



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년02월19일

(11) 등록번호 10-1595735

(24) 등록일자 2016년02월15일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/0478 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2014-0183383

(22) 출원일자 2014년12월18일

심사청구일자 2014년12월18일

(56) 선행기술조사문헌

논문1

KR1020140082380 A

논문2

논문3

(73) 특허권자

고려대학교 산학협력단

서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)

(72) 발명자

이상훈

서울특별시 성북구 북악산로 828 101-1408(정릉동, 쌍용아파트)

이승민

서울특별시 동작구 사당로14길 41 (사당동)

이중훈

서울특별시 송파구 오금로 432, 1동 408호 (가락동, 삼환가락아파트)

(74) 대리인

특허법인충현

전체 청구항 수 : 총 10 항

심사관 : 최성수

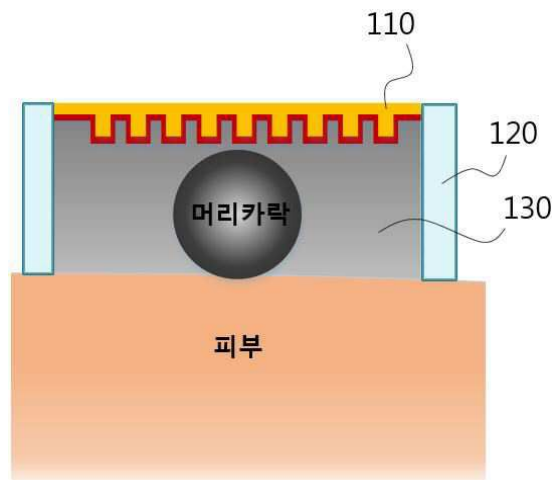
(54) 발명의 명칭 **뇌파측정용 전극**

(57) 요약

본 발명은 전극에 관한 것으로서, 접착성 PDMS에 도전성 물질을 혼합하여 두피에 용이하게 접착시키기 위한, 뇌파측정용 전극에 관한 것이다.

이를 위해 본 발명은 하부면이 두피에 접착되는 하부층; 상기 하부층의 상부에 형성된 중간층; 상기 중간층의 상부에 형성되고, 하부면이 상기 하부층의 상부면과 맞닿아 접착되며, 상부면은 전도성 물질로 코팅된 상부층;을 포함하고, 상기 하부층은 접착성 소재와 전도성 소재가 혼합되어 전도성을 갖는다.

대표도 - 도1



명세서

청구범위

청구항 1

하부면이 두피에 접촉되는 하부층;

상기 하부층의 상부에 형성된 중간층;

상기 중간층의 상부에 형성되고, 하부면이 상기 하부층의 상부면과 맞닿아 접촉되며, 상부면은 전도성 물질로 코팅된 상부층; 을 포함하고,

상기 하부층은 접착성 소재와 전도성 소재가 혼합되어 전도성을 갖는

뇌파측정용 전극.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 접착성 소재는

접착성 PDMS(adhesive polydimethylsiloxane)을 포함하는 것을 특징으로 하는

뇌파측정용 전극

청구항 3

청구항 1에 있어서,

상기 전도성 소재는

탄소나노튜브를 포함하는 것을 특징으로 하는

뇌파측정용 전극.

청구항 4

청구항 1에 있어서,

상기 상부층은

상부면과 하부면으로 구성되며,

상기 하부면은,

다수의 필러;

상기 필러의 표면에 구비된 도전성 코팅층; 및

상기 코팅층의 표면에 구비된 절연층; 을 포함하는 것을 특징으로 하는

뇌파측정용 전극.

청구항 5

청구항 4에 있어서,

상기 필러는

높은 종횡비(aspect ratio)를 유지하기 위해 브릿지(bridge)가 구비되는 것을 특징으로 하는

뇌파측정용 전극.

청구항 6

청구항 4에 있어서

상기 코팅층은,

티타늄/골드(Ti/Au) 코팅을 포함하는 것을 특징으로 하는

뇌파측정용 전극.

청구항 7

청구항 4에 있어서,

상기 절연층은

파릴렌 C(parylene C)를 포함하는 것을 특징으로 하는

뇌파측정용 전극.

청구항 8

청구항 7에 있어서,

상기 절연층은

커패시티브 커플링(capacitive coupling)이 발생되도록 형성되는 것을 특징으로 하는

뇌파측정용 전극.

청구항 9

청구항 1에 있어서,

상기 중간층은

PDMS를 포함하는 것을 특징으로 하는

뇌파측정용 전극.

