(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2022 년 3 월 3 일 (03.03.2022)

WIPO | PCT

(10) 국제공개번호
WO 2022/045571 A1

(51) 국제특허분류:
A61M 5/168 (2006.01) *A61M 5/315* (2006.01)
A61M 5/142 (2006.01) *A61M 5/172* (2006.01)
A61M 5/145 (2006.01)

(21) 국제출원번호: PCT/KR2021/008620

(22) 국제출원일: 2021 년 7 월 7 일 (07.07.2021)

(25) 출원언어: 한국어

(26) 공개언어: 한국어

(30) 우선권정보:
10-2020-0110675 2020 년 8 월 31 일 (31.08.2020) KR
10-2020-0114108 2020 년 9 월 7 일 (07.09.2020) KR

(71) 출원인: 이오플로우(주) (**EOFLOW CO., LTD.**) [KR/KR]; 13605 경기도 성남시 분당구 돌마로 172, H2202호, Gyeonggi-do (KR).

(72) 발명자: **김승하 (KIM, Seungha)**; 10567 경기도 고양시 덕양구 신원2로 50, 701동 2102호, Gyeonggi-do (KR). **김기웅 (KIM, Kiung)**; 21404 인천시 부평구 경원대로1344번길 8, 102동 1401호, Incheon (KR). **방원경 (BANG, Wonkyung)**; 08239 서울시 구로구 중앙로15길 151, 107동 901호, Seoul (KR). **김선환 (KIM, Seonhwan)**; 13604 경기도 성남시 분당구 불곡북로13번길 8-7, 102호, Gyeonggi-do (KR).

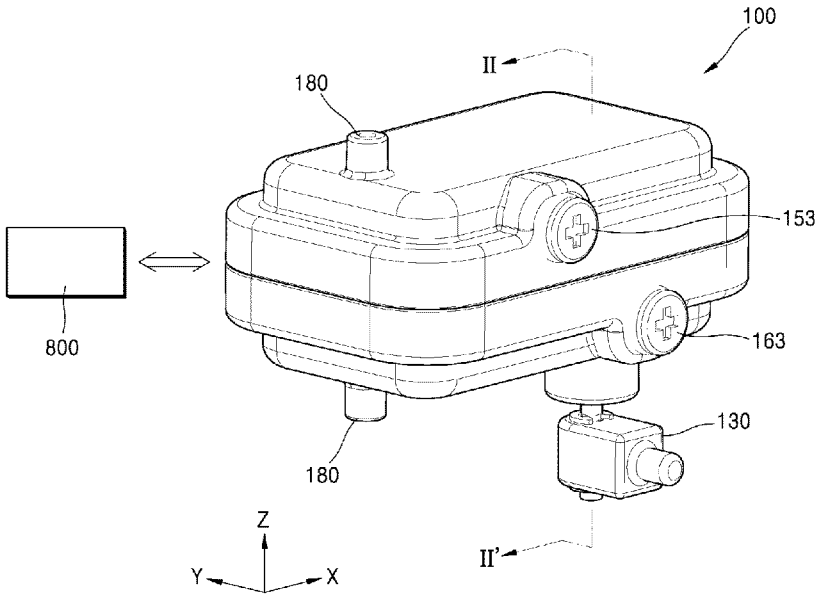
(74) 대리인: **특허법인더웨이브 (THE WAVE IP LAW FIRM)**; 06194 서울시 강남구 삼성로85길 32 8층, Seoul (KR).

(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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KW,

WO 2022/045571 A1

(54) **Title:** LIQUID MEDICINE INJECTION DEVICE, DRUG INJECTION DEVICE, AND METHOD FOR DETERMINING REMAINING AMOUNT OF DRUG THEREOF

(54) **발명의 명칭:** 약액 주입 장치, 약물 주입 장치 및 그의 약물 잔량을 결정하는 방법



(57) **Abstract:** The present invention provides a liquid medicine injection device comprising: a base body; a needle assembly mounted on the base body; a reservoir which is connected to the needle assembly in a fluidic manner and which stores liquid medicine in an inner space; a plunger which is disposed inside the reservoir, and which moves in the longitudinal direction of the reservoir according to the amount of liquid medicine stored in the reservoir; and a first sensor unit for measuring, according to the movement of the plunger, the amount of liquid medicine stored in the reservoir. A drug injection device can comprise a storage part, a plunger, a connector member, a processor and a sensor unit. Drug can be stored in the storage part. The plunger seals the storage part, and can move in the longitudinal direction of the storage part as the storage part is filled with the drug or the drug is discharged from the storage part. The connector

[다음 쪽 계속]

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, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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, 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 제21조(3))

member can be attached to one side of the plunger. The processor can receive a contact sensing signal or a noncontact sensing signal from the sensor unit disposed to be adjacent to the storage part. The connector member can come in contact or come out of contact with the sensor unit while moving together with the plunger.

(57) 요약서: 본 발명은 약액 주입 장치를 제공하며, 베이스 바디와, 상기 베이스 바디에 장착되는 니들 조립체와, 상기 니들 조립체와 유체적으로 연결되며, 내부 공간에 약액이 저장되는 레저버와, 상기 레저버의 내부에 배치되며, 상기 레저버에 저장되는 약액의 양에 따라 상기 레저버의 길이 방향을 따라 이동하는 플런저, 및 상기 플런저의 이동에 따라 상기 레저버에 저장된 약액의 양을 측정하는 제1 센서 유닛을 포함한다. 약물 주입 장치는 저장부, 플런저, 커넥터 부재, 프로세서 및 센서 유닛을 포함할 수 있다. 저장부에는 약물이 저장될 수 있다. 플런저는 저장부를 밀봉하고, 저장부에 약물이 보충되거나 저장부로부터 약물이 배출됨에 따라 저장부의 길이 방향을 따라 이동할 수 있다. 커넥터 부재는 플런저의 일측에 부착될 수 있다. 프로세서는 저장부와 인접하게 배치된 센서 유닛으로부터 접촉 감지 신호 또는 비접촉 감지 신호를 수신할 수 있다. 커넥터 부재는 플런저와 함께 이동하면서 센서 유닛에 접촉 또는 비접촉될 수 있다.

명세서

발명의 명칭: 약액 주입 장치, 약물 주입 장치 및 그의 약물 잔량을 결정하는 방법

기술분야

[1] 본 발명은 약액 주입 장치에 관한 것이다. 본 개시는 약물 주입 장치 및 그의 약물 잔량을 결정하는 방법을 제공한다.

배경기술

[2] 일반적으로 인슐린 주입장치와 같은 약액 주입 장치는 환자의 몸 안에 약액을 주입하기 위해 사용된다. 이러한 약액 주입 장치는 의사나 간호사와 같은 전문 의료진에 의해 사용되기도 하지만, 대부분의 경우 환자 자신 또는 보호자와 같은 일반인에 의해 사용되고 있다.

[3] 당뇨 환자 특히, 소아 당뇨 환자의 경우에는 인슐린과 같은 약액을 정해진 간격을 두고 인체에 주입할 필요가 있다. 일정한 기간 동안 인체에 부착하여 사용하는 패치 형태의 약액 주입 장치가 개발되고 있으며, 이러한 약액 주입 장치는 환자의 복부 또는 허리 등의 인체에 일정한 기간 동안 패치 형태로 부착한 상태로 사용될 수 있다.

[4] 약액 주입을 통한 효과의 증대를 위하여 약액 주입 장치는 약액을 환자의 몸에 정밀하게 주입하는 것이 제어될 필요가 있는데, 소형의 약액 주입 장치를 통하여 소량의 약액을 정밀하게 주입하는 것이 중요하다.

[5] 약액 주입 장치는 인체에 부착될 경우 착용감이 우수하고 사용이 편리하며 내구성이 뛰어나고 저전력으로 구동될 필요성이 있다. 특히, 약액 주입 장치는 환자가 직접 피부에 부착되어 사용되므로, 사용자가 편리하고 안전하게 약액 주입 장치를 구동하는 것이 중요하다.

[6] 당뇨병은 인슐린의 분비량이 부족하거나 정상적인 기능이 이루어지지 않아 혈당이 정상 범위를 벗어나는 징후를 일으키는 대사 장애이다. 당뇨병은 실명, 신부전, 심부전, 신경병증 등의 합병증으로 인해 인체 각 조직에 영향을 미칠 가능성이 있는 복합병이며, 당뇨병 환자 수는 매년 증가하고 있다고 한다.

[7] 당뇨병의 경우, 혈당측정기를 이용하여 혈당을 측정하고, 식이요법, 운동 프로그램, 인슐린 주사, 경구 당뇨약 등과 같은 적절한 수단을 통해 혈당을 관리할 필요가 있다.

[8] 최근에는 약물 주입 장치의 약물 잔량을 정확하게 파악하고, 약물 잔량에 대한 정보를 사용자에게 효율적으로 제공하기 위한 기술이 요구되는 실정이다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

[9] 본 발명은 안전하게 구동되며, 정확하게 약물을 전달할 수 있는 약액 주입 장치를 제공한다.

[10] 본 발명은 약물 주입 장치 및 그의 약물 잔량을 결정하는 방법을 제공하는데 있다. 본 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제들로 한정되지 않으며, 이하의 실시예들로부터 또 다른 기술적 과제들이 유추될 수 있다.

기술적 해결방법

[11] 본 발명의 일 측면은, 베이스 바디와, 상기 베이스 바디에 장착되는 니들 조립체와, 상기 니들 조립체와 유체적으로 연결되며, 내부 공간에 약액이 저장되는 레저버와, 상기 레저버의 내부에 배치되며, 상기 레저버에 저장되는 약액의 양에 따라 상기 레저버의 길이 방향을 따라 이동하는 플런저, 및 상기 플런저의 이동에 따라 상기 레저버에 저장된 약액의 양을 측정하는 제1 센서 유닛을 포함하는 약액 주입 장치를 제공한다.

[12] 또한, 상기 플런저는 일측에 장착되고, 일 방향으로 연장되는 커넥터 부재를 구비하고, 상기 제1 센서 유닛은 상기 커넥터 부재의 이동 경로 상에 배치되는 복수개의 접촉단을 구비할 수 있다.

[13] 또한, 상기 커넥터 부재는 한 쌍의 상기 접촉단 중 적어도 하나와 전기적으로 연결되어, 기 설정된 상기 약액의 저장량을 센싱할 수 있다.

[14] 또한, 상기 접촉단은 중심이 상기 커넥터 부재의 길이 방향의 중심 라인에서 이격되되, 상기 커넥터 부재가 선형 이동시에, 상기 접촉단의 표면이 상기 커넥터 부재의 표면과 접촉되게 배치될 수 있다.

[15] 상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 개시의 제1 측면은, 약물 주입 장치에 있어서, 약물이 저장되는 저장부; 상기 저장부를 밀봉하고, 상기 저장부에 약물이 보충되거나 상기 저장부로부터 약물이 배출됨에 따라 상기 저장부의 길이 방향을 따라 이동하는 플런저; 상기 플런저의 일측에 부착되는 커넥터 부재; 및 상기 센서 유닛으로부터 접촉 감지 신호 또는 비접촉 감지 신호를 수신하는 프로세서;를 포함하고, 상기 커넥터 부재는 상기 플런저와 함께 이동하면서, 상기 저장부와 인접하게 배치된 센서 유닛에 접촉 또는 비접촉되는 것인, 약물 주입 장치를 제공할 수 있다.

[16] 또한, 상기 프로세서는, 상기 센서 유닛으로부터 접촉 감지 신호를 수신한 경우, 상기 약물 주입 장치의 모드를 비활성화 모드에서 활성화 모드로 전환하는 것인, 약물 주입 장치를 제공할 수 있다.

[17] 또한, 상기 프로세서는, 상기 센서 유닛으로부터 비접촉 감지 신호를 수신한 경우, 상기 저장부의 잔량값을 기설정된 잔량값으로 결정하는 것인, 약물 주입 장치를 제공할 수 있다.

[18] 또한, 상기 센서 유닛은 복수의 접촉단들을 포함하고, 상기 프로세서는, 상기 센서 유닛으로부터 상기 복수의 접촉단들 중 어느 접촉단에 대한 비접촉 감지 신호가 수신되는지에 따라 상기 저장부의 잔량값을 다르게 결정하는 것인, 약물 주입 장치를 제공할 수 있다.

[19] 또한, 상기 프로세서는, 상기 센서 유닛으로부터 최초 비접촉 감지 신호를 수신한 후, 소정의 기간 동안 수신된 비접촉 감지 신호를 카운트하고, 상기 카운트 값이 기설정된 값 이상인 경우, 상기 저장부의 잔량값을 기설정된 잔량값으로 결정하는 것인, 약물 주입 장치를 제공할 수 있다.

[20] 또한, 상기 프로세서는, 상기 센서 유닛으로부터 최초 비접촉 감지 신호를 수신한 후, 상기 저장부로부터 약물이 배출될 때마다 비접촉 감지 신호를 수신하여 상기 비접촉 감지 신호의 수신 횟수를 카운트하고, 상기 카운트 값이 기설정된 값 이상인 경우, 상기 저장부의 잔량값을 기설정된 잔량값으로 결정하는 것인, 약물 주입 장치를 제공할 수 있다.

[21] 또한, 상기 프로세서는, 상기 최초 비접촉 감지 신호 수신 시 상기 저장부의 잔량값, 1회 약물 배출 시 배출량 및 상기 카운트 값에 기초하여 상기 저장부의 잔량값을 산출하는 것인, 약물 주입 장치를 제공할 수 있다.

[22] 또한, 상기 프로세서는, 상기 카운트 값이 상기 기설정된 값 이상이 되기 전에 상기 센서 유닛으로부터 접촉 감지 신호를 수신한 경우, 노이즈가 발생한 것으로 결정하여 상기 카운트 값을 리셋하는 것인, 약물 주입 장치를 제공할 수 있다.

발명의 효과

[23] 본 발명의 일 실시예에 따른 약액 주입 장치는 레저버에 저장되는 약액의 주입량을 측정할 수 있다. 레저버에 저장되는 약액의 양을 제1 센서 유닛이 측정하여, 약액 주입 장치의 구동을 설정할 수 있다.

[24] 본 발명의 일 실시예에 따른 약액 주입 장치는 약액이 레저버에 어느 정도 채워지면, 예열되어 구동 효율을 높일 수 있다. 제1 센서 유닛이 레저버로 주입되는 약액의 양이 제1 기준량 이상 또는 초과하는 것으로 센싱하면, 약액 주입 장치는 제1 모드로 일부 부품의 구동을 준바하고, 약액 주입 장치가 사용자에게 부착되면 즉시 약액을 주입할 수 있다.

[25] 본 발명의 일 실시예에 따른 약액 주입 장치는 레저버에 저장된 약액이 소정의 범위 이하로 떨어지면, 이를 센싱하여 사용자에게 알려줄 수 있다. 제1 센서 유닛이 레저버에 저장된 약액의 양이 제2 기준량의 이하 또는 미만으로 떨어지는 것을 센싱하면, 약액 주입 장치는 제2 센서 유닛 및/또는 엔코더 유닛을 구동하여 레저버에 남은 약액의 양을 정밀하게 카운팅하고, 이에 대한 정보를 사용자에게 전달할 수 있다. 물론 이러한 효과에 의해 본 발명의 범위가 한정되는 것은 아니다.

[26] 전술한 본 개시의 과제 해결 수단에 의하면, 약물 잔량의 변동 외에 노이즈로 인해 커넥터 부재와 센서 유닛 간의 접촉이 발생하거나 접촉이 해제될 때 감지할 수 있는 정보의 오차를 방지함으로써, 약물 잔량을 정확하게 결정할 수 있다.

[27] 본 개시의 다른 과제 해결 수단 중 하나에 의하면, 최초 비접촉 감지 신호가 수신된 후 비접촉 감지 신호를 카운트하는 과정에서 약물이 배출되는 상황을 고려하여, 최초 비접촉 감지 신호 수신 시 저장부의 잔량값, 1회 약물 배출 시

배출량 및 비접촉 감지 신호의 카운트 값에 기초하여 저장부의 잔량값을 산출함으로써, 저장부의 잔량값을 보다 정확하게 결정할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[28] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 약액 주입 시스템을 도시하는 블록도이다.

[29] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 약액 주입 장치를 도시하는 사시도이다.

[30] 도 3은 도 2의 약액 주입 장치의 분해 사시도이다.

[31] 도 4는 도 3의 일부 구성을 도시하는 사시도이다.

[32] 도 5는 도 4의 일측을 도시하는 사시도이다.

[33] 도 6 및 도 7은 레저버의 유량을 센싱하는 구동을 도시하는 평면도이다.

[34] 도 8은 도 2의 약액 주입 장치의 일부 구성을 도시하는 블록도이다.

[35] 도 9 내지 도 12는 레저버로 약액을 주입하여 약액을 저장하고, 약액을 니들로 배출하는 구동을 도시하는 단면도이다.

[36] 도 13은 약액 주입 장치의 구동에 따른 약액량의 변화 및 구동 모드의 변화를 도시하는 그래프이다.

[37] 도 14는 본 발명의 다른 실시예에 따른 약액 주입 장치의 일부를 도시하는 평면도이다.

[38] 도 15는 사용자 단말, 컨트롤러 및 약물 주입 장치를 포함하는 인슐린 관리 시스템의 블록도이다.

[39] 도 16은 일 실시예에 따른 약물 주입 장치를 도시한 사시도이다.

[40] 도 17은 일 실시예에 따른 약물 주입 장치의 분해 사시도이다.

[41] 도 18은 도 17의 일부 구성을 도시한 사시도이다.

[42] 도 19는 도 18의 일측을 도시한 사시도이다.

[43] 도 20은 저장부의 유량을 센싱하는 구동을 도시하는 평면도이다.

[44] 도 21은 일 실시예에 따른 센서 유닛이 커넥터 부재의 접촉을 감지하는 예시를 설명하기 위한 도면이다.

[45] 도 22a 내지 도 22b는 일 실시예에 따른 센서 유닛이 커넥터 부재의 비접촉을 감지하는 예시를 설명하기 위한 도면이다.

[46] 도 23은 일 실시예에 따른 센서 유닛과 커넥터 부재 간의 접촉 노이즈를 제거하는 방법을 설명하는 흐름도이다.

[47] 도 24는 일 실시예에 따른 센서 유닛으로부터 신호를 수신한 것에 응답하여 약물 주입 장치를 제어하는 방법을 설명하는 흐름도이다.

발명의 실시를 위한 최선의 형태

[48] 본 발명은 약액 주입 장치를 제공하며, 베이스 바디와, 상기 베이스 바디에 장착되는 니들 조립체와, 상기 니들 조립체와 유체적으로 연결되며, 내부 공간에 약액이 저장되는 레저버와, 상기 레저버의 내부에 배치되며, 상기 레저버에 저장되는 약액의 양에 따라 상기 레저버의 길이 방향을 따라 이동하는 플런저, 및 상기 플런저의 이동에 따라 상기 레저버에 저장된 약액의 양을 측정하는 제1

센서 유닛을 포함한다.

[49] 약물 주입 장치는 저장부, 플런저, 커넥터 부재, 프로세서 및 센서 유닛을 포함할 수 있다. 저장부에는 약물이 저장될 수 있다. 플런저는 저장부를 밀봉하고, 저장부에 약물이 보충되거나 저장부로부터 약물이 배출됨에 따라 저장부의 길이 방향을 따라 이동할 수 있다. 커넥터 부재는 플런저의 일측에 부착될 수 있다. 프로세서는 저장부와 인접하게 배치된 센서 유닛으로부터 접촉 감지 신호 또는 비접촉 감지 신호를 수신할 수 있다. 커넥터 부재는 플런저와 함께 이동하면서 센서 유닛에 접촉 또는 비접촉될 수 있다.

발명의 실시를 위한 형태

[50] 본 발명은 다양한 변환을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 상세한 설명에 상세하게 설명하고자 한다. 본 발명의 효과 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 다양한 형태로 구현될 수 있다.

[51] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명하기로 하며, 도면을 참조하여 설명할 때 동일하거나 대응하는 구성 요소는 동일한 도면부호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.

[52] 이하의 실시예에서, 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다.

[53] 이하의 실시예에서, 포함하다 또는 가지다 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 또는 구성요소가 존재함을 의미하는 것이고, 하나 이상의 다른 특징들 또는 구성요소가 부가될 가능성을 미리 배제하는 것은 아니다.

[54] 어떤 실시예가 달리 구현 가능한 경우에 특정한 공정 순서는 설명되는 순서와 다르게 수행될 수도 있다. 예를 들어, 연속하여 설명되는 두 공정이 실질적으로 동시에 수행될 수도 있고, 설명되는 순서와 반대의 순서로 진행될 수 있다.

[55] 도면에서는 설명의 편의를 위하여 구성 요소들이 그 크기가 과장 또는 축소될 수 있다. 예컨대, 도면에서 나타난 각 구성의 크기 및 두께는 설명의 편의를 위해 임의로 나타내었으므로, 이하의 실시예는 반드시 도시된 바에 한정되지 않는다.

[56] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 약액 주입 시스템(1)을 도시하는 블록도이다.

[57] 도 1을 참조하면, 약액 주입 시스템(1)은 약액 주입 장치(10), 사용자 단말(20), 컨트롤러(30) 및 생체 정보 센서(40)를 구비할 수 있다. 약액 주입 시스템(1)은 사용자 단말(20)을 이용하여 사용자가 시스템을 구동 및 제어할 수 있으며, 생체 정보 센서(40)에서 모니터링되는 혈당 정보를 기초로, 약액 주입 장치(10)에서 약액을 주기적으로 주입할 수 있다.

[58] 약액 주입 장치(10)는 생체 정보 센서(40)에서 센싱된 데이터를 기초로,

사용자에게 주입되어야 하는 약물 예컨대, 인슐린, 글루카곤, 마취제, 진통제, 도파민, 성장 호르몬, 금연 보조제 등의 약물을 주입하는 기능을 수행하기도 한다.

[59] 또한, 약액 주입 장치(10)는 장치의 잔여 배터리 용량 정보, 장치의 부팅 성공 여부, 주입 성공 여부 등을 포함하는 장치 상태 메시지를 컨트롤러(30)에 전달할 수 있다. 컨트롤러로 전달된 메시지들은 컨트롤러(30)를 거쳐 사용자 단말(20)로 전달될 수 있다. 또는 컨트롤러(30)는 수신된 메시지들을 가공한 개량 데이터를 사용자 단말(20)로 전달할 수 있다.

[60] 일 실시예로, 약액 주입 장치(10)는 생체 정보 센서(40)와 별도로 구비되며, 대상체에 이격되어 설치될 수 있다. 다른 실시예로, 약액 주입 장치(10)와 생체 정보 센서(40)는 하나의 디바이스에 구비될 수 있다.

[61] 일 실시예로, 약액 주입 장치(10)는 사용자의 몸에 장착될 수 있다. 또한 다른 실시예로 약액 주입 장치(10)는 동물에도 장착되어 약액을 주입할 수 있다.

[62] 사용자 단말(20)은 약액 주입 시스템(1)을 구동 및 제어하기 위해 사용자로부터 입력 신호를 입력 받을 수 있다. 사용자 단말(20)은 컨트롤러(30)를 구동시키는 신호를 생성하여, 컨트롤러(30)를 제어하여 약액 주입 장치(10)을 구동시킬 수 있다. 또한, 사용자 단말(20)은 생체 정보 센서(40)로부터 측정된 생체 정보를 표시할 수 있으며, 약액 주입 장치(10)의 상태 정보를 표시할 수 있다.

[63] 사용자 단말(20)은 유무선 통신 환경에서 이용할 수 있는 통신 단말을 의미한다. 예를 들어, 사용자 단말(20)은 스마트폰, 태블릿 PC, PC, 스마트 TV, 휴대폰, PDA(personal digital assistant), 랩톱, 미디어 플레이어, 마이크로 서버, GPS(global positioning system) 장치, 전자책 단말기, 디지털방송용 단말기, 네비게이션, 키오스크, MP3 플레이어, 디지털 카메라, 가전기기, 카메라가 탑재된 디바이스 및 기타 모바일 또는 비모바일 컴퓨팅 장치일 수 있다. 또한, 사용자 단말(2)은 통신 기능 및 데이터 프로세싱 기능을 구비한 시계, 안경, 헤어 밴드 및 반지 등의 웨어러블 디바이스일 수 있다. 그러나, 상술한 바와 같이 인터넷 통신이 가능한 애플리케이션을 탑재한 단말은 제한 없이 차용될 수 있다.

[64] 사용자 단말(20)은 미리 등록된 컨트롤러(30)와 1대1로 연결될 수 있다. 사용자 단말(20)은 외부의 장치로부터의 컨트롤러(30)가 구동 및 제어되는 것을 막기 위해서, 컨트롤러(30)와 암호화되어 연결될 수 있다.

[65] 일 실시예로, 사용자 단말(20)과 컨트롤러(30)는 각각 분리되어 별도의 장치로 구비될 수 있다. 예컨대, 컨트롤러(30)는 약액 주입 장치(10)가 장착된 대상자에게 구비되고, 사용자 단말(20)은 대상자 또는 제3 자에게 구비될 수 있다. 보호자에 의해서 사용자 단말(20)이 구동되어, 약액 주입 시스템(1)의 안전성을 높일 수 있다.

[66] 다른 실시예로, 사용자 단말(20)과 컨트롤러(30)는 하나의 디바이스로 구비될 수 있다. 사용자 단말(20)과 하나로 구비된 컨트롤러(30)가 약액 주입 장치(10)와 통신하여, 약물의 주입을 제어할 수 있다.

[67] 컨트롤러(30)는 약액 주입 장치(10)와 데이터를 송수신하는 기능을 수행하며, 약액 주입 장치(10)로 인슐린 등의 약물의 주입과 관련된 제어 신호를 전송하고, 생체 정보 센서(40)로부터 혈당 등의 생체값의 측정과 관련된 제어 신호를 수신 받을 수 있다.

[68] 컨트롤러(30)는 일 예로 약액 주입 장치(10)로 사용자의 현 상태를 측정하라는 지시 요청을 전송하고, 지시 요청의 응답으로 약액 주입 장치(10)로부터 측정 데이터를 수신 받을 수 있다.

