

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2014년 12월 4일 (04.12.2014)



(10) 국제공개번호
WO 2014/193115 A1

- (51) 국제특허분류:
A61B 5/145 (2006.01) *G01J 9/02* (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2014/004556
- (22) 국제출원일: 2014년 5월 22일 (22.05.2014)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보:
10-2013-0059880 2013년 5월 27일 (27.05.2013) KR
- (71) 출원인: 전자부품연구원 (KOREA ELECTRONICS TECHNOLOGY INSTITUTE) [KR/KR]; 463-816 경기도 성남시 분당구 새나리로 25, Gyeonggi-do (KR).
- (72) 발명자: 홍성민 (HONG, Sung Min); 448-515 경기도 용인시 수지구 상현로 142, 1002 동 1701 호, Gyeonggi-do (KR). 박순섭 (PARK, Soon Sup); 459-110 경기도 평택시 동막길 52-10, Gyeonggi-do (KR).
- (74) 대리인: 남충우 (NAM, Choong Woo) 등; 135-854 서울시 강남구 논현로 28길 33 경빈빌딩 3층, 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, LT, 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, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, 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).

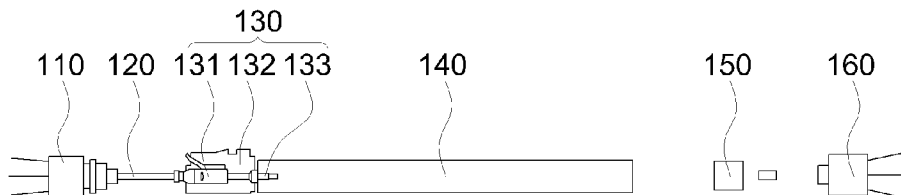
공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

(54) Title: BLOOD GLUCOSE SENSOR

(54) 발명의 명칭 : 혈당측정센서

100



(57) Abstract: A blood glucose sensor is disclosed. According to one aspect of the present invention, the blood glucose sensor capable of measuring blood glucose by detecting the polarimetric phase difference for a material on a sensing surface comprises: a light source portion for providing an optical signal; an optical fiber which is optically connected to the light source portion so as to generate the polarimetric phase difference to the optical signal and comprises a core and a clad, in which at least a part of the core is exposed to the outside of the clad to form a sensing surface and a high-refractive-index layer is deposited on the sensing surface of the exposed core; and a detector optically connected to the optical fiber so as to detect the polarimetric phase difference of the optical signal.

(57) 요약서: 혈당측정센서가 개시된다. 본 발명의 일 측면에 따르면, 센싱 표면의 물질에 대응한 편광 위상차를 검출하여 혈당을 측정 가능한 혈당측정센서에 있어서, 광신호를 제공하는 광원부; 상기 광원부와 광 접속되어 상기 광신호에 편광 위상차를 발생시키는 것으로, 코어 및 클래드를 구비하되, 상기 코어는 적어도 일부가 상기 클래드 밖으로 노출되어 센싱 표면을 형성하고, 노출된 상기 코어의 센싱 표면에는 고굴절층이 증착된 광파이버; 및 상기 광파이버에 광 접속되어 상기 광신호의 편광 위상차를 검출하는 디텍터;를 포함하는 혈당측정센서가 제공될 수 있다.



WO 2014/193115 A1

명세서

발명의 명칭: 혈당측정 센서

기술분야

- [1] 본 발명은 혈당측정 센서에 관한 것으로, 보다 상세하게는 광신호의 편광 위상차에 의해 혈당을 검출하는 혈당측정 센서에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 근래 집적형 광학을 이용한 화학 센서, 바이오 센서 등이 보고되고 있다. 집적형 광학 방식의 센서는 높은 분해능을 갖고 있고, 소형화가 가능하다는 장점을 가지고 있으며 표면 플라즈몬 공명 센서, 브레그격자 센서, 마흐젠더 간섭계 센서 등이 그 주를 이루고 있다. 이러한 센서들 중에서 편광 간섭(polarimetric interference)을 이용한 센서는 광도파로를 구비한 형태로 구성된다.
- [3] 편광 간섭을 이용한 센서는 제작이 용이하고 표면 변화에 대한 감도가 탁월하므로 주목을 받고 있다. 이러한 편광 간섭 표면 검출장치(센서)는 광도파로를 표면에 노출시켜 구성되는데, 원리는 표면 물질의 굴절률 변화에 따른 도파광의 위상변화를 감지하는 것이다. 즉, 두 편극에 대한 도파광의 진행속도가 다른 현상을 이용한 것이 편광 간섭형 표면 검출장치이다.
- [4] 구체적으로, 도파로에 기준이 되는 두 편광을 동시에 입사시킨 후에 출력되는 편광 성분을 분석하게 되는데, 도파로 표면의 물질 변화에 대한 두 기준 편광의 위상 변화량이 달라 출력되는 두 기준 편광 간의 위상차가 발생하게 된다. 따라서, 출력광에서 기준 편광 간의 위상차 변화가 표면물질의 굴절률 변화와 비례하므로 출력편광의 분석을 통해 표면 물질의 변화량을 검출할 수 있게 되는 것이다.
- [5] 도 9는 종래 편광간섭 표면 검출장치(10)를 개략적으로 도시한 도면이다.
- [6] 도 9를 참조하면, 종래 편광간섭 표면 검출장치(10)는 광 발생부(11), 제1 편광자(12), 제1 집광렌즈(13), 광도파로(14), 제2 집광렌즈(15), 1/4 위상지연기(16), 제2 편광자(17), 편광자 구동 모터(18), 광 검출부(19) 및 분석기(20)를 포함하여 구성될 수 있다.
- [7] 상기 검출장치를 간략하게 설명하면, 광 발생부(11)로부터 입사되는 광이 제1 편광자(12)를 거쳐 편광이 1차적으로 조정되고 제1 집광렌즈(13)에서 집광되어 광도파로(14)로 입사한다. 광도파로(14)에서는 표면 물질의 변화에 의해 두 편광간의 위상변화가 발생하고 광도파로(14)의 출력부에 위치하는 1/4 위상지연기(16)에서 출력된 광의 위상이 지연된 후에 편광자 구동 모터(18)를 통해 연속해서 회전하는 제2 편광자(17)에 의해 광이 필터링된다. 그리고 제2 편광자(17)를 통과한 광의 광세기가 광 검출부(19)에서 전기적 신호로 변환되고 다시 분석기(20)에서 상기 신호를 분석하게 된다.
- [8] 이와 같이 구성되는 편광간섭 표면 검출장치(10)는 바이오 센서 등으로 기능할

