



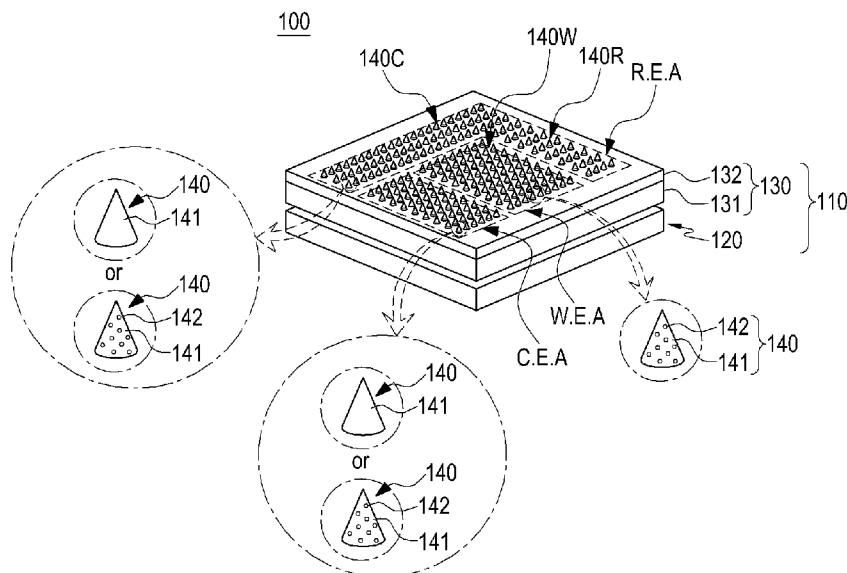
- (51) 국제특허분류: *A61B 5/145* (2006.01) *A61L 31/04* (2006.01)
A61B 5/1486 (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2016/002256
- (22) 국제출원일: 2016 년 3 월 7 일 (07.03.2016)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보:
62/129,256 2015 년 3 월 6 일 (06.03.2015) US
10-2015-0140007 2015 년 10 월 5 일 (05.10.2015) KR
- (71) 출원인: 삼성전자 주식회사 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) [KR/KR]; 16677 경기도 수원시 영통구 삼성로 129, Gyeonggi-do (KR).
- (72) 발명자: 조성제 (CHO, Seong-Je); 16538 경기도 수원시 영통구 매영로 10 삼성 2 차아파트 2 동 1103 호, Gyeonggi-do (KR). 김광복 (KIM, Kwang-Bok); 21406 인천시 부평구 장제로 27 해마루아파트 1103 호, Incheon (KR). 조재걸 (CHO, Jae-Geol); 16923 경기도 용인시 수지구 진산로 108 삼성 6 차아파트 611 동 302 호, Gyeonggi-do (KR). 조철호 (CHO, Chul-Ho); 13611 경기도 성남시 분당구 내정로 55 상록마을우성아파트

320 동 303 호, Gyeonggi-do (KR). **최형선 (CHOI, Hy-
oung-Seon)**; 04385 서울시 용산구 서빙고로 31 용산시
티파크 2 단지아파트 오피스텔동 220 호, Seoul (KR). **강
석진 (KANG, Seok-Gin)**; 16330 경기도 수원시 장안구
만석로 20 번길 25 SK 한화아파트 625 동 2502 호,
Gyeonggi-do (KR). **정선태 (JUNG, Sun-Tae)**; 16923 경
기도 용인시 수지구 진산로 90 삼성 5 차아파트 517 동
901 호, Gyeonggi-do (KR).

- (74) **대리인: 이견주 (LEE, Keon-Joo)** 등; 03079 서울시 종로구 대학로 9길 16 미화빌딩, Seoul (KR).
- (81) **지정국** (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) **지정국** (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG,

[다음 쪽 계속]

- (54) 발명의 명칭 : 생체 정보 측정 장치



- (57) Abstract:** A biometric information measurement device according to various embodiments of the present invention comprises: a sensor unit; and a needle unit including a plurality of needles which protrude from a plurality of openings formed on one surface of the sensor unit and penetrate into the body, wherein the needles may comprise a biocompatible organic matter in which an enzyme member that reacts with an analyte is mixed with a conductive polymer that delivers an electric signal generated by the reaction of the enzyme member. In addition, the biometric information measurement device as above can be implemented in various manners according to embodiments.

- (57) 요약서:

[다음 쪽 계속]



ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, **공개:**

TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치는, 센서부 및 센서부의 일면에 형성된 복수의 개구들로부터 돌출 구비되고, 체내로 침투되는 복수개의 니들들이 구비되는 니들부를 포함하고, 니들들은, 분석 물질과 반응하는 효소 부재, 상기 효소부재의 반응에 의해 발생된 전기 신호를 전달하는 전도성 폴리머가 혼합된 (mixed) 생체 적합성 유기물을 포함할 수 있다. 또한, 상기와 같은 생체 정보 측정 장치는 실시 예에 따라 다양하게 구현될 수 있다.

명세서

발명의 명칭: 생체 정보 측정 장치

기술분야

- [1] 본 발명의 다양한 실시 예들은 생체 정보 측정 장치에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 일반적으로 니들(needle)은 생체로부터 시료를 획득하거나, 사용자 생체 정보를 검출하거나 생체로 약을 주입하는데 사용된다. 이러한 니들은 밀리미터 수준의 직경을 갖는 마이크로 니들(micro needle)이 대부분 사용되고 있다.
- [3] 특히나, 당뇨병 환자의 경우, 혈당(혈액 속의 포도당(glucose) 수치를 일컬음)을 측정하기 위해 기상 후, 식전, 식후 등 하루 수회 이상 혈액 속의 포도당 수치를 측정하기 위해 혈당 스트립과 같은 혈당 측정 장치에 채혈하여 측정자의 혈액 내의 포도당 수치를 측정하고 있다. 그러나, 이러한 혈당 측정 장치는 혈당을 측정하고자 할 때마다 채혈침(lancet)을 이용하여 측정자의 손가락에서 혈액을 채취해야 하고, 스트립 센서와 리더기로 이용하여 채취된 혈액의 혈당을 측정하게 된다.
- [4] 이에, 측정자가 수시로 채혈을 하면서 혈당을 측정하는 대신에 마이크로 니들을 사용자의 표피층 또는 진피층까지 일정 시간 침투시켜 표피층 또는 진피층에 존재하는 체액을 통해 혈당을 측정할 수 있도록 구비되고 있다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [5] 상기의 마이크로 니들을 이용하여 혈당을 측정하는 장치(이하 '마이크로 니들 혈당 측정기' 라함.)는 베이스 기판 상에 다수개의 마이크로 니들이 배치되고, 복수개의 마이크로 니들이 사용자의 표피층 또는 진피층까지 침투되어 표피층 또는 진피층의 체액을 통해 측정자의 혈당을 측정하는 구조를 가지고 있다.
- [6] 이러한 마이크로 니들은, 베이스 기판에서 돌출되며 실리콘과 같은 재질의 베이스 니들과, 베이스 니들의 외주연으로 촉매 및 감지층이 코팅되게 구비된다. 그러나, 마이크로 니들이 사용자의 표피층 또는 진피층에 침투될 때 또는 또는 침투된 상태, 또는 침투된 상태에서 제거될 때 마이크로 니들이 베이스 기판에서 탈락되어 측정자의 표피층 또는 진피층에 박히게 되는 경우가 발생할 수 있다. 이 경우, 마이크로 니들을 사용자의 표피에서 남겨지거나 또는 제거해야 하며, 이는 마이크로 니들 혈당 측정기를 사용하는 사용자에게 있어 불안감을 증폭시킬 수 있다. 또한, 마이크로 니들의 휴대 과정이나 또는 공정 단계 등에 있어서 베이스 니들의 외주연으로 코팅된 촉매나 감지층이 베이스 니들에서 일부 탈락되거나 또는 코팅이 되지 않은 상태로 구현될 수 있다. 베이스 니들에서 촉매나 감지층이 탈락된 상태로 구비되는 경우, 마이크로 니들을 통한 혈당 수치를 측정함에 있어서 측정자의 혈당 수치의 오차 범위가 커지거나 또는

혈당 수치가 측정되지 않을 수 있다. 또한, 마이크로 니들 혈당 측정기로 측정 시 혈당 수치의 오차 범위가 커지거나 혈당 수치가 측정되지 않게 됨에 따라 마이크로 니들 혈당 측정기의 신뢰성이 저하될 수 밖에 없다.

- [7] 또한, 마이크로 니들 혈당 측정기를 제작하는 공정을 보면, 베이스 기판에 마이크로 니들 형상의 베이스 니들을 구현하고, 베이스 니들의 외주연으로 도전층, 감지층 및 코팅층 등을 적층해야 하므로, 마이크로 니들 혈당 측정기의 제작 공정이 복잡하고, 베이스 니들의 외주연 상으로 다양한 층, 예컨대 도전층, 감지층 및 코팅층이 적층됨에 따라 이에 따른 불량률이 증가될 수 밖에 없다. 또한, 상기와 같이 베이스 니들 상으로 적층 수의 증가로 인해 재현성을 확보하기가 용이하지 않다.
- [8] 또한, 마이크로 니들 혈당 측정기에서 작동 전극으로 배치되는 마이크로 니들과, 작동 전극이 아닌, 기준 전극이나 상대 전극에 배치되는 마이크로 니들을 배치할 때 이들 사이의 배치를 효율적으로 배치할 수 없게 된다.
- [9] 또한, 마이크로 니들 혈당 측정기에서 작동 전극과 작동 전극 이외의 전극, 예컨대 기준 전극이나 상대 전극을 배치함에 있어서 이들을 조립(assembly)해야 하는 패키징 공정을 필요로 하게 된다.
- [10] 따라서, 본 발명의 다양한 실시 예는 마이크로 니들이 측정자의 진피층 내에서 탈락되어도 안정성을 확보할 수 있는 생체 정보 측정 장치를 제공하고자 한다.
- [11] 또한, 본 발명의 다양한 실시 예는 마이크로 니들의 외주연에서 촉매 및 감지층이 탈락되는 경우가 발생되어도 마이크로 니들을 통한 혈당 수치의 측정 시 정확한 혈당 수치를 확보할 수 있는 생체 정보 측정 장치를 제공하고자 한다.
- [12] 또한, 마이크로 니들의 제작 공정 수를 최소화하며, 마이크로 니들의 제작 시 재현성을 확보할 수 있는 생체 정보 측정 장치를 제공하고자 한다.
- [13] 또한, 마이크로 니들이 작동 전극 및 이외의 전극으로 배치되는 경우 효율적으로 배치될 수 있으며, 이들의 조립을 용이하게 할 수 있는 생체 정보 측정 장치를 제공하고자 한다.

과제 해결 수단

- [14] 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치는, 센서부; 및 상기 센서부의 일면에 형성된 복수의 개구들로부터 돌출 구비되고, 체내로 침투되는 복수개의 니들들이 구비되는 니들부를 포함하고, 상기 니들들은, 상기 분석 물질과 반응하는 효소부재, 상기 효소부재의 반응에 의해 발생하는 전기 신호를 전달하는 전도성 폴리머가 혼합된(mixed) 생체 적합성 유기물을 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [15] 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치는, 복수개의 마이크로 니들로 형성되는 니들부가 센서부에서 뿌러지는 등에 의해 측정자의 표피층 또는 진피층 내에 남겨지는 경우 표피층 또는 진피층에서 녹아 사라지게 됨에 따라 안정성을 확보할 수 있다.