[69] 생체 정보 센서(40)는 목적에 따라 사용자의 혈당값, 혈압, 심박수 등의 생체값을 측정하는 기능을 수행할 수 있다. 생체 정보 센서(40)에서 측정된 데이터는 컨트롤러(30)에 전달될 수 있으며, 측정된 데이터를 기초로 약물이 주기 및/또는 주입량이 설정될 수 있다. 생체 정보 센서(40)에서 측정된 데어터는 사용자 단말(20)로 전달되어 표시될 수 있다.

[70] 일 예로, 생체 정보 센서(40)는 대상체의 혈당량을 측정하는 센서일 수 있다. 연속 혈당 측정(CGM: Continuous Glucose Monitoring) 센서일 수 있다. 연속 혈당 측정 센서는 대상체에 부착되어 연속적으로 혈당량을 모니터링 할 수 있다.

[71] 사용자 단말(20), 컨트롤러(30) 및 약액 주입 장치(10)는 네트워크를 이용하여 통신을 수행할 수 있다. 예를 들어, 네트워크는 근거리 통신망(Local Area Network; LAN), 광역 통신망(Wide Area Network; WAN), 부가가치 통신망(Value Added Network; VAN), 이동 통신망(mobile radio communication network), 위성 통신망 및 이들의 상호 조합을 포함하며, 각 네트워크 구성 주체가 서로 원활하게 통신을 할 수 있도록 하는 포괄적인 의미의 데이터 통신망이며, 유선 인터넷, 무선 인터넷 및 모바일 무선 통신망을 포함할 수 있다. 또한, 무선 통신은 예를 들어, 무선 랜(Wi-Fi), 블루투스, 블루투스 저 에너지(Bluetooth low energy), 지그비, WFD(Wi-Fi Direct), UWB(ultra wideband), 적외선 통신(IrDA, infrared Data Association), NFC(Near Field Communication), 5G 등이 있을 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.

[72] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 약액 주입 장치(10)를 도시하는 사시도이고, 도 3은 도 2의 약액 주입 장치(10)의 분해 사시도이며, 도 4는 도 3의 일부 구성을 도시하는 사시도이고, 도 5는 도 4의 일측을 도시하는 사시도이다.

[73] 도 2 내지 도 5를 참조하면, 약액 주입 장치(10)는 약액을 주입할 사용자에 부착되고, 내부에 저장된 약액을 사용자에게 설정된 정량으로 주입할 수 있다.

[74] 약액 주입 장치(10)는 주입되는 약액의 종류에 따라 다양한 용도로 사용될 수 있다. 예컨대, 약액은 당뇨병 환자를 위한 인슐린 계열 약액을 포함할 수 있고, 기타 췌장을 위한 약액, 심장용 약액 기타 다양한 종류의 약액을 포함할 수 있다.

[75] 약액 주입 장치(10)의 일 실시예는 외측을 커버하는 하우징(11), 사용자의 피부에 인접하게 위치하는 부착부(12)를 구비할 수 있다. 약액 주입 장치(10)는 하우징(11)과 부착부(12) 사이의 내부 공간에 배치된 복수개의 부품을 포함한다. 부착부(12)와 사용자의 피부 사이에는 별도의 접합수단이 더 개재될 수 있으며,

접합수단에 의해 약액 주입 장치(10)는 피부에 고정될 수 있다.

[76] 약액 주입 장치(10)는 니들 조립체(100), 레저버 유닛(200), 구동 모듈(300), 배터리(350), 구동 유닛(400), 클러치 유닛(500), 트리거 부재(600), 니들 커버 조립체(700), 알람 유닛(800) 및 복수개의 센서 유닛들을 포함할 수 있다.

[77] 약액 주입 장치(10)는 베이스 바디가 적어도 하나 이상의 바디가 내부 부품을 지지하는 틀을 형성할 수 있다. 베이스 바디는 배치에 따라 제1 바디(13), 제2 바디(14) 및 제3 바디(15)를 가질 수 있다.

[78] 제1 바디(13)는 하우징(11)의 아래에 배치되며, 각 개구 또는 홈에 니들 조립체(100), 레저버 유닛(200), 구동 모듈(300), 배터리(350) 등이 지지될 수 있다. 제2 바디(14)는 제1 바디(13)의 아래에 배치되며, 부착부(12)와 연결될 수 있다. 제2 바디(14)는 약액 주입 장치(10)의 하부를 커버할 수 있다. 제3 바디(15)는 제1 바디(13)의 상측에 배치되어, 각 개구 또는 홈에 레저버 유닛(200), 구동 모듈(300), 배터리(350), 구동 유닛(400) 등을 지지될 수 있다. 도면에서는 제1 바디(13), 제2 바디(14) 및 제3 바디(15)를 도시하나, 이에 한정되지 않으며 일체로 구비되거나 복수 개로 구비될 수 있다.

[79] 약액 주입 장치(10)의 내부에는 제어 모듈(16)이 배치될 수 있다. 제2 바디(14)의 아래에는 회로 기판인 제어 모듈(16)이 배치되며, 약액 주입 장치(10)의 전체적인 구동을 제어할 수 있다. 제어 모듈(16)은 구동 모듈(300), 배터리(350), 알람 유닛(800) 및 복수개의 센서 유닛들과 전기적으로 접촉하여, 이들의 구동을 제어할 수 있다.

[80] 니들 조립체(100)는 제1 바디(13)에 장착될 수 있다. 니들 조립체(100)는 슬리브(110)의 회전에 의해서 니들(N) 및/또는 캐뉼러가 축 방향으로 이동될 수 있다.

[81] 니들(N)의 일단은 레저버 유닛(200)에 연결되어 약액이 전달될 수 있으며, 타단은 캐뉼러에 삽입되어 캐뉼러를 따라 이동할 수 있다.

[82] 캐뉼러는 니들(N)을 수용할 수 있는 도관 형상을 가지므로, 니들(N)에서 토출된 약액이 사용자로 주입될 수 있다.

[83] 캐뉼러는 사용자의 피부에 삽입된 상태를 유지하나, 니들(N)은 상승하여 대상체에서 분리된다. 다만, 캐뉼러와 니들(N)은 유체가 이동되는 경로를 형성하여, 레저버(210)에서 주입되는 약액은 니들(N)과 캐뉼러를 통해서 사용자에게 주입될 수 있다.

[84] 약액 주입 장치(10)는 사용자가 간단하게 니들 조립체(100)를 회전하여, 캐뉼러를 대상체에 삽입하고, 약액 주입을 개시할 수 있다.

[85] 레저버 유닛(200)은 제1 바디(13) 및 제3 바디(15)에 장착되며, 니들 조립체(100)와 연결된다. 레저버 유닛(200)은 내부공간에 약액(D)이 저장되며, 플런저(230)의 이동에 따라 약액을 니들(N)로 정량으로 이동시킬 수 있다. 레저버 유닛(200)은 레저버(210), 캡 커버(220), 플런저(230), 실링링(240) 및 커넥터 부재(250)을 구비할 수 있다(도6 참조).

[86] 레저버(210)는 길이 방향으로 기 설정된 길이로 연장되어, 내부 공간에 약액을 저장할 수 있다. 레저버(210)는 플런저(230)의 이동으로 약액이 니들(N)로 토출될 수 있다. 레저버(210)의 단부에는 캡 커버(220)가 장착되며, 캡 커버(220)에 배치된 개구(미도시)를 통해서 로드(410) 및/또는 연결 부재(520)가 이동할 수 있다(도 9 참조).

[87] 레저버(210)는 입구단과 출구단을 가질 수 있다. 입구단으로는 약액이 주입되며, 출구단에 니들(N)이 설치되며, 니들(N)로 약액은 배출될 수 있다.

[88] 플런저(230)는 레저버(210)의 내부에 배치되며, 구동 모듈(300) 및 구동 유닛(400)의 구동에 의해서 선형이동 할 수 있다. 플런저(230)의 전진에 따라, 약액은 내부공간에서 니들(N)로 배출될 수 있다.

[89] 플런저(230)는 엔드단(231)과 경사면(232)을 가질 수 있다. 엔드단(231)은 레저버(210)의 전방(210F)을 향하여 이동하여, 약액을 이동시킬 수 있다. 경사면(232)은 레저버(210)의 경사부에 밀착될 수 있다.

[90] 플런저(230)는 후방으로 연장되는 커넥터 부재(250)와 연결될 수 있다. 커넥터 부재(250)는 플런저(230)에 설치되어, 플런저(230)의 선형 이동에 따라 함께 선형이동될 수 있다.

[91] 커넥터 부재(250)는 전기 전도성을 가지는 소재로 구비되고, 샤프트 형상을 가질 수 있다. 커넥터 부재(250)가 이동하면서 제1 센서 유닛(910A)과 접촉함으로써, 약물의 저장량을 측정하거나, 약액 주입 장치(10)의 구동을 시작할 수 있다.

[92] 커넥터 부재(250)는 플런저(230)의 후단에 연결되어, 플런저(230)의 이동에 따라 함께 이동할 수 있다. 도면에서는 커넥터 부재(250)가 사프트 형상을 가지는 것을 도시하나, 이에 한정되지 않으며 제1 센서 유닛(910A)과 접촉하여 전기적인 신호를 생성하는 다양한 형태를 가질 수 있다.

[93] 약액이 레저버(210)에 저장되어, 플런저(230)가 후퇴하면, 커넥터 부재(250)는 플런저(230)와 함께 후퇴할 수 있다. 또한, 약액이 레저버(210)에서 니들(N)로 토출되도록 플런저(230)가 전진하면, 커넥터 부재(250)는 플런저(230)와 함께 전진할 수 있다.

[94] 플런저(230)는 레저버(210)의 내측벽과 접촉하는 부분에 실링부(240)가 구비되어, 플런저(230)의 이동시에 약액이 누설되는 것을 방지할 수 있다.

[95] 구동 모듈(300)은 구동력을 생성하여 구동 유닛(400)에 구동력을 전달할 수 있다. 구동 유닛(400)에 의해 전달된 구동력은 플런저(230)를 레저버(210) 내부에 선형 이동시켜서, 약액을 배출할 수 있다.

[96] 클러치 유닛(500)에 의해서 구동 유닛(400)들이 서로 연결되면(engaged), 구동 모듈(300)는 구동 유닛(400)의 구동 휠(420)을 회전시키고, 구동 휠(420)의 회전으로 로드(410)가 선형 이동하여 플런저(230)가 이동할 수 있다. 플런저(230)가 이동하면, 커넥터 부재(250)도 함께 선형이동 할 수 있다.

[97] 구동 모듈(300)는 전기에 의해 약액 흡입력과 약액 토출력을 갖는 모든 종류의

장치가 사용될 수 있다. 예를 들면, 기계 변위형 마이크로펌프와 전자기운동형 마이크로펌프 등의 모든 종류의 펌프가 사용될 수 있다. 기계변위형 마이크로펌프는 유체의 흐름을 유도하기 위해 압력차를 일으키도록 기어나 다이어그램과 같은 고체 혹은 유체의 운동을 이용하는 펌프로서, 다이어프람 변위 펌프(Diaphragm displacement pump), 유체 변위 펌프(Fluid displacement pump), 회전 펌프(Rotary pump) 등이 있다. 전자기운동형 마이크로펌프는 전기적 또는 자기적 형태의 에너지를 바로 유체의 이동에 이용하는 펌프로서, 전기유체역학 펌프(Electro hydrodynamic pump, EHD), 전기삼투식 펌프(Electro osmotic pump), 자기유체역학 펌프(Magneto hydrodynamic pump), 전기습식 펌프(Electro wetting pump)등이 있다.

[98] 배터리(350)는 약액 주입 장치(10)에 전기를 공급하여, 각 부품을 활성화 할 수 있다. 도면에서는 한 쌍의 배터리(350)를 도시하나, 이에 한정되지 않으며, 약액 주입 장치(10)의 용량, 사용범위, 사용 시간 등에 따라 다양하게 설정될 수 있다.

[99] 배터리(350)는 구동 유닛(400)에 인접하게 배치되며, 구동 유닛(400)으로 전기를 공급할 수 있다. 또한, 배터리(350)는 제어 모듈(16)과 연결되며, 센서 유닛에서 측정된 전기적 신호를 기초로 구동 유닛(400)의 회전수 또는 회전 속도, 레저버(210)에 저장된 약액량, 사용자에게 주입된 약액량 등에 대한 데이터를 측정할 수 있다.

[100] 도 9를 참조하면, 구동 유닛(400)은 구동 모듈(300)와 레저버 유닛(200)의 사이에 설치되어, 구동 모듈(300)에서 생성된 구동력으로 레저버(210) 내에 배치된 플런저(230)를 이동 시킬 수 있다. 다만, 구동 유닛(400)은 로드(410)와 구동 휠(420)이 클러치 유닛(500)에 의해서 커플링 또는 연결되어야만 플런저(230)를 전진 이동시킬 수 있다.

[101] 로드(410)는 플런저(230)에 연결되고, 일 방향으로 연장된다. 로드(410)는 캡 커버(220)의 개구에 삽입되고, 로드(410)는 플런저(230)를 이동시키기 위해서 레저버(210)의 길이 방향으로 이동할 수 있다. 로드(410)은 표면에 나사산 형상을 가질 수 있다. 로드(410)는 연결 부재(520)에 삽입되며, 액액을 정량 토출시에는, 클러치 유닛(500)에 의해서 구동 휠(420)과 연결되어, 로드(410)가 전방으로 이동될 수 있다.

[102] 구동 휠(420)은 구동 모듈(300)에 구동적으로 연결되며, 구동 모듈(300)의 구동으로 회전할 수 있다. 구동 휠(420)은 제1 연결단(421)과 제2 연결단(422)을 가지며, 내부에는 로드(410)가 이동할 수 있는 공간을 구비할 수 있다. 제1 연결단(421) 및 제2 연결단(422) 중 적어도 하나는 커넥터(CN)에 의해서 구동 모듈(300)와 항상 구동적으로 연결되므로, 구동 모듈(300)의 구동으로 구동 휠(420)이 회전 할 수 있다.

[103] 일 실시예로, 제1 연결단(421)과 제2 연결단(422)은 기어 티스 형상을 질 수 있다. 구동 모듈(300)와 연결되는 커넥터(CN)가 기어 티스를 가력하여 구동 휠(420)이 회전할 수 있다.

[104] 상세하게, 커넥터(CN)는 구동 모듈(300)의 선형 왕복운동에 따라 회동축을 기준으로 반복적으로 회동한다. 커넥터(CN)의 단부는 제1 연결단(421) 및 제2 연결단(422) 중 적어도 하나를 가력하여, 구동 휠(420)을 회전시킬 수 있다. 예컨대, 커넥터(CN)의 일단은 제1 연결단(421)을 가력하도록 배치되고, 커넥터(CN)의 타단은 제2 연결단(422)을 가력하도록 배치될 수 있다.

[105] 커넥터(CN)가 회동축을 중심으로 회동하면, 제2 센서 유닛(920)은 커넥터(CN)의 구동을 측정할 수 있다. 제2 센서 유닛(920)은 커넥터(CN)와의 접촉 여부를 측정하여, 구동 모듈(300)의 구동력이 구동 휠(420)로 전달되는지를 측정할 수 있다. 또한, 제2 센서 유닛(920)은 커넥터(CN)와의 접촉 여부를 측정하여, 구동 휠(420)의 회전된 각도를 측정할 수 있다.

[106] 클러치 유닛(500)은 구동 모듈(300)와 구동 유닛(400)을 구동적으로 연결할 수 있다. 클러치 유닛(500)은 로드(410)와 구동 휠(420) 사이에 배치되며, 커플러(510)와 연결 부재(520)를 구비할 수 있다.

[107] 커플러(510)는 연결 부재(520)의 외측에 배치되며, 비활성화시에는 연결 부재(520)와 소정의 간격으로 이격되며(도 9 및 도 10), 활성화시에는 로드(410)와 구동 휠(420)을 연결할 수 있다(도 11 및 도 12). 커플러(510)는 탄성력으로 연결 부재(520)의 외측을 가력할 수 있는 부품이며, 특정 형태에 한정되지 않는다. 다만, 이하에서는 설명의 편의를 위해서 스프링 형태인 경우를 중심으로 설명하기로 한다.

[108] 연결 부재(520)는 적어도 일부가 로드(410)에 삽입되도록 배치될 수 있다. 연결 부재(520)는 로드(410)의 외측을 커버하도록 배치된다. 연결 부재(520)는 커플러(510)의 동작에 따라 구동 모듈(300)과 로드(410)를 연결할 수 있다.

[109] 일 실시예로, 로드(410)와 연결 부재(520)는 각각 나사와 나사산의 형태를 가질 수 있다. 로드(410)의 외주면에는 나사산이 형성되고, 연결 부재(520)의 내주면에 나사산이 형성되어 나사 결합 형태로 연결될 수 있다.

[110] 일 실시예로, 연결 부재(520)는 일단에는 내주면에 나사산이 형성되어 있으나, 타단에는 나사산이 배치되지 않을 수 있다.

[111] 도 9를 참고하면, 연결 부재(520)의 제1 구간(L1)에는 내주면에 나사산이 형성되며, 제1 구간(L1)에서만 로드(410)와 나사 결합된다. 또한, 제1 구간(L1)의 직경은 로드(410)에 대응되며 D1의 크기를 가질 수 있다.

[112] 연결 부재(520)의 제2 구간(L2)에는 내주면에 나사산이 형성되지 않는다. 또한, 제2 구간(L2)의 직경(D2)은 제1 구간(L1)의 직경(D1)보다 크게 설정될 수 있다. 제2 구간(L2)에서는 연결 부재(520)이 로드(410)와 접촉하지 않는다.

[113] 제1 구간(L1)의 길이는 연결 부재(520)가 후방으로 이동시에 커플러(510)와 중첩되도록 설정될 수 있다. 도 10 및 도 11를 보면, 플런저(230)가 최후방으로 연장될 때, 제1 구간(L1)의 적어도 일부는 커플러(510)와 중첩되도록, 즉 적어도 일부가 커플러(510)와 마주보도록 배치된다. 커플러(510)가 활성화시에 커플러(510)가 제1 구간(L1)의 적어도 일부를 그립하도록, 연결 부재(520)에서

제1 구간(L1)의 길이가 설정될 수 있다.

[114] 로드(410)는 연결 부재(520)의 제1 구간(L1)에서만 나사 결합되므로, 연결 부재(520)가 회전하여 로드(410)를 전방으로 이동 시킬시에, 연결 부재(520)와 로드(410)의 나사 결합에 의한 부하를 줄일 수 있다.

[115] 도 11 및 도 12와 같이, 커플러(510)가 활성화되면 커플러(510)가 연결 부재(520)를 그립하고, 구동 휠(420)의 회전에 따라 연결 부재(520)도 함께 회전한다. 연결 부재(520)와 로드(410)는 제1 구간(L1)에서만 나사 결합이 되어 있으므로, 구동 휠(420)이 적은 토크로 회전하더라도 연결 부재(520)가 로드(410)를 전방으로 이동시킬 수 있다. 즉, 제1 구간(L1)에서만 로드(410)와 연결 부재(520)가 나사결합을 하므로, 구동 유닛(400)의 구동에 의해서 플런저(230)는 다소 약한 힘에 의해서도 전방으로 이동할 수 있다.

[116] 트리거 부재(600)는 약액 주입 장치(10)의 약액이 주입되는 기계적인 신호를 생성할 수 있다. 트리거 부재(600)는 제3 바디(15)의 일측에 회동 가능하게 배치되며, 트리거 부재(600)가 회동하여 구동 모듈(300)의 구동을 개시하고, 동시에 클러치 유닛(500)이 구동 유닛(400)을 구동 연결 할 수 있다.

[117] 트리거 부재(600)는 회동축을 중심으로 일 방향으로 회전할 수 있다. 이때, 트리거 부재(600)는 클러치 유닛(500)을 가력하여 로드와 구동 휠(420)을 커플링 시킬 수 있다.

[118] 상세히, 사용자가 니들 조립체(100)를 회전시키면, 니들 조립체(100)의 노브가 트리거 부재(600)의 단부를 가력하여, 트리거 부재(600)의 회동이 개시될 수 있다. 트리거 부재(600)가 회전하면, 트리거 부재(600)가 커플러(510)의 단부를 가력하고, 커플러(510)는 연결 부재(520)와 결합되어 클러치 유닛(500)이 활성화 된다.

[119] 니들 커버 조립체(700)는 니들 조립체(100)의 아래에 장착될 수 있다. 니들 커버 조립체(700)는 약액을 주입하기 전에 레저버 유닛(200)에 저장된 에어를 프라이밍(Priming) 할 수 있다. 약액 주입기(NI)를 통해서, 약액이 레저버(210)에 될때, 레저버(210)에 잔류된 기체(공기)를 외부로 배출할 수 있다.

[120] 니들 커버 조립체(700)는 제1 커버(710), 제2 커버(720), 필터 부재(730) 및 접착층(740)을 가질 수 있다.

[121] 제1 커버(710)는 약액 주입 장치(10)의 하부에 배치될 수 있다. 제1 커버(710)의 개구에는 제2 커버(720)가 삽입되어 조립될 수 있다. 제1 커버(710)의 일측에는 제2 바디(14)에 삽입되어 니들 커버 조립체(900)를 고정하는 삽입 돌기(911)가 배치될 수 있다.

[122] 제2 커버(720)는 제1 커버(710)에 조립되며, 중앙에 니들(N) 및/또는 캐뉼러가 정렬될 수 있다. 제2 커버(720)는 중앙에 높이방향으로 관통되며, 약액(D)이 저장되는 저장 공간을 가질 수 있다.

[123] 제1 커버(710)는 제2 커버(720)보다 강성이 더 크다. 제1 커버(710)는 외부에 노출되는 부분으로, 강성이 다소 큰 물질로 형성된다. 제2 커버(720)는 제1

커버(710)에 조립되고, 제3 바디(15)의 개구에 삽입되기 위해서 제1 커버(710)보다 강성이 작은 물질로 형성된다.

[124] 제2 커버(720)의 중앙에는 제3 바디(15)에 삽입되는 돌출부(721)를 구비할 수 있다. 또한, 제2 커버(720)는 고정 돌기(722)를 구비하고, 고정 돌기(722)가 제1 커버(710)에 삽입되어, 제1 커버(710)와 제2 커버(720)가 조립될 수 있다.

[125] 필터 부재(730)는 제2 커버(720)에 장착된다. 필터 부재(730)는 제2 커버(720)의 저장공간의 아래에 배치되며, 공기 등의 기체는 필터 부재(730)를 통과하나, 약액과 같은 액체는 필터 부재(730)를 통과하지 않는다. 그리하여, 니들(N)에서 토출된 공기는 필터 부재(730)를 통과하여 외부로 배출되나, 니들에서 토출된 약액은 제2 커버(720)와 필터 부재(730)로 정의되는 저장 공간에 저장될 수 있다.

[126] 필터 부재(730)는 저장 공간에 저장되는 약액의 양에 따라 형상이 변화할 수 있다. 예컨대, 저장 공간에 약액이 채워지면, 필터 부재(730)가 아래 방향으로 팽창하여, 사용자가 니들 커버 조립체(700)에 약액이 유입된 것을 인지할 수 있다.

[127] 접착층(740)은 니들 커버 조립체(700)의 일면에 배치되며, 부착부(12)에 니들 커버 조립체(700)를 부착시킬 수 있다.

[128] 알람 유닛(800)은 약액 주입 장치(10)의 내부 또는 외부에 배치되며, 약액 주입 장치(10)의 정상작동이나 오작동을 사용자에게 알릴 수 있다.

[129] 일 예로, 알람 유닛(800)은 하우징(11)의 아래에 배치되며, 회로 기판에 연결된다. 알람 유닛(800)은 경고음을 생성하거나, 빛을 생성하여, 외부 사용자에게 알람을 전달할 수 있다.

[130] 도 6 및 도 7은 레저버(210)의 유량을 센싱하는 구동을 도시하는 평면도이고, 도 8은 도 2의 약액 주입 장치(10)의 일부 구성을 도시하는 블록도이다.

[131] 도 4 내지 도 8을 참조하면, 복수개의 센서 유닛들은 약액 주입 장치(10)의 구동을 측정할 수 있다. 복수개의 센서 유닛들은 레저버(210)의 약액의 저장량을 측정하거나, 구동 모듈(300)의 구동 여부, 구동 유닛(400)의 구동 여부, 구동 휠(420)의 회전각, 플런저(230)의 이동거리 등을 측정할 수 있다.

[132] 센서 유닛들은 각각 복수개의 접촉단을 가질 수 있다. 접촉단은 전기적인 접촉 여부를 측정하여 각각의 이벤트 또는 데이터를 측정할 수 있다.

[133] 접촉단은 다른 부품과의 접촉으로 어느 하나의 단부의 위치가 변경될 수 있으며, 다른 부품과의 접촉이 해제되면 복원력에 의해서 제자리로 돌아올 수 있다.

[134] 일 실시예로, 접촉단은 탄성 스프링 형태를 가질 수 있다. 접촉단은 제1 단부(900A)가 회로 기판인 제어 모듈(16)과 연결되며, 제2 단부(900B)가 제1 단부(900A)에서 연장되되 커넥터 부재(250)와 접촉될 수 있다.

[135] 제1 단부(900A)의 직경은 제2 단부(900B)의 직경보다 크게 설정될 수 있다. 제1 단부(900A)의 직경이 제2 단부(900B)의 직경보다 크게 형성되므로, 제1 단부(900A)가 회로 기판에 견고하게 지지될 수 있다. 제1 단부(900A)는 제어

모듈(160)에 안정적으로 지지되고, 제2 단부(900B)가 쉽게 위치나 형상이 변형되어 안정적으로 다른 부품과의 접촉을 유지할 수 있다.

[136] 제1 단부(900A)의 길이는 제2 단부(900B)의 길이보다 작게 설정될 수 있다. 제1 단부(900A)의 길이가 제2 단부(900B)의 길이 보다 짧으므로, 제1 단부(900A)가 회로 기판에 견고하게 지지될 수 있다. 제1 단부(900A)는 제어 모듈(160)에 안정적으로 지지되고, 제2 단부(900B)가 쉽게 위치나 형상이 변형되어 안정적으로 다른 부품과의 접촉을 유지할 수 있다.