수 있으며, 예컨대 혈당 측정 센서로 이용될 수 있다. 상기와 같이 구성되는 혈당 측정 센서에서는 혈당과 관련된 물질(예컨대, 글루코스(glucose))이 센서에 주입되면 편광 위상차가 변화하여 그 양을 검출하고 신호를 분석할 수 있다.

- [9] 그런데 상기와 같이 구성되는 종래 편광간섭 표면 검출장치(10)에서는 제2 편광자(17)를 편광자 구동 모터(18)를 통해 연속해서 회전을 가해야 하는데(회전수를 감지하여 전체 회전수 및 편광 신호를 검출함), 편광자 구동 모터(18)의 구동으로 인해 장치 전체의 소음과 진동이 심할뿐더러 전원 소모량이 크다는 문제가 있었다. 따라서 센서를 휴대용을 위한 소형 크기로 제작하기 힘들고, 전원 소모상의 문제로 연속 측정이 어렵다는 문제점이 있었다.

- [10] 한편, 기존의 도파로 센서 제작 방법은 PECVD(Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition)를 포함한 일반 반도체 공정으로 센서를 제작 하였으며, 채널을 구성하고 광 간섭 변화를 측정하여 글루코스의 반응량을 검출하는 방법이다. 이때, 센서는 고굴절률 박막 도포에 의한 편광 투과 특성 분석 및 단일 편광 투과 도파로 최적화를 통하여 제작되게 된다. 제작 과정에 대해 부연하면, 먼저 도파로 표면 위에 포토레지스트를 코팅하고 포토리소그래피 공정을 통해 마이크로 유체 채널을 구축한다. 이후 내열유리(pyrex glass) 위에 UV 에폭시를 얇게 스핀 코팅(spin coating)하고 상기 채널을 덮어 마이크로 유체 채널을 완성하였다.

- [11] 상기와 같은 광도파로 센서는 연속 회전 편광자를 통해 정현파 광신호를 유도하고 이의 위상을 분석하여 편광 위상차를 검출하게 된다. 예컨대, 혈당과 관련된 물질이 센서에 주입될 경우 편광 위상차가 변화하게 되며, 그 양을 검출함으로써 신호를 분석할 수 있다. 이때, 연속 회전 편광자는 편광자를 전기 모터로 연속 해서 회전을 가하며 가해지는 회전수, 즉, 주파수를 감지하여 전체 회전수를 알 수 있으며 특정 회전수에서 편광되는 신호를 검출 할 수 있다.

- [12] 그러나 상기와 같은 기존의 센서 시스템은 용융 실리카(fused silica) 위에 제작을 하기 때문에 양산성과 제작을 하는 데에 있어서 많은 노하우가 필요하다. 또한 광 집적을 위한 고가의 광학 부품이 많이 필요하며 광 집적을 위해서 인위적으로 진행을 해야 하는 불편함과 오차가 발생될 수 있다. 또한, 소형화나 휴대용 타입에 있어서 사용자가 움직일 경우 광 집적이 틀어져서 센서 신호의 왜곡이 발생될 수 있다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [13] 본 발명의 실시예들은, 광도파로를 통해 연속 측정이 가능한 혈당측정센서에 있어서, 광파이버를 사용함으로써, 센싱 가능한 유효 면적을 극대화하는 한편, 소형화가 가능한 혈당측정센서를 제공하고자 한다.

과제 해결 수단

- [14] 본 발명의 일 측면에 따르면, 센싱 표면의 물질에 대응한 편광 위상차를

검출하여 혈당을 측정 가능한 혈당측정센서에 있어서, 광신호를 제공하는 광원부; 상기 광원부와 광 접속되어 상기 광신호에 편광 위상차를 발생시키는 것으로, 코어 및 클래드를 구비하되, 상기 코어는 적어도 일부가 상기 클래드 밖으로 노출되어 센싱 표면을 형성하고, 노출된 상기 코어의 센싱 표면에는 고굴절층이 증착된 광파이버; 및 상기 광파이버에 광 접속되어 상기 광신호의 편광 위상차를 검출하는 디텍터;를 포함하는 혈당측정센서가 제공될 수 있다.