- [16] 또한, 본 발명의 다양한 실시 예는 니들부가 생체 적합성 및 전도성 유기물의 제1부재에 효소부재가 혼합된 제2부재가 일품체로 형성됨에 따라, 니들부의 성형과정 또는 휴대나 공정 과정 등에서 니들부의 외주연이 탈락되거나 파손되는 경우가 발생하여도 니들부를 생체 정보 측정 시 파손 전과 파손 후의 니들부의 수치 차이가 발생되지 않으며, 정확한 생체 정보 수치를 확보할 수 있게 된다.
- [17] 또한, 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 니들부는 센서부, 구체적으로 전극부와 기관, 하우징 및 몰드부를 적층한 상태에서 제1부재 또는 제2부재를 주입 후 성형하여 형성할 수 있어, 생체 정보 측정 장치의 제작 공정 수를 최소화할 수 있으며, 마이크로 니들의 제작 시 재현성을 확보할 수 있다.
- [18] 또한, 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 니들부는 센서부, 구체적으로 전극부와 기관, 하우징 및 몰드부를 적층한 상태에서 제1부재 또는 제2부재를 주입 후 성형하여 형성함에 따라 작동 전극 및 이외의 전극을 효율적으로 배치할 수 있으며, 이들의 조립을 용이하게 할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [19] 도 1은 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치의 개략적인 사시도이다.
- [20] 도 2는 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치의 분리 사시도이다.
- [21] 도 3은 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치의 개략적인 단면도이다.
- [22] 도 4는 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치에서, 메인 기관을 나타내는 도면이다.
- [23] 도 5a 내지 도 5d는 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치에서, 리저버의 다양한 형상을 나타내는 도면이다.
- [24] 도 6은 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치에서, 2전극 또는 3전극으로 구비되는 전극부를 나타내는 도면이다.
- [25] 도 7은 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치의 제작 공정을 개략적으로 나타내는 사시도이다.
- [26] 도 8은 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치에서, 니들부를 성형하는 것을 개략적으로 나타내는 도면이다.
- [27] 도 9는 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치에서, 니들부의 다른 형상을 나타내는 도면이다.
- [28] 도 10은 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치에서, 생체 정보 측정 장치가 사용자의 진피층에 침습된 상태를 나타내는 도면이다.
- [29] 도 11은 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치에서 생체 정보 측정 장치가 사용자의 신체에 부착되고, 생체 정보 측정 장치와 외부 전자

기기와 연동될 수 있는 것을 개략적으로 나타내는 도면이다.

- [30] 도 12는 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치의 제작 공정을 개략적으로 나타내는 블록도이다.

발명의 실시를 위한 최선의 형태

- [31] 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 실시 예를 가질 수 있는 바, 일부 실시 예들을 도면을 참조하여 상세하게 설명한다. 그러나, 이는 본 발명을 특정한 실시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 또한, 도면 설명과 관련하여서, 유사한 구성요소에 대해서 동일 또는 유사한 참조부호가 사용될 수 있다.
- [32] '제1', '제2' 등과 같이 서수를 포함하는 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되지는 않는다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 예를 들어, 본 발명의 권리 범위를 벗어나지 않으면서 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소도 제1 구성요소로 명명될 수 있다. '및/또는' 이라는 용어는 복수의 관련된 기재된 항목들의 조합 또는 복수의 관련된 기재된 항목들 중의 어느 항목을 포함한다.
- [33] 또한, '전면', '후면', '상면', '하면' 등과 같은 도면에 보이는 것을 기준으로 기술된 상대적인 용어들은 '제1', '제2' 등과 같은 서수들로 대체될 수 있다. '제1', '제2' 등의 서수들에 있어서 그 순서는 언급된 순서나 임의로 정해진 것으로서, 필요에 따라 임의로 변경될 수 있다.
- [34] 본 발명에서 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 발명에서, "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.
- [35] 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 문맥 상 가지는 의미와 일치하는 의미를 가지는 것으로 해석되어야 하며, 본 발명에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [36] 본 발명에서 전자 장치는 터치 패널을 구비하는 임의의 장치일 수 있으며, 전자 장치는 단말, 휴대 단말, 이동 단말, 통신 단말, 휴대용 통신 단말, 휴대용 이동 단말, 디스플레이 장치 등으로 칭할 수 있다.

- [37] 예를 들어, 전자 장치는 스마트폰, 휴대폰, 내비게이션 장치, 게임기, TV, 차량용 헤드 유닛, 노트북 컴퓨터, 랩탑 컴퓨터, 태블릿(Tablet) 컴퓨터, PMP(Personal Media Player), PDA(Personal Digital Assistants) 등일 수 있다. 전자 장치는 무선 통신 기능을 갖는 포켓 사이즈의 휴대용 통신 단말로서 구현될 수도 있다. 또한, 전자 장치는 플렉서블 장치 또는 플렉서블 디스플레이 장치일 수 있다.
- [38] 전자 장치는 서버 등의 외부 전자 장치와 통신하거나, 외부 전자 장치와의 연동을 통해 작업을 수행할 수 있다. 예를 들어, 전자 장치는 카메라에 의해 촬영된 영상 및/또는 센서부에 의해 검출된 위치 정보를 네트워크를 통해 서버로 전송할 수 있다. 네트워크는, 이에 한정되지 않지만, 이동 또는 셀룰러 통신망, 근거리 통신망(Local Area Network: LAN), 무선 근거리 통신망(Wireless Local Area Network: WLAN), 광역 통신망(Wide Area Network: WAN), 인터넷, 소지역 통신망(Small Area Network: SAN) 등일 수 있다.
- [39] 도 1은 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치(100)의 개략적인 사시도이다. 도 2는 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치(100)의 분리 사시도이다. 도 3은 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치(100)의 개략적인 단면도이다.
- [40] 도 1 내지 도 3을 참조하면, 본 발명의 일 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치(100)는, 센서부(110)와, 니들부(140)를 포함할 수 있으며, 상기 생체 정보 측정 장치(100)를 제작하는 공정과정에서 니들부(140)를 형성하도록 몰드부(150)가 더 포함될 수 있다.
- [41] 상기 센서부(110)는 상기 니들부(140)를 통해 검출되는 사용자(H: human, 도 11 참조)의 생체 정보를 전달 받아 이에 대해 다양한 생체 정보를 검출하도록 구비될 수 있다. 센서부(110)는 후술하는 니들부(140)가 상기 센서부(110)의 내측에서 상기 센서부(110)의 일면으로 돌출되도록 형성될 수 있다. 상기 센서부(110)의 내측에는 상기 니들부(140)의 베이스(140I+140II)가 구비되는 공간들이 형성될 수 있고, 상기 니들부(140)의 베이스(140I+140II)를 통해 센서부(110)들과 전기적으로 연결되는 구조를 가질 수 있다. 후술하나, 니들부(140, '니들부재'라고도 함.)는 효소부재(142)와 전도성 폴리머(143)가 혼합된(mixed) 생체 적합성 유기물(141)로 이루어질 수 있다. 또한, 니들부(140)는 효소부재(142)와 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141)을 중합함에 따라 상기 센서부(110)의 내측에서부터 상기 센서부(110)의 일면으로 돌출되게 성형될 수 있다. 도시되진 않았으나, 센서부(110)는 커넥터 등을 통해 회로부, 예컨대 통신 모듈과 연결되어 센서부(110)로부터 측정된 생체 정보를 별도의 전자 장치, 예를 들어 휴대 단말기 등에 전달하거나, 전달 받도록 구비될 수 있다. 상기 전자 장치의 경우, 회로부를 통해 전달 받은 정보를 저장하거나, 저장된 정보를 생체 정보 측정 장치(100)로 송신할 수도 있다. 이러한 전자 장치는 디스플레이 모듈을 구비하여 생체 정보,

예를 들어 검출자의 혈당 정보를 표시할 수 있고, 이를 통해 다양한 정보, 예컨대 사용자(H, 도 11 참조)의 혈당 농도에 따른 음식 섭취 등을 표시할 수도 있다. 또한, 전자 장치는 생체 정보 측정 장치(100)에서 검출된 정보를 실시간 또는 날짜 별이나, 또는 수치 상으로 데이터화하여 이를 사용자(H, 도 11 참조)가 확인할 수 있도록 구비될 수도 있다.

[42] 상기 센서부(110)는 기관부(120)와, 하우징(130)을 포함할 수 있다.

[43] 상기 기관부(120)는 상기 하우징(130)의 하부에 배치될 수 있고, 후술하는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141) 또는 효소부재(142)는 혼합되지 않고 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141)이 주입되어 채워져 성형되도록 제1공간부(125)를 형성할 수 있다. 기관부(120)는 메인 기관(121)과 전극부(122, 123), 예컨대 제1전극(122)과 제2전극(123)을 포함할 수 있다. 메인 기관(121)은 하우징(130)의 하부에 배치되고, 메인 기관(121)의 적어도 하나의 일면에 전극부(122, 123)를 배치할 수 있다. 예컨대, 전극부(122, 123)는 본 발명의 일 실시 예에서와 같이 메인 기관(121)의 상, 하부로 배치되는 제1전극(122)과 제2전극(123)을 포함할 수 있다. 그러나, 전극부(122, 123)는 메인 기관(121)의 상부에만 배치되거나, 또는 메인 기관(121)의 하부로만 배치될 수도 있다. 본 발명의 일 실시 예에서와 같이, 메인 기관(121)의 상, 하부에 제1전극(122)과 제2전극(123)이 배치되는 경우, 하우징(130)은 하면에서부터 제2전극(123), 메인 기관(121), 제1전극(122)의 순서로 적층될 수 있다. 또한, 니들부(140)의 베이스(140I+140II)는 제1전극(122)과 제2전극(123)과 연결되는데, 니들부(140)에 포함된 전도성 폴리머(143)가 니들부(140)의 베이스(140I+140II)에서 제1전극(122)과 제2전극(123)과 접촉되어 연결되면서 효소부재(142)의 반응에 의해 발생된 전기 신호(또는 전류)를 전극부(122, 123)로 전달될 수 있는 것이다.

[44] 도 4는 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치(100)에서, 메인 기관(121)을 나타내는 도면이다. 도 5a 내지 도 5d는 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치(100)에서, 리저버(126a)의 다양한 형상을 나타내는 도면이다.

[45] 도 4 내지 도 5d를 참조하면, 메인 기관(121)에는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 인입되어 채워진 상태에서 성형되는 수용부(126)가 구비될 수 있다. 메인 기관(121)의 상, 하면에는 상술한 상기 제1, 2전극(122, 123)이 배치될 수 있다. 후술하나 수용부(126)는 제1전극(122)에 형성되는 제1개구부(127)와 제2전극(123)에 형성되는 제2개구부(128)와 연결되게 구비될 있다. 수용부(126)에는 리저버(126a)(reservoir)가 구비될 수 있다. 리저버(126a)는 수용부(126)로 유입된 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 성형될 때 발생하는 부피의 변화를

완충하기 위한 구성물이다.

- [46] 본 발명의 일 실시 예에 따른 리저버(126a)는 후술하는 제2개구부(128)와 소정 간격 이격되어 상기 제2개구부(128)와 동일 크기를 가지는 수용부(126)에서 제1개구부(127) 측에 넓은 공간을 형성하도록 구비되는 것을 예를 들어 설명한다(도 4 참조). 그러나, 리저버(126a)의 형상은 이에 한정되는 것은 아니다.
- [47] 예를 들어 리저버(126a)는 제1개구부(127)와 제2개구부(128) 사이에 구비되며, 수용부(126) 자체를 제2개구부(128)보다 크게 형성하고, 제1개구부(127)를 수용부(126)와 대응되는 크기로 형성되도록 구비할 수도 있다(도 5a 참조). 이와는 달리 리저버(126a)는 제1개구부(127)와 제2개구부(128) 사이에 구비되며, 수용부(126) 자체를 제1개구부(127)와 제2개구부(128)보다 크게 형성되도록 구비할 수도 있다(5b). 이와는 달리 리저버(126a)는 수용부(126)의 상, 하면은 제1개구부(127)와 제2개구부(128)와 동일 크기로 연결되며, 리저버(126a)가 제1개구부(127)와 제2개구부(128) 사이에서 제1개구부(127)와 제2개구부(128)에서 각각 이격된 부분에 넓은 공간을 형성하도록 구비될 수도 있다(도 5c 참조). 또한 이와 달리 리저버(126a)는 제1개구부와 제2개구부 사이에 배치되며, 수용부(126)의 일측면에서 일방향으로 돌출되어 공간을 형성하도록 구비될 수도 있다(도 5D 참조).
- [48] 도 6은 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치(100)에서, 2전극 또는 3전극으로 구비되는 전극부(122, 123)를 나타내는 도면이다.
- [49] 도 6을 참조하면, 전극부(122, 123)(도 1 내지 도 3 함께 참조)는 메인 기관(121)에 구비되며, 메인 기관(121)의 상, 하부로 실장될 수 있도록 제1전극(122)과 제2전극(123)을 포함할 수 있다. 또한, 본 발명의 일 실시 예에 따른 전극부(122, 123)는 생체 정보 신호를 검출하기 위해 2전극 또는 3전극으로 구비될 수 있다. 전극부(122, 123)가 2전극으로 구비되는 경우, 작동 전극(W.E, 122W, 123W)(working electrode)과, 상기 작동 전극(W.E, 122W, 123W)의 둘레로 구비되는 상대 전극(C.E, 122C, 123C)(counter electrode)으로 구비될 수 있고, 전극부(122, 123)가 3전극으로 구비되는 경우, 작동 전극(W.E, 122W, 123W)(working electrode)과, 상기 작동 전극(W.E, 122W, 123W)의 둘레로 구비되는 상대 전극(C.E, 122C, 123C)(counter electrode) 및 상기 작동 전극(W.E, 122W, 123W)의 둘레로 상기 상대 전극(C.E, 122C, 123C)의 단부와 이웃하게 구비되는 기준 전극(R.E, 122R, 123R)(reference electrode)으로 구비될 수 있다. 후술하나 전극부(122, 123)가 2전극으로 구비되는 경우 니들부(140)는 2전극의 각각의 위치에 대응되어 연결되게 구비될 수도 있으나, 본 발명에서는 2전극 중 작동 전극(W.E, 122W, 123W)과 대응되어 연결될 수 있게 센서부(110) 상에 형성되는 것을 예를 들어 설명할 수 있다. 또한, 전극부(122, 123)가 3전극으로 구비되는 경우 니들부(140)는 3전극의 각각의 위치에 대응되어 연결되게 구비될 수 있으나, 본 발명에서는 3전극 중 작동 전극(W.E, 122W, 123W)과 대응되어 연결될 수 있게 센서부(110) 상에 형성되는 것을 예를 들어 설명한 수 있다

