로 이루어지며 친수성관능기와 모세관 또는 삼투압 현상에 의하여 수분을 함유하게 된다. 하이드로젤이 물에 용해되지 않는 이유는 약간의 정전기적과 친유적인 상호작용이 있기는 하지만 전반적인 공유결합의 고분자 결합특성 때문으로 물을 흡수하면서도 기계적인 특성과 형태를 유지하는 것이 하이드로젤의 기본적인 요소이다. 의료용 하이드로젤은 혈액, 체액 및 생체조직과 친화성을 갖고 있어서 점착제, 생체조직 점착제, 콘택트렌즈, 화상드레싱제, 인공연골 등 생체재료 전반에 이용된다. 따라서 전도성 하이드로젤 점착제는 상기의 특성을 유지하면서 전기적인 특성과 생체표면에 점착할 수 있는 특성을 보아야 한다.
- [0008] 예를 들어, 대한민국 등록특허공보 제 10-0695152 호(2007년03월08일 등록)에 따르면, 심전도 측정용 전극 및 그를 포함하는 심전도 측정 장치에 대하여 개시되어 있다. 이는 심전도 측정용 전극에 있어서, 심전도 신호를 측정하는 신호 검출부, 신호 검출부의 일면에 도포되어 있고 점착성 및 전기 전도성을 갖는 전해질 젤 조성물, 및 신호 검출부와 전기적으로 연결되는 컨트롤러 연결부를 포함하는 심전도 측정용 전극 및 그를 포함하는 심전도 측정 장치에 관한 것이다. 이 기술의 경우 전기 전도성은 물론 점착 특성을 지닌 젤 조성물을 이용하여 신체 피부에 심전도 측정용 전극을 부착할 수 있음은 물론, 품질이 우수한 신호를 측정할 수 있다는 이점이 있다. 그러나 상기 언급한 점착 및 전도성 특성이 있는 젤 조성물의 경우 종래의 점착부에 비해 신체 피부로부터 탈착시 신체 피부에 고통을 어느 정도 줄일 수 있는 효과를 기대할 수 있으나, 이러한 젤 조성물 역시 장시간 사용할 경우 피부와 접촉되는 신체 부위가 빨갛게 변하는 등의 피부 손상을 초래할 수 있다는 문제점이 있다.
- [0009] 상기와 같은 생체전극에 있어서 센서인 전극의 구조 및 형태, 베이스의 재질 및 형태, 전도성 하이드로젤 점착제 등의 요소가 전체 측정시스템의 성능 및 유용성에 미치는 영향이 매우 크며, 특히 측정대상자의 움직임에 의한 생체전극의 접촉불량으로 측정오류나 오진단 등의 문제와 사용시간 지속으로 생체전극의 통기성 저하로 인한 생체자극등의 문제는 여전히 생체전극의 해결해야 할 문제점으로 대두된다.
- [0010] 이에 고안된 건식 생체전극은 피부 표면에 젤(gel)을 도포할 필요가 없어 장시간 착용 중에도 출력특성이 변하지 않기 때문에 근전도의수나 근전도의측에 이용되고 있다.
- [0011] 그러나 종래의 건식 생체전극은 장시간 착용시 피부 분비물에 의해 신호 대 잡음특성이 나빠지는 경향이 있다. 이것은 생체신호 측정의 신뢰성 저하를 초래하며, 결과적으로 근전도의수나 근전도의측의 오동작을 일으키는 원인이 될 수 있다. 이에 장시간 착용시에도 피부 분비물에 의한 생체신호 잡음 문제를 해결하기 위한 고안이 지속적으

로 요구되고 있는 실정이다.

- [0012] 이에 본 발명의 발명자들은 다중 스테브 전극 구조의 건식 생체전극센서를 사용하면 통풍구가 확보되어 장시간 사용시에도 피부노폐물에 의하여 생체신호가 왜곡되지 않는 효과가 있음을 알게되어 본 발명을 완성하였다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0013] 본 발명의 목적은 다중 스테브 전극 구조의 건식 생체전극센서 및 이의 제조방법을 제공하는 데 있다.