발명의 효과

- [15] 본 발명의 실시예들에 따른 혈당측정센서는, 센싱 영역을 증대시켜 검출 성능의 개선이 가능한 한편, 광파이버를 이용함으로써 제작이 간편하고 광 집적이 요구되지 않으며, 사용자가 측정 중 이동하거나 일상 생활을 하더라도 센서의 왜곡이 발생되지 않는다. 또한, 소형화가 가능하여 사용자의 몸에 부착을 하고 생활을 하더라도 불편함이 없게 된다.

도면의 간단한 설명

- [16] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈당측정센서를 보여주는 개략도이다.
 [17] 도 2는 도 1에 도시된 광파이버를 보여주는 개략도이다.
 [18] 도 3은 도 1에 도시된 PM파이버와 광원부 간 45도 틸팅 배치를 보여주는 개략도이다.
 [19] 도 4는 도 1에 도시된 혈당측정센서에 케이싱이 구비된 모습을 보여주는 개략도이다.
 [20] 도 5는 도 4에 도시된 케이싱의 사시도이다.
 [21] 도 6는 도 5의 케이싱에서 커버부를 제거한 모습을 도시한 사시도이다.
 [22] 도 7은 도 5의 케이싱에서 LC리타더모듈을 분리한 모습을 도시한 사시도이다.
 [23] 도 8은 도 1에 도시된 혈당측정센서의 혈당 측정 결과를 나타낸 시험예이다.
 [24] 도 9는 종래 편광간섭 표면 검출장치를 개략적으로 도시한 도면이다.

발명의 실시를 위한 형태

- [25] 이하, 본 발명의 실시예들을 첨부된 도면을 참조하여 설명하도록 한다. 다만, 이하의 실시예들은 본 발명의 이해를 돕기 위해 제공되는 것이며, 본 발명의 범위가 이하의 실시예들에 한정되는 것은 아님을 알려둔다. 또한, 이하의 실시예들은 당업계에서 평균적인 지식을 가진 자에게 본 발명을 보다 완전하게 설명하기 위해서 제공되는 것으로, 불필요하게 본 발명의 기술적 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 공지 구성에 대해서는 상세한 기술을 생략하기로 한다.
- [26] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 혈당측정센서(100)를 보여주는 개략도이다.
 [27] 도 1을 참고하면, 본 실시예에 따른 혈당측정센서(100)는, 광원부(110), PM파이버(Polarization-maintaining optical fiber, 120), 광커넥터부(130), 광파이버(140), LC리타더(LC retarder, 150) 및 디텍터(160)를 포함하여 구성될 수 있다.
 [28] 상기과 같은 혈당측정센서(100)는 광원부(110)로부터의 광신호가

PM파이버(120) 및 광커넥터부(130)를 통해 광파이버(140)로 유도되게 되며, 광파이버(140)에서 간질액(조질액)에 의해 편광 위상차가 발생되면, 그 양을 디텍터(160)에서 검출함으로써, 혈당 측정이 이뤄지게 된다. 이와 같이 광신호를 이용하여 혈당을 측정하는 방법은 등록특허공보 제10-11455669호 등을 통해 공지된 바 있다.

[29] 도 2는 도 1에 도시된 광파이버(140)를 보여주는 개략도이다.

[30] 도 2를 참고하면, 본 실시예에 따른 혈당측정센서(100)는 광파이버(140)를 사용하여 제작될 수 있다. 광파이버(140)는 광원부(110)에서 제공되는 광신호에 대해 일종의 광도파로(optical wave guide)로 기능할 수 있으며, 후술할 바와 같이 고굴절층(143)을 구비하고, 표면 물질의 변화량에 따라 광신호에 위상차를 발생시킬 수 있다.

[31] 보다 구체적으로, 광파이버(140)는 내부의 코어(141)와 코어(141)를 감싸는 클래드(142)를 구비할 수 있다. 이때, 코어(141)는 적어도 일부가 클래드(142) 밖으로 노출될 수 있다. 또는, 본 실시예에 따른 광파이버(140)는 길이방향의 일부구간 또는 전구간에 걸쳐 클래드(142)가 제거되어 내측의 코어(141)의 클래드(142) 밖으로 노출되게 된다. 이러한 코어(141)의 노출 부위는 피측정물인 간질액을 센싱하기 위한 센싱 표면을 형성할 수 있다. 예컨대, 본 실시예와 같은 경우, 광파이버(140)가 종방향으로 컷팅된 형태로 클래드(142) 제거되어 길이방향을 따라 코어(141)가 클래드(142) 밖에 노출된 경우를 예시하였다. 이와 같은 경우, 클래드(142) 밖으로 노출된 코어(141)는 센싱 표면을 형성하게 되며, 상기 센싱 표면의 물질(간질액) 변화량에 따라 광신호에 위상차가 발생되게 된다.