- [50] 간단하게 작동 전극(W.E)은 목적하는 반응을 일으키기 위해 사용되는 전극으로서, 동작 전극, 작업 전극, 시험 전극이라고도 한다. 작동 전극(W.E)은 니들부(140)를 통해 얻어진 생체 신호를 통해 다양한 생체 정보, 예컨대 포도당(Glucose), 젖산(lactic acid), 체온, 혈압, 피부의 전도도, 심박동, 심전도, 콜레스테롤, 미네랄, 질병 바이오마커(BIO-Marker), 사이토카인(Cytokine), 호르몬, 바이러스 또는 바이러스 유래물질, 세균 또는 세균 유래물질 중 적어도 어느 하나를 검출하여 측정할 수 있을 것이다.
- [51] 상대 전극(C.E)은 대향 전극이라고도 하며, 작동 전극(W.E)에서 전류를 흐르게 하기 위해 작동 전극(W.E)에 대향하도록 설치한 전극이다. 기준 전극(R.E)은 전위차를 측정하는 등의 실용상의 기준이 되는 전극으로서, 예컨대 용액과 금속 사이에서 발생하는 전극 전위를 측정할 경우, 그의 절대치는 측정하지 못하기 때문에 용액과의 사이의 전위차는 변화하지 않는 것을 기준으로 하여 전극과 조합함에 따라 상대치를 측정할 수 있도록 하는 것으로, 비교 전극 또는 참고 전극이라고도 한다. 전극부(122, 123)가 2전극으로 구비될 때, 작동 전극(W.E)과 상대 전극(C.E) 사이의 전위차를 두어 발생하는 전류를 측정하여 생체 정보 신호를 계산할 수 있다. 이와 달리 전극부(122, 123)가 3전극으로 구비될 때, 작동 전극(W.E)은 전기 신호를 측정하기 위해 구비되고, 상대 전극(C.E)은 작동 전극(W.E)의 둘레로 작동 전극(W.E)과 전기적으로 연결되게 구비되고, 기준 전극(R.E)은 상대 전극(C.E)의 단부 쪽으로 작동 전극(W.E)에 기준 전위를 공급하도록 구비될 수 있다.
- [52] 본 발명의 일 실시 예에서와 같이 전극부(122, 123)가 메인 기관(121)의 상면 및 하면에 각각 배치되는 경우, 제1전극(122)은 메인 기관(121)의 일면에 구비될 수 있으며, 니들부(140)와 전기적으로 연결될 수 있다. 또한, 제2전극(123)은 메인 기관(121)의 타면에 구비될 수 있으며, 생체 정보 측정 장치(100)의 외부 커넥터 단자와 연결될 수 있도록 구비될 수 있다.
- [53] 상술하였듯이 메인 기관(121)과 제1,2전극(122, 123)을 포함하는 기관부(120)에는 제1공간부(125)가 구비될 수 있다(도 3 및 도 4 참조). 제1공간부(125)는 수용부(126)와 제1개구부(127)와 제2개구부(128)로 구비될 수 있다.
- [54] 제1전극(122), 메인 기관(121), 제2전극(123)이 적층된 상태에서 제1개구부(127)와 수용부(126) 및 제2개구부(128)는 서로가 연결되어 하나의 제1공간부(125)를 형성하는 것이다. 제1공간부(125)에는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 채워져 성형되는데, 제1공간부(125)에 채워진 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)에 의해 상기 제1전극(122)과 제2전극(123)을 통전되게 구비될 수 있다.

- [55] 수용부(126)는 앞서도 언급하였듯이 메인 기관(121) 내측을 관통하며 공간을 형성하는 구성물이다. 수용부(126)는 후술하는 제1개구부(127)나 제2개구부(128)와 동일 형상으로 구비될 수도 있다. 수용부(126)에는 수용부(126)로 주입되어 성형되는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)나 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)의 부피 변화를 위해 소정의 공간을 가지도록 리저버(126a)가 구비될 수도 있는 것은 앞서서 설명하였다.
- [56] 제1개구부(127)는 제1전극(122)의 일면과 타면을 관통하도록 형성되고, 수용부(126)의 위치에 대응되게 구비될 수 있다. 제1개구부(127)는 제2공간부(135)와 상기 수용부(126)를 연결할 수 있게 형성될 수 있다. 제1개구부(127)는 상기 생체 정보 측정 장치(100)의 제작 시 제2개구부(128)와 수용부(126)를 통해 주입된 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)을 제2공간부(135)로 주입하기 위해 구비될 수 있다. 제1개구부(127)는 전극부(122, 123)에 각 한 쌍씩 구비될 수 있다. 예를 들어, 전극부(122, 123)가 2전극으로 형성되는 경우, 제1개구부(127)는 작동 전극(W.E)에 두 개, 상대 전극(C.E)에 두 개씩 각각 형성될 수 있다. 이는 후술하는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 센서부(110)에 주입되어 니들부(140) 또는 후술하는 제1니들부(140C)나 제2니들부(140R)를 형성할 때, 한 쌍으로 구비되는 제1개구부(127) 중 하나는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 유입되는 주입구(127Wa, 127Ca)로 구비될 수 있으며, 한 쌍으로 구비되는 제1개구부(127) 중 나머지 하나는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 채워질 때 제1공간부(125)나 제2공간부(135)에 채워져 있는 공기가 배출될 수 있는 공기의 배출구(127Wb, 127Cb)로서 구비될 수 있는 것이다. 또한, 전극부(122, 123)가 3전극으로 형성되는 경우, 제1개구부(127)는 작동 전극(W.E)에 두 개, 상대 전극(C.E)에 두 개 및 기준 전극(R.E)에 두 개씩 각각 형성될 수 있다. 이는 앞서도 언급하였듯이 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 센서부(110)에 주입되어 니들부(140) 또는 후술하는 제1니들부(140C)나 제2니들부(140R)를 형성할 때, 한 쌍으로 구비되는 제1개구부(127) 중 하나는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 유입되는 주입구(127Wa, 127Ca, 127Ra)로 구비될 수 있고, 한 쌍으로 구비되는 제1개구부(127) 중 나머지 하나는 효소부재(142) 및 전도성

폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 채워질 때 제1공간부(125)나 제2공간부(135)에 채워져 있는 공기가 배출될 수 있는 공기의 배출구(127Wb, 127Cb, 127Rb)로서 구비될 수 있다.

- [57] 제1개구부(127)에 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 채워져 성형되면, 성형된 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)은 제1전극(122)과 전기적으로 연결될 수 있을 것이다.
- [58] 제2개구부(128)는 제2전극(123) 상에 형성될 수 있다. 제2개구부(128)는 수용부(126)와 대응되는 위치로 수용부(126)와 연결될 수 있도록 구비되며, 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)을 주입할 수 있도록 구비될 수 있다. 제2개구부(128)는 전극부(122, 123)에 각각 한 쌍씩 구비될 수 있다. 예를 들어, 전극부(122, 123)가 2전극으로 형성되는 경우, 제2개구부(128)는 작동 전극(W.E)에 두 개, 상대 전극(C.E)에 두 개씩 각각 형성될 수 있다. 이는 후술하는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 센서부(110)에 주입되어 니들부(140) 또는 후술하는 제1니들부(140C)나 제2니들부(140R)를 형성할 때, 한 쌍으로 구비되는 제2개구부(128) 중 하나는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 유입되는 주입구(128Wa, 128Ca)로 구비될 수 있고, 한 쌍으로 구비되는 제2개구부(128) 중 나머지 하나는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 채워질 때 제1공간부(125)나 제2공간부(135)에 채워져 있는 공기가 배출될 수 있는 공기의 배출구(128Wb, 128Cb)로 구비될 수 있다. 또한, 전극부(122, 123)가 3전극으로 형성되는 경우, 제2개구부(128)는 작동 전극(W.E)에 두 개, 상대 전극(C.E)에 두 개 및 기준 전극(R.E)에 두 개씩 각각 형성될 수 있다. 이는 앞서도 언급하였듯이 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 센서부(110)에 주입되어 니들부(140) 또는 후술하는 제1니들부(140C)나 제2니들부(140R)를 형성할 때, 한 쌍으로 구비되는 제2개구부(128) 중 하나는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 유입되는 주입구(128Wa, 128Ca, 128Ra)로 구비될 수 있고, 한 쌍으로 구비되는 제2개구부(128) 중 나머지 하나는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체

적합성 유기물(141)이 채워질 때 제1공간부(125)나 제2공간부(135)에 채워져 있는 공기가 배출될 수 있는 공기의 배출구(128Wb, 128Cb, 128Rb)로 구비될 수 있다.

- [59] 제2개구부(128)에 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 제1공간부(125) 및 제2공간부(135)를 채워 성형되면, 성형된 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)은 제1전극(122)과 전기적으로 연결될 수 있을 것이다.
- [60] 후술하나 니들부(140)를 통해 생체 정보가 유입되면, 예컨대 니들부(140)에 구비된 효소부재(142)는 체내의 분석물질과 반응하고, 반응한 정보는 제1전극(122)과 제2전극(123)으로 전달되는데, 이때, 제1개구부(127)를 채우고 있는 니들부(140)의 베이스(140I+140II)와 제2개구부(128)를 채우고 있는 니들부(140)의 베이스(140I+140II)와 각각 전기적으로 연결됨에 따라 효소부재(142)의 반응 정보가 전극부(122, 123)로 전달될 수 있는 것이다.
- [61] 하우징(130)은 기판부(120) 상부에 적층되는 구성이며, 그 내측으로 제1공간부(125)와 연결되는 제2공간부(135)를 형성할 수 있고, 이와 더불어 제2공간부(135)를 통해 니들부(140) 또는 후술하는 제1니들부(140C)나 제2니들부(140R)가 하우징(130)의 일면으로 돌출 형성될 수 있다.
- [62] 하우징(130)은 제1바디(131)와 제2바디(132)를 포함할 수 있다. 제1바디(131)는 구획틀이라고도 할 수 있으며, 제2바디(132)는 고정틀이라고도 할 수 있다.
- [63] 제1바디(131)는 기판부(120), 구체적으로 제1전극(122) 상부에 적층되고, 제1공간부(125)와 연결되는 제2공간부(135)를 형성할 수 있다.
- [64] 제2바디(132)는 제1바디(131)의 상측으로 적층되고, 제2공간부(135)와 연결되는 복수개의 개구들(132a)을 구비하며, 복수개의 니들부(140)를 상기 제1바디(131)에서 고정하도록 구비될 수 있다. 이에, 제2공간부(135)에 채워진 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 개구들(132a)을 통해 센서부(110)의 일측으로 돌출될 수 있다. 후술하나 제2바디(132)에 구비된 복수개의 개구들(132a)은 니들부(140)와 동일한 위치나 동일한 개수로 구비될 필요는 없다. 즉, 제2바디(132)는 메쉬 형상의 플레이트로 구비될 수도 있는 것과 같이 제2공간부(135)에 채워진 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 니들 팁(151)으로 유입될 수 있으며, 니들 팁(151)에 채워진 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 중합을 통해 성형된 후 제2공간부(135)에서 분리되거나 이탈되는 등을 방지할 수 있도록 하는 구성이라면 제2바디(132) 및 제2바디(132)에 구비된 개구들(132a)은 얼마든지

변형이나 변경이 가능 할 것이다.