과제의 해결 수단

- [0014] 이를 위하여 본 발명은
- [0015] 일측에 전도성 박막이 코팅되고, 복수의 스테브 전극을 포함하는 유연성 기관;
- [0016] 상기 유연성 기관의 일면에 코팅되며, 상기 유연성 기관에 구비된 스테브전극과 전기적으로 연결되는 전도성 박막; 및
- [0017] 상기 유연성 기관의 전도성 박막이 코팅되지 않은 측에서 돌출되어 구비되며 생체와 접촉하는 면이 오목하게 만곡된 구조로 형성되고, 생체와 접촉하여 생체신호를 감지하는 복수의 스테브 전극;
- [0018] 를 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 스테브 전극 구조의 건식 생체전극센서를 제공한다.
- [0019] 또한, 본 발명은
- [0020] 유연성 기관의 일면에 전도성 박막을 코팅하는 단계(단계 1);
- [0021] 상기 유연성 기관 중 전도성 박막이 코팅되지 않은 면에 감광제를 도포하는 단계(단계 2);
- [0022] 상기 유연성 기관 중 감광제가 도포된 면을 스테브 전극을 형성하고자 하는 형태로 식각하는 단계(단계 3);
- [0023] 상기 단계 3에서 식각된 부분에 스테브 전극 물질을 증착하는 단계(단계 4); 및
- [0024] 상기 단계 4에서 스테브 전극 물질이 증착된 면을 표면처리하는 단계(단계 5);
- [0025] 를 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 스테브 전극 구조의 건식 생체전극센서의 제조방법을 제공한다.

발명의 효과

- [0026] 본 발명에 따른 다중 스테브 전극 구조의 건식 생체전극센서 및 이의 제조방법에 따르면 피부-전극간 탈착이 발생할 경우 일부 남아있는 스테브 전극 구조물들이 개별적으로 피부와 접촉이 되어 있기 때문에 기존의 건식전극보다 양질의 생체신호를 얻을 수 있다. 또한, 스테브 전극 구조물 사이로 통풍이 가능하여 피부 분비물 발생을 억제할 수 있다. 또한 땀이 발생할 경우 일종의 땀의 배출구 역할이 가능하다. 나아가, 생체와 접촉하는 면이 오목하게 만곡된 구조로 형성되어 피부와 접촉하므로, 오목하게 만곡된 부분이 피부에 고정될 수 있어 추가적인 물질 및 장치 없이 피부에 용이하게 탈착될 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0027] 도 1은 본 발명에 따른 건식 생체전극센서의 상부의 개념도이고;
- 도 2는 본 발명에 따른 건식 생체전극센서의 하부의 개념도이고;

도 3은 본 발명에 따른 건식 생체전극센서의 단면도이고;

