

	(19) 대한민국특허청(KR) (12) 공개특허공보(A)	(11) 공개번호 10-2012-0055187 (43) 공개일자 2012년05월31일
(51) 국제특허분류(Int. Cl.) G01N 27/02 (2006.01) A61B 5/04 (2006.01)		(71) 출원인 계명대학교 산학협력단 대구광역시 달서구 달구벌대로 1095 (신당동)
(21) 출원번호 10-2010-0116765	(22) 출원일자 2010년11월23일	(72) 발명자 김민수 대구광역시 수성구 지범로40길 11, 서한화성타운 107동 1507호 (범물동)
심사청구일자 2010년11월23일		서석태 울산광역시 남구 봉월로 133, 103동 1109호 (신정동, 남산포스코더샵아파트) (뒷면에 계속)
		(74) 대리인 김일환

전체 청구항 수 : 총 9 항

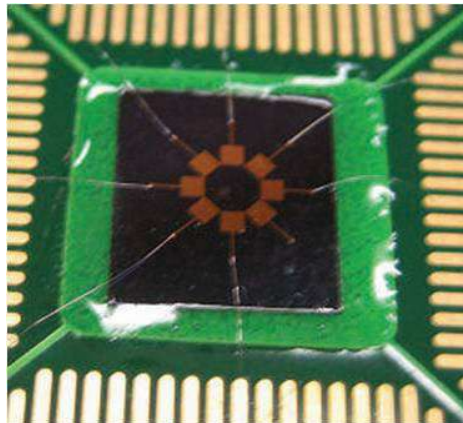
(54) 발명의 명칭 **피부 임피던스 측정을 위한 새로운 형태의 소형 전극 센서 및 이를 이용한 피부 임피던스 측정 시스템.**

(57) 요약

본 발명은 피부 임피던스 측정을 위한 소형 전극 센서 및 시스템에 관한 것으로, 반도체 기판; 상기 기판 상부에 형성된 절연층; 상기 절연층 상부 중심점을 기준으로 대칭적으로 적어도 하나의 쌍으로 형성된 전극쌍을 포함하되, 상기 전극쌍은 기준전극 및 측정전극인 것을 특징으로 한다.

이와 같이, 본 발명은 다양한 주파수에서의 피부 임피던스의 절대값과 위상을 측정하여, 용이하게 경혈점을 찾을 수 있을 뿐만 아니라, 인간 피부의 생물학적 활성 포인트(경혈점)에 대한 연구나 탐색에 있어서 높은 신뢰성과 정확성을 제공할 수 있는 시스템을 제공할 수 있다.

대표도 - 도6



(72) 발명자

손창식

대구광역시 중구 동덕로40길 27 (동인동3가)

박희준

대구광역시 달서구 새동네로 34, 보람타운 102동
502호 (용산동)

김윤년

대구광역시 서구 달구벌대로 1707, 광장타운 107
동 1203호 (내당동)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 RTI-04-01-01

부처명 지식경제부

연구사업명 지방기술혁신사업 대구 첨단 진단/예측 의료기술 R&D 클러스터 구축사업

연구과제명 u-Health 기반 진단/예측전문가시스템 상용화 기술개발

주관기관 경북대학교 산학협력단

연구기간 2010.07.01 ~ 2011.06.30

특허청구의 범위

청구항 1

반도체 기관;

상기 기관 상부에 형성된 절연층;

상기 절연층 상부 중심점을 기준으로 대칭적으로 적어도 하나의 쌍으로 형성된 전극쌍을 포함하되,

상기 전극쌍은 기준전극 및 측정전극인 것을 특징으로 하는 피부 임피던스 측정을 위한 소형 전극 센서.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 절연층 및 전극 사이에 접착층(adhesion layer)이 형성된 것을 특징으로 하는 피부 임피던스 측정을 위한 소형 전극 센서.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 전극쌍은 4개의 쌍이고, 중심점에서 일정한 반경을 갖는 원 둘레 영역에 배열되는 것을 특징으로 하는 피부 임피던스 측정을 위한 소형 전극 센서.

청구항 4

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항의 소형 전극 센서;

저항과 커패시터가 직렬 또는 병렬로 연결된 회로부;

전압 또는 전류를 인가하는 전원;

신호를 증폭하는 앰프; 및

시스템을 제어하고, 상기 측정된 신호를 표시하는 제어표시부를 포함하는 것을 특징으로 하는 피부 임피던스 측정 시스템.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 시스템은 경혈점(acupuncture point)의 위치를 검색하는 장치인 것을 특징으로 하는 피부 임피던스 측정 시스템.

청구항 6

적어도 하나의 전극 쌍을 갖는 반도체 소자 제조방법에 있어서,

(a) 기관에 절연층을 형성하는 단계;

(b) 상기 절연층 중심부에 포토레지스트를 도포하는 단계;

(c) 상기 절연층 및 포토레지스트 상부에 접착층(adhesion layer)을 형성하는 단계;

(d) 상기 접착층 상부에 금속재질의 전극층을 형성하는 단계;

(e) 상기 포토레지스트 및 상부층을 리프트 오프 방법으로 제거하여 전극을 형성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 피부 임피던스 측정센서 제조방법.