청구항 10

청구항 9에 있어서,

상기 중간층은

링(ring) 형상으로 형성되는 것을 특징으로 하는

뇌파측정용 전극.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 뇌파측정용 전극에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 접착성 소재에 도전성 소재를 혼합하여 두피에 용이하게 접착시키기 위한 뇌파측정용 전극에 관한 것이다.

배경 기술

- [0002] 최근 들어 뇌파를 측정하여 생체신호를 분석하는 기술이 활발히 진행되고 있다.
- [0003] 뇌파를 측정하기 위해서는 전극을 두피 위에 붙여야 한다. 이를 위해 종래에는 전도성 페이스트(paste)나 전도성 젤(gel)을 이용하여 두피 상에 전극을 붙였다. 하지만, 이런 경우, 일정한 시간이 경과하면 전기 신호의 질이 떨어진다는 문제점이 있었다. 그리고 종래의 전극은 장시간 두피에 붙이고 있을 경우 피부 염증을 일으키는 등 일상 생활 중에 뇌파를 측정할 수는 없다는 문제점도 있었다.
- [0004] 상술한 문제점을 극복하기 위해 종래에는 다수의 긴 막대모양 혹은 칫솔 모양의 건식 전극을 개발하였다.
- [0005] 상기 건식 전극은 머리카락을 헤치고 두피에 전도성 물질을 꽂아 뇌파를 측정할 수 있었지만, 그 특성상 두피에 물리적인 상처를 주게 되고, 피시험자가 고통을 호소하는 등 실제로 사용하는데에 많은 제약사항이 있었다. 이와 같은 문제점으로 인해 종래에는 뇌파 측정을 위해 커패시티브한 방식을 사용하였다.
- [0006] 예를 들면, 하나의 전도성 플레이트를 두피 위에 위치시켜서 뇌파를 측정한다. 이때 전극과 두피 사이에는 전기가 통하지 않도록 절연물질이 구비된다. 그러나 이와 같이 구성되면, 전극은 머리카락 등으로 인하여 직접적인 전류가 흐르지 않지만 전기적인 신호가 저하된다는 문제점이 있다.
- [0007] 하기의 선행기술문헌에 기재된 특허문헌은 일측에 전도성 박막이 코팅되고, 복수의 스테브 전극을 포함하는 유연성 기관; 상기 유연성 기관의 일면에 코팅되며, 상기 유연성 기관에 구비된 스테브 전극과 전기적으로 연결되는 전도성 박막; 및 상기 유연성 기관의 전도성 박막이 코팅되지 않은 측에서 돌출되어 구비되며 생체와 접촉하는 면이 오목하게 만곡된 구조로 형성되고, 생체와 접촉하여 생체신호를 감지하는 복수의 스테브 전극; 을 포함한다.
- [0008] 그러나 상기 선행기술문헌에 개시된 전극은 양질의 전기적 특성을 유지하면서 두피와 전극을 용이하게 탈착하는 기술은 개시하고 있지 않다.
- [0009] 또한, 종래의 전극은 상기 선행기술문헌에 개시된 바와 같이 고정성이 불안정하고, 동잡음에 매우 취약한 단점을 지니고 있다.
- [0010] 한편, 종래의 전극은 머리카락의 작은 움직임에도 노이즈가 심하게 발생을 하기 때문에 양질의 뇌파를 얻기 어렵다는 문제점이 있었다.

선행기술문헌

특허문헌

[0011] (특허문헌 0001) 특허문헌 1: 대한민국 공개특허공보 제2014-0043565호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0012] 본 발명은 상술한 바와 같은 종래기술의 문제점을 해결하기 위해 안출된 것으로서, 본 발명의 목적은, 접착성 소재에 도전성 소재를 혼합하여 전극을 구성하여 장시간 안정적으로 두피에 붙어 있고 양질의 전기적 특성을 유지하면서 단순한 전기적 구조로도 실현 가능한 뇌파측정용 전극을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