- [65] 제2공간부(135)는 전극부(122, 123)의 구성에 따라 2구획 또는 3구획으로 나뉠 수 있다. 즉, 제2공간부(135)는 작동 전극(W.E)의 위치에 대응되는 영역과, 작동 전극(W.E) 이외의 전극에 대응되는 영역으로 구획되는 구획 공간으로 분리될 수 있다.
- [66] 예를 들어, 앞서 언급한 바와 같이 전극부(122, 123)가 작동 전극(W.E)과 상대 전극의 2전극으로 구비되면, 상기 제2공간부(135)는 두 개의 구획 공간, 구체적으로 제1구획 공간(135W)과 제2구획 공간(135C)으로 분리될 수 있다. 제1구획 공간(135W)은 작동 전극(W.E)의 위치에 대응되게 구비되고, 작동 전극(W.E) 위치 상으로 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 채워질 수 있도록 구획된 공간이다. 제2구획 공간(135C)은 상기 제1구획 공간(135W)과 이웃하고, 상기 상대 전극(C.E) 상으로 상기 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 상기 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 채워질 수 있도록 구획된 공간이다.
- [67] 또한, 예를 들어 전극부(122, 123)가 작동 전극(W.E)과, 상대 전극(C.E) 및 기준 전극(R.E)의 3전극으로 구비되면, 상기 제2공간부(135)는 세 개의 구획 공간, 구체적으로 제1구획 공간(135W)과 제2구획 공간(135C) 및 제3구획 공간(135R)으로 분리될 수 있다.
- [68] 제1구획 공간(135W)은 작동 전극(W.E)의 위치에 대응되게 구비되고, 작동 전극(W.E) 위치 상으로 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 채워질 수 있도록 구획된 공간이다. 제2구획 공간(135C)은 상기 제1구획 공간(135W)의 주변 둘레에 배치되고, 상기 상대 전극(C.E) 상으로 상기 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 상기 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 채워질 수 있도록 구획된 공간이다. 제3구획 공간(135R)은 상기 제 1구획 공간 및 상기 제2구획 공간(135C)과 이웃하게 배치되면서, 예컨대 제2구획 공간(135C)의 일단부 측에 배치되면서 상기 기준 전극(R.E) 상으로 상기 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 상기 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 채워질 수 있도록 구획된 공간이다.
- [69] 따라서, 제1바디(131)는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)을 통해 니들부(140) 또는 후술하는 제1니들부(140C)나 제2니들부(140R)를 성형함에 있어서, 전극부(122, 123) 기능별로 구획을 나눌 수 있도록 구비되는 구성물이다.
- [70] 또한, 제2바디(132)는 각 전극부(122, 123)에 대응되는 위치로 복수개의

개구들(132a)이 구비되는데, 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 제2공간부(135)를 통해 유입된 후, 개구를 통해 상부로 돌출되어 성형되면서 각 전극부(122, 123)의 위치에 대응되게 니들부(140)가 돌출될 수 있도록 하면서, 센서부(110) 내측에 배치된 니들부(140)의 베이스(140I+140II), 예를 들어 제2공간부(135)의 구획 공간 내에 구비되는 니들부(140)의 베이스(140I+140II)가 기관부(120) 및 하우징(130)에서 이탈되지 않도록 고정하거나 지지하도록 구비될 수 있는 것이다.

- [71] 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 니들부(140)는, 센서부(110)의 내측의 제1공간부(125) 및 제2공간부(135)에서부터 채워지고(이하 '니들부 베이스(140I+140II)'라고 함.), 센서부(110), 예컨대 하우징(130)의 일면으로 돌출되게(이하 '마이크로 니들부(140III)'이라고 함.) 구비될 수 있다.
- [72] 니들부(140), 예컨대 마이크로 니들부(140III)는 사용자(H, 도 11 참조)의 진피층(H2)에 침투되도록 센서부(110)에서 돌출 구비되며, 제1,2공간부(125, 135)에 채워져 성형되는 니들부 베이스(140I+140II)와 마이크로 니들부(140III)는 전체적으로 일몸체(one-body)로 구현될 수 있다, 니들부(140), 특히나 마이크로 니들부(140III)는 사용자(H, 도 11 참조)의 피부, 구체적으로 진피층(H2)에 침투하여 센서부(110)에서 분리되거나 이탈되어 진피층(H2)에 남아있어도, 피부에서 녹아 없어질 수 있는 생체 적합성유기물(141a)을 포함하는 재질로 이루어질 수 있다.
- [73] 앞서 언급했지만, 니들부(140)는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)로 구현될 수 있으며, 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 중합되어, 성형됨으로써 형성될 수 있다
- [74] 이러한 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)은 액상으로서, 센서부(110) 상에 몰드부(150)를 적층 한 후 센서부(110)의 후면에 배치된 개구부를 통해 주입한 후 중합 함으로써 센서부(110)의 내측에서 일면으로 돌출된 니들부(140) 또는 제1니들부(140C)나 제2니들부(140R)를 형성할 수 있다. 니들부(140) 또는 제1니들부(140C)나 제2니들부(140R)를 제조하는 공정은 추후 구체적으로 후술할 수 있다.
- [75] 상술하였듯이, 본 발명의 일 실시 예에 따른 니들부(140)는 작동 전극(W.E)과 연결되는 작동 전극 영역(W.E.A)부분에 배치되는 것을 예를 들어 설명함에 따라, 그 재질은 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)로 이루어지는 것이다. 구체적으로, 작동 전극(W.E)은 효소부재(142)가 체액과 반응하여 발생하는 정보를 검출하는 구성으로, 작동 전극(W.E) 상에 배치되어 작동 전극(W.E)과 연결되는 니들부(140)는 효소부재(142)가 포함되어야 한다. 따라서, 작동 전극(W.E)의 위치에 대응되는 니들부(140)는 생체 적합성(141a) 및 전도성 폴리머(143)에 효소부재(142)가

포함되는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)로 이루어져야 한다. 그러나, 후술하나 작동 전극(W.E) 이외의 위치, 예를 들어 상대 전극(C.E)이나 기준 전극(R.E)의 위치에 구비되는 제1니들부(140C)나 제2니들부(1410R)는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141)로 이루어질 수도 있고, 효소부재(142)가 혼합되지 않으며 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141)로 구비될 수도 있을 것이다.

[76] 본 발명에서 작동 전극(W.E)의 위치에 구비되는 니들부(140)는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141)이 일몸체로 성형되는 것을 예를 들어 설명하나, 이에 한정되는 것은 아니다. 예를 들어 후술하나 작동 전극(W.E)에 위치되는 니들부(140)가 효소부재(142)는 혼합되지 않으며 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141)로만 일몸체로 성형되고, 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141)로만 성형된 성형체의 외측면으로 효소부재(142) 또는 효소부재(142)나 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141)을 코팅하여 구비될 수도 있는 것과 같이 작동 전극(W.E) 상에 배치되는 니들부(140)는 체내의 반응물질과 반응할 수 있는 효소부재(142)가 구비되는 구성이라면 얼마든지 변형이나 변경이 가능할 것이다.

[77] 이와는 달리, 상대 전극(C.E)이나 기준 전극(R.E) 상에 배치되는 제1니들부(140C)나 제2니들부(140R) 효소부재(142)와 체내의 반응물질과 별도로 반응을 필요로 하지 않으며, 마이크로 니들(140III)이 뿌려져 체내에 잔류 시, 체내에서 녹는 등의 안정적인 재질이면서 단지 작동 전극(W.E)의 전위차 등을 위해 제공되므로, 상대 전극(C.E)이나 기준 전극(R.E) 상에 배치되는 제1니들부(140C)나 제2니들부(140R)는 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성(141a)로만 이루어질 수도 있다. 본 발명에서 상대 전극(C.E)이나 기준 전극(R.E)에 배치되는 제1니들부(140C)나 제2니들부(140R)는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)로 이루어지는 것을 예를 들어 설명하나 이에 한정되는 것은 아니다. 작동 전극(W.E)이나 작동 전극(W.E) 이외의 전극 모두 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141)로 성형하여 일몸체로 구비할 수 있는 것과 같이 얼마든지 변형이나 변경이 가능할 것이다.

[78] 니들부(140)는 전극부(122, 123)의 기능에 따라, 예컨대 작동 전극(W.E)과 작동 전극(W.E) 이외의 전극의 위치에 배치될 수도 있고, 이와는 달리 본 발명의 니들부(140)는 작동 전극(W.E)의 위치에 배치되고, 작동 전극(W.E) 이외의 전극의 위치에는 니들부(140)와 별도의 제1니들부(140C)나 제2니들부(140R)가 니들부(140)와 별도로 구획될 수 있다.

[79] 예를 들어 상기 전극부(122, 123)가 2전극으로 구비되면, 작동 전극(W.E)과 상대 전극(C.E) 위치 상으로 상기 니들부(140)가 배치될 수 있고, 이와는 달리 작동 전극(W.E)의 위치 상으로 상기 니들부(140)가 배치되고, 상대 전극(C.E)의

위치 상으로 제1니들부(140C)가 배치될 수 있다.

- [80] 전극부(122, 123)가 2전극으로 구비되면, 상기 하우징(130)의 상면은 상기 작동 전극(W.E)과 연결되는 작동 전극 영역(W.E.A)과, 작동 전극 영역(W.E.A)과 이웃하고, 상대 전극(C.E) 위치와 대응되는 위치로 상대 전극 영역(C.E.A)으로 구획될 수 있다.
- [81] 니들부(이하 '작동니들부(140W)'라 함.)는 작동 전극 영역(W.E.A)에서 돌출되도록 구비될 수 있다. 또한, 작동 니들부(140W)는 작동 전극 영역(W.E.A) 상으로 제1구획 공간(135W)과 연결될 수 있다. 작동 니들부(140W)는 효소 부재(142) 및 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141)이 성형되어 센서부(110) 내측에서부터 센서부(110) 일측으로 돌출될 수 있으며, 작동 니들부(140W) 전체, 즉 니들부 베이스(140I, 140II)와 마이크로 니들부(140III)가 일체로 구비될 수 있다. 작동 니들부(140W)는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)로 이루어진 일체물의 성형체인 것을 예를 들었으나, 이와는 달리 작동 니들부(140W)는 생체 적합성(141a) 및 전도성 폴리머(143)f를 포함한 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 성형되어 센서부(110) 내측에서부터 센서부(110) 일측으로 돌출된 작동 니들부(140W) 전체가 일체로 구비되고, 센서부(110) 일측으로 돌출된 작동 니들부(140W)(마이크로 니들부(140III)에 해당됨)의 외측면으로 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 코팅되어 구비될 수 있다.
- [82] 상기 제1니들부(140C)는 상대 전극 영역(C.E.A)에서 돌출되게 구비될 수 있다. 또한, 제1니들부(140C)는 상대 전극 영역(C.E.A) 상으로 제2구획 공간(135C)과 연결될 수 있다. 제1니들부(140C)는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141)이 성형되어 센서부(110) 내측에서부터 센서부(110) 일측으로 돌출될 수 있으며, 제1니들부(140C)도 앞서 설명한 니들부(140)와 같이 전체가 일체로 구비될 수 있다.
- [83] 또한, 예를 들어 전극부(122, 123)가 3전극으로 구비되면, 작동 전극(W.E)과 상대 전극(C.E) 및 기준 전극(R.E) 위치 상으로 상기 니들부(140)가 배치될 수 있고, 이와는 달리 작동 전극(W.E)의 위치 상으로 상기 니들부(140)가 배치되고, 상대 전극(C.E)의 위치 상으로 제1니들부(140C)가 배치될 수 있으며, 기준 전극(R.E)의 위치 상으로 제2니들부(140R)가 배치될 수 있다.
- [84] 전극부(122, 123)가 3전극으로 구비되면, 상기 하우징(130)의 상면은 상기 작동 전극(W.E)과 연결되는 작동 전극 영역(W.E.A)과, 작동 전극 영역(W.E.A)의 주변둘레로 상대 전극(C.E) 위치와 대응되는 위치로 상대 전극 영역(C.E.A) 및 상기 작동 전극 영역(W.E.A)과 이웃하며, 상대 전극 영역(C.E.A)의 일단부와 이웃하게 배치될 수 있으며, 기준 전극(R.E)의 위치에 대응되는 기준 전극 영역(R.E.A)으로 구획될 수 있다.