청구항 7

제5항에 있어서,

상기 (e) 단계의 전극의 형성은 측정전극 및 기준전극으로 중심점 대칭으로 일정거리를 가지고 둘러싸는 적어도 하나의 전극쌍을 형성하는 것인 것을 특징으로 하는 피부 임피던스 측정센서 제조방법.

청구항 8

제6항 또는 제7항에 있어서,

상기 (c) 단계는 크롬을 재질로 하고, 스퍼터링법으로 형성하는 것을 특징으로 하는 피부 임피던스 측정센서 제조방법.

청구항 9

제6항 또는 제7항에 있어서,

상기 (d) 단계는 금(Au)을 재질로 하고, 열기상 증착법으로 형성하는 것을 특징으로 하는 피부 임피던스 측정센서 제조방법.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 피부 임피던스 측정을 위한 소형 전극 센서 및 시스템에 관한 것으로, 보다 상세하게는 피부 임피던스 측정을 통한 경혈점을 탐색할 수 있는 새로운 형태의 소형 전극 반도체 센서 및 이를 이용한 피부 임피던스 측정 시스템에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 침술의 메카니즘은 신체에 위치하는 경혈의 물리적(기계적, 전기적) 자극을 통하여 특정 뇌기능을 변화시켜 효과를 얻는다는 것이 지배적인 이론이다. 특정 경혈의 결합조직(connective tissue)과 이의 신경학적 위치가 침술의 효과에 직접적인 역할을 하는데, 종래에는 의료진의 기술과 경험에 의존하였다.

[0003] 한편, 최근에는 전기 임피던스 단층촬영법(Electrical Impedance Tomography; 이하 EIT라 칭함)이 각광을 받고 있는데, EIT는 시스템 구현 시에 하드웨어 비용이 비교적 저렴하고, 측정 대상물체에 대한 비파괴(nondestructive) 특성을 가지고 있다. EIT는 X-ray 및 MRI 단층촬영법에 비해 아직 복원된 영상의 공간해상도(spatial resolution)는 떨어지지만, 순간해상도(temporal resolution)가 뛰어나고 인체에 대한 안전성이 보장되므로 의공학 분야의 보조장비로 사용되고 있다.

[0004] 경혈점의 위치는 2차원의 해부학적으로 위치되어 있고, 개개인의 인체에 따라 신경조직의 분포와 연조직(soft tissue)의 분포가 다르다. 따라서, 의료진의 경험에 의존하는 경향이 있었다. 이러한 경혈의 공학적 해석이 EIT에 의해 재조명된 것이다.

[0005] EIT는 10 내지 100KHz의 수밀리(millivolt) 볼트의 전류를 인체에 흘려보낸 후 신체조직의 저항을 측정하는 방식으로, 경혈위치는 주변 조직보다 낮은 임피던스(impedance)를 갖고 있는 것이 밝혀졌다. 따라서, EIT에서는 신체단면의 전기적 특성을 파악하기 위하여 여러 개의 전극을 신체부위에 접촉한 후 순차적으로 전류를 흘려보내고 저항을 측정한 후 해당 저항을 영상화한다.

[0006] 이하 첨부된 도면을 참조하여 종래 기술에 따른 전기 임피던스 단층촬영법을 설명하기로 한다.