[137] 특히, 제2 단부(900B)의 직경이 제1 단부(900A)의 직경 보다 작거나, 제2 단부(900B)의 길이가 제1 단부(900A)의 길이보다 길게 설정되므로, 제2 단부(900B)가 커넥터 부재(250), 베이스 커버(933) 등과 같이 다른 부품과 접촉하더라도, 제2 단부(900B)가 쉽게 위치나 형상이 변형되고, 안정적으로 다른 부품과의 접촉을 유지할 수 있다.

[138] 제1 센서 유닛(910A)은 레저버 유닛(200)에 인접하게 배치된다. 제1 센서 유닛(910A)은 커넥터 부재(250)의 이동 경로 상에 배치될 수 있다. 제1 센서 유닛(910A)은 복수개의 접촉단을 구비할 수 있으며, 복수개의 접촉단은 제2 바디(14)의 고정홈(14A)에 장착될 수 있다. 커넥터 부재(250)가 이동하면서 복수개의 접촉단 중 적어도 하나 이상과 접촉할 수 있다.

[139] 일 실시예로, 제1 센서 유닛(910A)은 제1 접촉단(911)과 제2 접촉단(912)을 구비할 수 있다. 제1 접촉단(911)과 제2 접촉단(912)은 서로 이격되게 배치되며, 커넥터 부재(250)가 선형 이동하여 제1 접촉단(911) 및/또는 제2 접촉단(912)과 접촉할 수 있다.

[140] 커넥터 부재(250)는 제1 위치(P1)에서 제1 접촉단(911)과 접촉하고, 제2 위치(P2)에서 제2 접촉단(912)에서 접촉할 수 있다.

[141] 도 6, 도 9 및 도 10을 참조하면, 약액(D)이 레저버(210)에 주입되는 과정에서는 커넥터 부재(250)는 제1 위치(P1)에서 제1 접촉단(911)과 먼저 접촉하고(플런저(230)는 P-1위치), 이후에 커넥터 부재(250)는 제2 위치(P2)에서 제2 접촉단(912)과 접촉한다(플런저(230)는 P-2위치).

[142] 일 실시예로, 커넥터 부재(250)는 제1 접촉단(911) 및 제2 접촉단(912)을 전기적으로 연결시킬 수 있다. 제1 접촉단(911)과 제2 접촉단(912)이 커넥터 부재(250)를 통해서 전기적으로 연결되면, 제어 모듈(16)은 레저버 유닛(200)의 특정한 이벤트를 인식할 수 있다.

[143] 예컨대, 커넥터 부재(250)가 제1 접촉단(911)과 제2 접촉단(912)을 접촉하면, 제1 센서 유닛(910A)은 레저버(210)에 저장된 약액이 제1 기준량(일예로 10%, 20%, 30% 등)으로 저장된 것을 센싱할 수 있다.

[144] 레저버(210)에 약액(D)이 설정된 제1 기준량으로 저장된 것을 인식하면, 제어 모듈(16)은 약액 주입 장치(10)를 깨울 수(AWAKE) 있다. 즉, 제어 모듈(16)은 레저버(210)에 어느 정도의 약액이 저장된 것을 확인하고, 일부 구동을 시작하여 약액 주입 장치(10)를 예열 할 수 있다(제1 모드).

[145] 다른 실시예로, 커넥터 부재(250)가 제1 센서 유닛(910A)의 접촉단 중 적어도 하나와 접촉하여, 전기적 신호를 생성할 수 있다. 커넥터 부재(250)가 제1 접촉단(911)을 접촉하면 제어 모듈(16)은 제1 이벤트를 인식하고, 커넥터 부재(250)가 제2 접촉단(912)을 접촉하면 제어 모듈(16)은 제2 이벤트를 인식할 수 있다.

[146] 예컨대, 커넥터 부재(250)가 제1 접촉단(911)과 접촉하여 약액 주입 장치(10)를 깨울 수 있으며, 제2 접촉단(912)과 접촉하여 약액 주입 장치(10)에 저장되는 약액의 저장량을 센싱할 수 있다.

[147] 예컨대, 커넥터 부재(250)가 제1 접촉단(911)과 접촉하여 약액 주입 장치(10)를 깨우면서 레저버(210)에 저장된 약액양을 1차적으로 센싱 할 수 있으며, 제2 접촉단(912)과 접촉하여 약액 주입 장치(10)에 저장되는 약액의 저장량을 2차적으로 센싱할 수 있다.

[148] 도 6, 도 11 및 도 12와 같이 약액(D)이 니들(N)로 배출되는 과정에서는 커넥터 부재(250)는 제2 위치(P2)에서 제2 접촉단(912)과 먼저 접촉이 해제되고(플런저(230)는 P-2위치), 이후에 커넥터 부재(250)는 제1 위치(P1)에서 제1 접촉단(911)과 접촉이 해제된다(플런저(230)는 P-1위치).

[149] 일 실시예로, 커넥터 부재(250)가 제1 접촉단(911)과 제2 접촉단(912)과의 접촉을 유지하다가 제2 접촉단(912)의 접촉이 분리되면, 제1 접촉단(911)과 제2 접촉단(912)의 전기적인 연결이 해제된다. 제1 접촉단(911)과 제2 접촉단(912)의 전기적으로 연결이 해제되면, 제어 모듈(16)은 레저버 유닛(200)의 특정한 이벤트를 인식할 수 있다.

[150] 상세히, 제2 접촉단(912)이 분리되면, 제어 모듈(16)은 레저버(210)에 저장된 약액(D)이 충분하지 않다는 신호를 생성할 수 있다. 제어 모듈(16)은 알람 신호를 생성하여, 컨트롤러(30), 사용자 단말(20) 및/또는 알람 유닛(800)에 상기 알람 신호를 전달하여 사용자가 약액량을 인식할 수 있다.

[151] 또한, 약액 주입 장치(10)에서 제.3 모드가 설정되면, 제2 센서 유닛(920) 및/또는 엔코더 유닛(930)을 이용하여, 레저버(210) 내에서 플런저(230)의 전진 거리를 정확하게 측정하며, 레저버(210)의 내부에 저장된 약액양을 정밀하게 측정 및 모니터링 할 수 있다.

[152] 다른 실시예로, 커넥터 부재(250)가 제1 센서 유닛(910A)의 접촉단 중 적어도 하나와 접촉을 해제하여 서로 다른 이벤트를 인식할 수 있다. 커넥터 부재(250)가 제2 접촉단(912)과 접촉을 해제하면, 제어 모듈(16)은 제3 이벤트를 인식하고, 커넥터 부재(250)가 제1 접촉단(911)과의 접촉을 해제하면, 제어 모듈(16)은 제4 이벤트를 인식할 수 있다.

[153] 예컨대, 커넥터 부재(250)가 제2 접촉단(912)과의 접촉을 해제하면, 제어 모듈(16)은 사용자에게 알람 신호를 전달할 수 있으며, 제1 접촉단(911)과의 접촉을 해제하면, 제어 모듈(16)은 약액 주입 장치(10)를 강제로 종료하거나, 사용자 단말(20)에 계속하여 알람신호를 생성하거나, 사용자에게 주입되는

약액의 량을 줄이거나 주입 주기를 늘릴 수 있다.

[154] 도 6을 보면, 제1 센서 유닛(910A)은 커넥터 부재(250) 길이 방향의 중심 라인(CL)에서 이격되되, 접촉단의 표면이 커넥터 부재(250)의 표면과 접촉되게 배치될 수 있다.

[155] 커넥터 부재(250)는 중심 라인(CL)을 기준으로 연장되며, 중심 라인(CL)을 따라 선형이동한다. 또한, 커넥터 부재(250)의 외주면은 중심 라인(CL)에서 t1의 길이만큼 이격된다. 복수개의 접촉단은 중심이 중심 라인(CL)에서 t2만큼 이격되며, 복수개의 접촉단의 표면은 중심 라인(CL)에서 t3만큼 이격된다.

[156] t1의 크기는 t3의 크기보다 크게 설정되므로, 커넥터 부재(250)가 중심 라인(CL)을 따라 후방으로 이동하면, P1의 지점에서 제1 접촉단(911)과 접촉하고, P2의 지점에서 제2 접촉단(912)과 접촉할 수 있다. 또한, 커넥터 부재(250)가 중심 라인(CL)을 따라 전방으로 이동하면, P2의 지점에서 제2 접촉단(912)과 접촉 해제되고, P1의 지점에서 제1 접촉단(911)과 접촉 해제될 수 있다.

[157] 제2 센서 유닛(920)은 구동 모듈(300) 및/또는 구동 유닛(400)의 구동 여부를 센싱할 수 있다. 구동 모듈(300)과 구동 휠(420)은 커넥터(CN)에 의해서 구동적으로 연결된다. 구동 모듈(300)이 선형이동하면 커넥터가 회동축을 중심으로 반복해서 회동하며, 커넥터(CN)의 양단이 구동 휠(420)의 제1 연결단(421)과 제2 연결단(422)를 번갈아가면서 가력하여 구동 휠(420)이 회전한다. 제2 센서 유닛(920)은 커넥터(CN)가 회동축을 중심으로 회동하는지 여부 및 회동수를 측정할 수 있다.

[158] 제2 센서 유닛(920)은 플런저(230)의 이동거리, 니들(N)을 통해 배출된 약액의 토출량, 레저버(210)에 남은 약액의 양을 측정할 수 있다. 제2 센서 유닛(920)은 커넥터(CN)가 구동 휠(420)을 어느정도 회전시키는지를 측정한다. 제2 센서 유닛(920)에서 구동 휠(420)의 회전각을 측정하면, 플런저(230)의 선형적으로 이동한 거리를 산출할 수 있으며, 상기 이동거리를 통해서 레저버(210)에서 배출된 약액과 레저버(210)에 잔류하는 약액을 측정할 수 있다.

[159] 제2 센서 유닛(920)은 제1A 접촉단(921)과 제2A 접촉단(922)을 가질 수 있다. 커넥터(CN)가 제1A 접촉단(921)을 접촉하면, 제2 센서 유닛(920)은 커넥터(CN)가 제1 연결단(421) 및 제2 연결단(422) 중 어느 하나를 가력한 것으로 측정한다. 제2 센서 유닛(920)은 커넥터(CN)가 제2A 접촉단(922)을 접촉하면, 커넥터(CN)가 제2 연결단(422) 및 제2 연결단(422) 중 다른 하나를 가력한 것으로 측정한다.

[160] 엔코더 유닛(930)은 구동 유닛(400)의 일단에 배치되어, 구동 유닛(400)의 회전을 측정할 수 있다. 엔코더 유닛(930)은 구동 휠(420)의 회전을 측정할 수 있다.

[161] 엔코더 유닛(930)은 제1B 접촉단(931), 제2B 접촉단(932) 및 커버단(933A)과 티스단(933B)을 가지는 베이스 커버(933)를 가질 수 있다.

[162] 제1B 접촉단(931)은 베이스 커버(933)의 단부에 배치되어, 항상 베이스 커버(933)와 접촉을 유지할 수 있다. 제1B 접촉단(931)은 커버단(933A)과 선택적으로 접촉을 유지할 수 있다.

[163] 도면에서는, 제1B 접촉단(931)이 제2B 접촉단(932)의 반대측에 배치된 것을 도시하나, 이에 한정되지 않는다. 예컨대, 제1B 접촉단(931)과 제2B 접촉단(932)이 구동 휠(420)의 같은 측에 배치될 수 있다. 또한, 제1B 접촉단(931)은 구동 휠(420)의 후방에 배치될 수 있다.

[164] 제2B 접촉단(932)은 베이스 커버(933)의 단부에 배치되되, 제1B 접촉단(931)과 이격되게 배치된다. 제2B 접촉단(932)은 티스단(933B)에 접촉하도록 배치되어, 구동 휠(420)의 회전에 따라 접촉되거나 접촉 해제 될 수 있다.

[165] 베이스 커버(933)는 구동 휠(420)의 일단에 삽입된다. 커버단(933A)은 구동 휠(420)의 외주면을 일주하도록 연장되나, 티스단(933B)은 커버단(933A)에서 연장되되 복수개가 구동 휠(420)의 외주면을 따라 이격되게 배치될 수 있다. 티스단(933B)은 커버단(933A)에서 구동 휠(420)의 길이방향을 따라 연장될 수 있다.

[166] 일 실시예로, 티스단(933B)의 폭(W1)은 이웃하는 티스단 사이의 거리(W2)보다 작게 설정될 수 있다. W1의 폭이 W2의 폭보다 짧게 설정되므로, 제2B 접촉단은 티스단(933B)과의 접촉시에 생성되는 오차를 줄일 수 있다.

[167] 엔코더 유닛(930)은 구동 휠(420)의 회전을 센싱하여, 제2 센서 유닛(920)이 제대로 구동되고 있는지를 측정할 수 있다. 약액 주입 장치(10)가 정상적으로 작동시에, 엔코더 유닛(930)에서 구동 휠(420)의 회전이 측정되면, 제2 센서 유닛(920)에서도 커넥터(CN)의 접촉이 접촉되어야 한다. 엔코더 유닛(930)에서 구동 휠(420)이 회전하지 않는 것으로 측정되면, 제2 센서 유닛(920)에서도 커넥터(CN)의 접촉이 발생되지 않아야 한다. 따라서, 엔코더 유닛(930)에서 측정된 신호와 제2 센서 유닛(920)에서 측정된 신호를 비교하여, 엔코더 유닛(930)은 제2 센서 유닛(920)의 오류를 점검할 수 있다.

[168] 제2B 접촉단(932)이 티스단(933B)과 접촉하면, 제1B 접촉단(931)과 제2B 접촉단(932)은 전기적으로 연결되고, 엔코더 유닛(930)은 전기적 연결 신호를 센싱한다. 구동 휠(420)이 더 회전하여, 제2B 접촉단(932)이 티스단(933B)에서 분리되면, 제2B 접촉단(932)은 전기적으로 분리된다. 엔코더 유닛(930)은 제1B 접촉단(931)과 제2B 접촉단(932)의 전기적 연결 및 분리 여부 및 전기적 연결의 횟수를 측정하여, 구동 휠(420)의 회전각, 회전속도를 측정할 수 있다.

[169] 도 9 내지 도 12는 레저버(210)로 약액을 주입하여 약액을 저장하고, 약액을 니들(N)로 배출하는 구동을 도시하는 단면도이고, 도 13은 약액 주입 장치(10)의 구동에 따른 약액량의 변화 및 구동 모드의 변화를 도시하는 그래프이다.

[170] 도 9 내지 도 13을 참조하면, 약액 주입 장치(10)를 사용자에게 부착하기 전에 레저버(210)로 약액(D)을 저장하고, 이후 레저버(210)에서 니들(N)로 약액(D)을 토출하여 약액(D)을 사용자에게 주입하는 과정을 설명하면 다음과 같다.

[171]

[172] <약물 저장 단계>

[173] 사용자는 외부의 약액 주입기(미도시)를 이용하여 약액 주입 장치(10)의 레저버 유닛(200)에 약액을 주입한다. 도 9를 보면, 약액을 주입하기 전에는 레저버(210)의 전단에는 플런저(230)가 배치되며, 플런저(230)의 후단에는 로드(410)가 연결 부재(520)에 조립되어 있다. 이때에는 커플러(510)가 연결 부재(520)를 그립하지 않으므로, 구동 휠(420)은 로드(410)와 연결되지 않는다.

[174] 사용자는 약액 주입기(미도시)에 주입될 약액(D)을 넣고, 상기 약액 주입기를 레저버 유닛(200)의 입구단으로 삽입한다. 이때, 레저버(210)의 내부에 잔류된 공기는 프라이밍 될 수 있다.

[175] 상세히, 레저버 유닛(200)의 조립과정에서, 레저버(210)와 플런저(230) 사이에 공기가 잔류된다. 공기가 레저버(210)에 잔류된 상태에서 약액을 주입하면, 공기도 함께 사용자에게 주입될 위험이 있으므로, 공기를 제거하는 동작(프라이밍 동작)이 필요하다.

[176] 약액이 약액 주입기에서 레저버(210)로 유입되기 시작하면, 레저버(210)의 내표면과 플런저(230) 사이에 유입되면서 잔류된 기체를 니들(N)로 밀어 낸다. 이때, 안내홈(211)을 따라 기체가 이동할 수 있다. 즉, 레저버(210)의 내부에 잔류된 기체는 유입되는 약액(D)에 의해서 안내홈(211)의 안내를 따라 니들(N)로 배출될 수 있다. 니들(N)을 통과한 기체는 니들 커버 조립체(700)로 이동하고, 니들 커버 조립체(700)의 필터 부재(730)를 통과하여 외부로 배출된다. 안내홈(211)의 가이드에 의해서, 레저버(210)의 내부에 잔류된 기체는 신속하게 외부로 배출되어, 레저버(210)의 기체를 제거할 수 있다.

[177] 약액(D)이 레저버(210)에 주입되는 양에 따라 제1 센서 유닛(910A)이 구동될 수 있다.

[178] 약액(D)의 주입에 따라 플런저(230)가 P-1지점을 통과하면, 커넥터 부재(250)는 제1 위치(P1)에서 제1 접촉단(911)과 접촉한다. 이후, 플런저(230)가 P-2지점을 통과하면, 커넥터 부재(250)는 제2 위치(P2)에서 제2 접촉단(912)과 접촉한다.

[179] 일 실시예로, 커넥터 부재(250)가 제1 접촉단(911)과 제2 접촉단(912)을 전기적으로 연결하면, 제1 모드가 구동된다. 제1 모드는 약액 주입 장치(10)을 깨우는(AWAKE) 모드이며, 이후에 약액 주입 장치(10)가 사용자에게 부착되면 즉시 구동되도록 약액 주입 장치(10)를 미리 예열할 수 있다. 또한, 사용자 단말(20)등을 통해서 사용자에게 레저버(210)에 약액(D)이 미리 설정된 제1 기준량이 저장된 것을 알려주어, 사용자가 약액 주입 장치(10)를 사용하도록 미리 알려줄 수 있다.

[180] 다른 실시예로, 커넥터 부재(250)가 제1 접촉단(911)과 연결되면 제어 모듈(16)이 제1 이벤트로 인식하고, 제2 접촉단(912)과 연결되면 제어 모듈(16)이 제2 이벤트로 인식할 수 있다. 즉, 커넥터 부재(250)가 각각의 다른 접촉단과 접촉하면 서로 다른 이벤트를 인식하고, 상기 이벤트들을 사용자에게 전달할 수

있다.

[181]

[182] <부착 단계>

[183] 도 10과 같이, 레저버(210)에 약물(D)이 저장되면, 약액 주입 장치(10)는 사용자에게 부착된다. 전술한 약물 저장 단계에서 니들 커버 조립체(700)를 통해서 레저버(210)에 있던 기체가 제거(프라이밍 동작이 완료)되었으므로, 니들 커버 조립체(700)는 약액 주입 장치(10)에서 제거된다.

[184] 사용자는 약액 주입 장치(10)를 사용자에게 부착하고, 니들 조립체(100)를 회전시켜, 니들(N) 및 캐뉼러를 피부에 삽입한다. 니들(N)은 캐뉼러와 함께 피부에 삽입되며, 캐뉼러가 피부에 삽입되는 것으 유도할 수 있다.

[185] 이후에 니들(N)은 피부에서 인출되되, 캐뉼러와 연결된 상태를 유지한다. 사용자가 니들 조립체(100)를 더 회전하면, 니들(N)은 캐뉼러가 피부에 삽입된 상태에서 상부로 이동한다. 캐뉼러 및 니들(N)은 적어도 일부가 연결되고, 약액이 이동하는 경로를 형성 및 유지한다.

[186]

[187] <약물 주입 단계-제2 모드>

[188] 캐뉼러와 니들(N)이 사용자에게 삽입되는 동작과 실질적으로 동시에, 구동 모듈(300) 및 구동 유닛(400)이 구동된다. 약액 주입 장치(10)는 제2 모드에서 약액(D)을 설정된 주기 및 주입량에 따라 사용자에게 주입될 수 있다.

[189] 사용자가 니들(N)과 캐뉼러를 피부에 삽입하기 위해서 니들 조립체(100)를 회전하면, 트리거 유닛(600)이 구동 모듈(300)을 구동시키게 된다. 구동 모듈(300)이 구동되면, 커넥터(CN)가 회동축을 중심으로 회전하면서 구동 휠(420)을 회전시킨다. 커넥터(CN)는 제1 연결단(421) 및 제2 연결단(422)을 교번하여 가력하면서 구동 휠(420)을 1티스 단위로 회전시킬 수 있다.

[190] 사용자가 니들 조립체(100)를 회전하면, 트리거 유닛(600)이 도 11과 같이, 커플러(510)를 활성화 시킬 수 있다. 커플러(510)가 연결 부재(520)의 외측을 그립하게 되면, 구동 휠(420), 커플러(510), 연결 부재(520)는 하나의 바디로 일체화 된다. 따라서, 구동 휠(420)의 회전하면 연결 부재(520)도 함께 회전하고, 로드(410)는 전방으로 이동하게 된다.

[191] 로드(410)가 전방으로 이동하면, 플런저(230)도 함께 전방으로 이동하면서, 약액을 니들(N)로 배출시킬 수 있다. 따라서, 설정된 구동 모듈(300)의 구동 주기, 구동 속도에 따라 약물이 사용자에게 주입될 수 있다.

[192] 이때, 제2 센서 유닛(920)은 커넥터(CN)의 회동을 측정할 수 있다. 제2 센서 유닛(920)의 제1A 접촉단(921)과 제2A 접촉단(922)은 대응되는 커넥터(CN)의 단부와 교번하여 접촉한다. 제2 센서 유닛(920)은 제1A 접촉단(921)과 커넥터(CN)의 일단이 접촉하는 것을 센싱하고, 제2A 접촉단(922)과 커넥터(CN)의 타단이 접촉하는 것을 센싱한다.

[193] 일 실시예로, 제2 센서 유닛(920)의 접촉단과 커넥터(CN)가 접촉하면, 제2 센서

유닛(920)은 전기적 신호를 센싱할 수 있다. 다른 실시예로, 제2 센서 유닛(920)의 접촉단과 커넥터(CN)가 접촉하면, 제2 센서 유닛(920)은 충격에 따른 임팩트 신호를 센싱 할 수 있다.

[194] 제2 센서 유닛(920)은 커넥터의 회동을 측정한 데이터를 기초로 구동 모듈(300)과 커넥터(CN)의 구동 여부를 측정하거나, 커넥터(CN)에 의해서 구동 휠(420)의 구동여부를 측정하거나, 구동 휠(420)의 회전각 및/또는 회전속도를 측정하거나, 구동 휠(420)의 회전에 의해서 플런저(230)의 이동거리 및 약액의 주입량을 측정할 수 있다.

[195] 구동 휠(420)이 회전하면, 엔코더 유닛(930)은 구동 휠(420)의 회전각, 회전 속도 등을 측정할 수 있다. 제1B 접촉단(931)은 커버단(933A)과 전기적 접촉을 유지하나, 제2B 접촉단(932)은 티스단(933B)과 전기적 접촉을 유지하나, 티스단(933B)을 벗어나면 전기적 접촉이 해제될 수 있다.

[196] 엔코더 유닛(930)은 전기적으로 연결 신호 및/또는 전기적으로 해제 신호를 측정하여, 구동 휠(420)의 회전과 관련된 데이터를 측정할 수 있다. 제어 모듈(16)은 엔코더 유닛(930)에서 측정된 데이터를 기초로 구동 휠(420)의 회전각, 회전 속도를 산출하고, 이를 기초로 플런저(230)의 이동거리 및 약액의 토출량을 계산할 수 있다.

[197]

[198] <약물 주입 단계-제3 모드>

[199] 플런저(230)가 P-2위치에 위치하고, 커넥터 부재(250)가 제2 위치(P2)에 위치하면, 제1 센서 유닛(910A)에서 제1 접촉단(911)과 제2 접촉단(912)이 전기적으로 분리된다. 제어 모듈(16)은 제1 센서 유닛(910A)이 전기적으로 해제되면 제3 모드가 활성화 될 수 있다.

[200] 제3 모드에서는 제어 모듈(16)은 사용자 단말(20), 컨트롤러(30) 및/또는 알람 유닛(800)을 통해서 사용자에게 저장된 약액의 양이 제2 기준량에 해당한다는 알람 신호를 전달 할 수 있다. 제2 기준량은 제3 모드의 구동 시점에서 구동 모듈(300)이 인식하는 약액의 양으로 정의할 수 있다. 제어 모듈(16)은 레저버(210)에 남은 약액의 양이 기 설정된 제2 기준량이라는 점을 사용자에게 전달하여, 사용자는 약액 주입 장치(10)를 교체하는 것을 준비할 수 있다.

[201] 일 실시예로, 제1 기준량은 제2 기준량과 같은 약액 저장량으로 설정될 수 있다. 플런저(230)가 전진 또는 후퇴 이동으로, 커넥터 부재(250)가 제2 접촉단(912)과 접촉 또는 접촉 해제시에, 레저버(210)에서의 플런저(230)의 위치는 동일하므로, 제1 기준량과 제2 기준량은 동일하게 설정될 수 있다.

[202] 다른 실시예로, 제1 기준량은 제2 기준량보다 큰 약액 저장량으로 설정될 수 있다. 제1 기준량은 제1 모드의 구동을 위해서 설정되는 기준값으로, 레저버(210)에 저장되는 약액의 양과 실질적으로 같도록 설정될 수 있다. 제2 기준량은 제3 모드의 시작 시점에서 구동 모듈(300)이 인식하는 약액의 양으로, 레저버(210)에 실제로 남아있는 약액의 양보다 더 적게 설정되어 마진을 가질 수

있다.

[203] 실제 레저버(210)에 저장된 약액의 양보다 제2 기준량이 적게 설정되므로, 실제 레저버(210)에는 실제의 약액 잔류량과 제2 기준량의 차이에 해당하는 마진을 가지게 된다. 비록 약액 주입 장치(10)에서 약액이 없는 것으로 알려주더라도, 레저버(210)에 남겨진 약액을 더 이용할 수 있어, 갑작스러운 약액의 단절이나 사고를 없애서, 약액 주입 장치(10)의 안전성을 높일 수 있다.