[32] 또한, 코어(141)의 노출 표면에는 고굴절층(143)이 증착될 수 있다. 고굴절층(143)은 노출된 코어(141)의 센싱 표면 전면적에 걸쳐 증착될 수 있다. 다시 말하면, 코어(141)는 일부가 클래드(142)에 의해 감싸지고, 나머지 일부(즉, 노출된 센싱 표면)는 고굴절층(143)에 의해 감싸질 수 있다. 고굴절층(143)은 코어(141)에 비해 굴절률이 높은 물질로 형성될 수 있다. 예컨대, 고굴절층(143)은 TiO_2 , Ta_2O_5 , Si_3N_4 등의 물질을 포함할 수 있다. 고굴절층(143)은 코어(141)를 통해 안내되는 광신호의 분포를 표면으로 유도하여 표면 물질(간질액)에 대한 센싱 감도를 향상시키게 된다.

[33] 상기과 같은 광파이버(140)의 사용은 제작이 용이하여 양산성 확보에 유리하며, 광 집적(Optical integration)을 위한 광학부품의 수를 최소화할 수 있다는 이점이 있다. 나아가, 부품 수를 최소화하여 소형화에 유리하며, 광 집적이 요구되지 않기 때문에 광 집적이 틀어져 센서 신호의 왜곡이 발생하는 것을 줄일 수 있게 된다. 또한, 상기과 같은 광파이버(140)의 사용은 기존의 용융 실리카 상에 제작된 센서에 비해 센싱 영역이 크게 증가되는 이점이 있다. 예컨대, 본 실시예와 같은 경우, 종래의 센서에 비해 센싱 영역의 폭을 대략 40배, 길이를 1.5배 증가시켜 전체적으로 약 100배의 센싱 영역 면적 증대효과를

가져옴을 확인할 수 있었다.

- [34] 한편, 상기와 같은 광파이버(140)는 화학적인 방법(에칭), 기계적인 방법 또는, 화학적인 방법과 기계적인 방법을 병행하여 제작될 수 있다.
- [35] 다시 도 1을 참고하면, 본 실시예에 따른 혈당측정센서(100)는 광원부(110)에서 출력되는 광신호의 세기를 최대한 이용할 수 있도록 광원부(110)와 광파이버(140)가 PM파이버(120) 및 광커넥터부(130)에 의해 광 접합될 수 있다. PM파이버(120) 및 광커넥터부(130)는 광원부(110)의 광신호가 코어(141)에 의해 제공되는 광도파로로 제공될 수 있도록 광원부(110)와 광파이버(140) 간을 광 접합시키게 된다.
- [36] 한편, 도 3은 도 1에 도시된 PM파이버(120)와 광원부(110) 간 45도 틸팅 배치를 보여주는 개략도로서, 이를 참고하면, PM파이버(120)는 축 방향을 초기 입력단에서 45도 틸팅(tilting)되도록 형성될 수 있다. 다시 말하면, PM파이버(120)는 광원부(110)의 축 방향에 대해 45도 틸팅되도록 배치될 수 있다.
- [37] 상기와 같이 광원부(110) 및 PM파이버(120) 간에 45도로 틸팅 정렬되면, 종래의 센서에서 광신호를 광도파로까지 전달하기 위해 요구되었던 광학 부품, 예컨대, 편광판(polarizer), 반파장판(Half-wave plate), 1/4파장판(Quarter-wave plate), 렌즈 등이 제거될 수 있게 되며, 따라서 혈당측정센서(100)의 구성 부품수를 최소화하는 한편, 무게 및 크기를 줄여 혈당측정센서(100)의 소형화를 가능하게 한다. 또한, 광원부(110)의 광신호가 광파이버(140)로 최소화된 경로를 통해 제공되게 되는 바, 광신호의 소실도 최소화될 수 있으며, 이로 인해, 광파이버(140)에서 동작 가능한 센싱 면적 또한 최대화될 수 있다.
- [38] 한편, 광커넥터부(130)는 LC커넥터(131), LC어댑터(132) 및 LC페룰(LC Ferrule, 133)을 포함하여 구성될 수 있다.
- [39] 도 4는 도 1에 도시된 혈당측정센서(100)에 케이싱(170)이 구비된 모습을 보여주는 개략도이며, 도 5 내지 7은 도 4에 도시된 케이싱(170)의 사시도이다. 도 6는 도 5의 케이싱(170)에서 커버부(171)를 제거한 모습을 도시한 것이며, 도 7은 도 5의 케이싱(170)에서 LC리타더모듈(173)을 분리한 모습을 도시한 것임을 알려준다.
- [40] 도 4 내지 7을 참고하면, 본 실시예에 따른 혈당측정센서(100)는 케이싱(170)을 구비할 수 있다. 케이싱(170)은 전체적인 외관을 형성하고 길이방향을 따라 안착홈(미표기)이 형성되어 광파이버(140) 등이 장착되는 바디부(171)와, 바디부(171)에 체결되어 상기 안착홈을 덮는 커버부(172)를 구비할 수 있다. 이때, 커버부(172)는 내부에 간질액 보관을 위한 공간부가 마련될 수 있으며, 혈당 측정이 완료된 간질액은 상기와 같은 공간부에 보관될 수 있다. 이와 같이 측정된 간질액이 커버부(172) 내에 보관되도록 하는 구조는 커버부(172) 내측의 부품 안정성 확보 및 온도 보존을 가능하게 한다.
- [41] 또한, 케이싱(170)은 바디부(171)의 일측에 마련되는 LC리타더모듈(173) 및

디텍터모듈(174)을 구비할 수 있다. LC리타더모듈(173)에는 위상 지연을 위한 LC리타더(150, 도 1 참고)가 배치될 수 있으며, 디텍터모듈(174)에는 광신호의 감지 및 분석을 위한 디텍터(160, 도 1 참고)가 배치될 수 있다. 또한, 필요에 따라 센서에서 나오는 광신호를 편광할 수 있도록 LC리타더모듈(173)에는 편광을 조절할 수 있는 톱니 형태의 기어(173a)가 마련될 수 있다.