- [85] 작동 니들부(140W)는 작동 전극 영역(W.E.A)에서 돌출되도록 구비될 수 있다. 또한, 작동 니들부(140W)는 작동 전극 영역(W.E.A) 상으로 제1구획 공간(135W)과 연결될 수 있다. 작동 니들부(140W)는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141)이 성형되어 센서부(110) 내측에서부터 센서부(110) 일측으로 돌출될 수 있으며, 작동 니들부(140W) 전체가 일물체로 구비될 수 있다. 작동 니들부(140W)는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)로 이루어진 일물체의 성형체인 것을 예를 들었으나, 이와는 달리 작동 니들부(140W)는 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141)이 성형되어 센서부(110) 내측에서부터 센서부(110) 일측으로 돌출되게 구비되고, 이의 외측면으로 효소부재(142) 또는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141)이 코팅되어 구비될 수 있다.
- [86] 상기 제1니들부(140C)는 상대 전극 영역(C.E.A)에서 돌출되게 구비될 수 있다. 또한, 제1니들부(140C)는 상대 전극 영역(C.E.A) 상으로 제2구획 공간(135C)과 연결될 수 있다. 제1니들부(140C)는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141)이 성형되어 센서부(110) 내측에서부터 센서부(110) 일측으로 돌출될 수 있으며, 제1니들부(140C) 전체가 일물체로 구비될 수 있다. 제1니들부(140C)는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141) 만으로 성형되는 것을 예를 들어 설명하나, 효소부재(142)가 혼합되지 않고 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141)로 이루어질 수도 있을 것이다.
- [87] 상기 제2니들부(140R)는 기준 전극 영역(R.E.A)에서 돌출되게 구비될 수 있다. 또한, 제2니들부(140R)는 기준 전극 영역(R.E.A) 상으로 제3구획 공간(135R)과 연결될 수 있다. 제2니들부(140R)는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141)이 성형되어 센서부(110) 내측에서부터 센서부(110) 일측으로 돌출될 수 있으며, 제2니들부(140R) 전체가 일물체로 구비될 수 있다. 제2니들부(140R)는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)로 성형되는 것을 예를 들어 설명하나, 상기 제1니들부(140C)와 마찬가지로 효소부재가 혼합되지 않은 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141)로 이루어질 수도 있을 것이다.
- [88] 도 7은 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치(100)의 제작 공정을 개략적으로 나타내는 사시도이다. 도 8은 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치(100)에서, 니들부(140)를 성형하는 것을 개략적으로 나타내는 도면이다.
- [89] 도 7 및 도 8을 참조하면, 니들부(140)는 앞서서 언급한 것과 같이 센서부(110)의 내측, 구체적으로 제1공간부(125)와 제2공간부(135) 및 센서부(110)의 일측으로 돌출된 니들들이 일물체의 구성물이다. 니들부(140)는 센서부(110)의 일면에 형성된 복수개의 개구들(132a)로부터 돌출 구비될 수 있는

것이다.

[90] 니들부(140)(이하, 니들부(140)는 작동 니들부(140W), 제1니들부(140C) 및 제2니들부(140R)를 모두 통칭함)를 센서부(110)에 일몰체로 형성하기 위해서, 기관부(120)와 하우징(130)이 적층된 센서부(110)의 상부로 몰드부(150)를 적층하고, 센서부(110)의 후면의 개구부를 통해 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)을 주입한 후, 이를 중합하여 일몰체의 성형체로 구비되는 니들부(140)를 형성할 수 있다.

[91] 센서부(110)에 니들부(140)를 성형하기 위해, 먼저 기관부(120)와 하우징(130)이 적층된 상태에서 하우징(130) 상부로 몰드부(150)를 적층시킬 수 있다. 몰드부(150)의 내측면, 구체적으로 몰드부(150)와 하우징(130)이 대면되는 면으로는 전극부(122, 123)의 위치와 대응되며 니들부(140)의 형상을 성형할 수 있도록 복수개의 오목한 니들 팁(151)이 구비될 수 있다. 몰드부(150)에 형성된 니들 팁(151)은 전극부(122, 123) 예를 들어 2전극 또는 3전극의 배치에 따라 니들 팁(151)의 배치 영역들이 구획될 것이다. 몰드부(150)는 제1공간부(125) 및 제2공간부(135)를 통해 주입되는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)을 센서부(110)의 일측면으로 돌출시켜 니들부(140)를 형성한 후, 센서부(110)에서 제거되는 구성물이다. 니들 팁(151)의 크기는 니들부(140)가 센서부(110)의 표면에서 밀변의 크기가 30-300um의 크기를 가지도록 구비될 수 있으며, 니들부(140)의 높이가 200-1,000um의 크기를 가지도록 구비될 수 있다.

[92] 센서부(110) 상부로 몰드부(150)가 적층되면, 제2전극(123), 메인 기관(121), 제1전극(122), 제1바디(131), 제2바디(132) 및 몰드부(150)의 순서대로 적층되어 있다. 또한, 상기과 같이 센서부(110)와 몰드부(150)가 적층되면, 제2전극(123)에 구비된 제2개구부(128)에서부터 수용부(126), 제1개구부(127), 제2공간부(135) 및 니들 팁(151)까지 서로 연결되어 관통되도록 구비될 수 있다.

[93] 이에, 제2개구부(128)를 통해 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)을 주입하면, 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)은 수용부(126), 제1개구부(127) 및 제2공간부(135)에 주입되고, 센서부(110)의 내측의 제1공간부(125)와 제2공간부(135)를 채우게 된다. 또한, 제1공간부(125)와 제2공간부(135)를 모두 채운 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)은 하우징(130)의 개구를 통해 니들 팁(151)으로 주입될 수 있다.

[94] 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)

- 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 제1공간부(125)와 제2공간부(135) 및 니틀 팁에 채워진 후, 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)을 중합하여 센서부(110)와 센서부(110)의 일측에서 돌출된 니들부(140)의 성형체를 형성할 수 있다.
- [95] 유동 상태의 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)은 전기 중합, 열 중합, 광 중합, 산 중합 또는 염기 중합 중 적어도 하나로 성형될 수 있다. 특히 생체 적합성 유기물(141)에 효소부재(142)가 혼합되어 있는 경우, 중합 과정에서 효소부재(142)의 손상을 방지할 수 있도록 상기의 중합 방법 중 전기 중합으로 성형체를 형성할 수 있을 것이다.
- [96] 중합이 완료되면, 니들부(140)는 센서부(110)의 내측, 제1공간부(125)와 제2공간부(135)에 채워진 상태에서 센서부(110)의 일측으로 돌출된 상태로 구비될 수 있는 것이다.
- [97] 전도성 폴리머(143)는 폴로피롤((Poly)pyrrole), 폴리 아닐린((Poly)aniline), 폴리아세틸렌((Poly)acetylene), 폴리페닐렌((Poly)phenylene), 폴리페닐렌 비닐렌((Poly)phenylene vinylene), 폴리티오펜((Poly)thiophene), 폴리아디아세틸렌((Poly)diacetylene), 폴리 3,4-에틸렌디옥시티오펜(PEDOT) 중 적어도 하나의 재질을 포함하여 이루어질 수 있다.
- [98] 앞서 언급한 바와 같이, 니들부(140)에 포함된 전도성 폴리머(143)는 마이크로 니들부(140III)의 표면에서 센서 전극으로 활용될 수 있고, 전도성 폴리머(143)는 마이크로 니들부(140III)의 표면에서 전극부(122, 123)간 전기적으로 연결될 수 있도록 구비될 수 있다. 또한, 효소부재(142)는 생체 정보 중 측정하고자 하는 물질과 선택성이 있는 물질을 사용할 수 있다.
- [99] 또한, 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)에는 필러(filler)가 더 포함될 수 있다.
- [100] 상기 필러의 재질로는 부피를 차지하는 생체에 거부반응을 일으키지 않는(biocompatible) 재료라면 모두 가능하고, 예를 들어, 상기 필러의 재질로는 poly(lactic acid)(PLA), poly(D, L-lactic acid)(PDLLA), poly(lactic-co-glycolic)(PLGA), poly(ethylene glycol)(PEG), poly(dimethylsiloxane)(PDMS), polycaprolactone 등의 유기물 중 적어도 어느 하나를 포함할 수 있다.
- [101] 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 제1공간부(125), 제2공간부(135) 및 니틀 팁에 채워져 중합될 때, 부피 변화가 발생될 수 있다. 필러는 이러한 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성

유기물(141)의 중합과정에서 발생하는 부피 변화를 조절하기 위해 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)에 첨가될 수 있는 것이다.

[102] 또한, 앞서 언급한 수용부(126), 예컨대 수용부(126)에 형성된 리저버(126a)는 제1공간부(125)에 채워진 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)를 중합하는 과정에서 부피 변화를 조절할 수 있을 것이다.

[103] 도 9는 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치(100)에서, 니들부(140)의 다른 형상을 나타내는 도면이다.

[104] 도 9를 참조하면, 니들부(140)는 효소부재(142)는 제외되고 전도성 폴리머(143)가 포함하는 생체 적합성 유기물(141)로 성형될 수 있는데, 이 경우, 제1니들부(140C)나 제2니들부(140R)는 상기의 재질로만 이루어질 수 있으나, 작동 니들부(140W)에는 체내의 반응물질과 반응할 수 있는 효소부재(142)가 혼합되어야 한다. 이에, 작동 니들부(140W)의 경우, 센서부(110)의 일측으로 돌출된 전도성 폴리머(143)가 포함하는 생체 적합성 유기물(141)로 형성된 마이크로 니들부(140III)의 외측면으로 효소부재(142) 또는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141)를 코팅하여 구비될 수 있다. 효소부재(142)가 코팅된 마이크로 니들부(140III)이 구비된 부분은 작동 전극 영역(W.E.A) 상에 배치된 부부일 수 있다.

[105] 따라서, 센서부(110)에 니들부(140)의 공정 시, 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141)을 주입하여 니들들을 성형한 후, 작동 전극 영역(W.E.A) 상의 니들들에만 효소 부재(142) 또는 효소 부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)를 구현할 수 있을 것이다.

[106] 도 10은 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치(100)에서, 생체 정보 측정 장치(100)가 사용자(H, 도 11 참조)의 진피층(H2)에 침습된 상태를 나타내는 도면이다. 도 11은 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치(100)에서 생체 정보 측정 장치(100)가 사용자(H, 도 11 참조)의 신체에 부착되고, 생체 정보 측정 장치(100)와 외부 전자 기기와 연동될 수 있는 것을 개략적으로 나타내는 도면이다.

[107] 도 10 및 도 11을 참조하면, 니들부(140)가 사용자(H)의 피부 중 최외각층에 존재하는 표피층(H1)의 표면에 위치될 수 있다. 니들부(140)가 피부 표면에 배치된 상태에서 생체 정보 측정 장치(100)에 소정 힘으로 가압하면, 니들들은 표피층(H1)과 진피층(H2)으로 침투시킬 수 있다. 이때, 표피층(H1)이나 진피층(H2)에는 신경이 분포하지 않기 때문에 진피층(H2)까지만 미세바늘 전극이 침투할 경우, 피시험자는 니들들의 침투로 인한 고통을 감지하지 못할 것이다. 한편, 피부에서 가장 최외각층에 존재하는 표피층(H1)이 가장 큰 임피던스를 가지므로, 표피층(H1)에만 니들들이 투과되어도 보다 정확한 측정이

가능하나, 상기한 바와 같이, 상기 니들들을 표피층(H1)과 진피층(H2)에 침투시킴으로써 보다 정확한 측정값을 얻을 수 있다. 여기서, 보다 정확한 생체 정보의 측정값을 얻기 위하여 니들들을 진피층(H2)의 아래에 있는 피하조직(H3)까지 침투시킬 경우, 니들들의 두께는 매우 미세하기 때문에 니들들에 의한 신경의 최초 자극, 통증, 고통은 매우 적을 수 있다.