도 4는 본 발명에 따른 건식 생체전극센서의 제조방법의 개념도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0028] 본 발명의 목적은 다중 스테브 전극 구조의 건식 생체전극센서 및 이의 제조방법을 제공하는 데 있다. 이를 위하여 본 발명은 복수의 스테브(Stub) 전극의 표면이 오목하게 만곡된 구조로 돌출되어 구비된 건식 생체전극을 구현하여 곡면인 피부에 고정되어 추가적인 물질 및 장비없이 피부에 탈착가능한 다중 스테브 전극 구조의 건식 생체전극센서 및 이의 제조방법을 제공한다.
- [0029] 본 발명은
- [0030] 일측에 전도성 박막이 코팅되고, 타측에 복수의 스테브 전극을 포함하는 유연성 기관;
- [0031] 상기 유연성 기관의 일면에 코팅되며, 상기 유연성 기관에 구비된 스테브전극과 전기적으로 연결되는 전도성 박막; 및
- [0032] 상기 유연성 기관의 전도성 박막이 코팅되지 않은 측에서 돌출되어 구비되며 생체와 접촉하는 면이 오목하게 만곡된 구조로 형성되고, 생체와 접촉하여 생체신호를 감지하는 복수의 스테브 전극;
- [0033] 을 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 스테브 전극 구조의 건식 생체전극센서를 제공한다.
- [0034] 이하 본 발명에 따른 다중 스테브 전극 구조의 건식 생체전극센서를 도 3을 참조하여 상세히 설명한다.
- [0035] 도 3을 참조하면, 일측에 전도성 박막이 코팅되고, 타측에 복수의 스테브 전극을 포함하는 유연성 기관(1)을 포함한다. 상기 유연성 기관은 생체신호를 감지하기 위한 복수의 스테브 전극을 고정하고, 곡면인 피부를 따라 접촉되는 생체전극센서의 몸통부분으로, 곡면인 피부와 접촉하기 위하여 유연한 재질의 피부에 무해한 폴리머를 이용하여 제작할 수 있다.
- [0036] 본 발명에 따른 장치에 있어서, 상기 유연성 기관은 폴리우레탄 아크릴레이트(PUA), 폴리에틸렌글리콜 디아크릴레이트(PEG-DA), 폴리에스테르 아크릴레이트, 과불소화폴리에테르 디메타크릴레이트(PFPE-DMA), 폴리스티렌(polystyrene), 폴리메틸메타크릴레이트(polymethylmethacrylate), 폴리이미드, 폴리카보네이트, 폴리에틸렌, 폴리에테르설폰, 폴리에틸렌나프탈레이트, 폴리에틸렌테레프탈레이트, 폴리프로필렌, 폴리에스터 및 폴리디메틸실록산(PDMS)으로 이루어진 군으로부터 선택되는 1종일 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0037] 본 발명에 따른 장치는 상기 유연성 기관의 일면에 코팅되며, 상기 유연성 기관에 포함된 스테브 전극과 전기적으로 연결되는 전도성 박막(2)을 포함한다. 상기 전도성 박막은 유연성 기관의 일면에 증착되고, 복수의 스테브 전극은 전도성 박막이 증착되지 않은 면에 구비되어 유연성 기관에 포함된다. 상기 스테브 전극을 통해 감지된 생체신호는 전도성 박막으로 전달될 수 있다.
- [0038] 본 발명에 따른 장치에 있어서, 상기 전도성 박막은 은(Ag) 재질인 것이 바람직하다. 상기 박막을 은으로 사용하는 경우 피부와 접촉하여도 무해하고 전기전도도가 우수하여 고감도의 생체신호를 전달하는데 사용될 수 있어 향상된 품질의 높은 생체신호를 측정할 수 있다는 장점이 있다.
- [0039] 본 발명에 따른 장치에 있어서, 상기 전도성 박막은 스퍼터링(Sputtering), 상압 화학기상증착법(Atmosphere Pressure Chemical Vapor Deposition: APCVD), 저압 화학기상증착법(Low Pressure Chemical Vapor Deposition: LPCVD), 전해도금법(Electroplating), 무전해도금법(Electrolessplating), 금속 증발법(Metal

Evaporation), 스크린 프린팅(Screen printing) 및 유기금속 화학기상증착법(Metal Organic Chemical Vapor Deposition: MOCVD)으로 이루어진 군으로부터 선택되는 1종의 방법으로 증착될 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니다.

[0040] 본 발명에 따른 장치는 상기 유연성 기관의 전도성 박막이 코팅되지 않은 측에서 돌출되어 구비되며 생체와 접촉하는 면이 오목하게 만곡된 구조로 형성되고, 생체와 접촉하여 생체신호를 감지하는 복수의 스테르브 전극을 포함한다. 상기 스테르브 전극은 박막 상에 작은 돌기 형태로 패턴화되어, 원형 및 다각형의 기둥모양으로 형성될 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니다(도 2 참조).

[0041]

[0042] 본 발명에 따른 다중 스테르브 전극 구조의 건식 생체전극센서는 생체 피부-전극간 탈착이 발생할 경우 일부 남아 있는 스테르브 전극 구조물들이 개별적으로 피부와 접촉이 되어 있기 때문에 일부 전극이 탈착되어도 생체신호를 얻을 수 있다.

[0043] 또한, 종래의 표면 건식전극과 같이 피부에 접합시 피부의 곡면을 무시하고 피부를 깃누른 상태로 생체신호를 획득하여 피부 분비물의 발생을 증가시키며, 건식 생체전극의 장시간 착용을 어렵게 하는 것과 다르게, 생체전극센서 전면이 피부와 접촉되어 있는 것이 아니라 돌출되어 구비된 복수의 스테르브 전극만이 피부와 접촉하고 있기 때문에 접촉하게 되어 피부분비물 발생을 억제하고 장시간 착용에도 적합하다. 또한, 스테르브전극 구조물 사이로 통풍이 가능하여 피부 분비물 발생을 억제할 수 있고, 땀이 발생할 경우 일종의 땀의 배출구 역할이 가능하다.