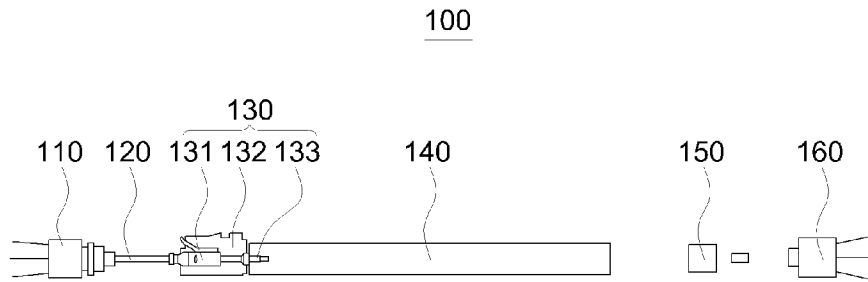
- [42] 한편, 광파이버(140) 등이 배치되는 안착홈으로는 측정을 위한 간질액이 유동될 수 있으며, 케이싱(170)의 일측에는 이와 같은 간질액의 유동을 위한 초소형모터(미도시) 등이 마련될 수 있다. 예컨대, 상기 초소형모터로는 피에조(Piezo) 타입의 모터가 사용될 수 있다. 또한, 케이싱(170)은 아크릴 등을 재료로 제작될 수 있으며, 입사되는 광신호의 손실을 최소화하기 위해 접합 재료로는 굴절률이 센서의 굴절률과 유사한 재료가 사용될 수 있다.
- [43] 도 8은 도 1에 도시된 혈당측정센서(100)의 혈당 측정 결과를 나타낸 시험예이다.
- [44] 도 8을 참고하면, 본 실시예에 따른 혈당측정센서(100)는 광신호의 편광 위상차를 통해 혈당의 차이를 검출하게 된다. 이때, 센서의 구동 메카니즘은 센서에서 나오는 광신호가 LC리타더(150)의 최대 전압 값과 디텍터(160) 전압의 변환된 값으로 얻을 수 있으며, 이때 각각의 성능에 따라서 분해능은 달라질 수 있다. 본 시험예에서 LC리타더(150)는 0.1V 간격으로 구동되었으며, 필요에 따라 최대 0.01V로 구현이 가능하다. 또한, 분해능은 대략 10배 정도 증폭이 가능하며, 디텍터(160)의 신호 또한 100배 증폭이 가능하다.
- [45] 한편, 예시된 시험예의 경우, 혈당의 변화가 다른 물질에 비해서 변화폭이 작기 때문에 상대적으로 낮게 나타났지만, 이는 신호 증폭을 통해 좀 더 높게 구현될 수 있다. 또한, 혈당 측정 결과 모두 측정 에러 범위에서 벗어나며, 특히, LC리타더(150)가 인가 전압에 대해 안정적인 반응을 하기 때문에 안정적인 측정값을 얻을 수 있음을 알 수 있다.
- [46] 이상, 본 발명의 일 실시예에 대하여 설명하였으나, 해당 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 특허청구범위에 기재된 본 발명의 사상으로부터 벗어나지 않는 범위 내에서, 구성 요소의 부가, 변경, 삭제 또는 추가 등에 의해 본 발명을 다양하게 수정 및 변경시킬 수 있을 것이며, 이 또한 본 발명의 권리범위 내에 포함된다고 할 것이다.