- [108] 상기한 바와 같이, 상기 생체 정보 측정 장치(100)를 피부에 적용하여 생체의 피하조직(H3)에서 측정되는 생체 신호는 니들들과 전극들을 거쳐 외부 전자기기, 예컨대 휴대 단말기로 전달될 수 있을 것이다. . 상기 별도의 전자 장치는 상기 생체 정보 측정 장치(100)로부터 송신 받은 생체 정보를 저장할 수 있다. 그리고, 상기 별도의 전자 장치에 디스플레이 모듈이 구비되는 경우 생체 정보, 예를 들면, 사용자(H)의 혈당의 농도를 표시할 수 있고, 송신받은 생체 정보들을 그래프 또는 통계로 나타내어 사용자(H)가 자신의 생체 정보를 다양한 방법 예컨대 시간 또는 날짜별로 생체 정보의 변화를 확인할 수 있을 것이다.
- [109] 이하에서는 생체 정보 측정 장치(100)의 제작 방법을 살펴볼 수 있다. 생체 정보 측정 장치(100)의 제작 방법을 설명함에 있어, 앞서 언급한 구성물이나 기능, 동작 등은 앞서 설명한 내용을 준용할 수 있을 것이다.
- [110] 도 12는 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 생체 정보 측정 장치(100)의 제작 공정을 개략적으로 나타내는 블록도이다.
- [111] 도 12를 참조하면(이하 도 7 함께 참조), 본 발명의 일실 시 예에 따른 생체 정보 측정 장치(100)는 적층된 센서부(110)에 액상의 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141)을 주입한 후 중합하여 성형하여 니들부(140)를 형성하여 구현될 수 있다.
- [112] 예를 들어, 제1공간부(125)를 구비하는 기관부(120)와, 상기 기관부(120) 상에 상기 제1공간부(125)와 연결되는 제2공간부(135)를 구비하는 하우징(130)을 적층할 수 있다(S10). 구체적으로 메인 기관(121) 상부로 제1전극(122)이 배치된 상태에서 제1바디(131)와 제2바디(132)를 순서대로 적층 구비할 수 있다. 또한, 제2바디(132)의 상부로 오목한 니들 팁(151) 형상을 구비한 몰드부(150)를 적층할 수 있다. 제2전극(123)은 상기 메인 기관(121)에 제1전극(122)을 실장 시 메인 기관(121)의 하부에 실장할 수도 있고, 이와는 달리 추후 몰드부(150)를 제2바디(132)의 상부로 적층한 후 상기와 같이 적층된 구성물을 뒤집어 메인 기관(121)의 후면으로 제2전극(123)을 수용부(126)의 위치에 대응되게 적층시킬 수도 있다.
- [113] 이와 같이 하부에서부터 제2전극(123), 메인 기관(121), 제1전극(122), 제1바디(131), 제2바디(132) 및 몰드부(150)의 순서로 적층된 구성물(이하 '제1적층세트'라고 함.)을 뒤집으면, 제1적층세트의 일면으로 제2개구부(128)가 노출될 수 있다. 전극부(122, 123)가 2전극으로 구비되는 경우, 제2전극(123)의 작동 전극(W.E) 위치 및 상대 전극(C.E)에 배출구(123Wb, 123Cb) 및

주입구(123Wa, 123Ca)의 제2개구부(128)가 각각 노출되어 4개의 개구부가 노출될 수 있다. 이와는 달리 전극부(122, 123)가 3전극으로 구비되는 경우 제2전극(123)의 작동 전극(W.E), 상대 전극(C.E) 및 기준 전극(R.E)에 배출구(123Wb, 123Cb, 123Rb) 및 주입구(123Wa, 123Ca, 123Rb)의 제2개구부(128)가 각각 노출되어 6개의 제2개구부(128)가 노출될 수 있다.

[114] 이와 같이 노출된 제2개구부(128) 중 주입구에 해당되는 위치로 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)을 주입할 수 있다(S20).

[115] 예를 들어 작동 전극(W.E)의 제2개구부(128)에는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)이 주입되고, 작동 전극(W.E) 이외의 전극, 예를 들어 상대 전극(C.E)이나 기준 전극(R.E)의 제2개구부(128)에는 효소부재(142)가 혼합될 수도 있고, 효소부재(142)가 혼합되지 않을 수도 있는 전도성 폴리머(143)가 혼합된 생체 적합성 유기물(141) 중 적어도 하나가 주입될 수 있다.

[116] 또한, 작동 전극 영역(W.E.A), 상대 전극 영역(C.E.A) 및 기준 전극 영역(R.E.A) 상에 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)을 주입할 수 있다. 이 경우에는 중합 단계를 거친 후, 작동 전극 영역(W.E.A)의 위치에 형성된 니들들의 외측면 상에 효소부재(142) 또는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)을 코팅되게 구비되는 단계를 포함할 수 있을 것이다.

[117] 제2개구부(128)를 통해 주입되는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)은 수용부(126)를 채우고, 제1개구부(127)를 통해 제2공간부(135)로 유입되어 전극부(122, 123)의 형상으로 구획 공간을 형성하는 제2공간부(135) 내측을 채우게 된다. 또한, 제2공간부(135)를 모두 채운 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)은 제2바디(132)의 복수개의 개구를 관통하여 몰드부(150)의 니들 팁(151)에 채워질 수 있다.

[118] 이와 같이 몰드부(150)의 니들 팁(151)까지 주입되어 모두 채워진 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)은 전기 중합, 열 중합, 광 중합, 산 중합 또는 염기 중합 중 적어도 하나를 이용하여 성형할 수 있다(S30). 이 때, 효소부재(142)가 포함된 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)을 중합할 때는 효소부재(142)가 중합과정에서 파괴를 방지하기 위하여 상기의 중합 중 전기 중합을 이용할 수 있을 것이다.

[119] 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)을 중합하면, 이들은 센서부(110)의 내측, 구체적으로 제1공간부(125) 및 제2공간부(135)와

센서부(110)의 일측으로 돌출된 니들들이 일체형으로 성형될 수 있다(S40).
 몰드부(150)는 효소부재(142) 및 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성
 유기물(141) 또는 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)을
 중합한 후 제거할 수 있다(S50).

[120] 또한, 앞서서도 언급하였듯이 작동 전극(W.E) 및 작동 전극(W.E) 이외의
 전극의 위치로 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)로만
 니들들이 형성되는 경우라면, 몰드부(150)를 제거한 후 작동 전극(W.E) 위치에
 돌출되는 상기 니들들의 표면으로 효소부재(142)를 포함하는 전도성
 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)을 코팅하여 체내의
 반응물질과 과 반응할 수 있도록 구비될 수 있다.

[121] 이와 같이, 니들부(140)는 센서부(110)가 적층된 상태에서 효소부재(142) 및
 전도성 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141) 또는 전도성
 폴리머(143)를 포함하는 생체 적합성 유기물(141)을 주입하고 중합함에 따라
 형성될 수 있어 제작 공정이 간단하고, 용이하다. 또한, 니들부(140)가
 센서부(110) 내측의 공간에서부터 센서부(110)의 일측으로 돌출된 니들까지
 일체형으로 형성됨에 따라 니들들의 내측이나 외측이 동일 조성물로 구비될 수
 있어, 니들들의 외측이 탈락되거나 또는 흠이 발생하여도 항상 동일한 생체
 정보를 구현할 수 있다. 또한, 일체형으로 형성된 니들들은 생체 적합성(141a)
 재질로 구비됨에 따라 만일의 경우 니들들이 진피층(H2)에 침습된 상태에서
 탈락되어 진피층(H2)에 남아있는 경우, 니들들은 진피층(H2)에서 녹아버림에
 따라 사용 위험성을 저하시킬 수 있을 것이다.

[122] 이상, 본 발명의 상세한 설명에서는 구체적인 실시 예에 관해서 설명하였으나,
 본 발명의 범위에서 벗어나지 않는 한도 내에서 여러 가지 변형이 가능함은 당해
 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 있어서 자명하다 할 것이다.

청구범위

- [청구항 1] 생체 정보 측정 장치에 있어서,
 센서부; 및
 상기 센서부의 일면에 형성된 복수의 개구들로부터 돌출 구비되고,
 체내로 침투되는 복수개의 니들들이 구비되는 니들부를 포함하고,
 상기 복수개의 니들들은,
 상기 분석 물질과 반응하는 효소부재, 상기 효소부재의 반응에 의해
 발생된 전기 신호를 전달하기 위한 전도성 폴리머가 혼합된(mixed) 생체
 적합성 유기물을 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 정보 측정 장치.
- [청구항 2] 제1항에 있어서,
 상기 복수개의 니들들은 전기 중합, 열 중합, 광 중합, 산 중합 또는 염기
 중합 중 적어도 하나를 이용하여 성형되는 것을 특징으로 하는 생체 정보
 측정 장치.
- [청구항 3] 제1항에 있어서,
 상기 생체 적합성 유기물에는 필러(Filler)가 더 혼합되어 있는 것을
 특징으로 하는 생체 정보 측정 장치.
- [청구항 4] 제1항에 있어서, 상기 센서부는,
 제1공간부를 구비한 기관부; 및
 상기 기관부 상에 적층되며 상기 제1공간부와 연결되는 제2공간부를
 형성하는 하우징을 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 정보 측정 장치.
- [청구항 5] 제4항에 있어서, 상기 기관부는,
 메인 기관; 및
 상기 메인 기관의 제1면 또는 상기 메인 기관의 제2면 중 적어도 하나의
 면에 실장되는 전극부를 포함하고,
 상기 메인 기관의 제1면과 상기 메인 기관의 제2면은 서로가 대향하게
 배치되는 것을 특징으로 하는 생체 정보 측정 장치.
- [청구항 6] 제5항에 있어서,
 상기 전극부는,
 상기 메인 기관의 제1면 또는 상기 메인 기관의 제2면 중 적어도 하나의
 면에 실장되며, 상기 니들부와 전기적으로 연결되는 제1전극; 및
 상기 메인 기관의 제1면 또는 상기 메인 기관의 제2면 중 나머지 하나의
 면에 구비되고, 상기 생체 정보 측정 장치의 외부 커넥터 단자와 연결되는
 제2전극을 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 정보 측정 장치.
- [청구항 7] 제6항에 있어서, 상기 기관부의 상기 제1공간부는,
 상기 메인 기관 상에 형성되는 수용부;
 상기 제1전극 상에 형성되고, 상기 제2공간부와 상기 수용부를 연결하는
 제1개구부; 및

상기 제2전극 상에 형성되고, 상기 수용부와 연결되며, 상기 제1부재 또는 제2부재를 주입하는 제2개구부를 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 정보 측정 장치.

[청구항 8] 제7항에 있어서,
상기 제1개구부와 상기 제2개구부에는 상기 수용부로 상기 효소부재와 상기 전도성 폴리머를 포함한 상기 생체 적합성 유기물이 주입되는 주입구와, 상기 효소부재와 상기 전도성 폴리머를 포함한 상기 생체 적합성 유기물의 주입에 따라 상기 수용부의 공기를 배출하는 배출구가 구비되는 것을 특징으로 하는 생체 정보 측정 장치.

[청구항 9] 제7항에 있어서,
상기 수용부에는 리저버(reservoir)가 구비되는 것을 특징으로 하는 생체 정보 측정 장치.

[청구항 10] 제6항에 있어서, 상기 전극부는,
상기 작동 전극과, 상기 작동 전극의 둘레에 위치되는 상대 전극의 2전극과,
상기 작동 전극과, 상기 작동 전극의 둘레에 위치되는 상대 전극 및 기준 전극의 3전극의 두개의 전극으로 구비되는 것을 특징으로 하는 생체 정보 측정 장치.

[청구항 11] 제10항에 있어서,
상기 전극부가 2전극으로 구비되면,
상기 니들부는 상기 작동 전극과 연결되는 작동 전극 영역에 돌출 구비되고,
상기 상대 전극 위치와 대응되는 상대 전극 영역에는 상기 상대 전극과 연결되는 제1니들부가 돌출 구비되고,
상기 제1니들부는 상기 효소부재와 상기 전도성 폴리머가 혼합된 상기 생체 적합성 유기물이 일물체로 성형되거나, 또는 상기 효소부재 상기 전도성 폴리머가 혼합된 상기 생체 적합성 유기물이 일물체로 성형되는 것을 특징으로 하는 생체 정보 측정 장치.