[0044] 나아가, 유연성 기관에 복수의 스테르브 전극들이 구비되어 있기 때문에 피부 곡면을 따라 생체전극센서가 휘어지며, 생체와 접촉하는 면이 오목하게 만곡된 구조로 형성되어 피부와 접촉하므로, 오목하게 만곡된 부분이 피부에 고정될 수 있어 추가적인 물질 및 장치 없이 피부에 용이하게 탈착될 수 있다.

[0045] 본 발명에 따른 장치에 있어서, 상기 스테르브 전극은 염화은(AgCl), 티타늄합금(Titanium alloy), 탄소나노튜브(Carbon nanotube), 은(Ag) 및 금(Au)으로 이루어진 군으로부터 선택되는 1종을 사용할 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니다. 상기 스테르브전극은 피부에 다수 회 탈부착되고, 부착된 후 장시간 동안 피부와 접촉하여 생체신호를 감지하는 역할을 하므로, 피부에 탈부착시 사용자가 고통을 느끼지 않도록 탈착이 가능하고 생체신호를 감지하여 전달할 수 있는 전도성 소재를 사용하는 것이 바람직하다. 상기 물질들은 인체에 무해하며 전도성이 좋아 이를 스테르브 전극에 적용할 수 있다.

[0046] 상기 스테르브 전극은 인체에 무해하며 전도성이 좋은 물질들로 제조되어 피부로부터 전해지는 생체신호를 감지하고 이는 박막을 통해 외부 생체신호 측정기구와 전기적으로 연결되는 연결부재로 전달될 수 있다.

[0047] 본 발명에 따른 장치에 있어서, 상기 스테르브 전극은 생체전극센서 표면에 10 개 내지 100 개가 구비되는 것이 바람직하다. 상기 스테르브 전극이 10개 미만으로 구비되는 경우 일부분이 탈착될 경우 생체신호를 감지할 수 있는 전극 면적이 크게 줄어들 수 있어 감지된 생체신호에 대한 신뢰도가 저하된다는 문제점이 있고, 100개를 초과하여 형성되는 경우 공기 유출입을 자유롭게하여 땀 및 피부 노폐물을 증발시킬 수 있는 공간이 확보되기 어렵다는 문제점이 있어 상기 범위의 개수로 스테르브 전극이 형성되는 것이 바람직하다.

[0048] 본 발명에 따른 장치는 상기 유연성 기관 중 전도성 박막이 코팅된 측에 위치하며, 기관의 외부로 돌출되어 외부 생체신호 측정기구와 전기적으로 연결되는 연결부재를 더 포함하는 것이 바람직하다. 상기 연결부재를 통해 다중 스테르브 전극에서 측정된 생체신호가 전기적으로 전달되어 외부 생체신호 측정기구로 전달될 수 있다.