- [0007] 도 1 내지 도 4는 종래 기술에 따른 전기 임피던스 단층촬영법에서 신체내부의 저항을 영상화하는 원리를 설명하기 위한 도면이다. EIT에서는 신체단면의 전기적 특성을 보여줄 수 있는 기술로 여러개의 전극을 신체부위에 접촉한 후 순차적으로전기를 흘려보낸 후 저항을 측정하여 신체내부의 저항을 영상화한다.
- [0008] 이를 위하여 도 1에 나타난 바와 같이 입력전극(input electrode)(S, s)과 출력전극(receiving electrode)(R,r)을 2*2로 인체조직에 부착한 후, 전류를 흘려 저항을 계측한다. 즉, 도 1에서와 같이 수평 입력전극(S1 S2)과 수평 출력전극(R1, R2) 및 수직 입력전극(s1, s2)과 수직 출력전극(r1 r2)을 배치한다.
- [0009] 이어, 도 2에서와 같이, 수평 입력전극(S1 S2)에서 수평 출력전극(R1, R2)으로 전류를 흘려 수평방향의 임피던스를 측정한다. 그리고, 도 3에서와 같이, 수직 입력전극(s1, s2)에서 수직 출력전극(r1 r2)으로 전류를 흘려 수직방향의 임피던스를 측정한다.
- [0010] 그에 따라, 도 4에서와 같은 역비선형 데이터 처리에 의해 신체부위에서의 임피던스 값의 분포에 대한 추정이 가능해진다. 이러한 EIT 장치는 원통의 환형으로 구성되어, 몸통전체를 감싸거나, 손목, 발목 등에 부착하는 형식으로 인체에 부착한 후 순차적으로 전류를 흘려 저항을 계측한다. 예를 들면 수평과 수직으로 계측한 저항은 인체조직의 총 저항의 합에 해당되어 단면에 투과되는 조직을 저항값의 분포를 검출할 수 있다. 다른 방식으로는 저항값의 분포를 안 후 전류의 강도에 따라 인체의 전압분포를 계산하여 등포텐선(equipotential line) 위치를 표시하기도 한다.
- [0011] 그러나, 이러한 종래 EIT 장치는 다음과 같은 문제점이 있는 것으로 알려져 있다. 첫째, 신체를 감싸는 원통형 전극의 분포로 구성되므로, 불필요한 인체의 골격 기관까지 영상화함으로써 불필요한 데이터를 처리하는데 시간이 소모되었다. 둘째, 신체를 감싸는 원통형 전극의 분포로 구성되므로, 대표적으로 팔목과 허리부분 등에서는 굽기 차이가 발생할 수 있는데, 동일한 개수의 전극을 배치하는 방식으로 전극을 배치함에 따라 전극 간 거리가 넓어지는 경우 해당 위치에서의 경혈의 해상도가 떨어지는 문제가 있었다.
- [0012] 이처럼, 경혈점 즉, 생물학적 활성 포인트(Biological Active Point; 이하 BAPs라 한다.)는 비 활성점과 비교하여 높은 국소 온도, 전기적 포테셜, 전기 용량 및 낮은 저항의 특성들을 갖기 때문에, 피부 임피던스의 측정은 피부의 전기적 특성을 상세히 분석하는데 필요하다.
- [0013] 그러나, 상술한 종래의 피부 임피던스의 측정 시스템 및 방법의 문제는 전극의 가압력, 전류 및 전압이 갖는 피부 임피던스의 의존성, 경혈점에서의 피부 컨덕턴스의 특성 등등 많은 문제점을 내포하고 있다. 또한, 치료 적용의 관점에서 전극을 통한 비현실적인 긴 시간 및 안정기(전해질 겔이 피부속으로 충분히 확산되기 위해 요구되는 기간)가 필요로 하다는 문제점이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0014] 상술한 문제를 해결하기 위한 본 발명의 과제는 생물학적 활성 포인트(BAPs) 또는 경혈점을 용이하게 찾을 수 있을 뿐만 아니라, 상기 생물학적 활성 포인트(경혈점)에 대한 연구나 탐색에 있어서 높은 신뢰성과 정확성을 제공할 수 있는 시스템을 제공하고자 함이다.
- [0015] 또한, 장치 구성이 간단하고, 낮은 단가로 높은 해상도의 측정 데이터를 제공하는 센서 및 시스템의 제조방법을 제공하고자 함이다.

과제의 해결 수단

- [0016] 상술한 문제를 해결하기 위한 본 발명의 제1 특징은 반도체 기관; 상기 기관 상부에 형성된 절연층; 상기 절연층 상부 중심점을 기준으로 대칭적으로 적어도 하나의 쌍으로 형성된 전극쌍을 포함하되, 상기 전극쌍은 기준전극 및 측정전극인 것을 특징으로 한다.
- [0017] 여기서, 상기 절연층 및 전극 사이에 접착층(adhesion layer)이 형성된 것이 바람직하고, 상기 전극쌍은 4개의 쌍이고, 중심점에서 일정한 반경을 갖는 원 둘레 영역에 배열되는 것이 바람직하다.
- [0018] 그리고, 본 발명의 제2 특징은 상술한 피부 임피던스 측정센서; 저항과 커패시터가 직렬 또는 병렬로 연결된 회로부; 전압 또는 전류를 인가하는 전원; 신호를 증폭하는 앰프; 및 시스템을 제어하고, 상기 측정된 신호를 표시하는 제어표시부를 포함한다. 또한, 바람직하게는 상기 시스템은 경혈점(acupuncture point)의 위치를 탐

색하는 장치인 것일 수 있다.

- [0019] 그리고, 본 발명의 제3 특징은 적어도 하나의 전극 쌍을 갖는 반도체 소자 제조방법에 있어서, (a) 기판에 절연층을 형성하는 단계; (b) 상기 절연층 중심부에 포토레지스트를 도포하는 단계; (c) 상기 절연층 및 포토레지스트 상부에 접착층(adhesion layer)을 형성하는 단계; (d) 상기 접착층 상부에 금속재질의 전극층을 형성하는 단계; (e) 상기 포토레지스트 및 상부층을 리프트 오프 방법으로 제거하여 전극을 형성하는 단계를 포함한다.
- [0020] 여기서, 상기 (e) 단계의 전극의 형성은 측정전극 및 기준전극으로 중심점 대칭으로 일정거리를 가지고 둘러싸는 적어도 하나의 전극쌍을 형성하는 것인 것이 바람직하고, 상기 (c) 단계는 크롬을 재질로 하고, 스퍼터링법으로 형성하는 것이 바람직하다.
- [0021] 더하여, 바람직하게는 상기 (d) 단계는 금(Au)을 재질로 하고, 열기상 증착법으로 형성하는 것일 수 있다.