청구범위

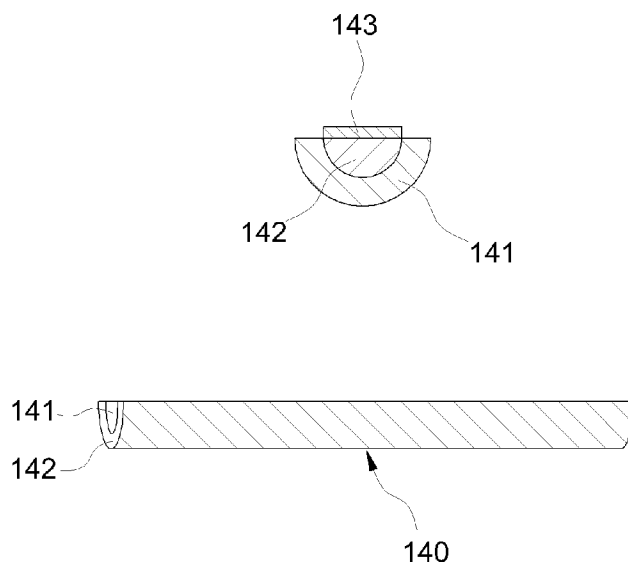
- [청구항 1] 센싱 표면의 물질에 대응한 편광 위상차를 검출하여 혈당을 측정 가능한 혈당측정센서에 있어서,
광신호를 제공하는 광원부;
상기 광원부와 광 접속되어 상기 광신호에 편광 위상차를 발생시키는 것으로, 코어 및 클래드를 구비하되, 상기 코어는 적어도 일부가 상기 클래드 밖으로 노출되어 센싱 표면을 형성하는 광파이버; 및
상기 광파이버에 광 접속되어 상기 광신호의 편광 위상차를 검출하는 디텍터;를 포함하는 혈당측정센서.
- [청구항 2] 청구항 1에 있어서,
노출된 상기 코어의 센싱 표면에는 고굴절층이 증착된 혈당측정센서.
- [청구항 3] 청구항 2에 있어서,
상기 고굴절층은 상기 코어보다 높은 굴절률을 가지는 혈당측정센서.
- [청구항 4] 청구항 2에 있어서,
상기 고굴절층은 이산화타이타늄(TiO_2), 산화탄탈륨(Ta_2O_5) 및 질화규소(Si_3N_4) 중 적어도 하나를 포함하는 혈당측정센서.
- [청구항 5] 청구항 1에 있어서,
상기 광파이버는, 상기 코어가 길이방향을 따라 소정길이 노출되어 상기 센싱 표면을 형성하는 혈당측정센서.
- [청구항 6] 청구항 1에 있어서,
상기 광원부와 상기 광파이버 간을 광 접속시키는 PM파이버(Polarization-maintaining optical fiber) 및 광커넥터부를 더 포함하는 혈당측정센서.
- [청구항 7] 청구항 6에 있어서,
상기 PM파이버는, 상기 광원부의 축 방향에 대해 45도 틸팅(tilting) 배치된 혈당측정센서.
- [청구항 8] 청구항 1에 있어서,
상기 광원부, 상기 광파이버 및 상기 디텍터가 수용되는 케이싱을 더 포함하되,
상기 케이싱은, 길이방향을 따라 안착홈이 형성되어 상기 광파이버가 장착되는 바디부와, 상기 바디부를 덮는 커버부를 구비하는, 혈당측정센서.
- [청구항 9] 청구항 8에 있어서,
상기 커버부는 내부에 공간부를 구비하며, 상기 공간부에는

피측정물인 간질액이 보관되는 혈당측정센서.

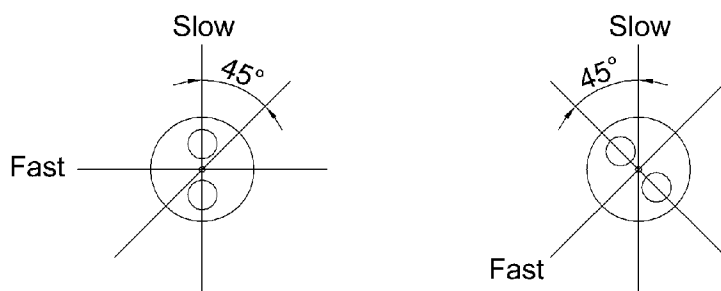
[Fig. 1]



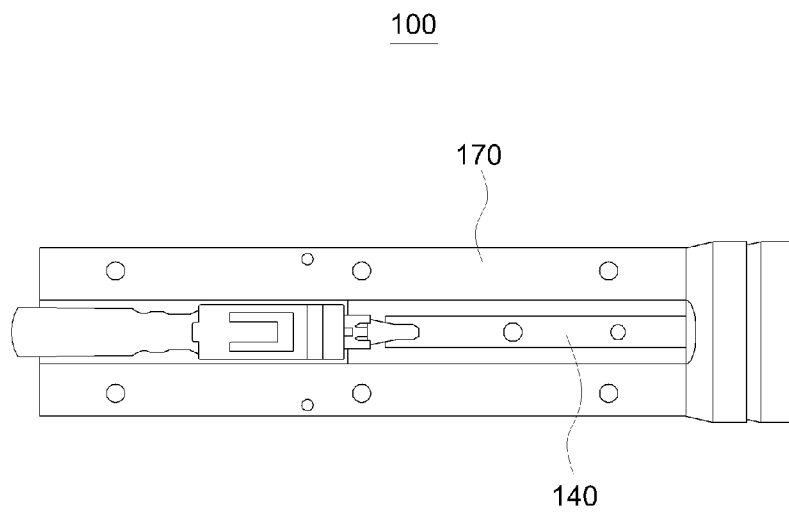
[Fig. 2]



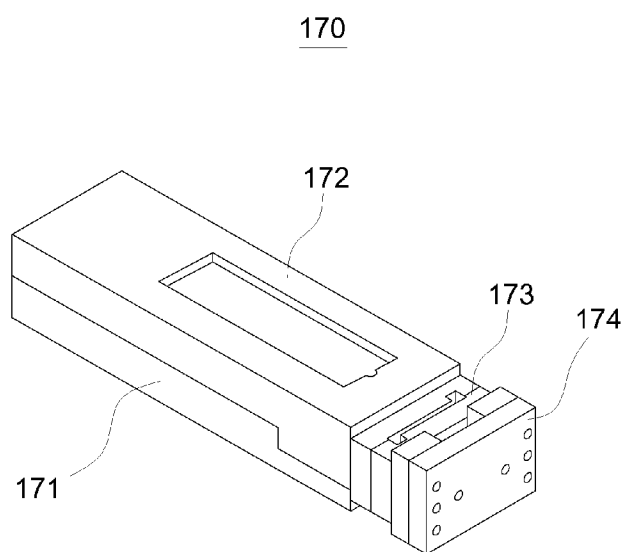
[Fig. 3]