[청구항 12] 제10항에 있어서,
상기 전극부가 3전극으로 구비되면,
상기 니들부는 상기 작동 전극과 연결되는 작동 전극 영역에 돌출 구비되고,
상기 작동 전극 영역의 주변 둘레로 상기 상대 전극 위치에 대응되는 상대 전극 영역에는 제1니들부가 돌출 구비되고,
상기 작동 전극 영역과 이웃하며, 상기 기준 전극 위치에 대응되는 기준 전극 영역에는 상기 기준 전극과 연결되는 제2니들부가 돌출 구비되고,
상기 제1니들부 및 상기 제2니들부는 상기 효소부재와 상기 전도성 폴리머가 혼합된 상기 생체 적합성 유기물이 일물체로 성형되거나, 또는

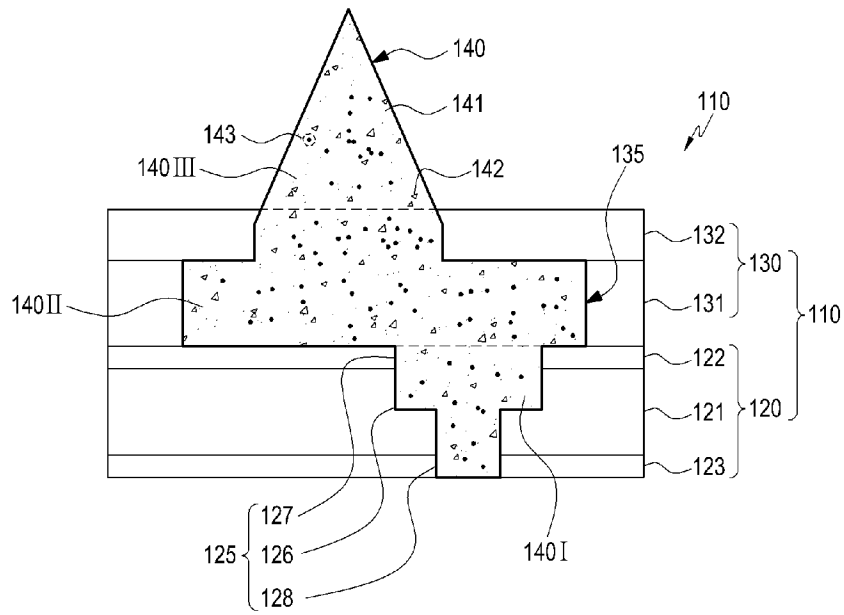
상기 전도성 폴리머가 혼합된 상기 생체 적합성 유기물이 일몰체로
성형되는 것을 특징으로 하는 생체 정보 측정 장치.

[청구항 13] 제10항에 있어서,
상기 제2공간부는 상기 작동 전극의 위치에 대응되는 영역과 상기 작동
전극 이외의 전극의 위치에 대응되는 영역의 구획 공간을 형성하는 것을
특징으로 하는 생체 정보 측정 장치.

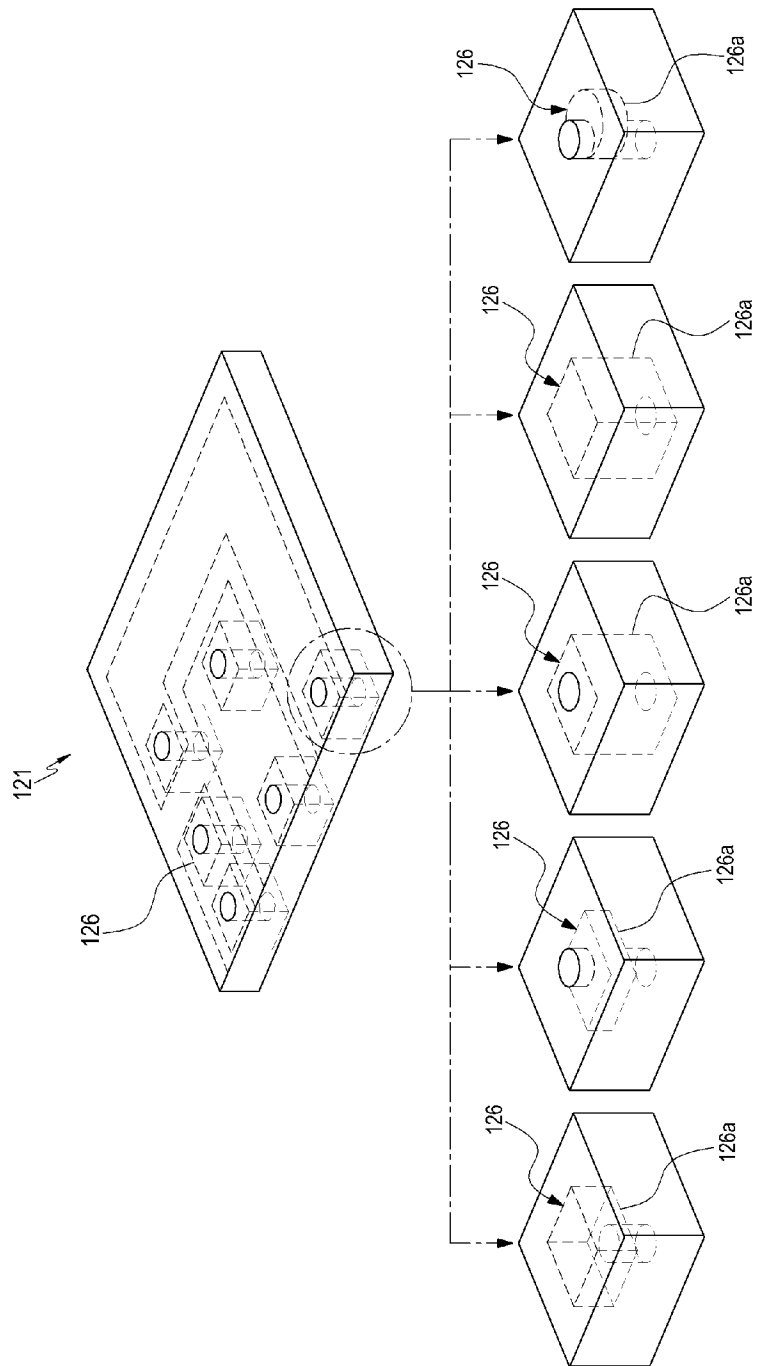
[청구항 14] 제13항에 있어서,
상기 전극부가 2전극으로 구비되면, 상기 제2공간부는
상기 제1전극 상에 구비되고, 상기 작동 전극 상으로 상기 효소부재와
상기 전도성 폴리머가 혼합된 상기 생체 적합성 유기물이 채워지는
제1구획 공간; 및
상기 제1구획 공간과 이웃하고, 상기 상대 전극 상으로 상기 효소부재와
상기 전도성 폴리머가 혼합된 상기 생체 적합성 유기물이나, 또는 상기
전도성 폴리머가 혼합된 상기 생체 적합성 유기물 중 적어도 하나가
채워지는 제2구획 공간으로 구획되고,
상기 전극부가 3전극으로 구비되면, 상기 제2공간부는
상기 제1전극 상에 구비되고, 상기 작동 전극 상으로 상기 효소부재와
상기 전도성 폴리머가 혼합된 상기 생체 적합성 유기물이 채워지는
제1구획 공간;
상기 제1구획 공간의 주변둘레에 배치되고, 상기 상대 전극 상으로 상기
효소부재와 상기 전도성 폴리머가 혼합된 상기 생체 적합성 유기물 또는
상기 전도성 폴리머가 혼합된 상기 생체 적합성 유기물 중 하나가
채워지는 제2구획 공간; 및
상기 제 1구획 공간 및 상기 제2구획 공간과 이웃하고 상기 기준 전극
상으로 상기 효소부재와 상기 전도성 폴리머가 혼합된 상기 생체 적합성
유기물 또는 상기 전도성 폴리머가 혼합된 상기 생체 적합성 유기물 중
하나가 채워지는 제3구획 공간으로 구획되는 것을 특징으로 하는 생체
정보 측정 장치.

[청구항 15] 제4항에 있어서, 상기 하우징은,
상기 기판부 상에 형성되고, 상기 제2공간부를 형성하는 제1바디; 및
상기 제1바디 상에 형성되고, 상기 제2공간부와 연결되게 상기 개구가
구비되고, 상기 복수개의 니들들을 상기 제1바디에서 고정하는
제2바디를 포함하는 생체 정보 측정 장치.

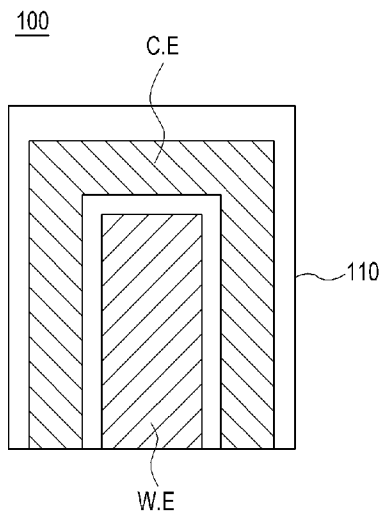
[도3]



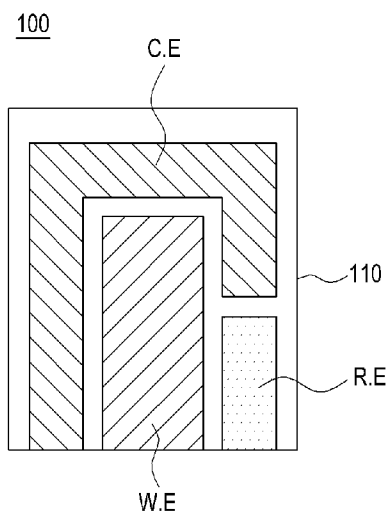
[도4]



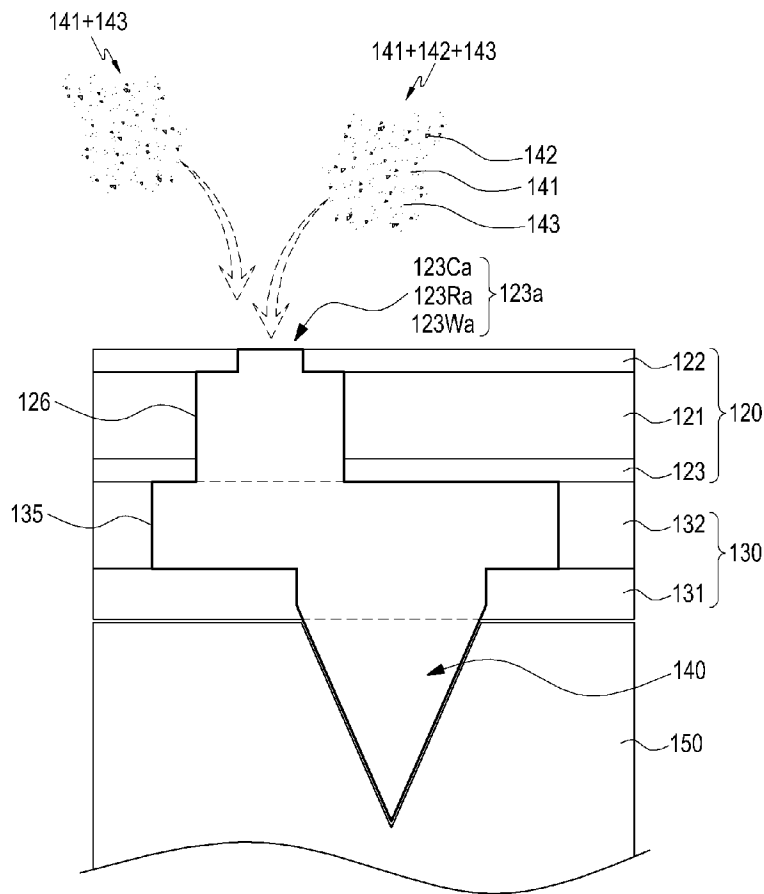
[도6a]