- [0013] 이를 위해 본 발명에 따르는 뇌파측정용 전극은 하부면이 두피에 접촉되는 하부층; 상기 하부층의 상부에 형성된 중간층; 상기 중간층의 상부에 형성되고, 하부면이 상기 하부층의 상부면과 맞닿아 접촉되며, 상부면은 전도성 물질로 코팅된 상부층; 을 포함하고 상기 하부층은 접착성 소재와 전도성 소재가 혼합되어 전도성을 갖는다.
- [0014] 그리고 본 발명의 실시 예에 따른, 상기 접착성 소재는 접착성 PDMS(adhesive polydimethylsiloxane)을 포함하고, 상기 전도성 물질은, 탄소나노튜브를 포함하며, 상기 상부층은, 상부면과 하부면으로 구성되며, 상기 하부면은 다수의 필러; 상기 필러의 표면에 구비된 도전성 코팅층; 및 상기 코팅층의 표면에 구비된 절연층; 을 포함한다.
- [0015] 또한, 본 발명의 실시 예에 따른, 상기 필러는 높은 종횡비(aspect ratio)를 유지하기 위해 브릿지(bridge)가 구비되고, 상기 코팅층은 티타늄/골드(Ti/Au) 코팅으로 형성된다.
- [0016] 한편, 본 발명의 실시 예에 따른, 상기 절연층은 파릴렌 C(parylene C)로 형성되고, 상기 절연층은 커패시티브 커플링(capacitive coupling)이 발생되도록 형성된다.
- [0017] 그리고 본 발명의 실시 예에 따른, 상기 중간층은 PDMS로 형성되고, 링(ring) 형상으로 형성된다.
- [0018] 본 발명의 특징 및 이점들은 첨부도면에 의거한 다음의 상세한 설명으로 더욱 명백해질 것이다.
- [0019] 이에 앞서 본 명세서 및 청구범위에 사용된 용어나 단어는 통상적이고 사전적인 의미로 해석되어서는 아니되며, 발명자가 그 자신의 발명을 가장 최선의 방법으로 설명하기 위해 용어의 개념을 적절하게 정의할 수 있다는 원칙에 입각하여 본 발명의 기술적 사상에 부합되는 의미와 개념으로 해석되어야만 한다.

발명의 효과

- [0020] 본 발명의 다양한 실시 예에 따르면, 뇌파측정용 전극은 접착성 PDMS를 이용하여 스스로도 두피에 붙어있을 수 있고, 우수한 생체 적합성을 제공하면서 커패시티브한 생체 신호를 측정할 수 있는 효과가 있다.
- [0021] 또한, 본 발명의 다양한 실시 예에 따르면, 뇌파측정용 전극은 접착성 PDMS가 전도성을 갖도록 탄소나노튜브를 적당히 혼합함으로써 고입력 임피던스를 위한 추가 회로의 설계없이 동잡음 특성과 신호대 잡음비 특성을 향상시키는 효과도 있다.
- [0022] 따라서 본 발명의 다양한 실시 예에 따르면, 뇌파측정용 전극은 카본나노튜브를 접착성 PDMS가 전도성을 갖도록 혼합함으로써 두피착탈이 용이한 한편, 정밀한 뇌파신호의 측정이 가능하다는 효과를 제공한다.

도면의 간단한 설명

- [0023] 도 1은 본 발명의 실시 예에 따른, 뇌파측정용 전극을 일측 단면을 도시한 측단면도.
- 도 2는 본 발명의 실시 예에 따른, 뇌파측정용 전극을 분해하여 도시한 분해 사시도.
- 도 3은 도 2에 도시한 디스크를 상하 뒤집어서 도시한 사시도.
- 도 4는 도 3에 도시한 뇌파측정 장치의 일부 단면을 확대하여 도시한 단면 확대도.
- 도 5(a)는 본 발명의 실시 예에 따른 하부층의 탈착횟수에 따른 접착력을 보여주는 그래프.
- 도 5(b)는 두피와 영물이 비슷한 PDMS를 제작하여 실험한 것을 보여주는 예시도.
- 도 6은 본 발명의 실시 예에 따른 전극의 누수전류를 도시한 그래프.
- 도 7(a)는 본 발명의 실시 예에 따른 하부층과, 접착성 PDMS의 신호대 잡음비를 측정한 결과를 도시한 그래프.
- 도 7(b)는 본 발명의 실시 예에 따른 하부층과, 접착성 PDMS의 동잡음(Motion Artifact) 측정한 결과를 도시한

그래프.

도 8(a)는 본 발명의 실시 예에 따른 전극을 부착하여, 시간축에서 눈을 떼을 때와 감았을 때의 신호 파형을 보여주는 그래프.

도 8(b)는 도 8(a)에서의 주파수 파워를 도시한 그래프.

도 8(c)는 본 발명의 실시 예에 따른 전극의 일관성(coherence)를 도시한 그래프.

도 8(d)는 본 발명의 실시 예에 따른 전극이 빛을 이용한 시각자극에 따른 뇌파를 도시한 그래프.