발명의 효과

- [0022] 이와 같이, 본 발명은 다양한 주파수에서의 피부 임피던스의 절대값과 위상을 측정하여, 용이하게 경혈점을 찾을 수 있을 뿐만 아니라, 인간 피부의 생물학적 활성 포인트(경혈점)에 대한 연구나 탐색에 있어서 높은 신뢰성과 정확성을 제공할 수 있는 시스템을 제공할 수 있다.
- [0023] 또한, 본 발명의 센서 및 시스템을 용이하게 제조할 수 있고, 장치 구성이 간단하여 낮은 단가로 높은 해상도의 측정 데이터를 제공할 수 있는 센서의 제조방법을 제공할 수 있게 된다.

도면의 간단한 설명

- [0024] 도 1 내지 도 4는 종래 기술에 따른 전기 임피던스 단층촬영법에서 신체내부의 저항을 영상화하는 원리를 설명하기 위한 도면,
- 도 5는 본 발명에 따른 피부 임피던스 측정센서를 나타낸 사진이고,
- 도 6은 본 발명에 따른 피부 임피던스 측정센서 구성 단면을 나타낸 도면,
- 도 7은 본 발명에 따른 피부 임피던스 측정 시스템의 블록 구성을 나타낸 도면,
- 도 8은 본 발명에 따른 피부 임피던스 센서의 제조 공정을 나타낸 도면,
- 도 9는 피부 임피던스를 측정하기 위한 3전극 측정방법의 모식도를 나타낸 도면,
- 도 9는 본 발명에 따른 시스템을 이용하여 피실험자의 왼쪽팔에서 측정한 BAPs 및 non-BAPs의 주파수에 따른 임피던스 궤적을 나타낸 그래프,
- 도 10은 본 발명에 따른 시스템을 이용하여 피실험자의 오른쪽팔에서 측정한 BAPs 및 non-BAPs의 주파수에 따른 임피던스 궤적을 나타낸 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0025] 이하에서 본 발명에 따른 바람직한 실시예를 도면을 참조하여 상세히 설명하기로 한다.
- [0026] 도 5는 본 발명에 따른 피부 임피던스 측정센서를 나타낸 사진이고, 도 6은 본 발명에 따른 피부 임피던스 측정센서 구성 단면을 나타낸 도면이다. 도 5 및 도 6에 나타난 바와 같이, 본 발명의 센서는 실리콘 기판의 중심점에서 일정 간격으로 배열되는 전극쌍이 형성된 구조로서, 기판에 절연층, 접착층(adhesion layer) 및 금속을 재질로 하는 전극층이 형성된 구조이다.
- [0027] 도 6에 나타난 본 발명의 실시예는 4개 쌍의 전극을 갖는 새로운 평면형 소형 전극 센서(NPSES: Novel Planar Small Electrode Sensor)로서, 생물학적 활성 포인트(Biological Active Points:BAPs)들의 전기적 특성을 측정하기 위해 착안 되었다.