- [0049] 본 발명에 따른 장치에 있어서, 상기 생체신호는 근전도, 심전도 및 뇌전도로 이루어진 군으로부터 선택되는 1종일 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니다. 신체도 일종의 도체이며, 신체 내에는 많은 미량의 전류가 발생하는데, 신체로부터 이러한 미량의 전류를 감지하거나 외부 자극에 대한 전류의 변화량을 감지하여 신체 내부의 특성을 측정할 수가 있다. 이러한 원리를 이용하여 심전도(ECG), 근전도(생체전극), 뇌전도(EEG), 피부저항(GSR), 안구운동(EOG), 신체온도, 맥박, 혈압 및 신체 움직임 등을 측정할 수 있으며, 이러한 생체신호의 변화를 감지하기 위하여 생체신호 분석장치는 검사하고자 하는 신체 부위의 피부에 부착되어 생체신호를 측정하는 전극을 사용한다. 전극은 신체 부위 내에 발생하는 전류량 또는 외부 자극에 따른 전류의 변화량과 같은 생체신호를 측정한다.
- [0050] 또한 본 발명은
- [0051] 유연성 기관의 일면에 전도성 박막을 코팅하는 단계(단계 1);
- [0052] 상기 유연성 기관 중 전도성 박막이 코팅되지 않은 면에 감광제(photoresist)를 도포하는 단계(단계 2);
- [0053] 상기 유연성 기관 중 감광제가 도포된 면을 스터브 전극을 형성하고자 하는 형태로 식각하는 단계(단계 3);
- [0054] 상기 단계 3에서 식각된 부분에 스터브 전극 물질을 증착하는 단계(단계 4); 및
- [0055] 상기 단계 4에서 스터브 전극 물질이 증착된 층의 표면을 표면처리하는 단계(단계 5);
- [0056] 를 포함하는 것을 특징으로 하는 다중 스터브 전극 구조의 건식 생체전극센서의 제조방법을 제공한다.
- [0057] 이하, 도 4를 참조하여 본 발명을 단계별로 상세히 설명한다. 이때, 도 4는 본 발명에 따른 건식 생체전극센서의 제조방법의 개념도이다.
- [0058] 본 발명에 따른 장치의 제조방법에 있어서, 상기 단계 1(S1)은 유연성 기관의 일면에 전도성 박막을 코팅하는 단계이다. 상기 유연성 기관은 피부에 접촉하여 생체신호를 감지하기 위한 것으로, 곡면인 피부와 접촉하기 위하여 유연한 재질의 피부에 무해한 폴리머를 이용하여 제작할 수 있다. 상기 유연성 기관은 폴리우레탄 아크릴레이트(PUA), 폴리에틸렌글리콜 디아크릴레이트(PEG-DA), 폴리에스테르 아크릴레이트, 과불소화폴리에테르 디메타크릴레이트(PFPE-DMA), 폴리스티렌(polystyrene), 폴리메틸메타크릴레이트(poly(methylmethacrylate)), 폴리이미드, 폴리카보네이트, 폴리에틸렌, 폴리에테르설폰, 폴리에틸렌나프탈레이트, 폴리에틸렌테레프탈레이트, 폴리프로필렌, 폴리에스터 및 폴리디메틸실록산(PDMS)인 것일 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0059] 상기 전도성 박막은 스퍼터링(Sputtering), 상압 화학기상증착법(Atmosphere Pressure Chemical Vapor Deposition: APCVD), 저압 화학기상증착법(Low Pressure Chemical Vapor Deposition: LPCVD), 전해도금법(Electroplating), 무전해도금법(Electrolessplating), 금속 증발법(Metal Evaporation) 및 유기금속 화학기상증착법(Metal Organic Chemical Vapor Deposition: MOCVD)으로 이루어진 군으로부터 선택되는 1종의 방법으로 증착될 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0060] 본 발명에 따른 장치의 제조방법에 있어서, 상기 단계 2(S2)는 상기 유연성 기관 중 전도성 박막이 코팅되지 않은 면에 감광제(photoresist)를 도포하는 단계이다. 감광제 즉, 포토레지스트에는 대표적으로 네가티브 포토레지스트(negative photoresist)와 파지티브 포토레지스트(positive photoresist)가 있는데, 네가티브 포토레지스트는 노광(exposure)된 부분의 결합이 강해져서 노광 후 현상할 시 노광되지 않은 부분이 제거되는 포토레지스트이고, 파지티브 포토레지스트는 노광된 부분의 결합이 끊어져서 노광 후 현상할 시 노광된 부분이 제거되는 포토레지스트이다. 상기 포토레지스트의 종류는 마스크에 형성된 패턴 구조에 따라 적절히 선택될 수 있으므로 특별히 제한되지 않으나 더욱 바람직하게는 파지티브 포토레지스트를 사용할 수 있다.