도 9(a)와 도 9(c)는 상용화된 전극의 특성을 도시한 그래프들.

도 9(b)와 도 9(d)는 본 발명의 실시 예에 따른 전극의 특성을 도시한 그래프들.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0024] 본 발명의 목적, 특정한 장점들 및 신규한 특징들은 첨부된 도면들과 연관되는 이하의 상세한 설명과 바람직한 실시 예들로부터 더욱 명백해질 것이다. 본 명세서에서 각 도면의 구성요소들에 참조번호를 부가함에 있어서, 동일한 구성 요소들에 한해서는 비록 다른 도면상에 표시되더라도 가능한 한 동일한 번호를 가지도록 하고 있음에 유의하여야 한다. 또한, “제1”, “제2”, 등의 용어는 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하기 위해 사용되는 것으로, 구성요소가 상기 용어들에 의해 제한되는 것은 아니다.
- [0025] 또한, 이하에서 사용되는 단수 형태들은 문구들이 이와 명백히 반대의 의미를 나타내지 않는 한 복수 형태들도 포함한다. 명세서 전체에서, 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있음을 의미한다.
- [0026] 도 1 내지 도 9의 동일 부재에 대해서는 동일한 도면 번호를 기재하였다.
- [0027] 본 발명의 기본 원리는 뇌파측정용 전극이 두피와 접촉하는 영역을, 접착성 PDMS에 탄소나노튜브를 혼합하여 전도성을 갖게 하는 것이다.
- [0028] 아울러, 본 발명을 설명함에 있어서, 관련된 공지 기능 혹은 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단된 경우 그 상세한 설명은 생략한다.
- [0029] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시형태를 상세히 설명하기로 한다.
- [0030] 도 1은 본 발명의 실시 예에 따른, 뇌파측정용 전극을 일측 단면을 도시한 측단면도이고, 도 2는 본 발명의 실시 예에 따른, 뇌파측정용 전극을 분해하여 도시한 분해 사시도이며, 도 3은 도 2에 도시한 디스크를 상하 뒤집어서 도시한 사시도이며, 도 4는 도 3에 도시한 뇌파측정 장치의 일부 단면을 확대하여 도시한 단면 확대도이다.
- [0031] 도 1을 참조하면, 본 발명의 실시 예에 따른, 뇌파측정용 전극(100)은 상부층(110), 중간층(120), 및 하부층(130)을 포함한다.
- [0032] 우선 하부층(130)은 접착성 PDMS(adhesive polydimethylsiloxane, aPDMS)에 전도성 물질을 혼합하여 형성된다.
- [0033] 여기서 전도성 물질은 예컨대, 탄소나노튜브(carbon nanotube)로서, 접착성 PDMS가 전도성을 갖도록 적절하게 혼합하는 것이 바람직하다. 본 발명의 실시 예에서는 전도성 물질을 탄소나노튜브로 상정하였으나 이는 일 예에 불과할 뿐 반드시 이에 한정하지는 않는다.
- [0034] 다음으로 하부층(130)과 상부층(110)의 사이에는 중간층(120)이 구비된다.
- [0035] 중간층(120)은 하부층(130)이 사람의 손에 붙는 것을 방지하기 위해 PDMS를 이용하여 링(ring) 형태로 제조하는 것이 바람직하나 이 또한 링형태에 한정하지 않는다.
- [0036] 상부층(110)은 하부면이 하부층(130)의 상부면에 맞붙게 되며, 상부층(110)의 하부면(111)에는 수천 개의 필러(111a, pillar)가 구비된다. 여기서 필러(111a)는 높은 종횡비(aspect ratio)를 유지하기 위해 각 필러(111a)마다 브릿지(bridge)가 구비되는 것이 바람직하다.
- [0037] 또한, 상부층(110)은 디스크(disk) 형태인 것이 바람직하며, 본 발명에서는 상부층(110)을 SU-8의 재질로 형성

하였으나 반드시 이에 한정하지 않는다. 이와 같이 형성된 필러(111a)의 표면에는 코팅층(111b)이 구비된다. 코팅층(111b)은 도전성이 우수한 재질, 예컨대 티타늄/골드(Ti/Au)합금으로 형성되는 것이 바람직하며, 반드시 티타늄/골드 코팅에 한정하지 않고, 도전성이 우수한 재질이라면 어떤 재질이 코팅되어도 무방하다. 이와 같이 형성된 코팅층(111b)은 하부층(130)과 직접 맞닿게 되는 것을 방지하기 위해서 절연성이 우수한 물질로 절연층(111c)을 형성할 수 있다. 여기서 절연층(111c)은 예컨대 파릴렌 C(parylene C)와 같은 물질을 사용할 수 있으나 반드시 이에 한정하지는 않는다. 이와 같이 절연층(111c)이 코팅됨으로써, 본 발명의 실시 예에 따른 전극(100)은 커패시티브 커플링이 생성될 수 있다.