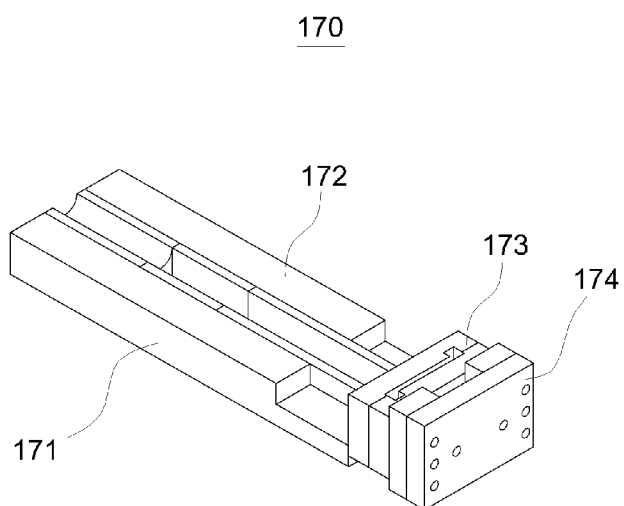
[Fig. 4]



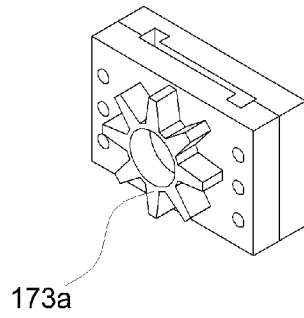
[Fig. 5]



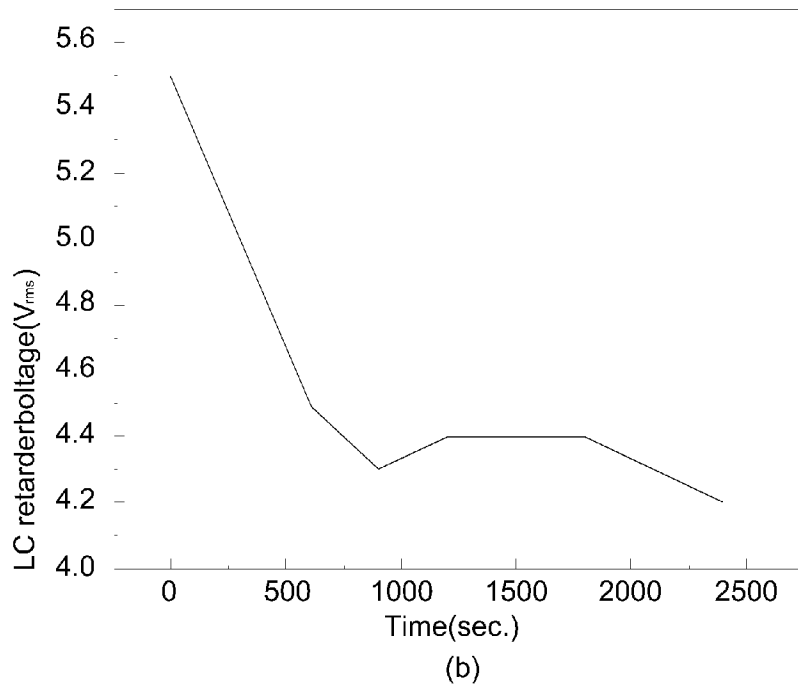
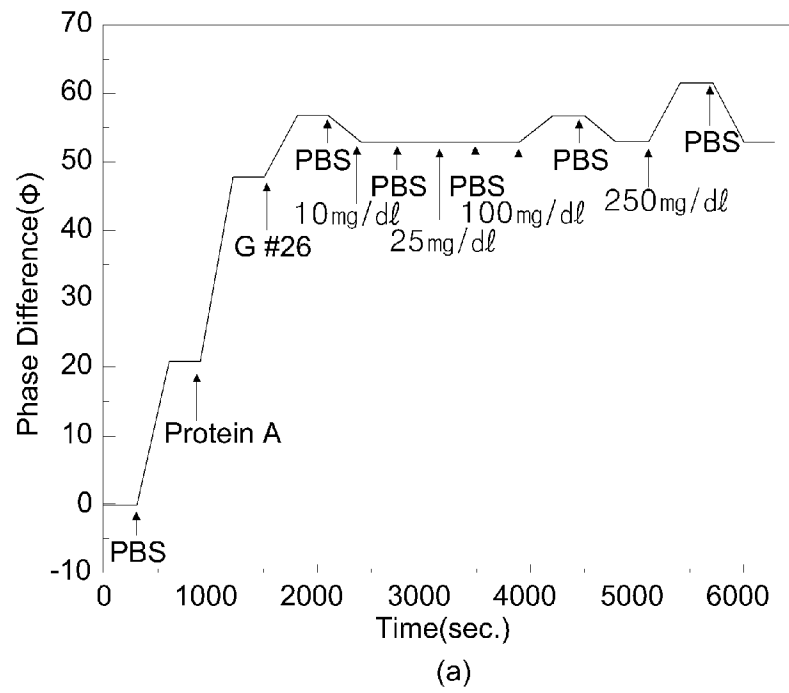
[Fig. 6]