- [0028] 인체 피부에서 특정 지점에 존재하는 경혈점을 찾기 위해, 그 경혈점에서 피부 임피던스 값이 낮다는 사실을 이용해 피부 임피던스를 측정하기 위한 소형 전극 반도체 센서를 제안한다. 즉, 도 6에 나타난 전극들을 피부에 접촉시키고, 기준전극과 측정 전극에 전류를 인가하여 양단 사이의 임피던스 값을 측정하게 된다. 도 6에 나타난 센서의 전극들은 중심점을 기준으로 일정한 반경의 원 둘레에 전극들이 배열된 구조로서, 이 센서의 트랙들은 2mm의 지름을 갖는 원으로 전극들이 배열된 소형 전극 구조이다.
- [0029] 그리고, 도 6에 나타난 바와 같이, 본 발명의 실시예에 따른 피부 임피던스 측정 센서는 중심부위의 원둘레에 4개 쌍의 전극들로 둘러싸여 있다. 이는 각 쌍의 전극들에 순차적으로 전류 또는 전압을 인가하여 임피던스를 측정함으로써, 수직 또는 수평등 전 방향으로 피부 임피던스 측정할 수 있고, 임피던스는 이를 평균화 하여 산출하게 되므로, 더욱 정확도 및 신뢰도가 높아진다.
- [0030] 도 7은 본 발명에 따른 피부 임피던스 측정 시스템의 블럭 구성을 나타낸 도면이다. 도 7에 나타난 바와 같이, 본 발명의 시스템은 상술한 피부 임피던스 측정센서; 저항과 커패시터가 직렬 또는 병렬로 연결된 회로부; 전압 또는 전류를 인가하는 전원; 신호를 증폭하는 앰프; 및 시스템을 제어하고, 상기 측정된 신호를 표시하는 제어표시부를 포함하여 구성된다.
- [0031] 즉, 상술한 피부 임피던스 측정센서에 전원(DC Voltage Source)을 이용하여 상술한 측정전극 및 기준전극으로 이루어진 전극쌍들에 미세전류를 순차적으로 인가한다. 이러한 미세전류를 생성하기 위해 전원과 저항과 커패시터가 직렬 또는 병렬로 구성된 회로가 연결되어 있고, 센서에서 측정된 신호는 앰프를 통해 증폭하고 제어표시부(Labview System)에서 이를 표시하게 된다. 또한, 여기서 회로 구성은 미세전류인가와 신호의 측정을 위한 바람직한 구성으로, 4개의 저항과 10 μ F의 커패시터로 구성된다. 상기 회로구성 외에도 시스템의 필요에 따라 다양한 구성으로 회로부를 형성할 수 있음은 물론이다.
- [0032] 도 8은 본 발명에 따른 피부 임피던스 센서의 제조 공정을 나타낸 도면이다. 도 8에 나타난 바와 같이, 본 발명의 센서 제조 공정은 적어도 하나의 전극 쌍을 갖는 반도체 소자 제조방법에 있어서, (a) 기판에 절연층을 형성하는 단계; (b) 상기 절연층 중심부에 포토레지스트를 도포하는 단계; (c) 상기 절연층 및 포토레지스트 상부에 접착층(adhesion layer)을 형성하는 단계; (d) 상기 접착층 상부에 금속재질의 전극층을 형성하는 단계; 및 (e) 상기 포토레지스트 및 상부층을 리프트 오프 방법으로 제거하여 전극을 형성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0033] 여기서 절연층은 이산화실리콘(SiO₂) 실리콘 기판을 산화(oxidation)시켜 형성하는데, 이산화 실리콘층은 기판으로부터 새어나오는 누설 전류(leakage current)를 보다 잘 제거하기 때문에 실리콘 기판에 적층된다. 그리고, 접착층은 크롬(Cr) 층으로 형성한다. 접착층(adhesion layer)은 반도체에 전극층 즉, 금속층을 증착하고 접착력을 높이기 위해 사이에 형성하는 중간층이다.
- [0034] 보다 구체적으로 설명하면, 기판을 Si 웨이퍼로 하고, 실리콘 기판에 약 1000℃에서 두께 1 μ m 이산화 실리콘층을 증착한다.(도 8의 (a)) 전극들은 포토리소그래피와 리프트 오프(lift-off) 방법으로 패턴화되어 형성되고, 전극들 사이의 간격은 2내지 3mm로 형성한다.
- [0035] 접착층인 70nm 두께의 크롬층은 스퍼터링법에 의해 증착되고, 250nm 두께의 금을 재질로 하는 전극층은 열기상 증착에 의해 증착되는 것이 바람직하다. 금(Au)은 주변환경에 의해 산화층이 잘 형성되지 않아 저저항 특성이 있기 때문에 전극층으로 형성하는 것이 바람직하다.
- [0036] 즉, 기판에 절연층을 형성하고(도 8의 (a)), 절연층 중심부에 포토레지스트(PR)를 도포한다.(도 8의 (b)) 절연층과 PR층에 스퍼터링법에 의해 크롬층인 접착층을 형성하고(도 8의 (c)), 상기 접착층에 금을 재질로 하는 전극층 열 기상증착법을 이용하여 형성한다.(도 8의 (d)) 그리고 나서, 자외선에 노출시켜 PR층 상부를 제거함으로써(Lift Off)(도 8의 (e)), 원 둘레에 복수개의 전극쌍을 형성하게 되어 도 6에 예시된 NPSES 타입 피부 임피던스 측정센서가 제조된다.
- [0037] 이하에서 본 발명에 따른 제조방법을 통하여 제조된 피부 임피던스 측정 시스템을 사용하여 5명의 건강한 사람(27세에서 41세)을 대상으로 경혈점을 찾는 실험예를 설명한다. 실험하는 동안 실내온도를 21℃로 하고, 습도를 40%를 유지하여 진행됐다. 그리고 측정방법으로 3전극 방법을 사용하는데, 도 9는 피부 임피던스를 측정

하기 위한 3전극 측정방법의 모식도를 나타낸 도면이다.