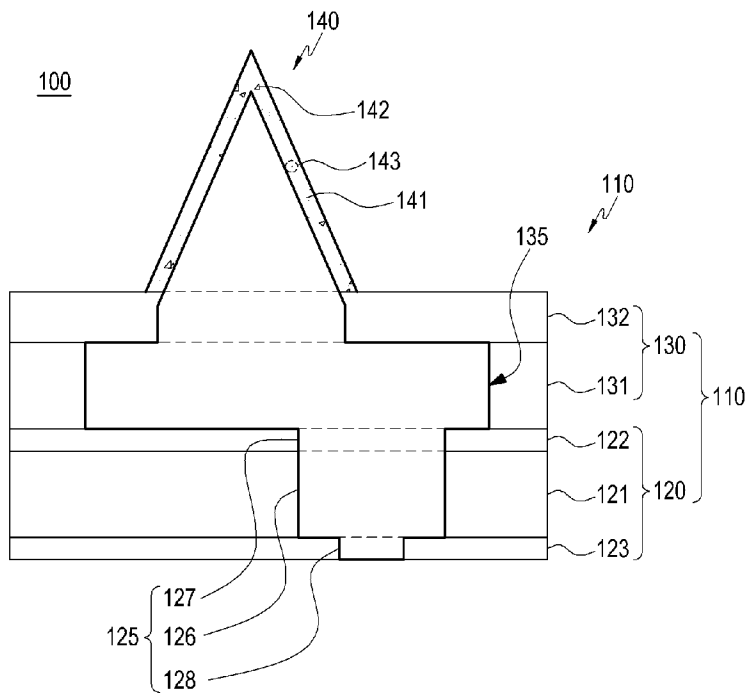
[도6b]



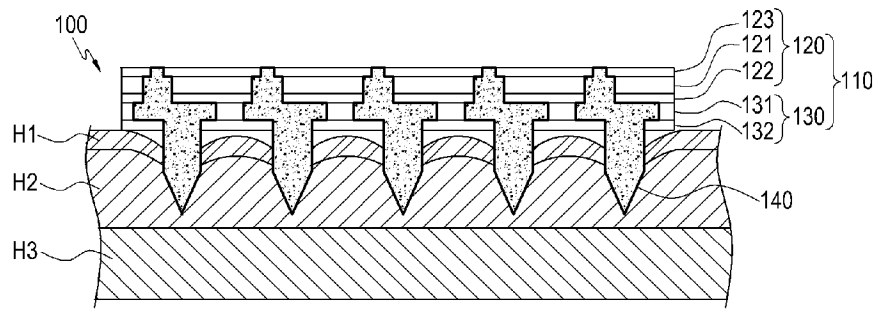
[도8]



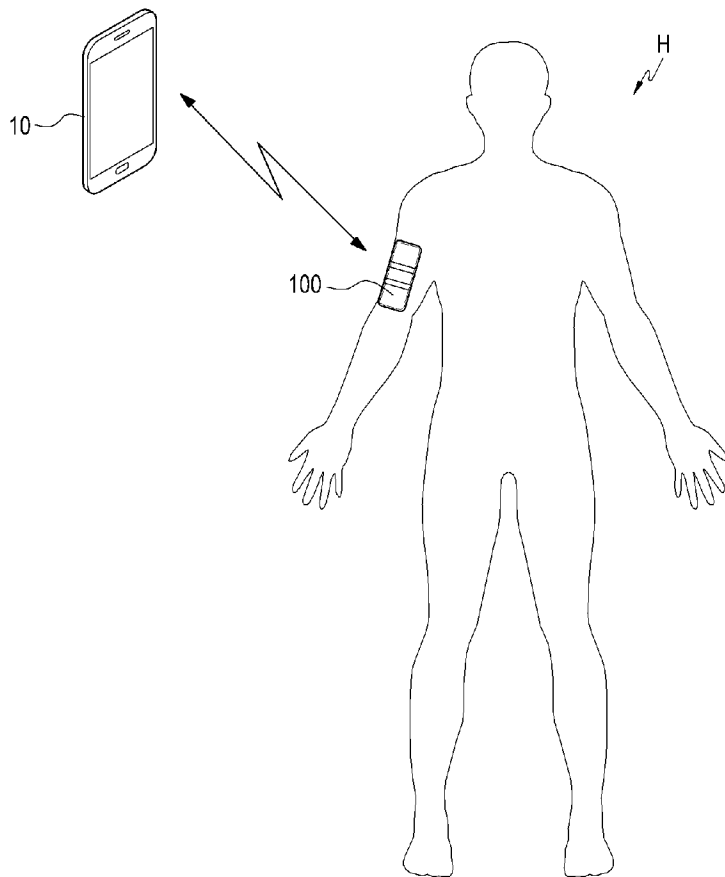
[도9]



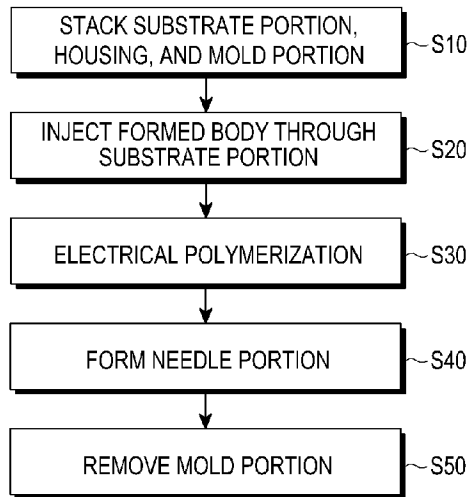
[도10]



[도11]



[도12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2016/002256

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/145(2006.01)i, A61B 5/1486(2006.01)i, A61L 31/04(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B 5/145; A61B 5/05; A61B 17/20; H01G 11/62; A61M 37/00; H01G 11/36; H01M 8/16; H01M 8/00; A61B 5/1486; A61L 31/04

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Korean Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Japanese Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: sensor, needle, enzyme, conductive polymer

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2011-0144466 A1 (YANAN, Zhang) 16 June 2011 See abstract, paragraph [49], claims 1-15 and figures 1a-1c.	1-15
A	JP 2009-502261 A (NANOTECHNOLOGY VICTORIA PTY. LTD.) 29 January 2009 See abstract, paragraphs [156], [157], claim 1 and figure 7.	1-15
A	WO 2014-135787 A1 (CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE et al.) 12 September 2014 See abstract, page 8, claim 1 and figures 1-3.	1-15
A	US 2011-0250510 A1 (CINQUIN, Philippe et al.) 13 October 2011 See abstract, paragraphs [26]-[30], claims 1-9 and figure 1.	1-15
A	US 2014-0275897 A1 (SANO INTELLIGENCE, INC.) 18 September 2014 See abstract, paragraphs [26]-[32] and figures 1A-2B.	1-15



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

26 MAY 2016 (26.05.2016)

Date of mailing of the international search report

31 MAY 2016 (31.05.2016)

Name and mailing address of the ISA/KR

Korean Intellectual Property Office
Government Complex-Daejeon, 189 Seonsa-ro, Daejeon 302-701,
Republic of Korea

Facsimile No. 82-42-472-7140

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2016/002256

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
US 2011-0144466 A1	16/06/2011	AU 2005-314502 A1	15/06/2006
		AU 2005-314502 B2	16/02/2012
		CN 100367906 C	13/02/2008
		CN 1644157 A	27/07/2005
		EP 1841363 A2	10/10/2007
		EP 1841363 A4	08/10/2008
		EP 1841363 B1	05/10/2011
		ES 2371766 T3	09/01/2012
		JP 2008-544763 A	11/12/2008
		JP 4797024 B2	19/10/2011
		US 2008-0033269 A1	07/02/2008
		US 7979103 B2	12/07/2011
		WO 2006-062668 A2	15/06/2006
		WO 2006-062668 A3	12/10/2006
JP 2009-502261 A	29/01/2009	AU 2006-274490 A1	01/02/2007
		CA 2614927 A1	01/02/2007
		CN 101227940 A	23/07/2008
		EP 1909868 A1	16/04/2008
		US 2008-0312610 A1	18/12/2008
		US 2012-0016309 A1	19/01/2012
		WO 2007-012114 A1	01/02/2007
WO 2014-135787 A1	12/09/2014	EP 2965335 A1	13/01/2016
		FR 3003076 A1	12/09/2014
		FR 3003076 B1	10/04/2015
		US 2016-0006039 A1	07/01/2016
US 2011-0250510 A1	13/10/2011	CA 2721638 A1	08/10/2011
		EP 2375481 A1	12/10/2011
		EP 2375481 B1	22/08/2012
		FR 2958801 A1	14/10/2011
		FR 2958801 B1	25/05/2012
		US 9017884 B2	28/04/2015
US 2014-0275897 A1	18/09/2014	CN 105228522 A	06/01/2016
		EP 2972264 A2	20/01/2016
		US 2014-0259652 A1	18/09/2014
		US 2016-0022187 A1	28/01/2016
		US 9008745 B2	14/04/2015
		US 9182368 B2	10/11/2015
		WO 2014-152717 A2	25/09/2014
		WO 2014-152717 A3	20/11/2014

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61B 5/145(2006.01)i, A61B 5/1486(2006.01)i, A61L 31/04(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61B 5/145; A61B 5/05; A61B 17/20; H01G 11/62; A61M 37/00; H01G 11/36; H01M 8/16; H01M 8/00; A61B 5/1486; A61L 31/04

조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌

한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC
일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우))

eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 센서, 니들, 효소, 전도성 폴리머

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
A	US 2011-0144466 A1 (ZHANG YANAN) 2011.06.16 요약, 문단번호 [49], 청구항 1-15 및 도면 1a-1c 참조.	1-15
A	JP 2009-502261 A (NANOTECHNOLOGY VICTORIA PTY LTD.) 2009.01.29 요약, 문단번호 [156],[157], 청구항 1 및 도면 7 참조.	1-15
A	WO 2014-135787 A1 (CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE 등) 2014.09.12 요약, 페이지 8, 청구항 1 및 도면 1-3 참조.	1-15
A	US 2011-0250510 A1 (PHILIPPE CINQUIN 등) 2011.10.13 요약, 문단번호 [26]-[30], 청구항 1-9 및 도면 1 참조.	1-15
A	US 2014-0275897 A1 (SANO INTELLIGENCE, INC.) 2014.09.18 요약, 문단번호 [26]-[32] 및 도면 1A-2B 참조.	1-15

☐ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다.☒ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.

* 인용된 문헌의 특별 카테고리:

“A” 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌

“T” 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌

“E” 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌

“X” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다.

“L” 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌

“Y” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다.

“O” 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌

“&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

“P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌

국제조사의 실제 완료일

2016년 05월 26일 (26.05.2016)

국제조사보고서 발송일

2016년 05월 31일 (31.05.2016)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소

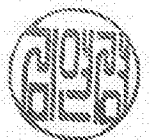
대한민국 특허청
(35208) 대전광역시 서구 청사로 189,
4동 (둔산동, 정부대전청사)

팩스 번호 +82-42-481-8578

심사관

김연정

전화번호 +82-42-481-3325



국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
US 2011-0144466 A1	2011/06/16	AU 2005-314502 A1 AU 2005-314502 B2 CN 100367906 C CN 1644157 A EP 1841363 A2 EP 1841363 A4 EP 1841363 B1 ES 2371766 T3 JP 2008-544763 A JP 4797024 B2 US 2008-0033269 A1 US 7979103 B2 WO 2006-062668 A2 WO 2006-062668 A3	2006/06/15 2012/02/16 2008/02/13 2005/07/27 2007/10/10 2008/10/08 2011/10/05 2012/01/09 2008/12/11 2011/10/19 2008/02/07 2011/07/12 2006/06/15 2006/10/12
JP 2009-502261 A	2009/01/29	AU 2006-274490 A1 CA 2614927 A1 CN 101227940 A EP 1909868 A1 US 2008-0312610 A1 US 2012-0016309 A1 WO 2007-012114 A1	2007/02/01 2007/02/01 2008/07/23 2008/04/16 2008/12/18 2012/01/19 2007/02/01
WO 2014-135787 A1	2014/09/12	EP 2965335 A1 FR 3003076 A1 FR 3003076 B1 US 2016-0006039 A1	2016/01/13 2014/09/12 2015/04/10 2016/01/07
US 2011-0250510 A1	2011/10/13	CA 2721638 A1 EP 2375481 A1 EP 2375481 B1 FR 2958801 A1 FR 2958801 B1 US 9017884 B2	2011/10/08 2011/10/12 2012/08/22 2011/10/14 2012/05/25 2015/04/28
US 2014-0275897 A1	2014/09/18	CN 105228522 A EP 2972264 A2 US 2014-0259652 A1 US 2016-0022187 A1 US 9008745 B2 US 9182368 B2 WO 2014-152717 A2 WO 2014-152717 A3	2016/01/06 2016/01/20 2014/09/18 2016/01/28 2015/04/14 2015/11/10 2014/09/25 2014/11/20