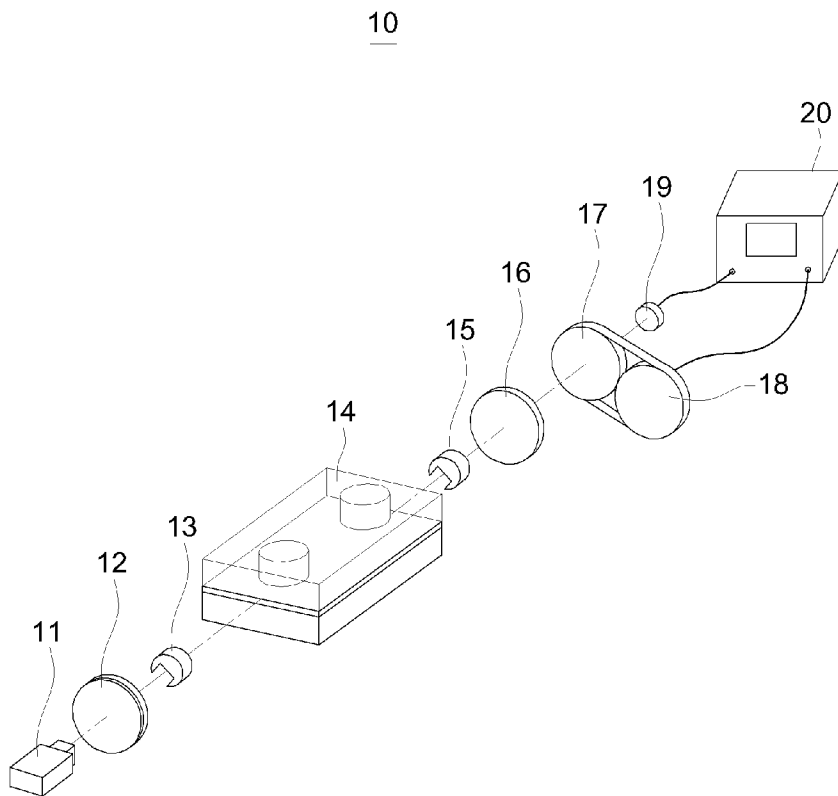
[Fig. 7]

173

[Fig. 8]



[Fig. 9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2014/004556

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/145(2006.01)i, G01J 9/02(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; G01N 21/19; G01N 33/49; G01N 21/76; A61B 5/157; A61B 5/1455; G01J 9/02

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: , ,

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	KR 10-1145669 B1 (KOREA ELECTRONICS TECHNOLOGY INSTITUTE) 24 May 2012 See paragraphs 22-29 and figures 1-3.	1-9
A	KR 10-2010-0031152 A (KWANGWOON UNIVERSITY INDUSTRY-ACADEMIC COLLABORATION FOUNDATION) 22 March 2010 See paragraphs 20-30 and figures 5-14.	1-9
A	JP 2011-087876 A (GLOBAL FIBER OPTICS:KK) 06 May 2011 See paragraphs 6-31 and figures 1-3.	1-9
A	KR 10-2013-0036922 A (B&P TECH CO., LTD.) 15 April 2013 See paragraphs 16-32 and figures 1-2.	1-9



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

27 JUNE 2014 (27.06.2014)

Date of mailing of the international search report

27 JUNE 2014 (27.06.2014)

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/KR2014/004556

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
KR 10-1145669 B1	24/05/2012	WO 2012-070853 A2 WO 2012-070853 A3	31/05/2012 19/07/2012
KR 10-2010-0031152 A	22/03/2010	NONE	
JP 2011-087876 A	06/05/2011	NONE	
KR 10-2013-0036922 A	15/04/2013	NONE	

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC)) A61B 5/145(2006.01)i, G01J 9/02(2006.01)i		
B. 조사된 분야 조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재) A61B 5/145; G01N 21/19; G01N 33/49; G01N 21/76; A61B 5/157; A61B 5/1455; G01J 9/02 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: , ,		
C. 관련 문헌		
카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
A	KR 10-1145669 B1 (전자부품연구원) 2012.05.24 문단번호 22-29 및 도면 1-3 참조.	1-9
A	KR 10-2010-0031152 A (광운대학교 산학협력단) 2010.03.22 문단번호 20-30 및 도면 5-14 참조.	1-9
A	JP 2011-087876 A (GLOBAL FIBER OPTICS:KK) 2011.05.06 문단번호 6-31 및 도면 1-3 참조.	1-9
A	KR 10-2013-0036922 A ((주)비애플테크) 2013.04.15 문단번호 16-32 및 도면 1-2 참조.	1-9
☐ 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 “E” 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌 “L” 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌 “O” 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌 “P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌 “T” 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌 “X” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다. “Y” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다. “&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌		
국제조사의 실제 완료일 2014년 06월 27일 (27.06.2014)		국제조사보고서 발송일 2014년 06월 27일 (27.06.2014)
ISA/KR의 명칭 및 우편주소  대한민국 특허청 (302-701) 대전광역시 서구 청사로 189, 4동 (둔산동, 정부대전청사) 팩스 번호 +82-42-472-7140		심사관 조형희 전화번호 +82-42-481-5878 

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-1145669 B1	2012/05/24	WO 2012-070853 A2 WO 2012-070853 A3	2012/05/31 2012/07/19
KR 10-2010-0031152 A	2010/03/22	없음	
JP 2011-087876 A	2011/05/06	없음	
KR 10-2013-0036922 A	2013/04/15	없음	