[204] 제3 모드에서는 약액의 잔류량이 중요하므로, 제어 모듈(16)은 제3 모드에서 매우 정밀하게 약액의 주입량, 레저버(210)에 약액의 잔류량을 계산할 수 있다. 제3 모드가 되면, 제2 센서 유닛(920)과 엔코더 유닛(930)에서 취득한 데이트를 기초로, 제어 모듈(16)은 구동 휠(420)의 회전각, 플런저(230)이 이동거리를 정확하게 측정하여, 약액의 토출량 및 레저버(210)에 남겨진 약액량을 엄밀하게 계산할 수 있다. 제3 모드에서 정확하게 계산된 약액의 잔류량은 실시간으로 사용자에게 전달하여, 사용자가 위험을 인식할 수 있다.

[205] 일 실시예로, 약액 주입 장치(10)는 제3 모드에서만 레저버(210)에 남겨진 약액의 양을 정확하게 카우팅될 수 있다. 제2 모드에서는 레저버(210)에 저장된 약액의 양이 기 설정된 범위(즉, 제2 기준량)를 초과하므로 레저버(210)에 있는 약액의 양은 정밀하게 카운팅하지 않으나, 제3 모드에서는 레저버(210)에 저장된 약액의 양을 정량으로 카운팅할 수 있다. 약액 주입 장치(10)에 저장된 약액의 양이 알람이 필요한 수준에서만 약액의 저장량을 정밀하게 카운팅하므로, 약액 주입 장치(10)의 제어 부하를 줄일 수 있다.

[206] 본 발명의 일 실시예에 따른 약액 주입 장치(10)는 레저버(210)에 저장되는 약액의 주입량을 측정할 수 있다. 레저버(210)에 저장되는 약액의 양을 제1 센서 유닛(910A)이 측정하여, 약액 주입 장치(10)의 구동을 설정할 수 있다. 플런저(230)가 레저버(210)의 내부에서 선형이동하면, 플런저(230)에 연결된 커넥터 부재(250)도 함께 이동하여 제1 센서 유닛(910A)과 접촉 또는 접촉 해제하면서, 레저버(210)에 저장된 약액의 양을 센싱할 수 있다.

[207] 본 발명의 일 실시예에 따른 약액 주입 장치(10)는 약액이 레저버에 어느 정도 채워지면, 예열되어 구동 효율을 높일 수 있다. 제1 센서 유닛(910A)이 레저버(210)로 주입되는 약액의 양이 제1 기준량 이상 또는 초과하는 것으로 센싱하면, 약액 주입 장치(10)는 제1 모드로 일부 부품의 구동을 준바하고, 약액 주입 장치(10)가 사용자에게 부착되면 즉시 약액을 주입할 수 있다.

[208] 본 발명의 일 실시예에 따른 약액 주입 장치(10)는 레저버(210)에 저장된 약액이 소정의 범위 이하로 떨어지면, 이를 센싱하여 사용자에게 알려줄 수 있다. 제1 센서 유닛(910A)이 레저버(210)에 저장된 약액의 양이 제2 기준량의 이하 또는 미만으로 떨어지는 것을 센싱하면, 약액 주입 장치(10)는 제2 센서 유닛(920) 및/또는 엔코더 유닛(930)을 구동하여 레저버(210)에 남은 약액의 양을 정밀하게 카운팅하고, 이에 대한 정보를 사용자에게 전달할 수 있다.

[209] 도 14는 본 발명의 다른 실시예에 따른 약액 주입 장치의 일부를 도시하는

평면도이다.

[210] 도 14를 참조하면, 약액 주입 장치(10)는 복수개의 접촉단을 가지는 제1 센서 유닛(910A)을 구비할 수 있다. 도면에서는 제1 센서 유닛(910A)이 4개의 접촉단을 가지는 것을 도시하나, 이에 한정되지 않으며 다양한 개수로 설정할 수 있다.

[211] 제1 센서 유닛(910A)은 제1 접촉단(911), 제2 접촉단(912), 제3 접촉단(913) 및 제4 접촉단(914)을 가질 수 있다.

[212] 제1 내지 제4 접촉단(911-914)은 서로 이웃하게 배치될 수 있다. 커넥터 부재(250)는 제1 내지 제4 접촉단(911-914) 중 적어도 하나 이상과 접촉하여, 레저버(210)에 저장된 약액의 양을 센싱할 수 있다.

[213] 일 실시예로, 커넥터 부재(250)가 제1 접촉단(911) 및 제2 접촉단(912)을 전기적으로 연결되면, 제1 센서 유닛(910A)에서 전기적 신호를 센싱하고, 레저버(210)에 A 만큼의 약액이 저장된 것으로 추정된다. 커넥터 부재(250)가 제3 접촉단(913) 및 제4 접촉단(914)을 전기적으로 연결되면, 제1 센서 유닛(910A)이 전기적 신호를 센싱하고, 레저버(210)에 A 보다 큰 B 만큼의 약액이 저장된 것으로 추정된다.

[214] 다른 실시예로, 커넥터 부재(250)가 제1 접촉단(911)과 접촉하면 제1 센서 유닛(910A)이 전기적 신호를 센싱하고, 레저버(210)에는 A' 만큼의 약액이 저장된 것으로 추정한다. 커넥터 부재(250)가 제2 접촉단(912), 제3 접촉단(913), 제4 접촉단(914)과 접촉하면, 제1 센서 유닛(910A)은 각각 B', C', D'의 약액이 레저버(210)에 저장된 것으로 추정할 수 있다.

[215] 일 실시예로, 제1 내지 제4 접촉단(911-914)는 서로 같은 간격으로 배치될 수 있다.

[216] 다른 실시예로, 제1 내지 제4 접촉단(911-914) 사이의 간격은 서로 다르게 설정될 수 있다. 제1 접촉단(911)와 제2 접촉단(912) 사이의 간격과, 제2 접촉단(912)와 제3 접촉단(913) 사이의 간격과, 제3 접촉단(913)와 제4 접촉단(914) 사이의 간격을 서로 다르게 설정하거나, 적어도 하나를 다르게 설정하여, 레저버(210)에 저장된 약액의 양을 다양하게 센싱할 수 있다.

[217] 도 15는 사용자 단말, 컨트롤러 및 약물 주입 장치를 포함하는 인슐린 관리 시스템의 블록도이다.

[218] 사용자 단말(1000)은 유무선 통신 환경에서 웹 서비스를 이용할 수 있는 통신 단말을 의미한다. 예를 들어, 사용자 단말(1000)은 스마트폰, 태블릿 PC, PC, 스마트 TV, 휴대폰, PDA(personal digital assistant), 랩톱, 미디어 플레이어, 마이크로 서버, GPS(global positioning system) 장치, 전자책 단말기, 디지털방송용 단말기, 네비게이션, 키오스크, MP3 플레이어, 디지털 카메라, 가전기기, 카메라가 탑재된 디바이스 및 기타 모바일 또는 비모바일 컴퓨팅 장치일 수 있다. 또한, 사용자 단말(1000)은 통신 기능 및 데이터 프로세싱 기능을 구비한 시계, 안경, 헤어 밴드 및 반지 등의 웨어러블 디바이스일 수 있다.

그러나, 상술한 바와 같이 인터넷 통신이 가능한 애플리케이션을 탑재한 단말은 제한 없이 차용될 수 있다.

[219] 사용자 단말(1000)은 미리 등록된 컨트롤러(2000)와 1대1로 연결될 수 있다. 또한, 사용자 단말들(1000)은 외부의 장치로부터의 제어를 막기 위해서, 컨트롤러(2000)로부터 데이터를 수신할 수 있다. 사용자 단말(1000)은 기 설정된 범위 안에서 설정 정보, 예를 들어 시스템 시간 정보를 컨트롤러(2000)로 전달할 수 있다.

[220] 컨트롤러(2000)는 약물 주입 장치(3000)와 데이터를 송수신하는 기능을 수행하며, 약물 주입 장치(3000)로 인슐린 등의 약물의 주입과 관련된 제어 신호를 전송하고, 약물 주입 장치(3000)로부터 혈당 등의 생체값의 측정과 관련된 제어 신호를 수신 받을 수 있다.

[221] 컨트롤러(2000)는 약물 주입 장치(3000)로 사용자의 현 상태를 측정하라는 지시 요청을 전송하고, 지시 요청의 응답으로 약물 주입 장치(3000)로부터 측정 데이터를 수신 받을 수 있다.

[222] 이때, 약물 주입 장치(3000)는 사용자의 혈당값, 혈압, 심박수 등의 생체값을 측정하는 기능을 수행하기도 하지만, 사용자에게 주입되어야 하는 인슐린, 글루카곤, 마취제, 진통제, 도파민, 성장 호르몬, 금연 보조제 등의 약물을 주입하는 기능을 수행하기도 한다.

[223] 약물 주입 장치(3000)는 사용자에게 주기적으로 주입되어야 하는 물질을 보관하는 저장부를 더 포함할 수 있으며, 컨트롤러에 의해 발생된 주입 신호에 따라 주입되어야 하는 주입량이 저장부로부터 주입되도록 제어될 수 있다.

[224] 이때, 약물 주입 장치(3000)는 측정값 및 주입량 등의 정보를 컨트롤러(2000)에 전달할 수 있다. 선택적으로 약물 주입 장치(3000)는 장치 상태 메시지, 생체값 측정 메시지, 약물 주입 메시지, 저장부 내 약물 잔량값 등을 컨트롤러(2000)로 전달할 수 있다. 예를 들어, 약물 주입 장치(3000)는 장치의 잔여 배터리 용량 정보, 장치의 부팅 성공 여부, 주입 성공 여부 등을 포함하는 장치 상태 메시지를 컨트롤러(2000)에 전달할 수 있다. 컨트롤러로 전달된 메시지들은 컨트롤러(2000)를 거쳐 사용자 단말(1000)로 전달될 수 있다. 또는 컨트롤러(2000)는 수신된 메시지들을 가공한 개량 데이터를 사용자 단말(1000)로 전달할 수 있다.

[225] 약물 주입 장치(3000) 역시 미리 등록된 컨트롤러(2000)와만 통신가능하도록 구현될 수 있다. 또한, 약물 주입 장치(3000)는 하드웨어적으로, 사용자의 혈당값, 혈압, 심박수 등의 생체값을 측정하는 기능을 수행하는 측정 장치와, 인슐린, 글루카곤, 마취제, 등의 약물을 주입하는 기능을 수행하는 주입 장치로 구분될 수 있다. 즉, 측정 장치와 주입 장치가 독립적으로 존재할 수도 있다. 컨트롤러(2000)는 주입 장치 및 측정 장치와 각각 연결되어 측정 장치를 통해 측정된 측정값을 기초로 주입 장치에 대한 제어 신호를 생성하여 제공할 수 있다.

[226] 일 실시예에서 약물 주입 장치(3000)는 저장부 내 약물 잔량값을 컨트롤러(2000)로 전송할 수 있다. 컨트롤러(2000)는 저장부의 잔량값을 사용자에게 제공할 수 있다.

[227] 일 실시예에서 약물 주입 장치(3000)는 커넥터 부재와 센서 유닛 간의 접촉 감지 신호 또는 비접촉 감지 신호를 컨트롤러(2000)로 전송할 수 있다. 컨트롤러(2000)는 접촉 감지 신호를 수신한 것에 응답하여 약물 주입 장치(3000)가 비활성화 모드에서 활성화 모드로 전환되었음을 사용자에게 통지할 수 있다.

[228] 컨트롤러(2000)는 비접촉 감지 신호를 수신한 것에 응답하여 저장부의 잔량값을 사용자에게 제공할 수 있다.

[229] 또한, 컨트롤러(2000)는 최초 비접촉 감지 신호 수신 시 저장부의 잔량값, 1회 약물 배출 시 배출량 및 비접촉 감지 신호의 카운트 값에 기초하여 저장부의 잔량값을 산출하고, 산출된 저장부의 잔량값을 사용자에게 제공할 수 있다.

[230] 컨트롤러(2000)에서 제공되는 각종 정보는 사용자 단말(1000)을 통해서도 제공될 수 있다.

[231] 한편, 사용자 단말(1000), 컨트롤러(2000) 및 약물 주입 장치(3000)는 네트워크를 이용하여 통신을 수행할 수 있다. 예를 들어, 네트워크는 근거리 통신망(Local Area Network; LAN), 광역 통신망(Wide Area Network; WAN), 부가가치 통신망(Value Added Network; VAN), 이동 통신망(mobile radio communication network), 위성 통신망 및 이들의 상호 조합을 포함하며, 각 네트워크 구성 주체가 서로 원활하게 통신을 할 수 있도록 하는 포괄적인 의미의 데이터 통신망이며, 유선 인터넷, 무선 인터넷 및 모바일 무선 통신망을 포함할 수 있다. 또한, 무선 통신은 예를 들어, 무선 랜(Wi-Fi), 블루투스, 블루투스 저에너지(Bluetooth low energy), 지그비, WFD(Wi-Fi Direct), UWB(ultra wideband), 적외선 통신(IrDA, infrared Data Association), NFC(Near Field Communication) 등이 있을 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.

[232] 도 16은 일 실시예에 따른 약물 주입 장치를 도시한 사시도이고, 도 17은 일 실시예에 따른 약물 주입 장치의 분해 사시도이고, 도 18은 도 17의 일부 구성을 도시한 사시도이며 도 19는 도 18의 일측을 도시한 사시도이다. 또한, 도 20은 저장부의 유량을 센싱하는 구동을 도시하는 평면도이다.

[233] 도 16 내지 도 20을 참조하면, 약물 주입 장치(10)는 약물을 주입할 사용자에 부착되고, 내부에 저장된 약물을 사용자에게 설정된 정량으로 주입할 수 있다.

[234] 약물 주입 장치(10)는 주입되는 약물의 종류에 따라 다양한 용도로 사용될 수 있다. 예컨대, 약물은 당뇨병 환자를 위한 인슐린 계열 약물을 포함할 수 있고, 기타 췌장을 위한 약물, 심장용 약물 기타 다양한 종류의 약물을 포함할 수 있다.

[235] 약물 주입 장치(10)의 일 실시예는 외측을 커버하는 하우징(11), 사용자의 피부에 인접하게 위치하는 부착부(12)를 구비할 수 있다. 약물 주입 장치(10)는 하우징(11)과 부착부(12) 사이의 내부 공간에 배치된 복수개의 부품을 포함한다.

부착부(12)와 사용자의 피부 사이에는 별도의 접합수단이 더 개재될 수 있으며, 접합수단에 의해 약물 주입 장치(10)는 피부에 고정될 수 있다.

[236] 약물 주입 장치(10)는 니들 조립체(100), 저장부(200), 구동 모듈(300), 배터리(500), 구동 유닛(400), 클러치 유닛(350), 트리거 부재(600), 니들 커버 조립체(700), 알람 유닛(800) 및 복수개의 센서 유닛들을 포함할 수 있다.

[237] 약물 주입 장치(10)는 베이스 바디가 적어도 하나 이상의 바디가 내부 부품을 지지하는 틀을 형성할 수 있다. 베이스 바디는 배치에 따라 제1 바디(13), 제2 바디(14) 및 제3 바디(15)를 가질 수 있다.

[238] 제1 바디(13)는 하우징(11)의 아래에 배치되며, 각 개구 또는 홈에 니들 조립체(100), 저장부(200), 구동 모듈(300), 배터리(500) 등이 지지될 수 있다. 제2 바디(14)는 제1 바디(13)의 아래에 배치되며, 부착부(12)와 연결될 수 있다. 제2 바디(14)는 약물 주입 장치(10)의 하부를 커버할 수 있다. 제3 바디(15)는 제1 바디(13)의 상측에 배치되어, 각 개구 또는 홈에 저장부(200), 구동 모듈(300), 배터리(500), 구동 유닛(400) 등을 지지될 수 있다. 도면에서는 제1 바디(13), 제2 바디(14) 및 제3 바디(15)를 도시하나, 이에 한정되지 않으며 일체로 구비되거나 복수 개로 구비될 수 있다.

[239] 약물 주입 장치(10)의 내부에는 제어 모듈(미도시)이 배치될 수 있다. 제2 바디(14)의 아래에는 회로 기판인 제어 모듈(미도시)이 배치되며, 약물 주입 장치(10)의 전체적인 구동을 제어할 수 있다. 제어 모듈(미도시)은 구동 모듈(300), 배터리(500), 알람 유닛(800) 및 복수개의 센서 유닛들과 전기적으로 접촉하여, 이들의 구동을 제어할 수 있다.

[240] 니들 조립체(100)는 제1 바디(13)에 장착될 수 있다. 니들 조립체(100)는 슬리브(110)의 회전에 의해서 니들(N) 및/또는 캐뉼러가 축 방향으로 이동될 수 있다.

[241] 니들(N)의 일단은 저장부(200)에 연결되어 약물이 전달될 수 있으며, 타단은 캐뉼러에 삽입되어 캐뉼러를 따라 이동할 수 있다.

[242] 캐뉼러는 니들(N)을 수용할 수 있는 도관 형상을 가지므로, 니들(N)에서 배출된 약물이 사용자로 주입될 수 있다.

[243] 캐뉼러는 사용자의 피부에 삽입된 상태를 유지하나, 니들(N)은 상승하여 대상체에서 분리된다. 다만, 캐뉼러와 니들(N)은 유체가 이동되는 경로를 형성하여, 저장부(200)에서 주입되는 약물은 니들(N)과 캐뉼러를 통해서 사용자에게 주입될 수 있다.

[244] 약물 주입 장치(10)는 사용자가 간단하게 니들 조립체(100)를 회전하여, 캐뉼러를 대상체에 삽입하고, 약물 주입을 개시할 수 있다.

[245] 저장부(200)는 제1 바디(13) 및 제3 바디(15)에 장착되며, 니들 조립체(100)와 연결된다. 저장부(200)의 내부공간에는 약물이 저장되며, 플런저(230)의 이동에 따라 정량의 약물을 니들(N)로 이동시킬 수 있다. 저장부(200)는 저장 공간(210), 캡 커버(220), 플런저(230), 실링링(240) 및 커넥터 부재(250)를 구비할 수 있다

[246] 저장 공간(210)은 길이 방향으로 연장되고, 내부 공간에 약물을 저장할 수 있다. 플런저(230)의 이동에 의해 저장 공간(210)에 저장된 약물이 니들(N)로 배출될 수 있다. 저장 공간(210)의 단부에는 캡 커버(220)가 장착될 수 있다.

[247] 저장 공간(210)은 입구단과 출구단을 가질 수 있다. 입구단으로 약물이 주입되고, 출구단에 설치된 니들(N)을 통해 약물이 배출될 수 있다.

[248] 플런저(230)는 저장부(200) 내부에 배치되어 저장 공간(210)을 밀봉하고, 구동 모듈(300) 및 구동 유닛(400)의 구동에 의해서 저장부(200)의 길이방향을 따라 선형이동 할 수 있다. 저장부(200)에 약물이 보충될 경우 플런저(230)는 후퇴하고, 저장부(200)로부터 약물이 배출될 경우 플런저(230)는 전진할 수 있다. 일 실시예에서 약물 주입 장치(10)에는 약물의 보충을 방지하는 기계적 구성이 추가될 수 있으며, 이에 대해서는 커플러(510) 관련 부분에서 후술하기로 한다.

[249] 플런저(230)의 일측에는 커넥터 부재(250)가 부착될 수 있다. 커넥터 부재(250)는 플런저(230)에 부착되어, 플런저(230)의 선형 이동에 따라 함께 선형 이동될 수 있다.

[250] 플런저(230)가 후퇴하면 커넥터 부재(250)는 플런저(230)와 함께 후퇴할 수 있고, 플런저(230)가 전진하면 커넥터 부재(250)는 플런저(230)와 함께 전진할 수 있다.

[251] 커넥터 부재(250)는 전기 전도성을 가지는 소재로 구비되고, 샤프트 형상을 가질 수 있다. 커넥터 부재(250)가 이동하면서 센서 유닛(910)과 접촉함으로써, 약물의 저장량을 측정하거나, 약물 주입 장치(10)의 구동을 시작할 수 있다.

[252] 구동 모듈(300)은 구동력을 생성하여 구동 유닛(400)에 구동력을 전달할 수 있다. 구동 유닛(400)에 의해 전달된 구동력은 플런저(230)를 저장부(200)의 길이 방향을 따라 이동시키고, 이 과정에서 약물이 배출될 수 있다.

[253] 구동 유닛(400)은 구동 모듈(300)과 저장부(200) 사이에 설치되어, 구동 모듈(300)에서 생성된 구동력으로 저장부(200) 내에 배치된 플런저(230)를 이동시킬 수 있다. 다만, 구동 유닛(400)은 로드(410)와 구동 휠(420)이 클러치 유닛(350)에 의해서 커플링 또는 연결되어야만 플런저(230)를 전진 이동시킬 수 있다.

[254] 로드(410)는 플런저(230)에 연결되고, 일 방향으로 연장된다. 로드(410)는 캡 커버(220)의 개구에 삽입되고, 로드(410)는 플런저(230)를 이동시키기 위해서 저장부(200)의 길이 방향으로 이동할 수 있다. 로드(410)은 표면에 나사산 형상을 가질 수 있다. 로드(410)는 연결 부재(520)에 삽입되며, 액액을 정량 토출시에는, 클러치 유닛(350)에 의해서 구동 휠(420)과 연결되어, 로드(410)가 전방으로 이동될 수 있다.

[255] 구동 휠(420)은 구동 모듈(300)에 구동적으로 연결되며, 구동 모듈(300)의 구동으로 회전할 수 있다. 구동 휠(420)은 제1 연결단(421)과 제2 연결단(422)을 가지며, 내부에는 로드(410)가 이동할 수 있는 공간을 구비할 수 있다. 제1 연결단(421) 및 제2 연결단(422) 중 적어도 하나는 커넥터(CN)에 의해서 구동

모듈(300)와 항상 구동적으로 연결되므로, 구동 모듈(300)의 구동으로 구동 휠(420)이 회전 할 수 있다.

[256] 클러치 유닛(350)에 의해서 구동 유닛(400)들이 서로 연결되면(engaged), 구동 모듈(300)은 구동 유닛(400)의 구동 휠(420)을 회전시키고, 구동 휠(420)의 회전 이동은 플런저(230)의 선형 이동으로 이어질 수 있다. 플런저(230)가 선형 이동하면, 플런저(230)의 일측에 부착된 커넥터 부재(250)도 함께 선형 이동할 수 있다.

[257] 클러치 유닛(350)은 구동 모듈(300)과 구동 유닛(400)을 구동적으로 연결할 수 있다. 클러치 유닛(350)은 로드(410)와 구동 휠(420) 사이에 배치되며, 커플러(510)와 연결 부재(520)를 구비할 수 있다.

[258] 커플러(510)는 연결 부재(520)의 외측에 배치되며, 비활성화시에는 연결 부재(520)와 소정의 간격으로 이격되며, 활성화시에는 로드(410)와 구동 휠(420)을 연결할 수 있다. 커플러(510)는 탄성력으로 연결 부재(520)의 외측을 가력할 수 있는 부품일 수 있다.

[259] 일 실시예에서, 저장부(200)에 약물이 보충될 때, 플런저(230) 및 플런저(230)에 연결된 연결 부재(520)는 저장부(200)의 길이방향을 따라 후퇴하고, 그 과정에서 연결 부재(520)와 커플러(510)가 체결될 수 있다. 연결 부재(520)와 커플러(510)가 체결된 후에는 플런저(230)가 더 이상 후퇴할 수 없게 되어 약물의 추가 보충은 불가능할 수 있다. 즉, 연결 부재(520)와 커플러(510)가 체결된 후 플런저(230)는 전진만 가능할 수 있다.

[260] 구동 모듈(300)은 전기에 의해 약물 흡입력과 약물 토출력을 갖는 모든 종류의 장치가 사용될 수 있다. 예를 들면, 기계 변위형 마이크로펌프와 전자기운동형 마이크로펌프 등의 모든 종류의 펌프가 사용될 수 있다. 기계변위형 마이크로펌프는 유체의 흐름을 유도하기 위해 압력차를 일으키도록 기어나 다이어그램과 같은 고체 혹은 유체의 운동을 이용하는 펌프로서, 다이어프람 변위 펌프(Diaphragm displacement pump), 유체 변위 펌프(Fluid displacement pump), 회전 펌프(Rotary pump) 등이 있다. 전자기운동형 마이크로펌프는 전기적 또는 자기적 형태의 에너지를 바로 유체의 이동에 이용하는 펌프로서, 전기유체역학 펌프(Electro hydrodynamic pump, EHD), 전기삼투식 펌프(Electro osmotic pump), 자기유체역학 펌프(Magneto hydrodynamic pump), 전기습식 펌프(Electro wetting pump)등이 있다.

[261] 배터리(500)는 약물 주입 장치(10)에 전기를 공급하여, 각 부품을 활성화 할 수 있다. 도면에서는 한 쌍의 배터리(500)를 도시하나, 이에 한정되지 않으며, 약물 주입 장치(10)의 용량, 사용범위, 사용 시간 등에 따라 다양하게 설정될 수 있다.

[262] 배터리(500)는 구동 유닛(400)에 인접하게 배치되며, 구동 유닛(400)으로 전기를 공급할 수 있다. 또한, 배터리(500)는 제어 모듈(16)과 연결되며, 센서 유닛에서 측정된 전기적 신호를 기초로 구동 유닛(400)의 회전수 또는 회전 속도, 저장부(200)에 저장된 약물량, 사용자에게 주입된 약물량 등에 대한 데이터를

측정할 수 있다.

[263] 도 21은 일 실시예에 따른 센서 유닛이 커넥터 부재의 접촉을 감지하는 예시를 설명하기 위한 도면이다.

[264] 도 21을 참조하면, 저장부(71000)에는 약물이 저장될 수 있다. 플런저(72000)는 저장부(71000)의 약물이 저장되는 공간을 밀봉할 수 있다. 저장부(71000)에 약물이 보충되거나 저장부(71000)로부터 약물이 배출될 때 플런저(72000)는 저장부(71000)의 길이 방향을 따라 이동할 수 있다.