- [0038] 도 9에 나타낸 바와 같이, 3전극 방법은 피부에서의 BAPs의 임피던스를 측정하는데 이점이 있다. 이 방법에서, 하나의 전극은 전류를 인가하고, 전압을 측정하는데 사용된다. 이것은 측정된 지점에서 피부와 접촉된다.(도 9에서 전극1:E1) 기준전극은(도 9에서 전극2:E2)이고, 측정전극(E1)에 인접하여 위치한다. 마지막으로, 접진전극(도 9에서 전극3:E3)은 측정전극(E1)으로부터 적어도 10cm 이상의 멀리 위치한다.
- [0039] 즉, 본 발명에 따른 피부 임피던스 측정 시스템에서의 측정센서(NPSES)의 중심부에 측정전극 및 기준전극으로 구성된 다수의 전극쌍이 원형 둘레에 배열 형성된 구조이고, 접지전극은 상기 센서와 멀리 떨어진 어느 하나의 위치에 접촉하여 접지하도록 되어 있기 때문에, 도 9에 예시된 3전극 방식을 이용하여 측정하게 된다. 상기 3개 전극 방법은 피부에서 BAPs를 용이하게 측정할 수 있다는 점에서 유리하다.
- [0040] 이하에서 본 발명에 따른 임피던스 측정 시스템을 이용하여 경혈점에서의 임피던스 변화값을 검출하기 위해 실험 준비 및 측정 방법을 살펴보고 그에 따른 결과를 설명하기로 한다.
- [0041] 본 발명에서 적용한 임피던스 측정은 사인파형의 전류를 사용하는 정전류원(constant-current source)을 인가한다. 여기서, 전류 크기는 $7.5\mu A$ 이고, 인가하는 주파수는 0.1Hz에서 1.5kHz이다.
- [0042] 본 발명의 시스템을 이용하여 측정하고자 하는 것은 마이크로 전극의 신뢰성 테스트, 왼쪽 오른쪽 팔의 BAPs에서의 피부저항 및 피부 리액턴스 사이의 관계를 측정하는 것을 포함한다.
- [0043] 여기서, 피부 저항은 종종 나트륨 및 염소와 같은 이온의 움직임에 의해 발생하는 마찰을 의미한다. 리액턴스는 축전관 사이의 채워진 유전체 사이의 전기장안에서 세포막과 단백질들처럼 정상 분자들의 분극을 의미한다.
- [0044] 그리고, BAPs 측정값들은 측정 전극과 기준전극 사이의 전압값이 다르게 나타므로, 측정 및 기준전극 사이의 거리는 고정되어 있고, 접지 전극은 상대적으로 비활성 영역에 위치하여야 한다. 각 피부의 특정한 점에서 측정하기 위해, 전극들은 접지전극이 고정될 때 연결되는 것이 바람직하고, BAPs에서의 임피던스가, 측정되는 동안 신호는 계속적으로 인가되는 것이 바람직하다.
- [0045] 이와 같이 본 발명에서는 모든 측정 주파수에서 임피던스의 절대값과 위상이 측정되고, 임피던스의 실수부 및 허수부를 계산하고 전류에 대한 임피던스 벡터를 산출하여 그래프로 나타낸다.
- [0046] 도 10 및 도 11은 본 발명에 따른 시스템을 이용하여 왼쪽팔 및 오른쪽팔에서 측정한 BAPs 및 non-BAPs의 주파수에 따른 임피던스 궤적을 나타낸 그래프이다. 도 10 및 도 11은 피실험자 5명의 왼쪽팔 및 오른쪽팔에 대한 생물학적 활성 포인트(BAPs)인 PC5와 PC6 및 non-BAPs에서 측정된 임피던스 값을 나타낸다. PC5(Jian Shi)과 PC6(Nei Guan)는 한의학에서 이미 알려진 경혈점을 나타낸다.
- [0047] 이러한 궤적들은 도 10에 나타낸 바와 같이, 주파수에 의존함을 보여주고 있고, 모든 주파수 점들이 원형 아크를 형성하고 있음을 나타낸다. 그리고, 낮은 주파수 영역에서는 BAPs와 non-BAPs에서의 측정값이 주목할만한 차이가 있지만, 높은 주파수에서는 차이가 미미하다.
- [0048] 도 11은 피실험자의 오른쪽 팔에서의 BAPs 및 non-BAPs의 피부 임피던스 측정의 결과를 나타낸다. 도 11에 나타낸 바와 같이, 측정 주파수 범위는 0.1 내지 10 Hz의 낮은 주파수 범위에 측정된 결과를 보여준다. 이는 도 10 및 도 11에 나타낸 바와 같이, 낮은 주파수 범위에서 BAPs 및 non-BAPs의 피부 임피던스 궤적들 사이에 현저한 차이가 존재하기 때문이다.
- [0049] 그러므로, 본 발명에 적용되는 낮은 주파수의 최저점은 0.1Hz 이상으로 하는 것이 바람직하다. 높은 주파수 상한점은 약 1.5kHz 정도이다. 왜냐하면, 높은 주파수 범위에서는 차이가 거의 나타나지 않기 때문이다. 그리고, 본 발명은 수 mm 단위의 작은 전극들을 사용하기 때문에, 임피던스의 실수부 및 허수부의 값들이 크게 나타나고 있음을 알 수 있다.
- [0050] 더하여, 본 발명의 시스템을 적용한 결과, 피부 임피던스 궤적에 대한 신뢰성 있는 측정을 수행하기 위해 바람직한 주파수 범위는 0.1Hz에서 1.5kHz임을 알 수 있다.
- [0051] 이처럼, 본 발명에서는 다양한 주파수에서의 BAPs 및 non-BAPs의 피부 임피던스의 절대값과 위상을 측정하여, 피부 임피던스의 현저한 차이를 보이는 지점을 통해 BAPs 및 non-BAPs의 지점을 구별할 수 있으며, 이를 통해

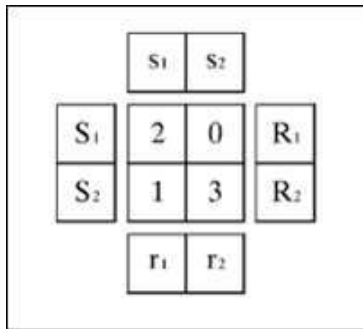
용이하게 경혈점을 찾을 수 있을 뿐만 아니라, 본 발명의 시스템을 이용하여 인간 피부의 생물학적 활성 포인트(경혈점)에 대한 연구나 탐색에 있어서 높은 신뢰성과 정확성을 제공할 수 있게 된다.