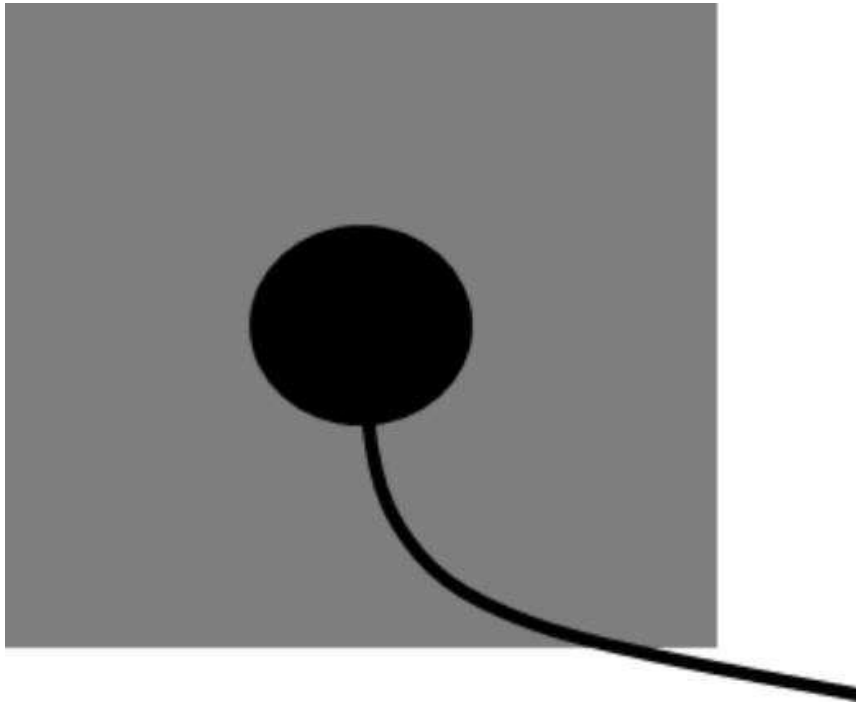
- [0061] 본 발명에 따른 장치의 제조방법에 있어서, 상기 단계 3(S3)은 상기 유연성 기판 중 감광제가 도포된 면을 스터브 전극을 형성하고자 하는 형태로 식각하는 단계이다. 스터브 전극을 형성하고자 하는 형태로 식각하면, 식각되어 제거된 부분에 스터브 전극물질을 증착할 수 있다. 이후의 단계에서 감광제를 제거하면 스터브 전극이 돌출되어 구비된 건식 생체전극센서를 제조할 수 있다.
- [0062] 본 발명에 따른 장치의 제조방법에 있어서, 상기 단계 4(S4)는 상기 단계 3에서 식각된 부분에 스터브 전극 물질을 증착하는 단계이다. 상기 스터브전극은 피부에 다수 회 탈부착되고, 부착된 후 장시간동안 피부와 접촉하여 생체 신호를 감지하는 역할을 하므로, 피부에 탈부착시 사용자가 고통을 느끼지 않도록 탈착이 가능하고 생체신호를 감지하여 전달할 수 있는 전도성 소재를 사용하는 것이 바람직하다. 이에 인체에 무해하며 전도성이 좋은 상기 전극 물질들을 스터브 전극에 적용할 수 있다.
- [0063] 상기 스터브 전극은 염화은(AgCl), 티타늄합금(Titanium alloy), 탄소나노튜브(Carbon nanotube), 은(Ag) 및 금(Au)으로 이루어진 군으로부터 선택되는 1종을 사용할 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0064] 상기 스터브 전극 물질은 스퍼터링(Sputtering), 상압 화학기상증착법(Atmosphere Pressure Chemical Vapor Deposition: APCVD), 저압 화학기상증착법(Low Pressure Chemical Vapor Deposition: LPCVD), 전해도금법(Electroplating), 무전해도금법(Electrolessplating), 금속 증발법(Metal Evaporation) 및 유기금속 화학기상증착법(Metal Organic Chemical Vapor Deposition: MOCVD)으로 이루어진 군으로부터 선택되는 1종으로 이루어진 군으로부터 선택되는 1종의 방법으로 증착될 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0065] 본 발명에 따른 장치의 제조방법에 있어서, 상기 단계 5(S5)는 상기 단계 4에서 스터브 전극 물질이 증착된 층의 표면을 표면처리하는 단계이다. 표면처리를 통해 감광제를 제거할 수 있어, 유연성기판에 복수의 스터브 전극이 돌출된 형태로 구비된다. 상기 표면처리는 연마법(polishing)을 이용하여 수행될 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니다. 이때, 표면처리 과정에서 스터브 전극의 생체와 접촉하는 면이 마모되어 오목하게 만곡된 구조로 형성되는데, 상기 구조로 인하여 본 발명에 따른 생체전극센서가 피부와 효과적으로 접촉할 수 있다.
- [0066] 본 발명에 따른 장치의 제조방법에 있어서, 상기 단계 5 이후에 상기 전극센서의 전극물질 상부로 연결부재를 체결하는 단계를 더 포함하는 것이 바람직하다. 상기 연결부재는 상기 유연성 기판 중 전도성 박막이 코팅된 층에 위치하며, 기판의 외부로 돌출되어 외부 생체신호 측정기구와 전기적으로 연결되어 생체신호를 전달할 수 있다.