[265] 저장부(71000)에 약물이 보충될 때 플런저(72000)는 저장부(71000)의 바깥 방향으로 이동하고, 저장부(71000)로부터 약물이 배출될 때 플런저(72000)는 저장부(71000)의 안쪽 방향으로 이동할 수 있다.

[266] 플런저(72000)의 일측에는 커넥터 부재(73000)가 부착될 수 있다. 커넥터 부재(73000)는 플런저(72000)와 함께 이동할 수 있다. 저장부(71000)에 약물이 보충될 때 커넥터 부재(73000)도 저장부(71000)의 바깥 방향으로 이동하고, 저장부(71000)로부터 약물이 배출될 때 플런저(72000)는 저장부(71000)의 안쪽 방향으로 이동할 수 있다.

[267] 센서 유닛(74000)은 저장부(71000)와 인접하게 배치될 수 있다. 센서 유닛(74000)은 제1 접촉단(74100) 및 제2 접촉단(74200)을 포함할 수 있다.

[268] 프로세서는 센서 유닛(74000)으로부터 접촉 감지 신호 또는 비접촉 감지 신호를 수신할 수 있다.

[269] 일 실시예에서 커넥터 부재(73000)는 제2 접촉단(74200)과 접촉을 유지한 상태일 수 있다. 커넥터 부재(73000)가 제2 접촉단(74200)에만 접촉된 경우, 프로세서는 센서 유닛(74000)으로부터 비접촉 감지 신호를 수신할 수 있다. 구체적으로, 프로세서는 배터리로부터 센서 유닛(74000)으로 주기적으로 전류를 흘려 보낼 수 있고, 센서 유닛(74000)으로부터 피드백 신호를 받지 못한 경우 비접촉 감지 신호를 수신한 것으로 결정할 수 있다. 피드백 신호는 전류 값일 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.

[270] 제2 접촉단(74200)에만 접촉되어 있던 커넥터 부재(73000)는, 저장부(71000)의 길이 방향을 따라 이동하는 과정에서 제1 접촉단(74100) 및 제2 접촉단(74200) 모두에 접촉할 수 있다. 이 때, 프로세서는 센서 유닛(74000)으로부터 접촉 감지 신호를 수신할 수 있다. 즉, 커넥터 부재(73000)가 제1 접촉단(74100)과의 접촉을 유지한 상태에서 제2 접촉단(74200)과 접촉한 때, 프로세서는 센서 유닛(74000)으로부터 접촉 감지 신호를 수신할 수 있다. 구체적으로, 프로세서는 배터리로부터 센서 유닛(74000)으로 주기적으로 전류를 흘려 보낼 수 있고, 센서 유닛(74000)으로부터 피드백 신호를 받은 경우 접촉 감지 신호를 수신한 것으로 결정할 수 있다.

[271] 일 실시예에서, 프로세서는 센서 유닛(74000)으로부터 접촉 감지 신호를 수신한 경우, 약물 주입 장치의 모듈 비활성화 모드에서 활성화 모드로 전환할 수 있다. 즉, 커넥터 부재(73000)가 제1 접촉단(74100)에만 접촉한 경우 약물 주입

장치는 비활성화 모드에서 동작하고, 커넥터 부재(73000)가 제1 접촉단(74100) 및 제2 접촉단(74200) 모두에 접촉한 때부터 약물 주입 장치는 활성화 모드에서 동작할 수 있다.

[272] 약물 주입 장치의 비활성화 모드에서는, 약물 주입 장치 내부의 적어도 일부 구성에 전력이 공급되지 않을 수 있다. 약물 주입 장치의 활성화 모드에서는, 비활성 모드에서 전력이 공급되지 않던 구성에 전력이 공급될 수 있다.

[273] 도 17 내지 도 20을 참조하여 설명하면, 비활성화 모드에서 약물 주입 장치(10)의 구동 유닛(400)에는 전력이 공급되지 않을 수 있다. 저장부(200)에 저장된 약물을 배출하기 위해서는 구동 유닛(400)의 구동력이 필요한데, 비활성화 모드에서는 구동 유닛(400)에 전력이 공급되지 않으므로 저장부(200)에 저장된 약물은 사용자에게 주입되지 않는다. 반면, 활성화 모드에서는 약물 주입 장치(10)의 구동 유닛(400)에 전력이 공급됨에 따라 저장부(200)에 저장된 약물이 사용자에게 주입될 수 있다.

[274] 도 22a 내지 도 22b는 일 실시예에 따른 센서 유닛이 커넥터 부재의 비접촉을 감지하는 예시를 설명하기 위한 도면이다.

[275] 이하에서 도 21과 중복되는 설명은 편의상 생략하기로 한다.

[276] 도 22a를 참조하면, 센서 유닛(84000)은 저장부(81000)와 인접하게 배치될 수 있다. 센서 유닛(84000)은 제1 접촉단(84100) 및 제2 접촉단(84200)을 포함할 수 있다.

[277] 프로세서는 센서 유닛(84000)으로부터 접촉 감지 신호 또는 비접촉 감지 신호를 수신할 수 있다.

[278] 일 실시예에서 커넥터 부재(83000)는 제1 접촉단(84100) 및 제2 접촉단(84200)과 접촉을 유지한 상태일 수 있다. 커넥터 부재(83000)가 제1 접촉단(84100) 및 제2 접촉단(84200) 모두에 접촉된 경우, 프로세서는 센서 유닛(84000)으로부터 접촉 감지 신호를 수신할 수 있다. 구체적으로, 프로세서는 배터리로부터 센서 유닛(84000)으로 주기적으로 전류를 흘려 보낼 수 있고, 센서 유닛(84000)으로부터 피드백 신호를 받은 경우 접촉 감지 신호를 수신한 것으로 결정할 수 있다. 피드백 신호는 전류 값일 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.

[279] 제1 접촉단(84100) 및 제2 접촉단(84200) 모두에 접촉되어 있던 커넥터 부재(83000)는, 저장부(81000)의 길이 방향을 따라 이동하는 과정에서 제2 접촉단(84200)과의 접촉이 해제될 수 있다. 이 때, 프로세서는 센서 유닛(84000)으로부터 비접촉 감지 신호를 수신할 수 있다. 즉, 커넥터 부재(83000)가 제2 접촉단(84200)과의 접촉을 유지한 상태에서 제1 접촉단(84100)과의 접촉이 해제된 때, 프로세서는 센서 유닛(84000)으로부터 비접촉 감지 신호를 수신할 수 있다. 구체적으로, 프로세서는 배터리로부터 센서 유닛(84000)으로 주기적으로 전류를 흘려 보낼 수 있고, 센서 유닛(84000)으로부터 피드백 신호를 받지 못한 경우 비접촉 감지 신호를 수신한 것으로 결정할 수 있다.

[280] 저장부(81000)의 약물이 배출됨에 따라 커넥터 부재(83000)는 저장부(81000) 안쪽 방향으로 이동하게 되는데, 이 과정에서 커넥터 부재(83000)와 제1 접촉단(74100)과의 접촉이 해제될 수 있다.

[281] 즉, 프로세서는 센서 유닛(84000)으로부터 접촉 감지 신호를 수신하다가, 비접촉 감지 신호를 수신한 때, 저장부(81000)의 잔량값을 기설정된 잔량값으로 결정할 수 있다. 예를 들어, 기설정된 잔량값은 저장부의 총 용량의 75%, 50%, 25%, 10% 등일 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.

[282] 도 22b를 참조하면, 센서 유닛(84000)은 제1 접촉단(84100)과 제2 접촉단(84200) 외에 제3 접촉단(84300)을 더 포함할 수 있다.

[283] 일 실시예에서 커넥터 부재(83000)는 제1 접촉단(84100), 제2 접촉단(84200) 및 제3 접촉단(84300)과 접촉을 유지한 상태일 수 있다. 커넥터 부재(83000)가 제1 접촉단(84100), 제2 접촉단(84200) 및 제3 접촉단(84300) 모두에 접촉된 경우, 프로세서는 센서 유닛(84000)으로부터 접촉 감지 신호를 수신할 수 있다. 구체적으로, 프로세서는 배터리로부터 센서 유닛(84000)으로 주기적으로 전류를 흘려 보낼 수 있고, 센서 유닛(84000)으로부터 피드백 신호를 받은 경우 접촉 감지 신호를 수신한 것으로 결정할 수 있다. 피드백 신호는 전류 값일 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.

[284] 제1 접촉단(84100), 제2 접촉단(84200) 및 제3 접촉단(84300) 모두에 접촉되어 있던 커넥터 부재(83000)는, 저장부(81000)의 길이 방향을 따라 이동하는 과정에서 제3 접촉단(84300)과의 접촉이 해제될 수 있다. 이 때, 프로세서는 센서 유닛(84000)으로부터 1차 비접촉 감지 신호를 수신할 수 있다. 즉, 커넥터 부재(83000)가 제1 접촉단(84100) 및 제2 접촉단(84200)과의 접촉을 유지한 상태에서 제3 접촉단(84300)과의 접촉이 해제된 때, 프로세서는 센서 유닛(84000)으로부터 1차 비접촉 감지 신호를 수신할 수 있다.

[285] 프로세서는 센서 유닛(84000)으로부터 1차 비접촉 감지 신호를 수신한 때, 저장부(81000)의 잔량값을 제1 잔량값으로 결정할 수 있다. 예를 들어, 제1 잔량값은 저장부의 총 용량의 50%일 수 있다.

[286] 제3 접촉단(84300)과의 접촉 해제 후, 제1 접촉단(84100) 및 제2 접촉단(84200)에 접촉되어 있던 커넥터 부재(83000)는, 저장부(81000)의 길이 방향을 따라 이동하는 과정에서 따라 제1 접촉단(84100)과의 접촉이 해제될 수 있다. 이 때, 프로세서는 센서 유닛(84000)으로부터 2차 비접촉 감지 신호를 수신할 수 있다. 즉, 커넥터 부재(83000)가 제2 접촉단(84200)과의 접촉을 유지한 상태에서 제1 접촉단(84100)과의 접촉이 해제된 때, 프로세서는 센서 유닛(84000)으로부터 2차 비접촉 감지 신호를 수신할 수 있다.

[287] 프로세서는 센서 유닛(84000)으로부터 2차 비접촉 감지 신호를 수신한 때, 저장부(81000)의 잔량값을 제2 잔량값으로 결정할 수 있다. 예를 들어, 제2 잔량값은 저장부의 총 용량의 25%일 수 있다.

[288] 도 22b에서는 센서 유닛(84000)에 제1 접촉단 내지 제3 접촉단(84100, 84200,

84300)이 포함된 것으로 도시하였으나, 센서 유닛(84000)에 포함되는 접촉단의 개수는 이에 제한되지 않는다.

[289] 센서 유닛(84000)은 복수의 접촉단들을 포함할 수 있다. 프로세서는 센서 유닛으로부터 복수의 접촉단들 중 어느 접촉단에 대한 비접촉 감지 신호가 수신되는지에 따라 저장부(81000)의 잔량값을 다르게 결정할 수 있다. 즉, 센서 유닛(84000)에 포함되는 접촉단의 개수가 증가할수록 프로세서는 저장부(81000)의 잔량을 보다 정밀하게 측정할 수 있다.

[290] 도 23은 일 실시예에 따른 센서 유닛과 커넥터 부재 간의 접촉 노이즈를 제거하는 방법을 설명하는 흐름도이다.

[291] 약물 주입 장치는 저장부, 플런저, 커넥터 부재, 프로세서 및 센서 유닛을 포함할 수 있다. 저장부에는 약물이 저장될 수 있다. 플런저는 저장부를 밀봉하고, 저장부에 약물이 보충되거나 저장부로부터 약물이 배출됨에 따라 저장부의 길이 방향을 따라 이동할 수 있다. 커넥터 부재는 플런저의 일측에 부착될 수 있다. 프로세서는 저장부와 인접하게 배치된 센서 유닛으로부터 접촉 감지 신호 또는 비접촉 감지 신호를 수신할 수 있다. 커넥터 부재는 플런저와 함께 이동하면서 센서 유닛에 접촉 또는 비접촉될 수 있다.

[292] 도 23을 참조하면, 단계 9100에서 프로세서는 커넥터 부재와 센서 유닛이 접촉 상태인지 결정할 수 있다. 일 실시예에서 센서 유닛은 제1 접촉단 및 제2 접촉단을 포함할 수 있다. 커넥터 부재가 제1 접촉단 및 제2 접촉단 모두에 접촉된 경우, 프로세서는 커넥터 부재와 센서 유닛이 접촉한 것으로 결정할 수 있다.

[293] 단계 9200에서 프로세서는 센서 유닛으로부터 수신한 신호에 기초하여 커넥터 부재와 센서 유닛이 비접촉 상태가 되었는지 결정할 수 있다. 구체적으로, 제1 접촉단 및 제2 접촉단 모두에 접촉되어 있던 커넥터 부재는, 저장부의 길이 방향을 따라 이동하는 과정에서 제2 접촉단과의 접촉이 해제될 수 있다. 이 때, 프로세서는 센서 유닛으로부터 비접촉 감지 신호를 수신할 수 있다. 프로세서가 센서 유닛으로부터 비접촉 감지 신호를 수신한 경우 단계 9300으로 진행할 수 있다.

[294] 단계 9300에서 프로세서는 센서 유닛으로부터 최초 비접촉 감지 신호를 수신한 후, 소정의 기간 동안 수신된 비접촉 감지 신호를 카운트할 수 있다.

[295] 단계 9410에서 프로세서는 카운트 값을 1씩 증가시킬 수 있다.

[296] 일 실시예에서 저장부로부터 약물이 배출되는지 여부와 상관 없이 비접촉 감지 신호가 카운트 될 때 마다, 프로세서는 카운트 값을 1씩 증가시킬 수 있다.

[297] 다른 실시예에서 저장부로부터 약물이 배출될 때마다, 프로세서는 비접촉 감지 신호를 수신하고 비접촉 감지 신호의 수신 횟수를 카운트하고, 카운트 값을 1씩 증가시킬 수 있다.

[298] 단계 9420에서 카운트 값이 기설정된 값 이상인 경우, 프로세서는 저장부의 잔량값을 결정할 수 있다. 예를 들어, 카운트 값에 대한 기설정된 값은 10회,

15회, 20회 등일 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.

[299] 일 실시예에서 카운트 값이 기설정된 값 이상인 경우, 프로세서는 저장부의 잔량값을 기설정된 잔량값으로 결정할 수 있다. 예를 들어, 기설정된 잔량값은 저장부의 총 용량의 75%, 50%, 25%, 10% 등일 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.

[300] 다른 실시예에서 카운트 값이 기설정된 값 이상인 경우, 프로세서는 1회 약물 배출 시 배출량 및 카운트 값에 기초하여 저장부의 잔량값을 산출할 수 있다. 예를 들어, 센서 유닛으로부터 최초 비접촉 감지 신호를 수신한 때의 저장부 잔량이 40unit이고, 1회 약물 배출 시 배출량은 1unit이며, 카운트 값이 10회인 경우, 프로세서는 저장부의 잔량을 30unit(40unit-(1unitX10회))으로 결정할 수 있다.

[301] 한편, 단계 9210을 참조하면, 카운트 값이 기설정된 값 이상이 되기 전에, 프로세서가 센서 유닛으로부터 접촉 감지 신호를 수신한 경우, 프로세서는 노이즈가 발생한 것으로 결정하여 카운트 값을 리셋할 수 있다.

[302] 약물 주입 장치를 사용하는 중에 약물 잔량의 변동이 없더라도 다양한 원인으로 인해, 일시적으로 커넥터 부재와 센서 유닛 간의 접촉이 발생하거나 접촉이 해제될 수 있다. 본 발명에서는 약물 잔량의 변동 외에 이러한 노이즈의 원인으로 약물의 잔량을 감지하는데 있어 그 정보의 오차를 최소화하고자, 커넥터 부재와 센서 유닛 간에 최초 비접촉 감지 신호가 수신된 후에도 비접촉 감시 신호가 수신되는지 지속적으로 확인할 수 있다. 본 발명에서는 비접촉 감지 신호의 연속 카운트 값이 기설정된 값 이상이 되는 경우에만, 약물 잔량 변동으로 인해 커넥터 부재와 센서 유닛 간의 비접촉이 발생한 것으로 결정하고, 저장부의 잔량값을 기설정된 잔량값으로 결정할 수 있다.

[303] 또한, 본 발명에서는 최초 비접촉 감지 신호가 수신된 후 비접촉 감지 신호를 카운트하는 과정에서 약물이 배출되는 상황을 고려하여, 최초 비접촉 감지 신호 수신 시 저장부의 잔량값, 1회 약물 배출 시 배출량 및 비접촉 감지 신호의 카운트 값에 기초하여 저장부의 잔량값을 산출함으로써, 저장부의 잔량값을 보다 정확하게 결정할 수 있다.

[304] 도 24는 일 실시예에 따른 센서 유닛으로부터 신호를 수신한 것에 응답하여 약물 주입 장치를 제어하는 방법을 설명하는 흐름도이다.

[305] 약물 주입 장치는 저장부, 플런저, 커넥터 부재, 프로세서 및 센서 유닛을 포함할 수 있다. 저장부에는 약물이 저장될 수 있다. 플런저는 저장부를 밀봉하고, 저장부에 약물이 보충되거나 저장부로부터 약물이 배출됨에 따라 저장부의 길이 방향을 따라 이동할 수 있다. 커넥터 부재는 플런저의 일측에 부착될 수 있다. 프로세서는 저장부와 인접하게 배치된 센서 유닛으로부터 접촉 감지 신호 또는 비접촉 감지 신호를 수신할 수 있다. 커넥터 부재는 플런저와 함께 이동하면서 센서 유닛에 접촉 또는 비접촉될 수 있다.

[306] 도 24를 참조하면, 단계 1010에서 약물 주입 장치는 비활성화 모드에서 동작할 수 있다. 약물 주입 장치의 비활성화 모드에서는, 약물 주입 장치 내부의 적어도

일부 구성에 전력이 공급되지 않을 수 있다. 약물 주입 장치의 활성화 모드에서는, 비활성 모드에서 전력이 공급되지 않던 구성에 전력이 공급될 수 있다. 구체적으로, 비활성화 모드에서 약물 주입 장치의 구동 유닛에는 전력이 공급되지 않을 수 있다. 저장부에 저장된 약물을 배출하기 위해서는 구동 유닛의 구동력이 필요한데, 비활성화 모드에서는 구동 유닛에 전력이 공급되지 않으므로 저장부에 저장된 약물은 사용자에게 주입되지 않는다.

[307] 약물 주입 장치의 비활성화 모드에서, 커넥터 부재와 센서 유닛은 비접촉 상태일 수 있다. 일 실시예에서 센서 유닛은 제1 접촉단 및 제2 접촉단을 포함할 수 있다. 커넥터 부재가 제2 접촉단에만 접촉되고 제1 접촉단에는 접촉되지 않은 경우, 프로세서는 커넥터 부재와 센서 유닛이 비접촉된 것으로 결정할 수 있다.

[308] 단계 1020에서 프로세서는 센서 유닛으로부터 접촉 감지 신호를 수신할 수 있다. 구체적으로, 제2 접촉단에만 접촉되어 있던 커넥터 부재는, 저장부의 길이 방향을 따라 이동하는 과정에서 제1 접촉단 및 제2 접촉단 모두에 접촉할 수 있다. 이 때, 프로세서는 센서 유닛으로부터 접촉 감지 신호를 수신할 수 있다.

[309] 단계 1030에서 프로세서는 약물 주입 장치의 모드를 비활성화 모드에서 활성화 모드로 전환할 수 있다. 커넥터 부재가 제1 접촉단에만 접촉한 경우 약물 주입 장치는 비활성화 모드에서 동작하고, 커넥터 부재가 제1 접촉단 및 제2 접촉단 모두에 접촉한 때부터 약물 주입 장치는 활성화 모드에서 동작할 수 있다.

[310] 일 실시예에서, 프로세서는 센서 유닛으로부터 최초 접촉 감지 신호를 수신한 후 소정의 기간 동안 수신된 접촉 감지 신호를 카운트하고, 카운트 값이 기설정된 값 이상인 경우 약물 주입 장치의 모드를 비활성화 모드에서 활성화 모드로 전환할 수 있다. 한편, 카운트 값이 기설정된 값 이상이 되기 전에 프로세서가 센서 유닛으로부터 비접촉 감지 신호를 수신한 경우, 프로세서는 노이즈가 발생한 것으로 결정하여 카운트 값을 리셋할 수 있다.

[311] 일 실시예에서, 약물 주입 장치가 비활성화 모드에서 활성화 모드로 전환된 후에는 상술한 단계가 반복적으로 수행되지 않을 수 있다.

[312] 단계 1040에서 약물 주입 장치는 활성화 모드에서 동작할 수 있다. 약물 주입 장치의 활성화 모드에서는, 비활성 모드에서 전력이 공급되지 않던 구성에 전력이 공급될 수 있다. 구체적으로, 활성화 모드에서는 약물 주입 장치의 구동 유닛에 전력이 공급됨에 따라 저장부에 저장된 약물이 사용자에게 주입될 수 있다.

[313] 단계 1050에서 프로세서는 센서 유닛으로부터 비접촉 감지 신호를 수신할 수 있다. 구체적으로, 제1 접촉단 및 제2 접촉단 모두에 접촉되어 있던 커넥터 부재는, 저장부의 길이 방향을 따라 이동하는 과정에서 제2 접촉단과의 접촉이 해제될 수 있다. 이 때, 프로세서는 센서 유닛으로부터 비접촉 감지 신호를 수신할 수 있다.

[314] 한편, 일 실시예에서 단계 1050은 약물 주입 장치가 활성화 모드에서 동작하는 경우에만 수행되며, 약물 주입 장치가 비활성화 모드에서 동작하는 경우 단계

1050은 수행되지 않을 수 있다.

[315] 단계 1060에서 프로세서는 저장부의 잔량값을 결정할 수 있다.

[316] 일 실시예에서, 프로세서는 센서 유닛으로부터 비접촉 감지 신호를 수신한 경우, 저장부의 잔량값을 기설정된 잔량값으로 결정할 수 있다.

[317] 일 실시예에서, 프로세서는 센서 유닛으로부터 최초 비접촉 감지 신호를 수신한 후 소정의 기간 동안 수신된 비접촉 감지 신호를 카운트하고, 카운트 값이 기설정된 값 이상인 경우 저장부의 잔량값을 기설정된 잔량값으로 결정할 수 있다.

[318] 일 실시예에서, 프로세서는 센서 유닛으로부터 최초 비접촉 감지 신호를 수신한 후, 저장부로부터 약물이 배출될 때마다 비접촉 감지 신호를 수신하여 비접촉 감지 신호의 수신 횟수를 카운트하고, 카운트 값이 기설정된 값 이상인 경우 저장부의 잔량값을 기설정된 잔량값으로 결정할 수 있다.

[319] 일 실시예에서, 프로세서는 센서 유닛으로부터 최초 비접촉 감지 신호를 수신한 후, 저장부로부터 약물이 배출될 때마다 비접촉 감지 신호를 수신하여 비접촉 감지 신호의 수신 횟수를 카운트할 수 있다. 또한, 프로세서는 최초 비접촉 감지 신호 수신 시 저장부의 잔량값, 1회 약물 배출 시 배출량 및 카운트 값에 기초하여 저장부의 잔량값을 산출할 수 있다.

[320] 한편, 카운트 값이 기설정된 값 이상이 되기 전에 프로세서가 센서 유닛으로부터 접촉 감지 신호를 수신한 경우, 프로세서는 노이즈가 발생한 것으로 결정하여 카운트 값을 리셋할 수 있다.

[321] 본 개시의 다양한 실시예들은 기기(machine) 의해 읽을 수 있는 저장 매체(storage medium)에 저장된 하나 이상의 명령어들을 포함하는 소프트웨어(예: 프로그램))로서 구현될 수 있다. 예를 들면, 기기의 프로세서는, 저장 매체로부터 저장된 하나 이상의 명령어들 중 적어도 하나의 명령을 호출하고, 그것을 실행할 수 있다. 이것은 기기가 상기 호출된 적어도 하나의 명령어에 따라 적어도 하나의 기능을 수행하도록 운영되는 것을 가능하게 한다. 상기 하나 이상의 명령어들은 컴파일러에 의해 생성된 코드 또는 인터프리터에 의해 실행될 수 있는 코드를 포함할 수 있다. 기기로 읽을 수 있는 저장매체는, 비일시적(non-transitory) 저장매체의 형태로 제공될 수 있다. 여기서, '비일시적'은 저장매체가 실재(tangible)하는 장치이고, 신호(signal)(예: 전자기파)를 포함하지 않는다는 것을 의미할 뿐이며, 이 용어는 데이터가 저장매체에 반영구적으로 저장되는 경우와 임시적으로 저장되는 경우를 구분하지 않는다.

[322] 일 실시예에 따르면, 본 개시의 다양한 실시예들에 따른 방법은 컴퓨터 프로그램 제품(computer program product)에 포함되어 제공될 수 있다. 컴퓨터 프로그램 제품은 상품으로서 판매자 및 구매자 간에 거래될 수 있다. 컴퓨터 프로그램 제품은 기기로 읽을 수 있는 저장 매체(예: compact disc read only memory (CD-ROM))의 형태로 배포되거나, 또는 어플리케이션 스토어(예: 플레이

스토어TM)를 통해 또는 두 개의 사용자 장치들 간에 직접, 온라인으로 배포(예: 다운로드 또는 업로드)될 수 있다. 온라인 배포의 경우에, 컴퓨터 프로그램 제품의 적어도 일부는 제조사의 서버, 어플리케이션 스토어의 서버, 또는 중계 서버의 메모리와 같은 기기로 읽을 수 있는 저장 매체에 적어도 일시 저장되거나, 임시적으로 생성될 수 있다.

[323] 또한, 본 명세서에서, "부"는 프로세서 또는 회로와 같은 하드웨어 구성(hardware component), 및/또는 프로세서와 같은 하드웨어 구성에 의해 실행되는 소프트웨어 구성(software component)일 수 있다.