[0038] 도 5(a)는 본 발명의 실시 예에 따른 하부층의 탈착횟수에 따른 접착력을 보여주는 그래프이고, 도 5(b)는 두피와 영물이 유사한 PDMS를 두피대용으로 제작하여 실험한 것을 보여주는 예시도이다.

[0039] 도 5(a)를 참조하면, 본 발명의 실시 예에 따른 전극(100)은 탈착이 반복되면서 점차 접착력이 떨어지는 것을 알 수 있다. 이 경우 예컨대 5회 탈착당 한번씩 메탄올로 닦음으로써 다시 접착력을 복원할 수 있었다.

[0040] 도 5 (b)를 참조하면, 두피와 영물이 유사한 PDMS를 제작하고 그 상부에 머리카락을 올린 후 실제로 제조된 전극(100)을 접착하였다. 여기서 PDMS가 투명하므로, PDMS의 하단을 통하여 관측해 본 결과, 하부층(130)이 머리카락을 감싸면서 두피에 붙어있는 것을 볼 수가 있다. 따라서 본 발명의 실시 예에 따른 전극(100)은 공백 없이 두피에 고정 접착되어 전기적으로도 우수한 성능을 보일 수가 있음을 알 수 있다.

[0041] 도 6은 본 발명의 실시 예에 따른 전극의 누수전류를 도시한 그래프이다.

[0042] 도 6을 참조하면, 누수전류를 1이라고 가정했을 때, 본 발명의 실시 예에 따른 전극(100)은 거의 누수 전류가 발생하지 않는 것을 알 수 있다. 따라서 본 발명의 실시 예에 따른 전극(100)은 전기적으로 높은 안전성을 보여주는 것을 알 수 있다.

[0043]

[0044] 도 7(a)는 본 발명의 실시 예에 따른 하부층과, 접착성 PDMS의 신호대 잡음비를 측정한 결과를 도시한 그래프이고, 도 7(b)는 본 발명의 실시 예에 따른 하부층과, 접착성 PDMS의 동잡음(Motion Artifact) 측정한 결과를 도시한 그래프이다.

[0045] 도 7(a)를 참조하면, 탄소나노튜브가 접착성 PDMS에 첨가됨으로써 우수한 신호대 잡음비 특성을 보여주는 것을 알 수 있고, 도 7(b)를 참조하면 탄소나노튜브가 접착성 PDMS에 첨가됨으로써 동잡음 역시 현격하게 감소되는 것을 확인할 수 있다.

[0046] 따라서, 도 8(a) 내지 도 8(d)에서 도시한 바와 같이 본 발명의 실시 예에 따른 전극(100)은 알파(alpha) 신호를 우수하게 측정할 수 있다.

[0047] 도 8(a)는 본 발명의 실시 예에 따른 전극을 부착하여, 시간축에서 눈을 떴을 때와 감았을 때의 신호 파형을 보여주는 그래프이고, 도 8(b)는 도 8(a)에서의 주파수 파워를 도시한 그래프이며, 도 8(c)는 본 발명의 실시 예에 따른 전극의 일관성(coherence)을 도시한 그래프이며, 도 8(d)는 본 발명의 실시 예에 따른 전극이 빛을 이용한 시각자극에 따른 뇌파를 도시한 그래프이다.

[0048] 특히 도 8(d)를 참조하면, 본 발명의 실시 예에 따른 전극(100)은 시각자극의 차이가 0.1Hz임에도 우수하게 뇌파를 분석할 수 있음을 알 수 있다.

[0049] 도 9(a)와 도 9(c)는 상용화된 전극의 특성을 도시한 그래프들이고, 도 9(b)와 도 9(d)는 본 발명의 실시 예에 따른 전극의 특성을 도시한 그래프들이다.

[0050] 도 9(a) 내지 도 9(d)를 참조하면, 주기적인 소리자극 역시 100ms부근에서 negative peak가 유효하게 떨어졌는데, 이는 상용화된 전극과 비교했을 때 거의 유사한 결과임을 알 수 있다.