부호의 설명

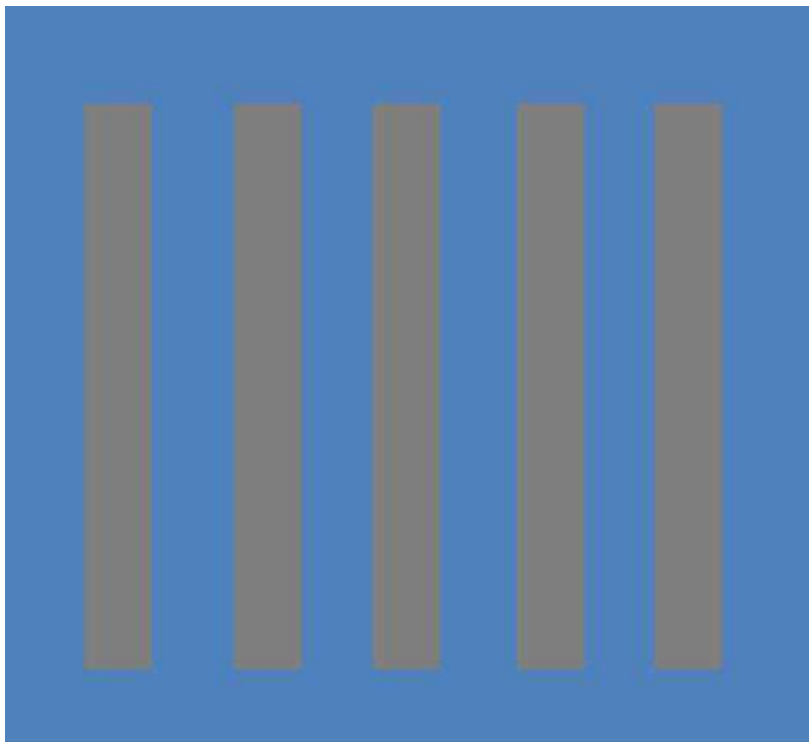
- [0067]
- 1: 유연성 기판
 - 2: 박막 전극
 - 3: 스터브 전극
 - 4: 외부 연결부재
 - 5: 오목한 형태의 피부 접촉 부분
 - 6: 포토리지스트

도면

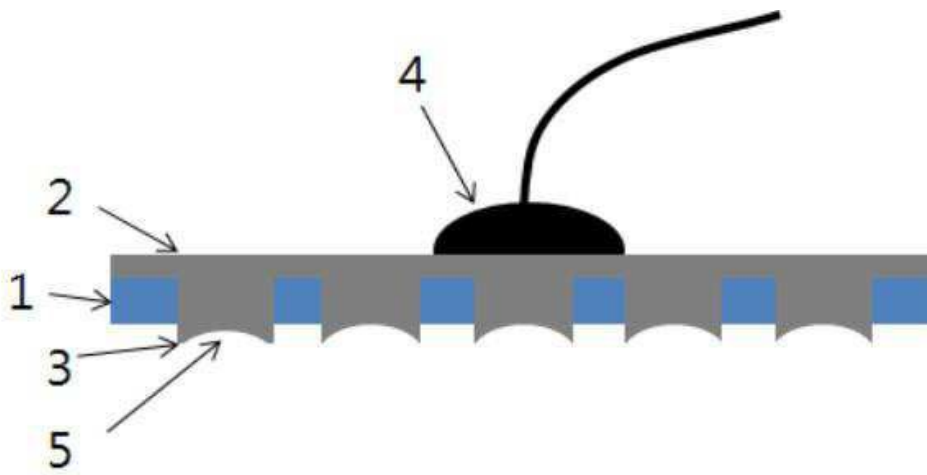
도면1



도면2



도면3



도면4