[324] 본 실시예의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

청구범위

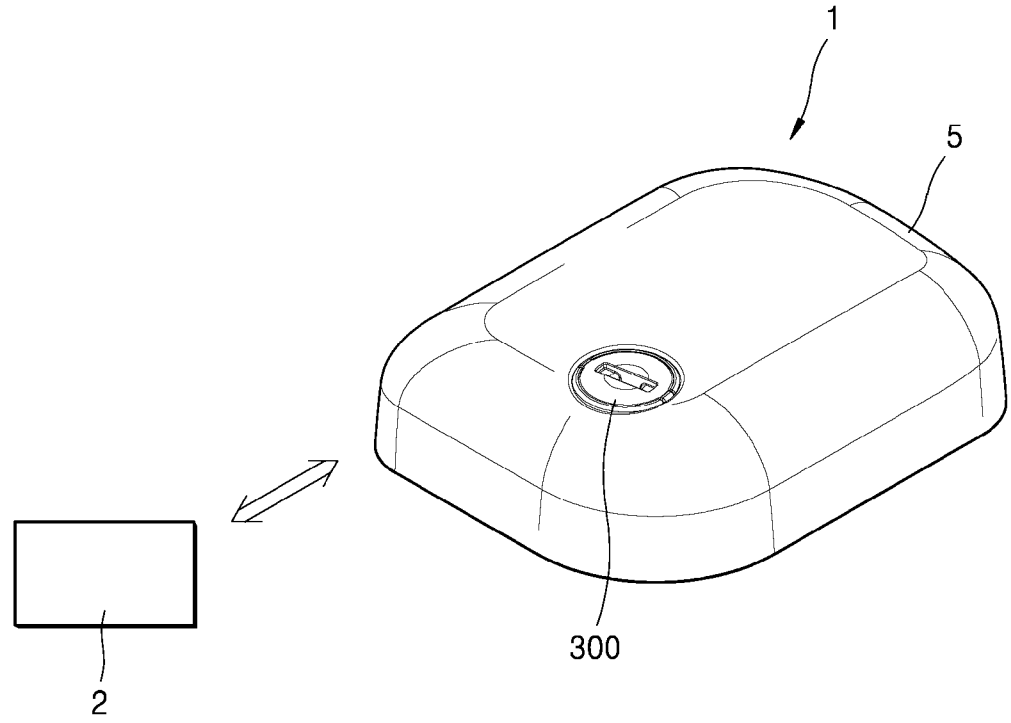
[청구항 1] 베이스 바디;
상기 베이스 바디에 장착되는 니들 조립체;
상기 니들 조립체와 유체적으로 연결되며, 내부 공간에 약액이 저장되는 레저버;
상기 레저버의 내부에 배치되며, 상기 레저버에 저장되는 약액의 양에 따라 상기 레저버의 길이 방향을 따라 이동하는 플런저; 및
상기 플런저의 이동에 따라 상기 레저버에 저장된 약액의 양을 측정하는 제1 센서 유닛;을 포함하는, 약액 주입 장치.

[청구항 2] 제1 항에 있어서,
상기 플런저는 일측에 장착되고, 일 방향으로 연장되는 커넥터 부재;를 구비하고,
상기 제1 센서 유닛은
상기 커넥터 부재의 이동 경로 상에 배치되는 복수개의 접촉단을 구비하는, 약액 주입 장치.

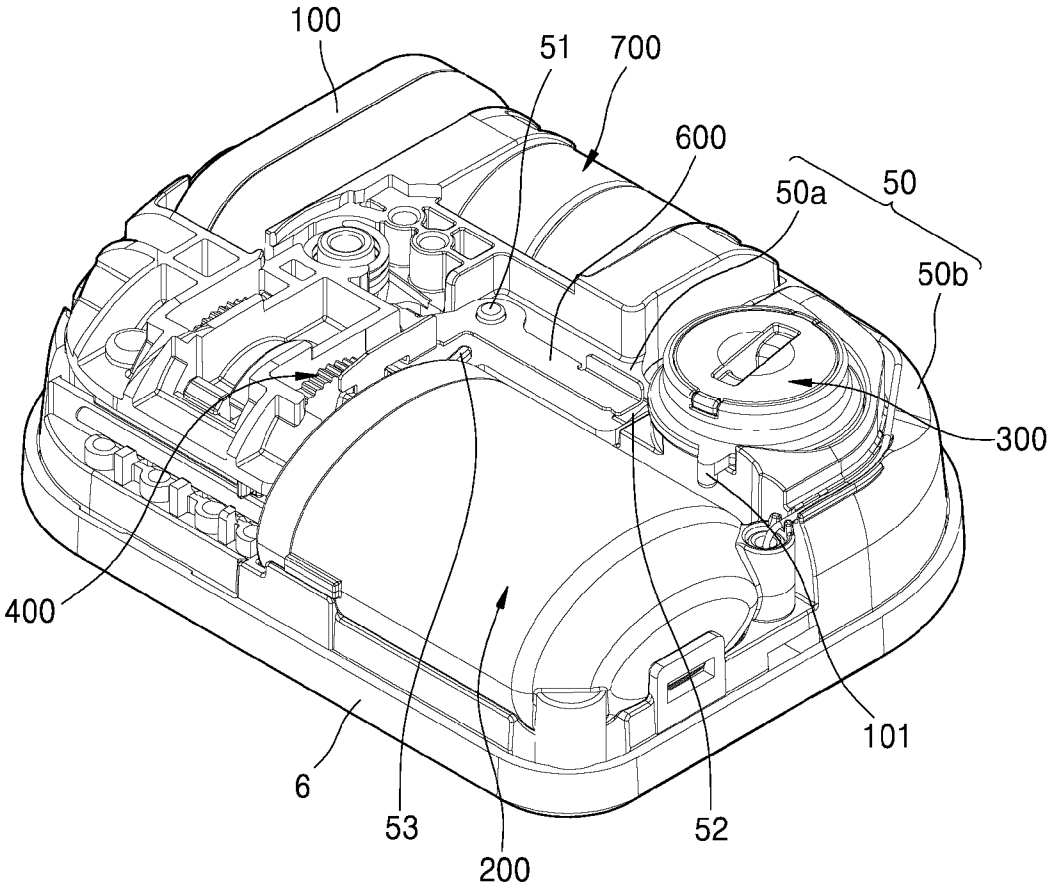
[청구항 3] 제2 항에 있어서,
상기 커넥터 부재는
한 쌍의 상기 접촉단 중 적어도 하나와 전기적으로 연결되어, 기 설정된 상기 약액의 저장량을 센싱하는, 약액 주입 장치.

[청구항 4] 제2 항에 있어서,
상기 접촉단은
중심이 상기 커넥터 부재의 길이 방향의 중심 라인에서 이격되되, 상기 커넥터 부재가 선형 이동시에, 상기 접촉단의 표면이 상기 커넥터 부재의 표면과 접촉되게 배치되는, 약액 주입 장치.

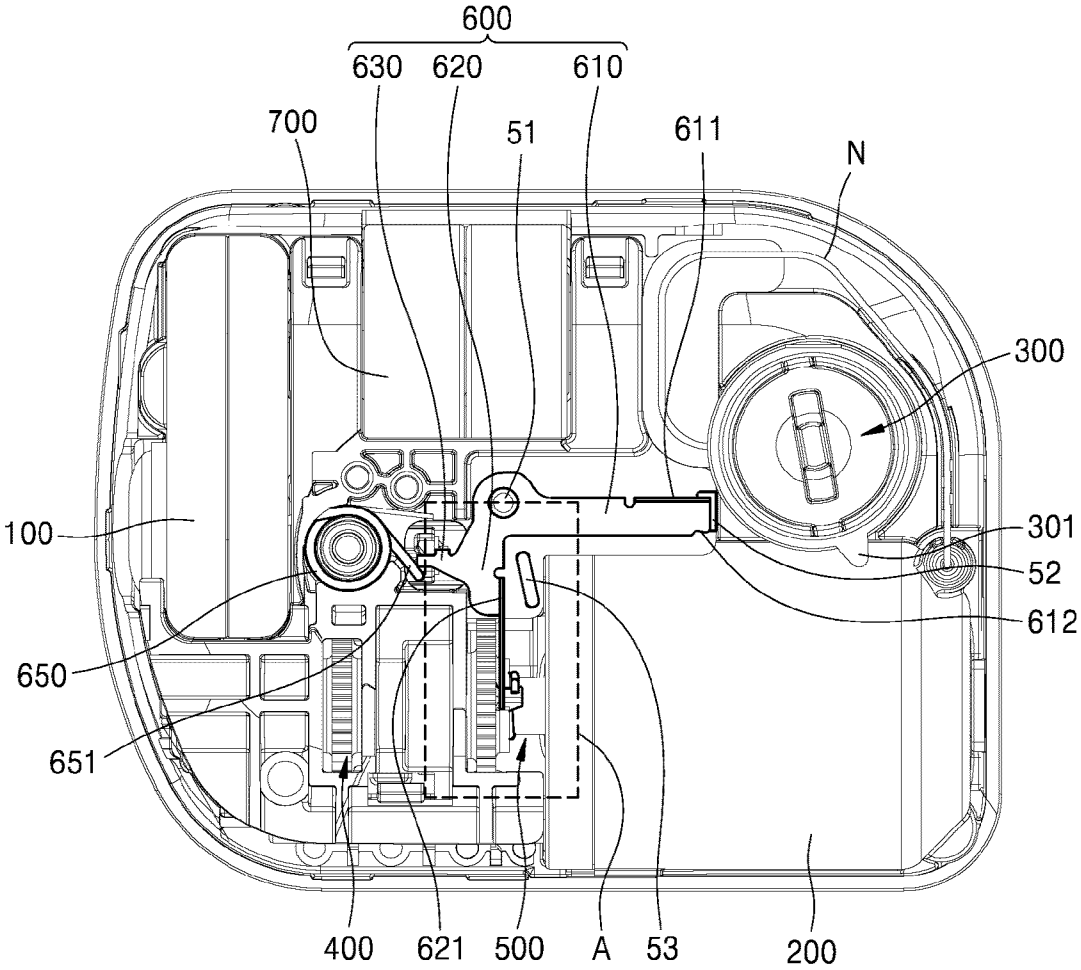
[도1]



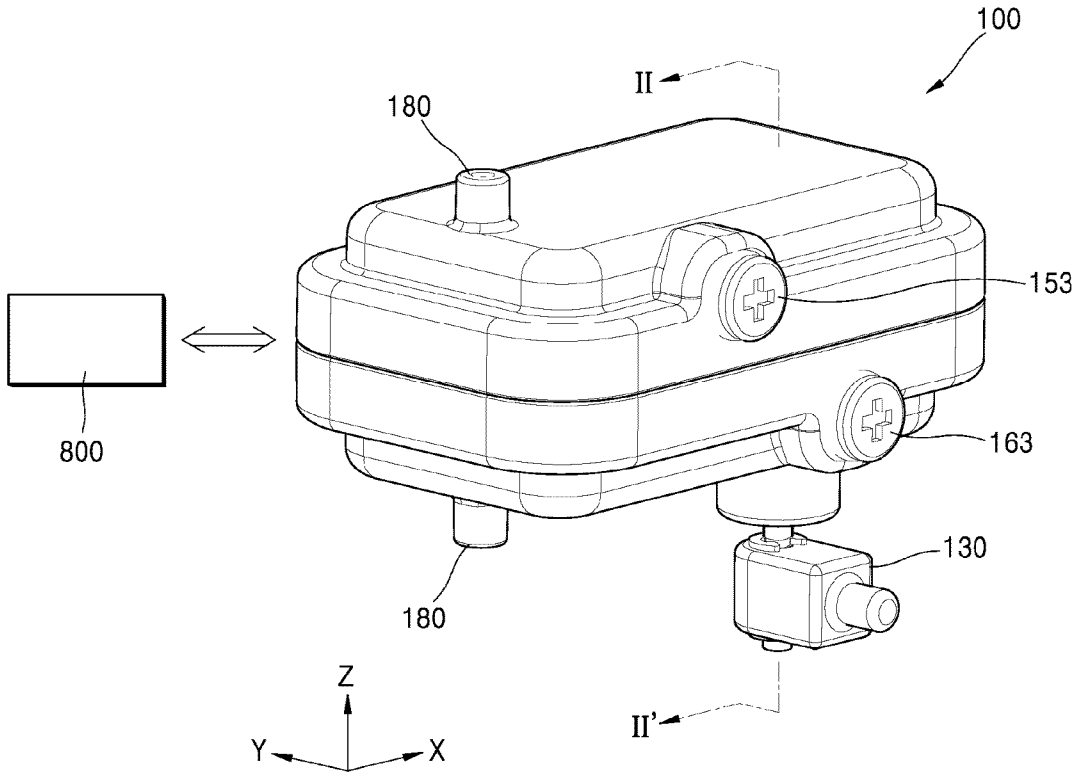
[도2a]



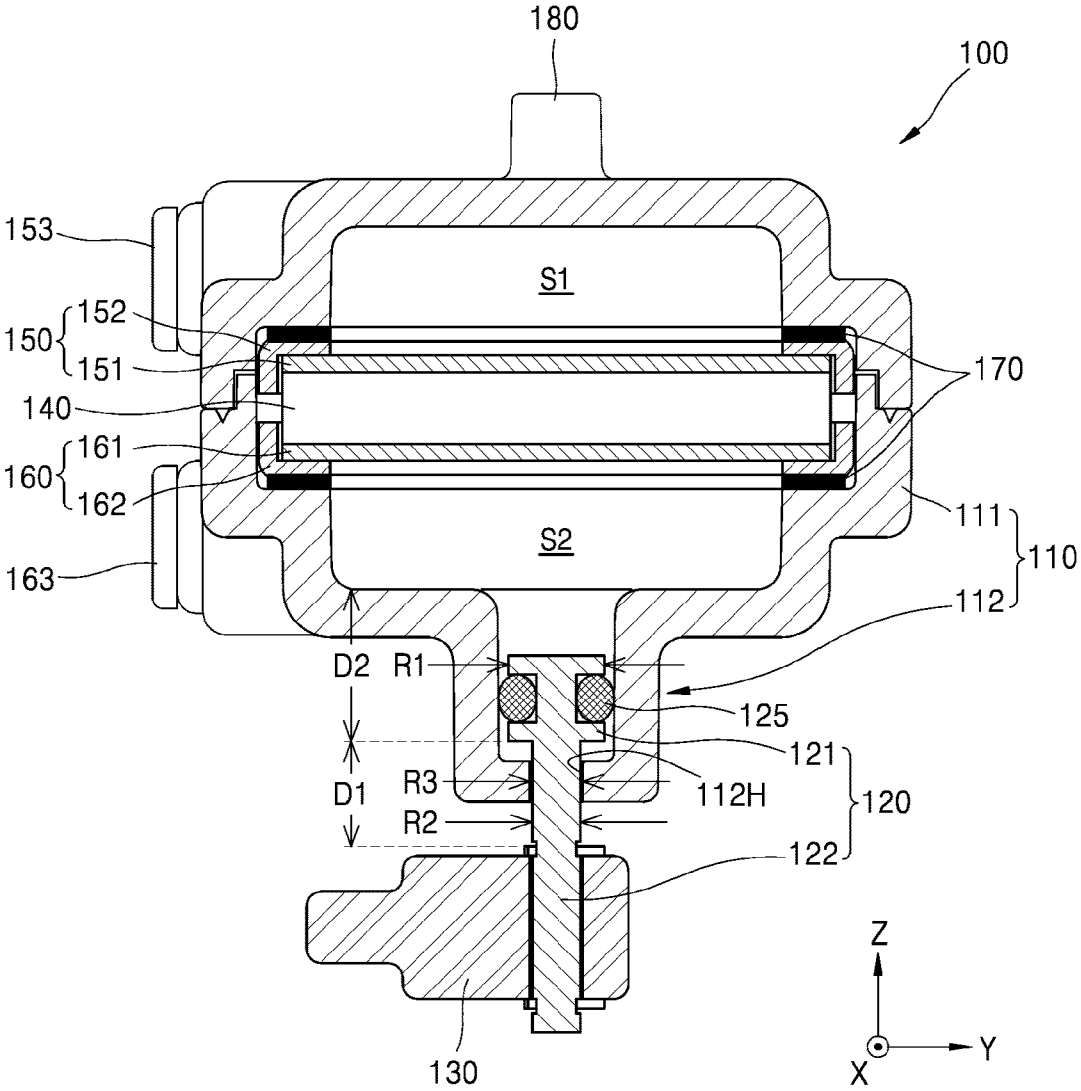
[도2b]


600
630
620
610
700
51
611
N
300
100
301
52
612
650
651
400
621
500
A
53
200

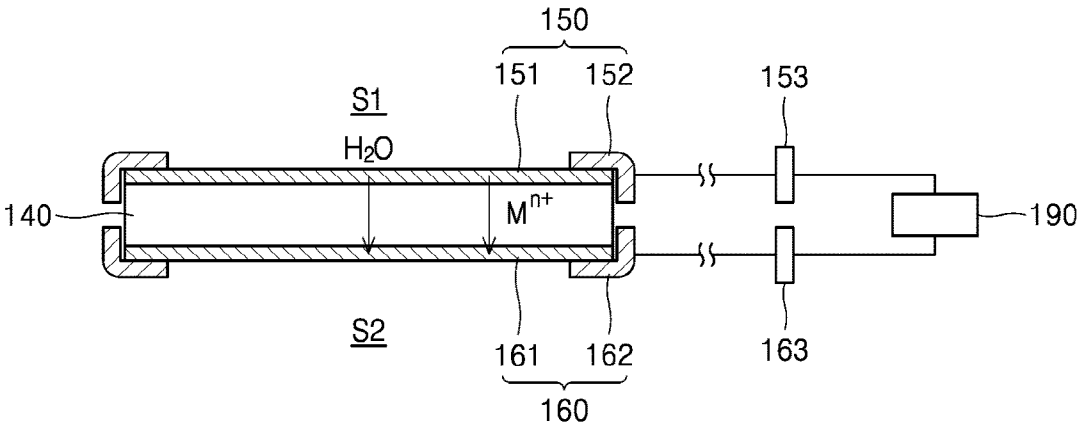
[도3]


100
II
180
153
800
163
130
180
II'
Z
Y
X

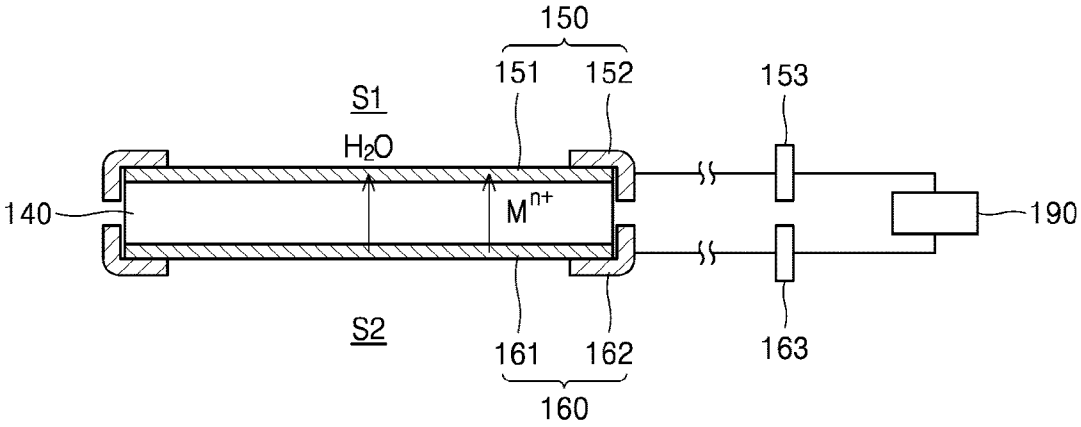
[도4]


180
100
153
S1
150
152
151
170
140
161
160
162
111
110
S2
163
112
D2
R1
125
121
D1
R3
112H
120
R2
122
130
Z
Y
X

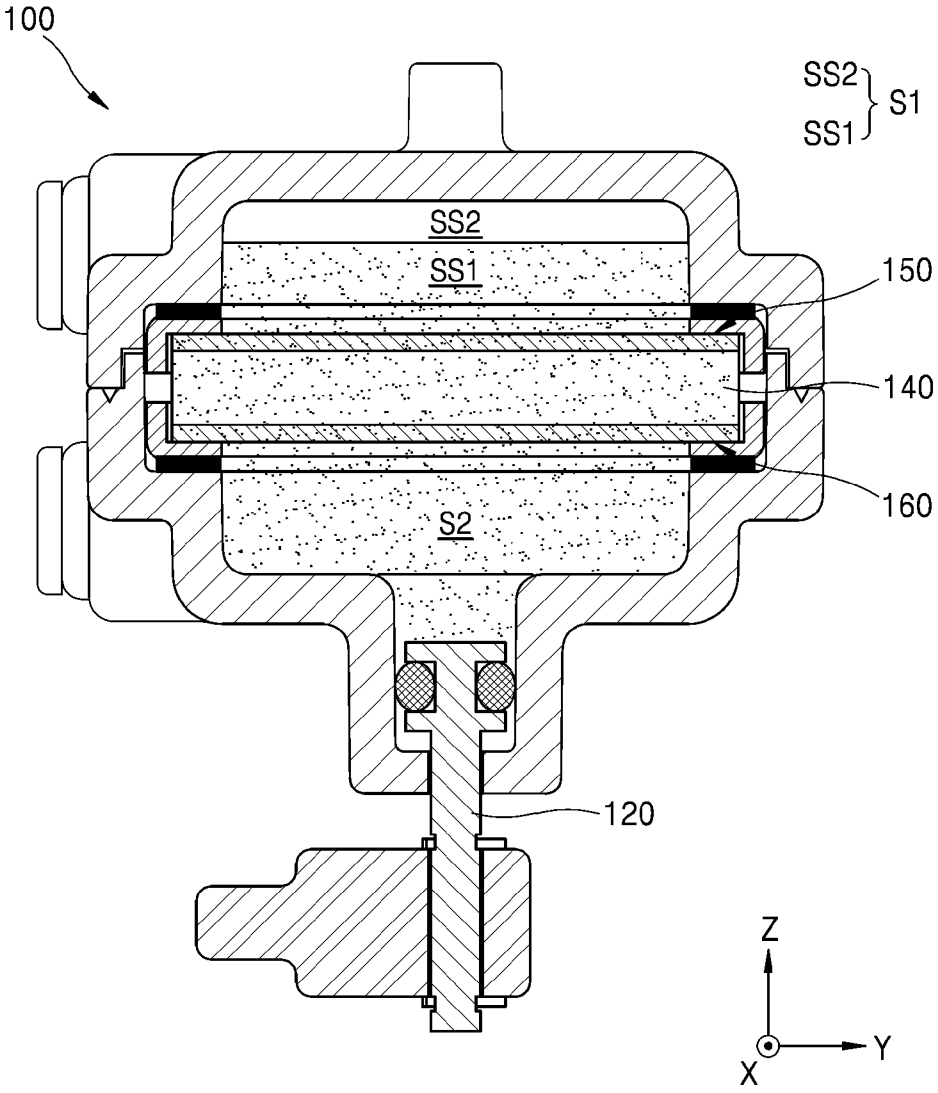
[도5a]


150
151
152
153
S1
H_2O
140
M^{n+}
190
S2
161
162
163
160

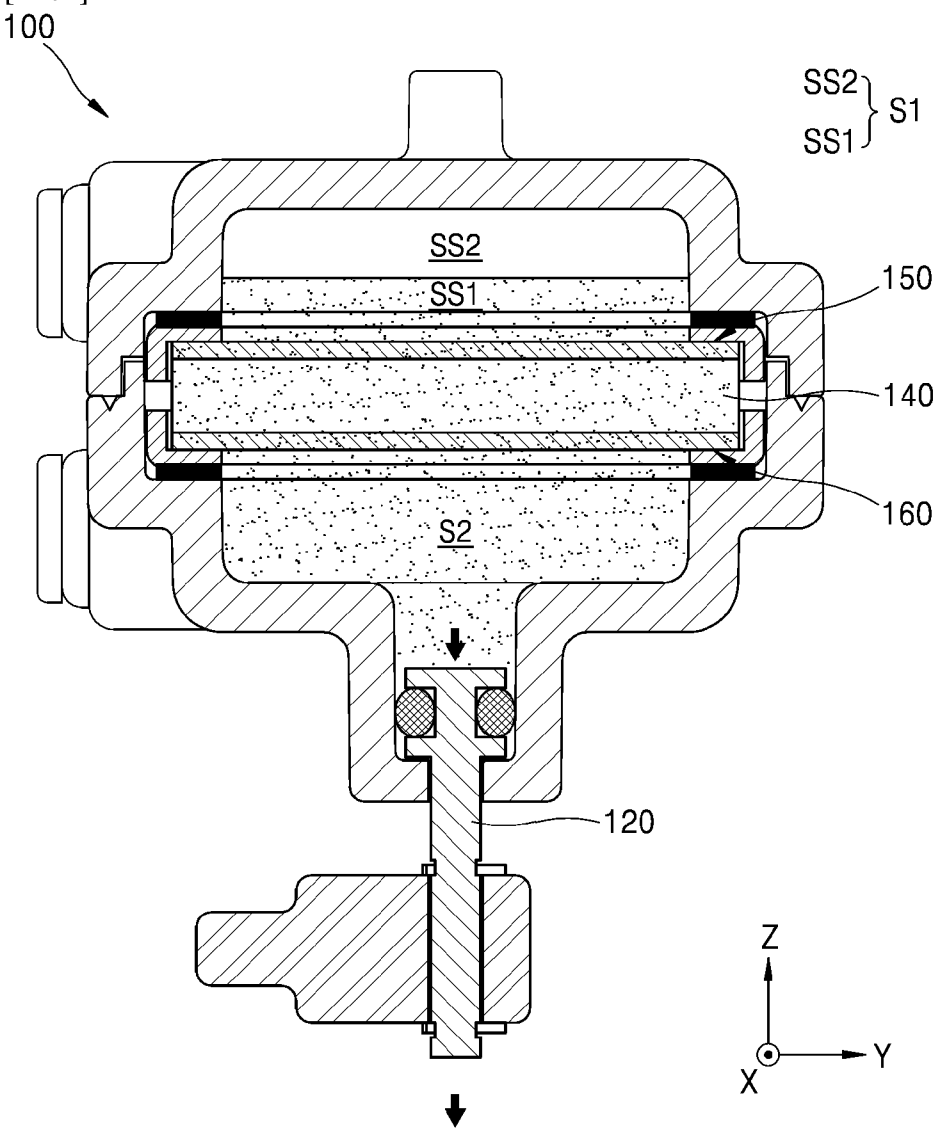
[도5b]