[0051] 따라서 본 발명의 실시 예에 따른 전극(100)은, 일상 생활 중 뇌파를 우수하게 얻어낼 수 있으므로 다양한 연구

분야 혹은 병원 내에서 기존에 측정하지 못하던 신호들을 얻어낼 수 있을 것으로 기대된다. 또한 본 발명의 실시 예에 따른 전극(100)은 뇌파 측정용 전극에 한정되지 않고, 심전도, 안전도, 근전도 등 대부분의 생체신호를 측정하는데 유효할 것이다.

[0052]

이상에서는 본 발명의 바람직한 실시 예에 대하여 도시하고 설명하였지만, 본 발명은 상술한 특정의 실시 예에 한정되지 아니하며, 청구범위에서 청구하는 본 발명의 요지를 벗어남이 없이 당해 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진자에 의해 다양한 변형실시가 가능한 것은 물론이고, 이러한 변형실시들은 본 발명의 기술적 사상이나 전망으로부터 개별적으로 이해되어서는 안될 것이다.

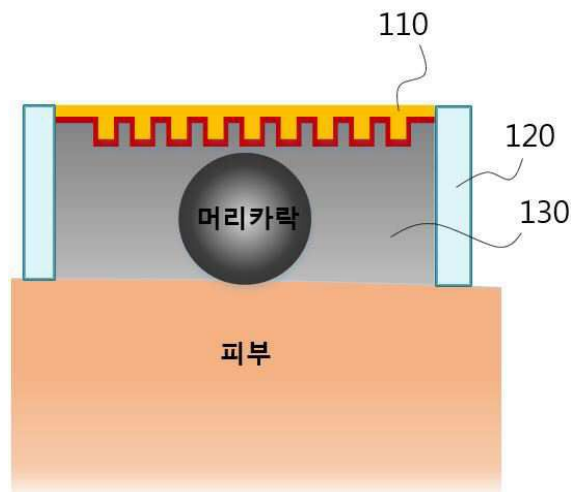
부호의 설명

[0053]

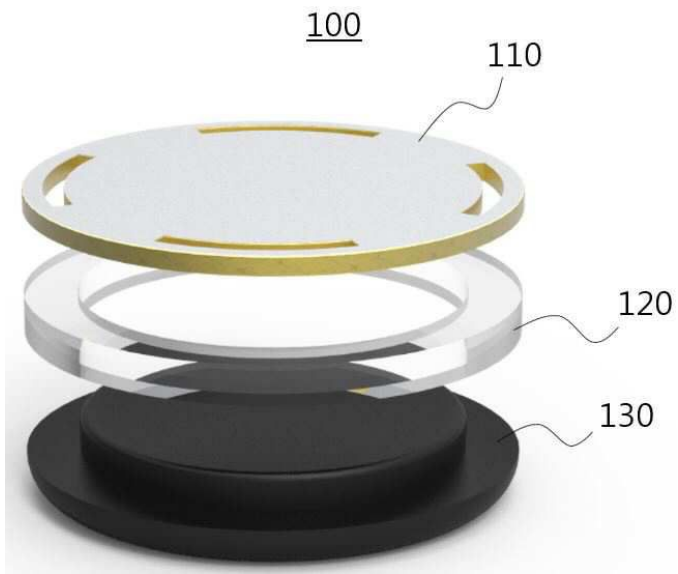
100: 뇌파측정용 전극	110: 상부층
120: 중간층	130: 하부층
111: 하부면	111a: 필터
111b: 코팅층	111c: 절연층