[0052]

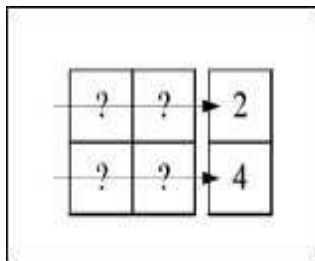
이상의 설명에서 본 발명은 특정의 실시 예와 관련하여 도시 및 설명하였지만, 특허청구범위에 의해 나타난 발명의 사상 및 영역으로부터 벗어나지 않는 한도 내에서 다양한 개조 및 변화가 가능하다는 것을 당 업계에서 통상의 지식을 가진 자라면 누구나 쉽게 알 수 있을 것이다.

도면

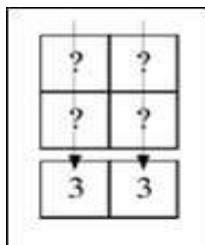
도면1



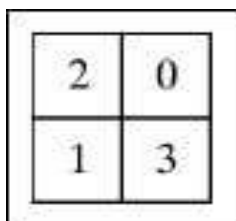
도면2



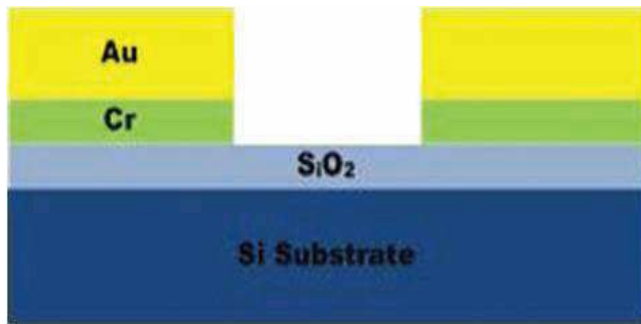
도면3



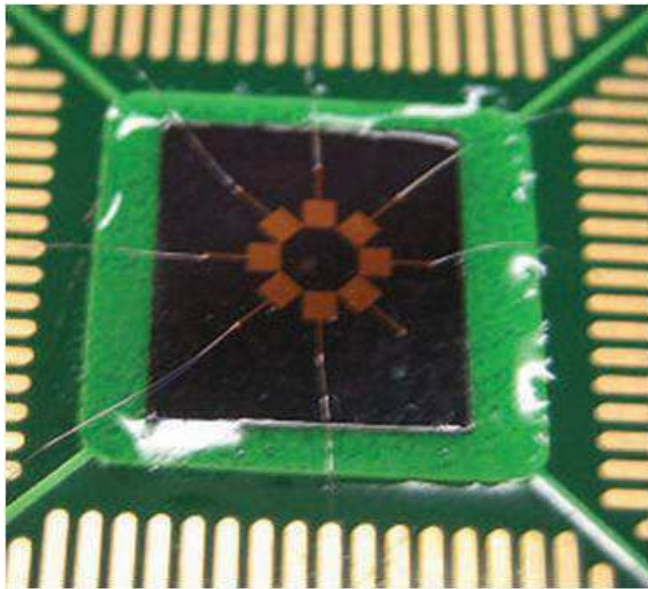
도면4



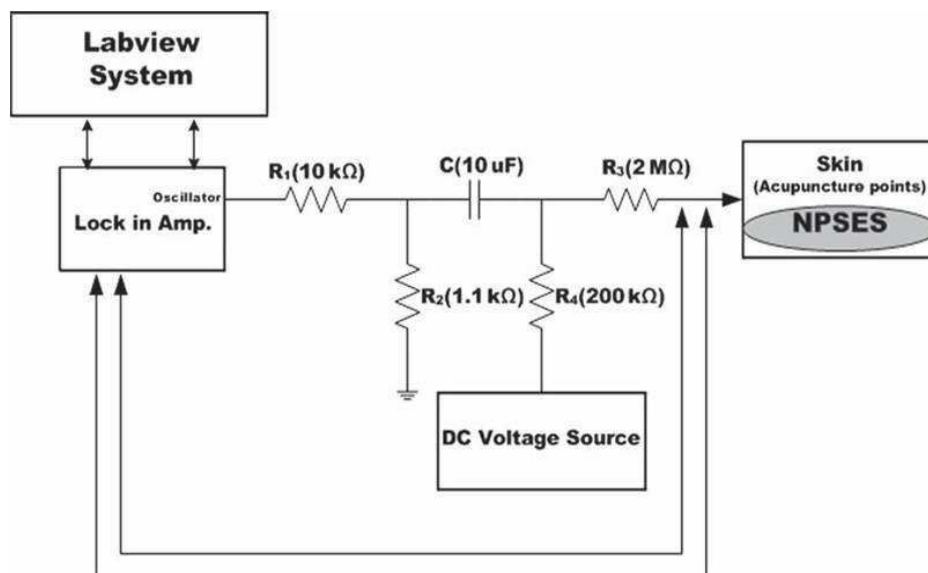
도면5



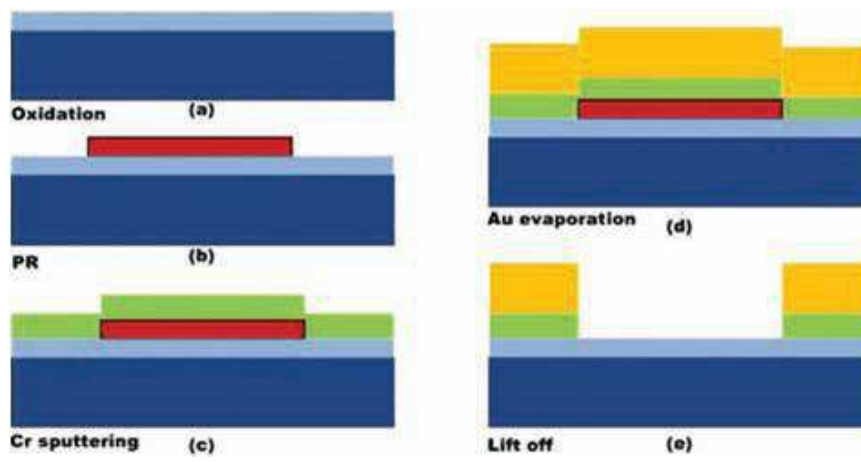
도면6



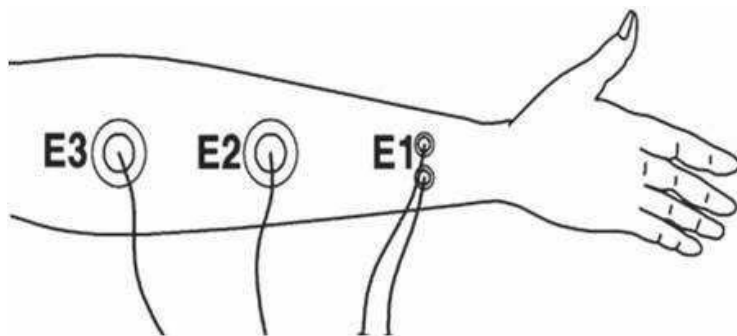
도면7



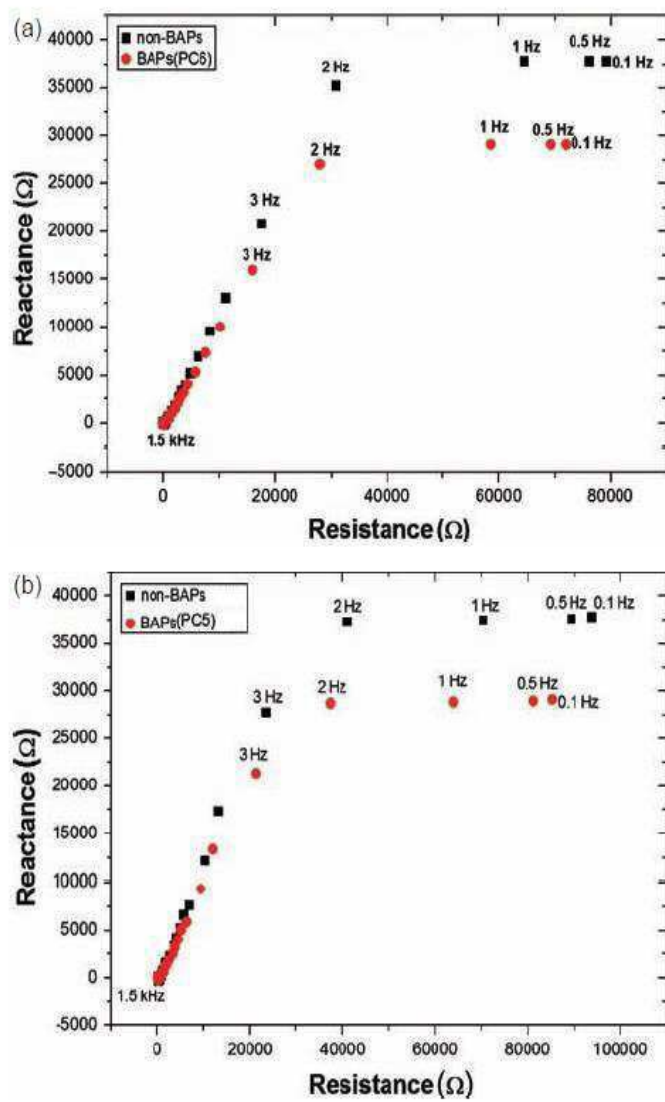
도면8



도면9



도면10



도면11