150
151
152
153
S1
H_2O
140
M^{n+}
190
S2
161
162
163
160

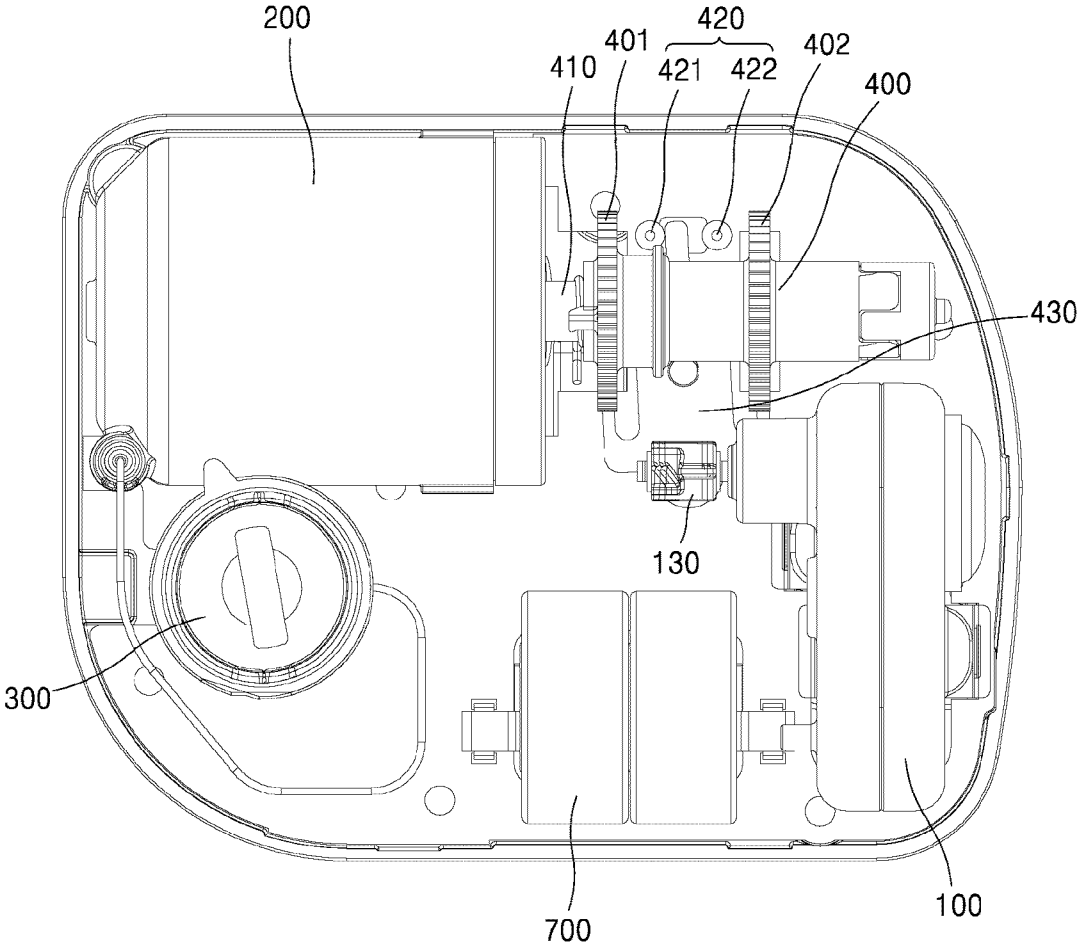
[도6a]


100
SS2
S1
SS1
SS2
SS1
150
140
160
S2
120
Z
Y
X

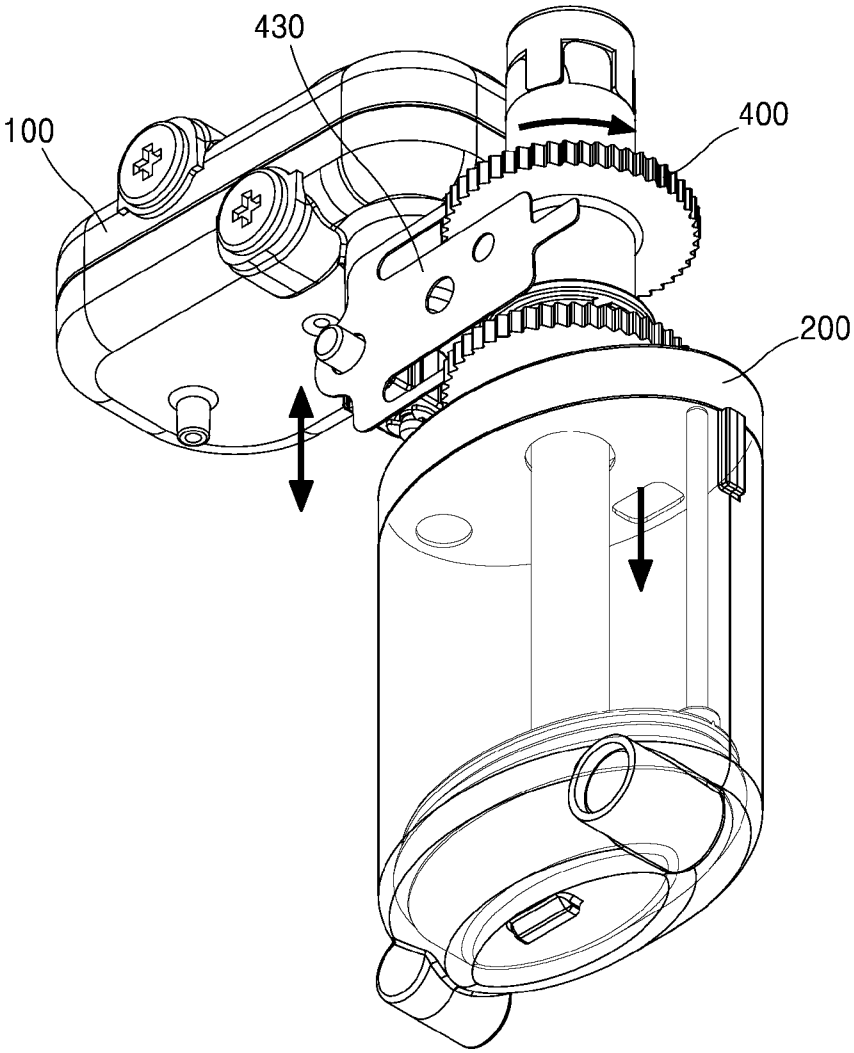
[도6b]



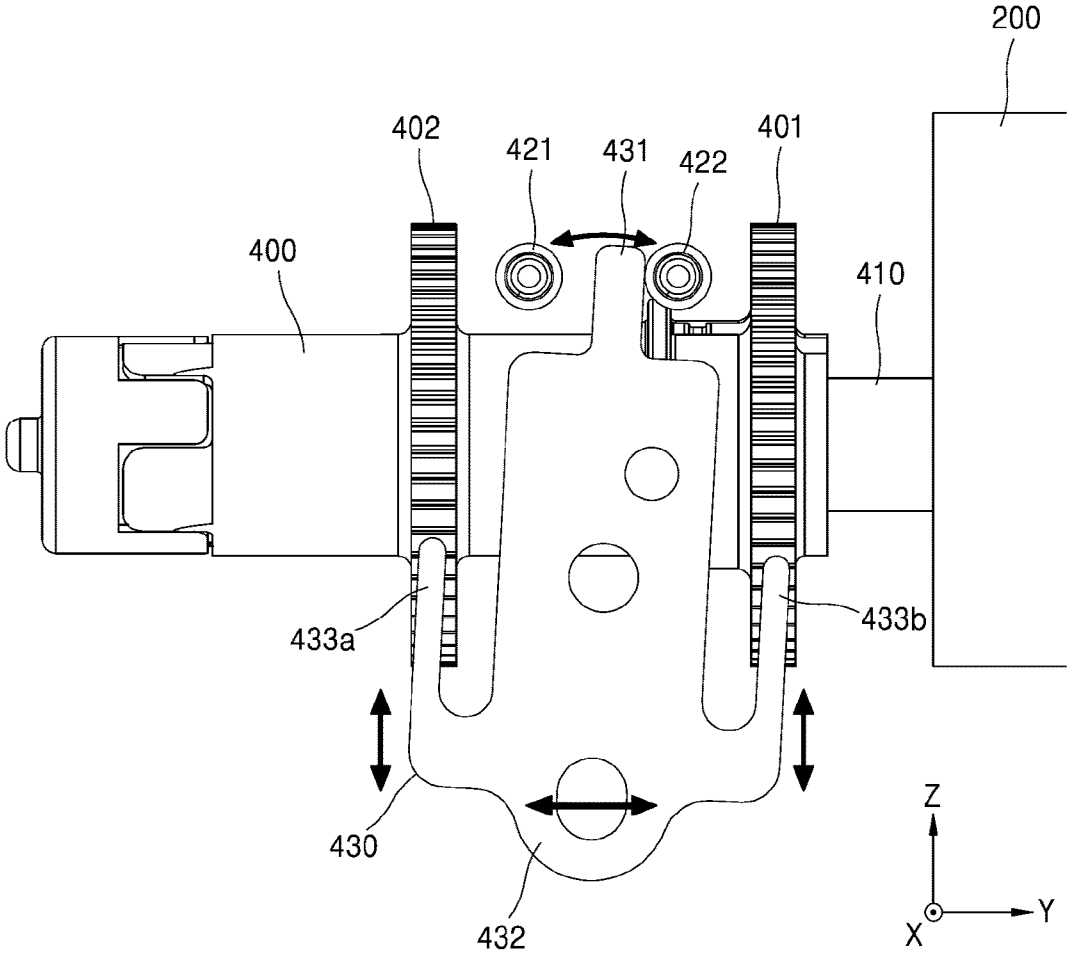
[도7]



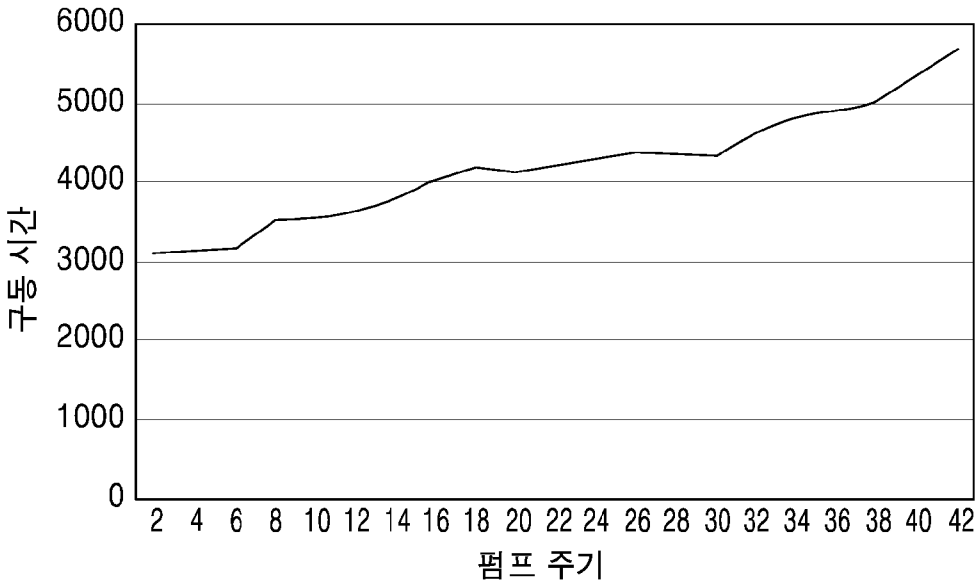
[도8]



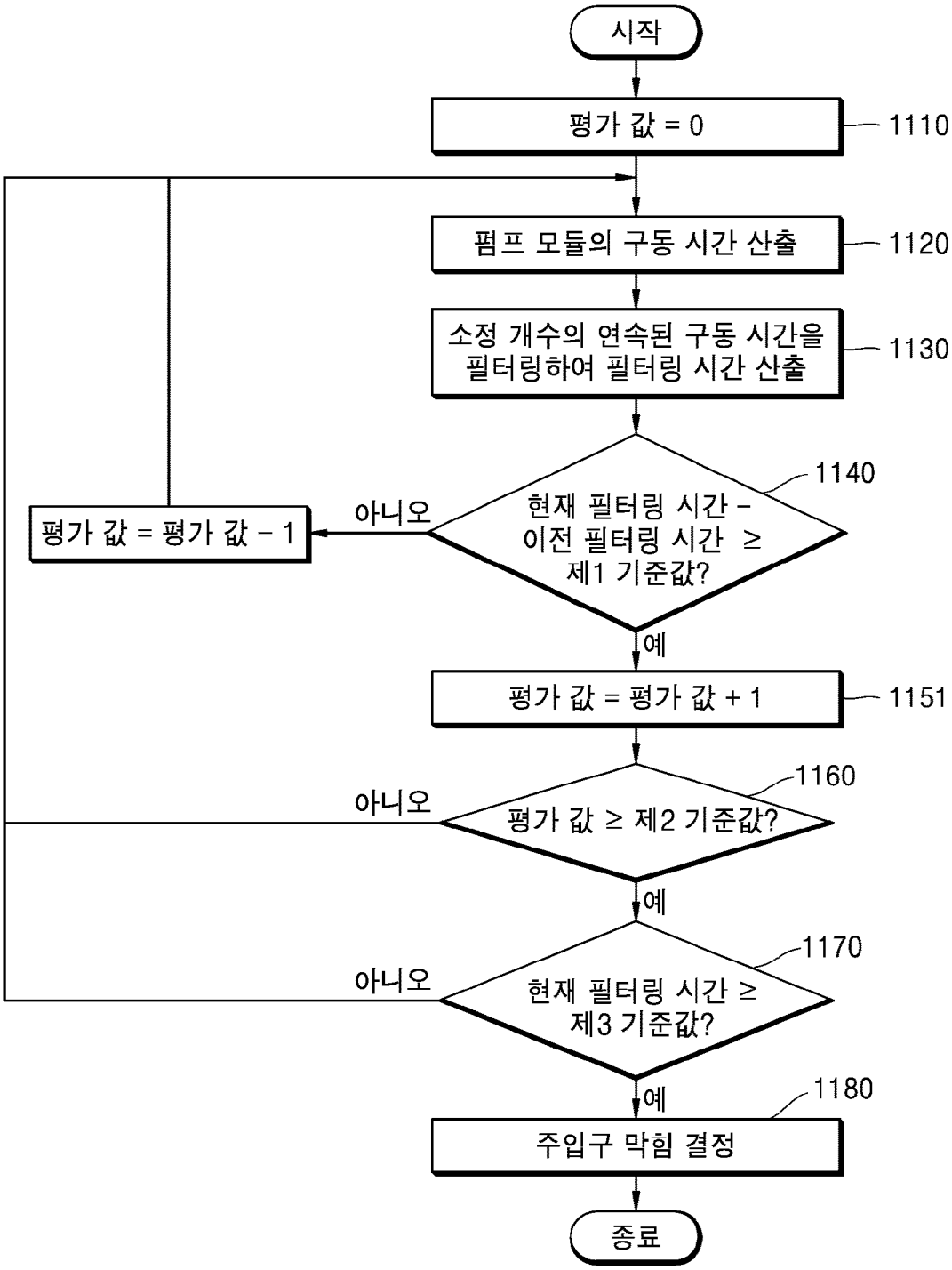
[도9]


200
402
421
431
422
401
400
410
433a
433b
430
432
Z
Y
X

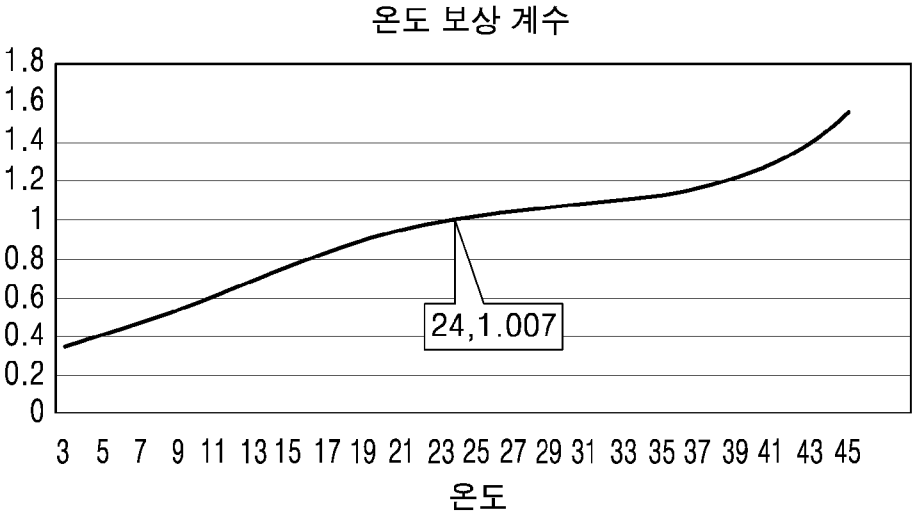
[도10]


6000
5000
4000
3000
2000
1000
0
구동 시간
2 4 6 8 10 12 14 16 18 20 22 24 26 28 30 32 34 36 38 40 42
펌프 주기

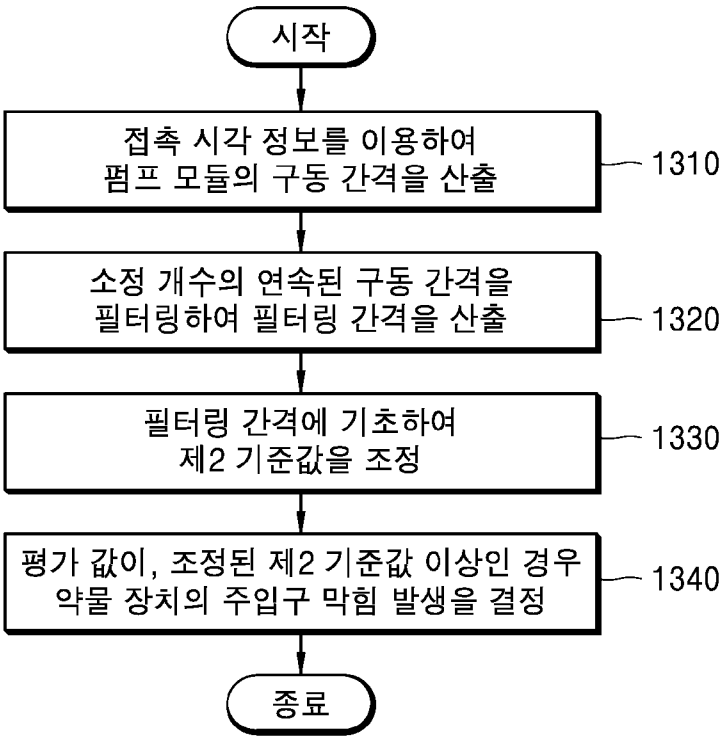
[도11]


시작
평가 값 = 0
1110
펌프 모듈의 구동 시간 산출
1120
소정 개수의 연속된 구동 시간을 필터링하여 필터링 시간 산출
1130
현재 필터링 시간 - 이전 필터링 시간 ≥ 제1 기준값?
1140
아니오
평가 값 = 평가 값 - 1
예
평가 값 = 평가 값 + 1
1151
평가 값 ≥ 제2 기준값?
1160
아니오
예
현재 필터링 시간 ≥ 제3 기준값?
1170
아니오
예
주입구 막힘 결정
1180
종료

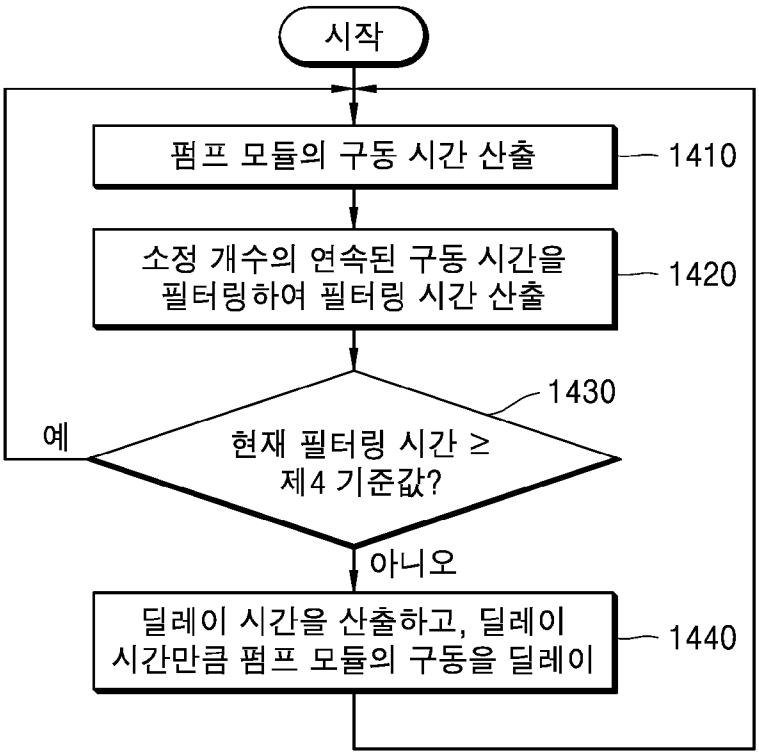
[도12]


온도 보상 계수
1.8
1.6
1.4
1.2
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
24,1.007
3 5 7 9 11 13 15 17 19 21 23 25 27 29 31 33 35 37 39 41 43 45
온도

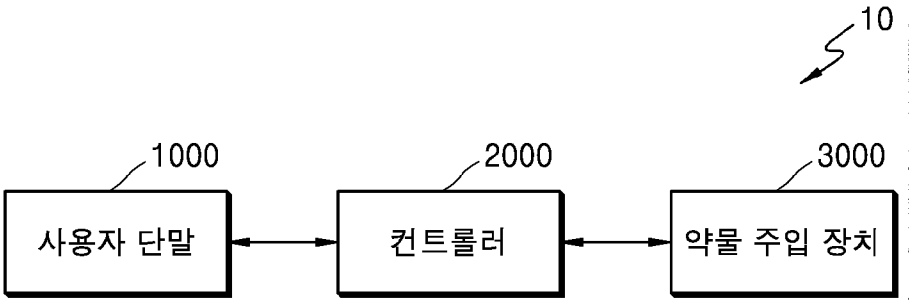
[도13]


시작
접촉 시각 정보를 이용하여 펌프 모듈의 구동 간격을 산출
1310
소정 개수의 연속된 구동 간격을 필터링하여 필터링 간격을 산출
1320
필터링 간격에 기초하여 제2 기준값을 조정
1330
평가 값이, 조정된 제2 기준값 이상인 경우 약물 장치의 주입구 막힘 발생을 결정
1340
종료

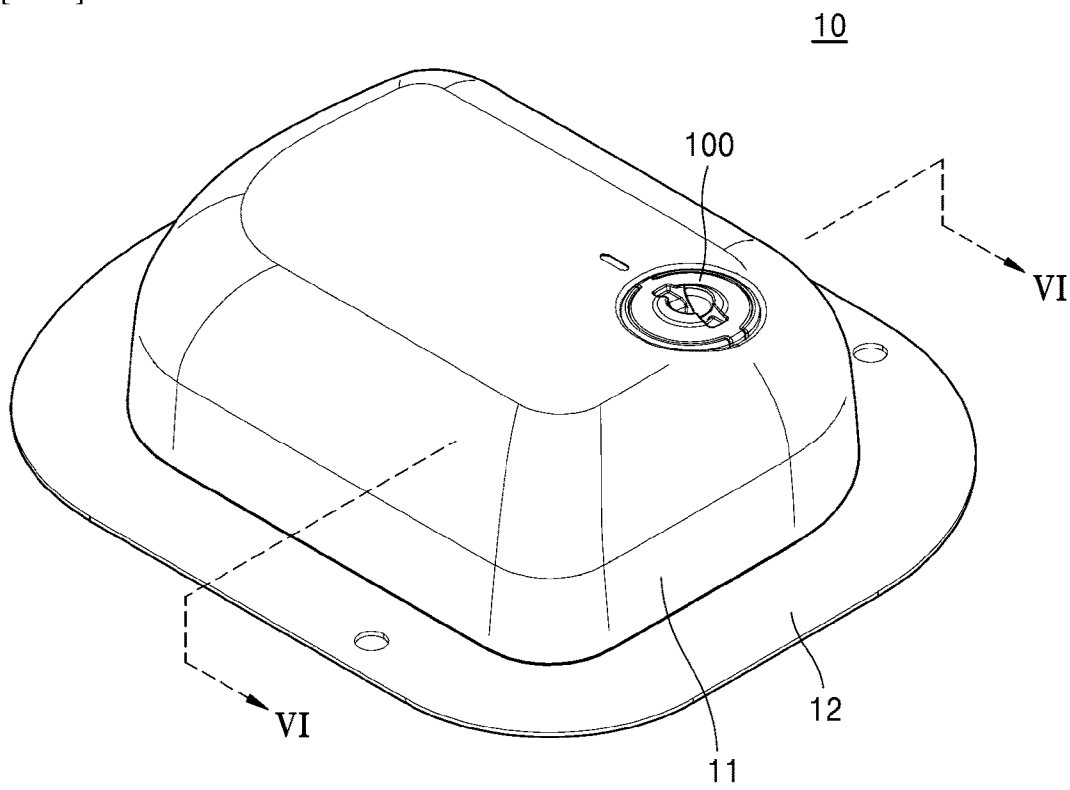
[도14]