도면

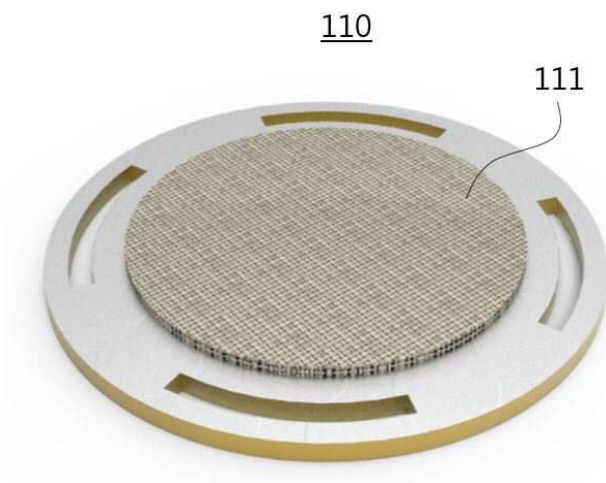
도면1



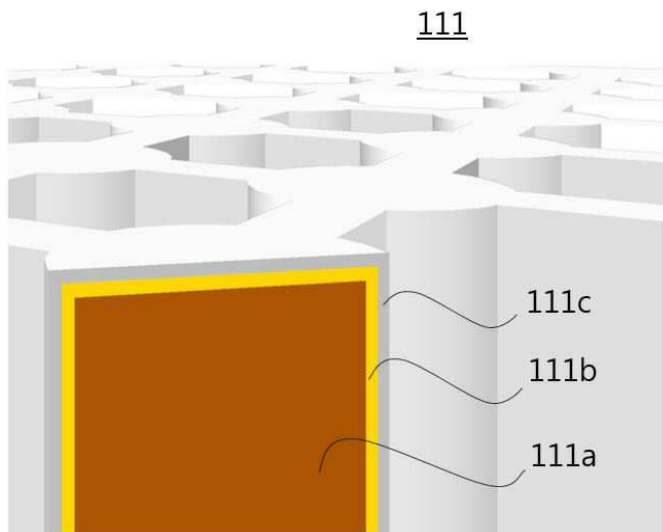
도면2



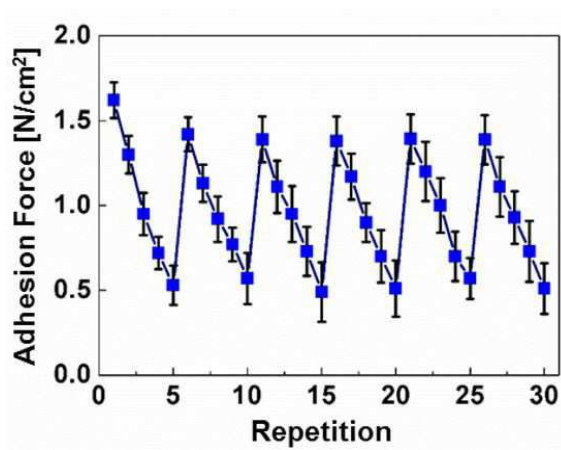
도면3



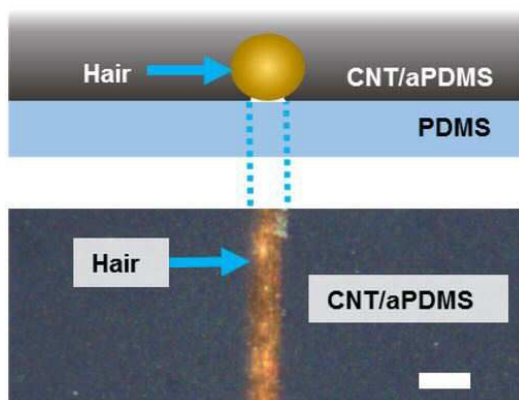
도면4



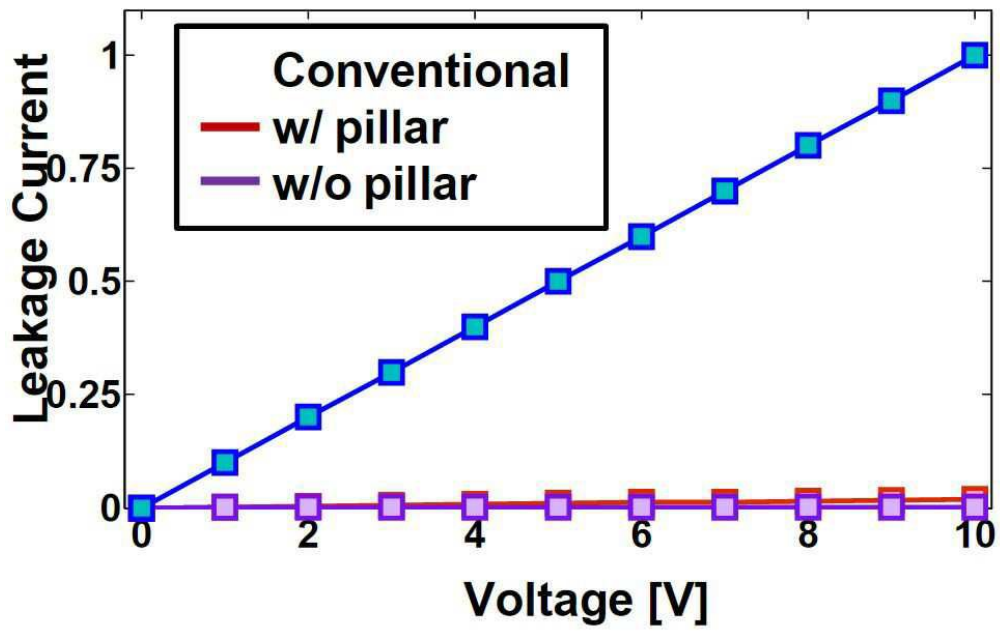
도면5a



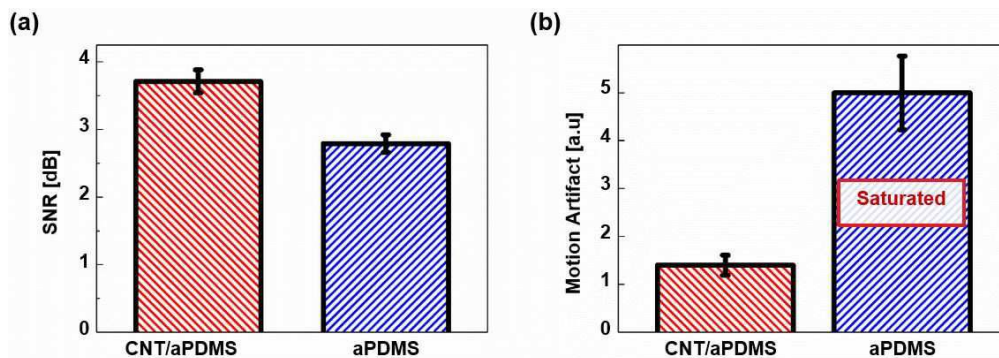
도면5b



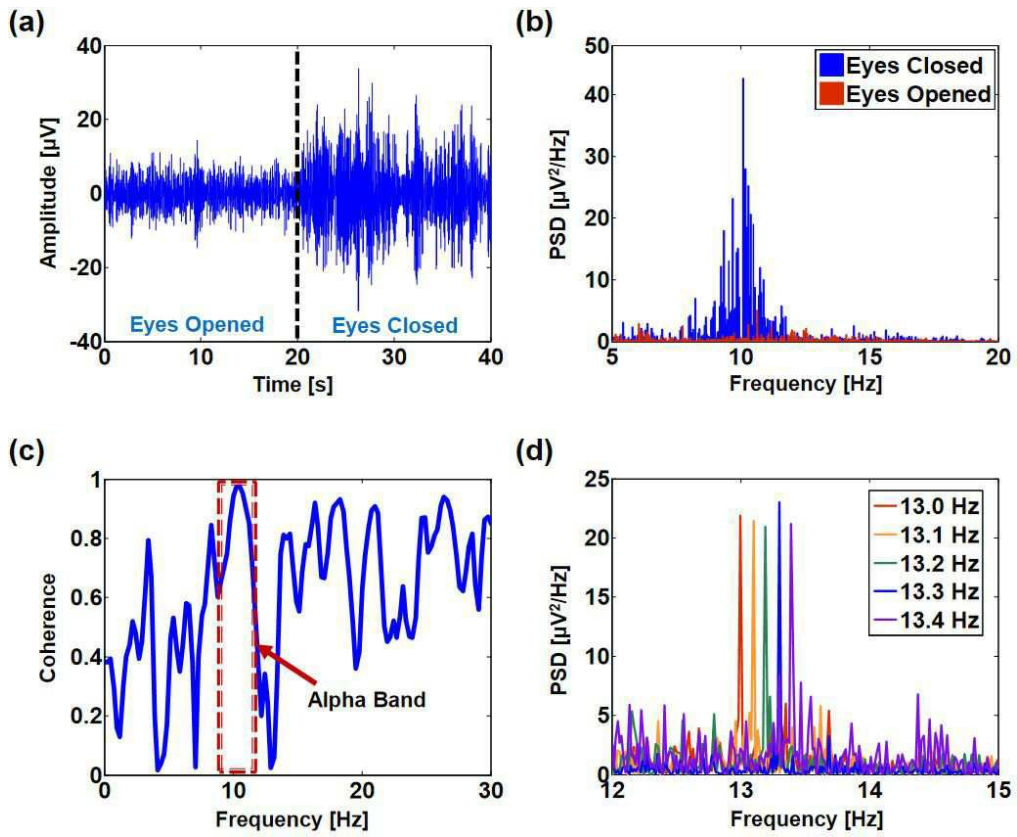
도면6



도면7



도면8



도면9