시작
펌프 모듈의 구동 시간 산출
1410
소정 개수의 연속된 구동 시간을 필터링하여 필터링 시간 산출
1420
1430
예
현재 필터링 시간 ≥ 제4 기준값?
아니오
딜레이 시간을 산출하고, 딜레이 시간만큼 펌프 모듈의 구동을 딜레이
1440

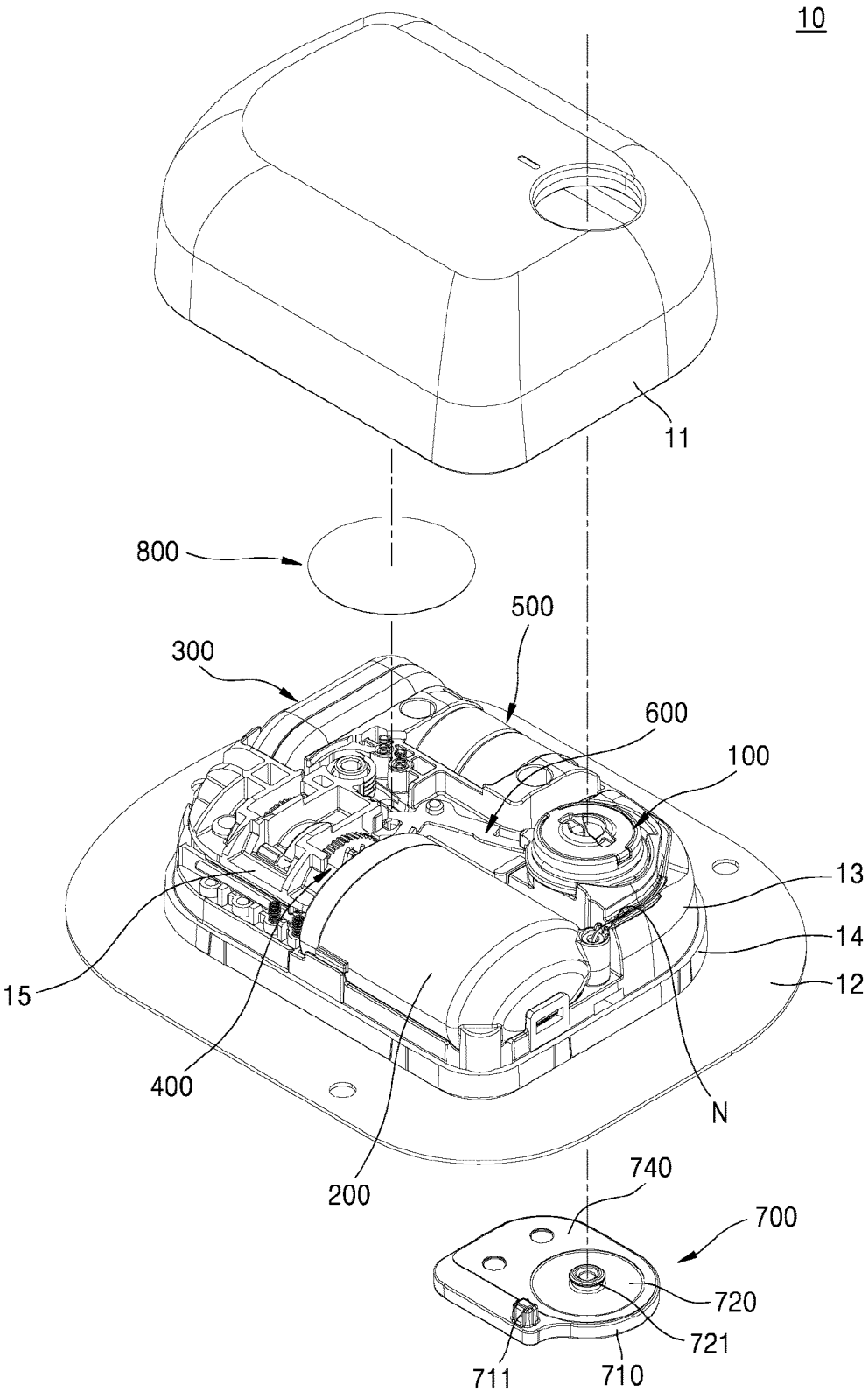
[도15]


10
1000
사용자 단말
2000
컨트롤러
3000
약물 주입 장치

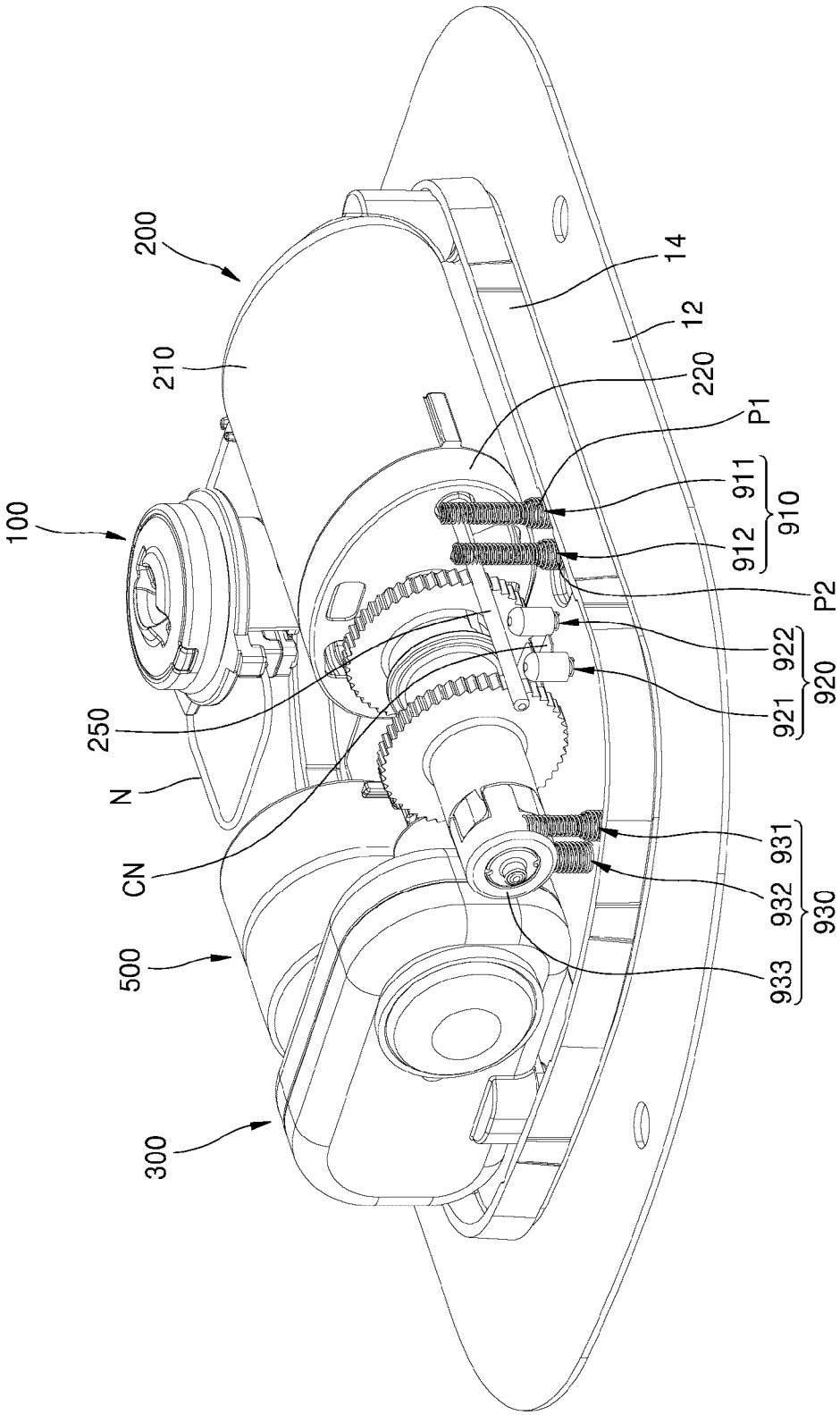
[도16]


10
100
VI
VI
12
11

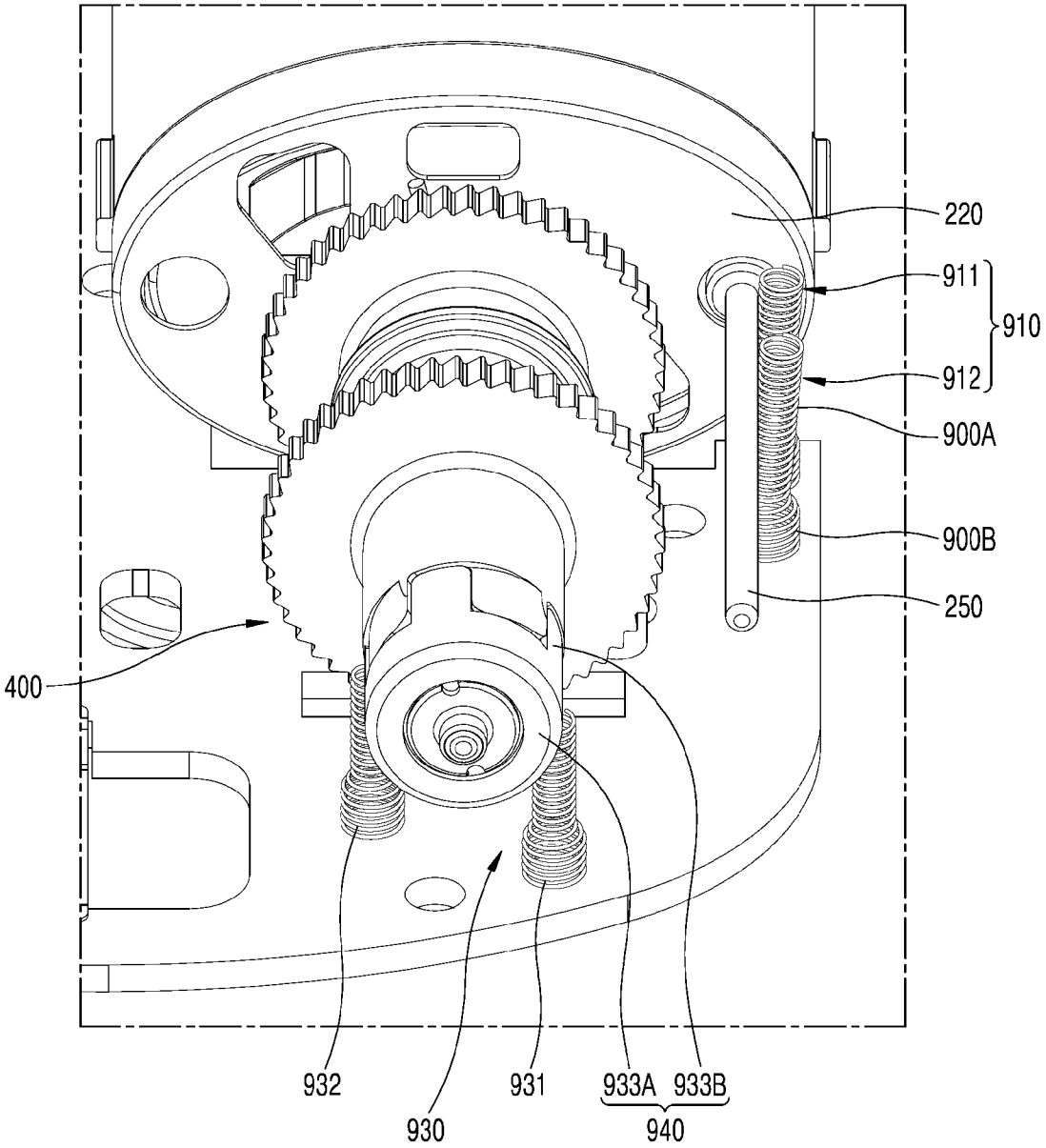
[도17]


10
11
800
500
300
600
100
13
14
12
15
400
N
200
740
700
720
721
711
710

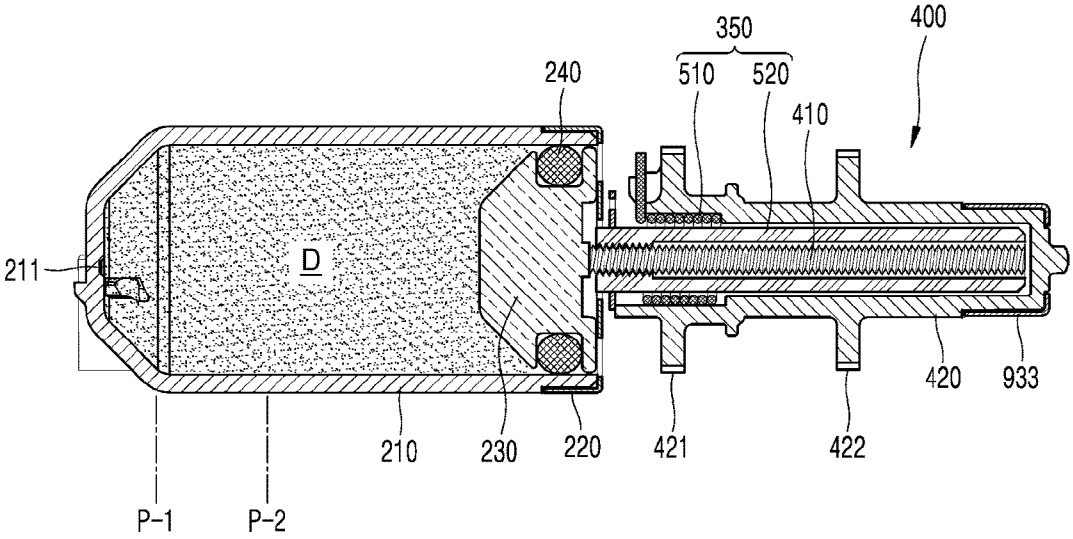
[도18]


200
210
100
250
N
CN
500
300
14
12
220
P1
911
912
910
P2
922
921
920
931
932
933
930

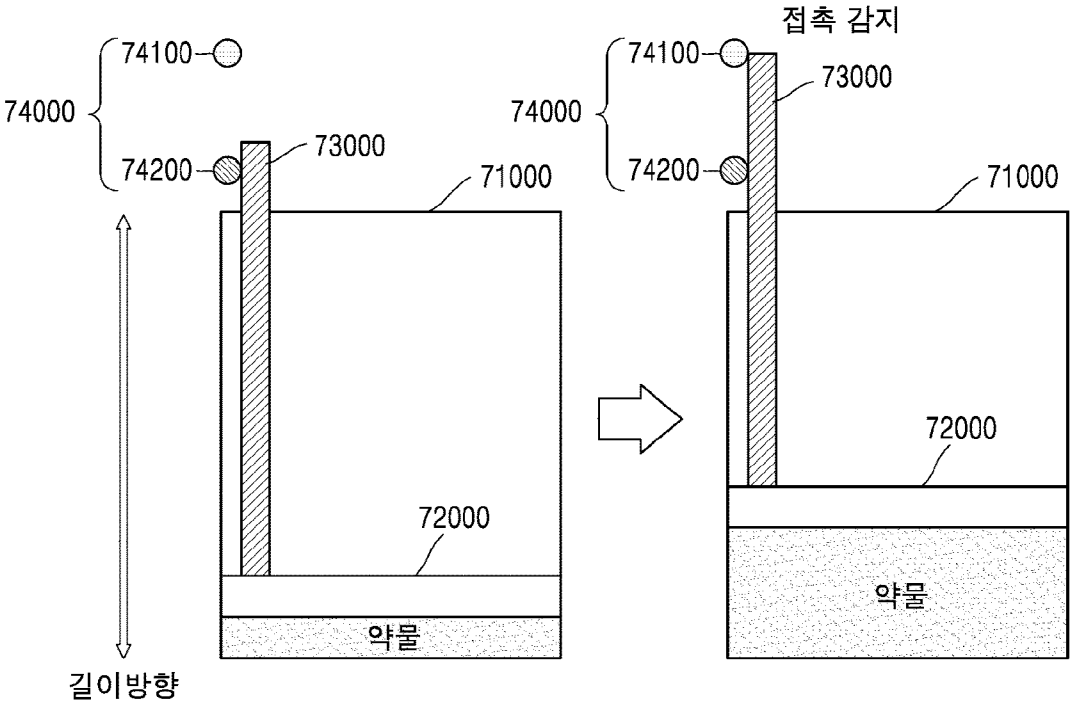
[도19]


220
911
910
912
900A
900B
250
400
932
930
931
933A
933B
940

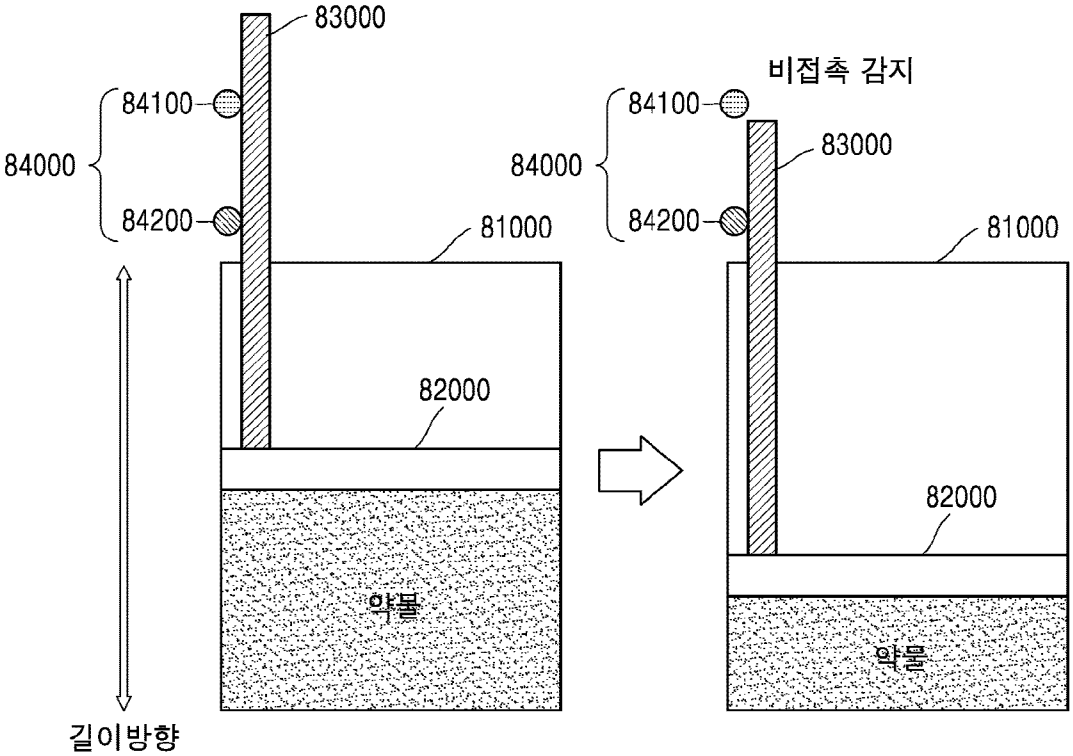
[도20]


350
400
240
510
520
410
211
D
420
933
210
230
220
421
422
P-1
P-2

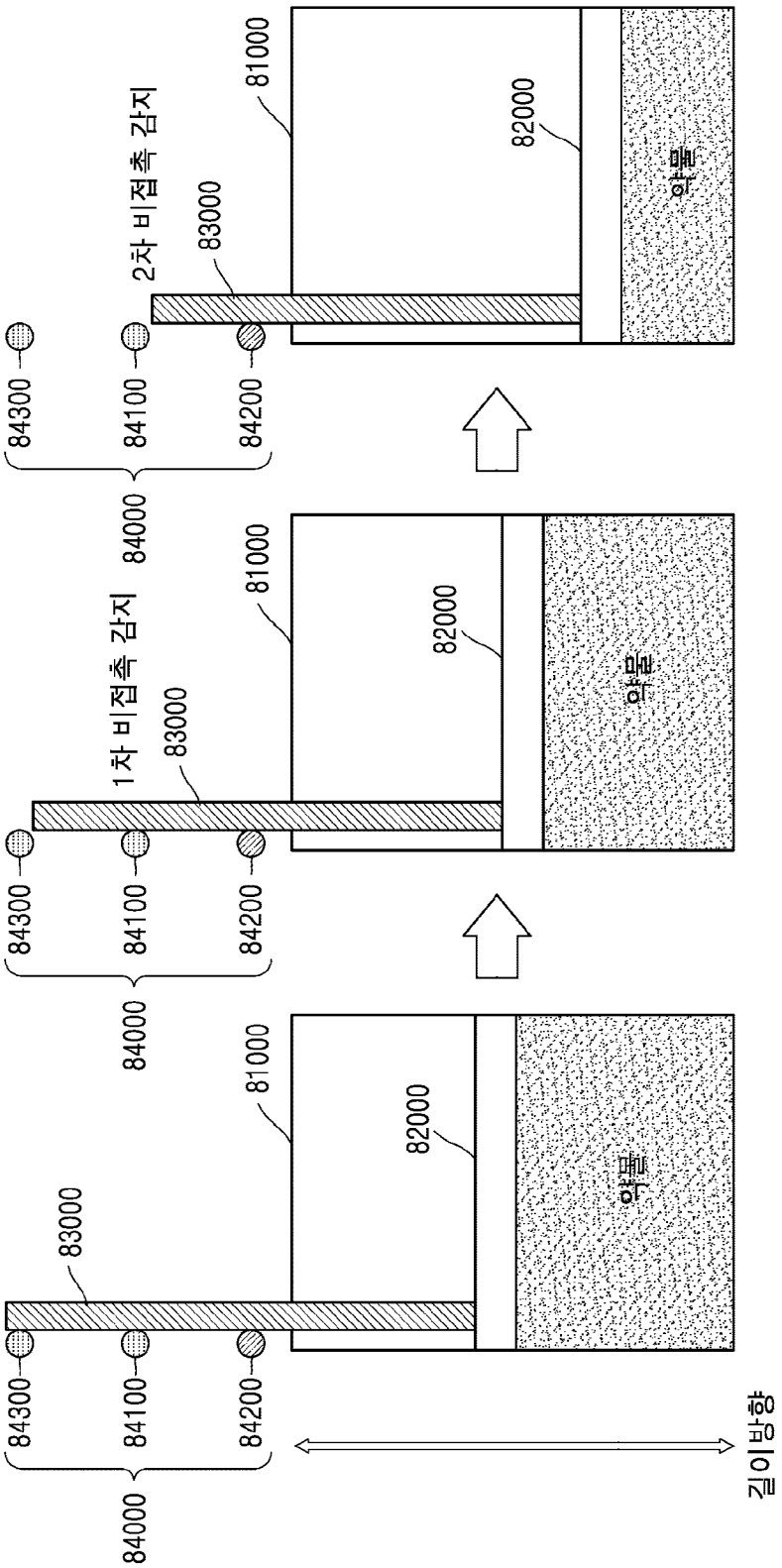
[도21]


74100
74000
74200
73000
71000
72000
약물
길이방향
접촉 감지
74100
74000
74200
73000
71000
72000
약물

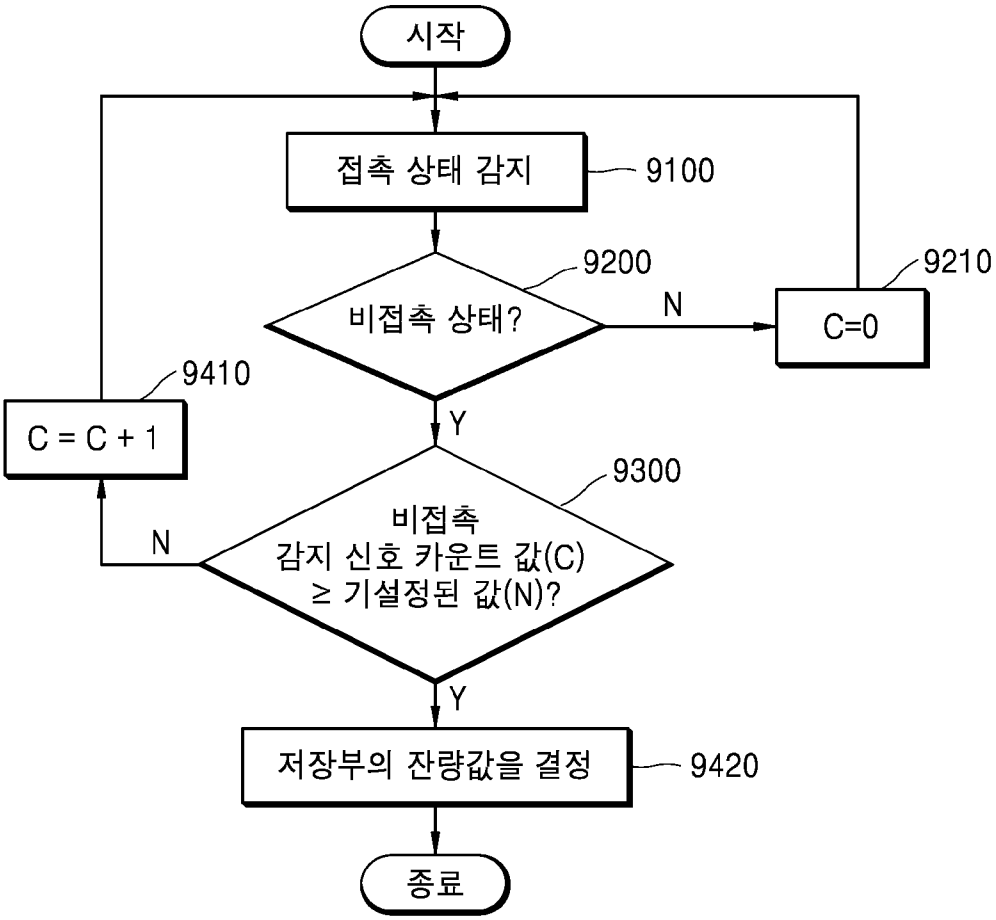
[도22a]


83000
84100
84000
84200
81000
82000
약물
길이방향
비접촉 감지
84100
84000
84200
83000
81000
82000
약물

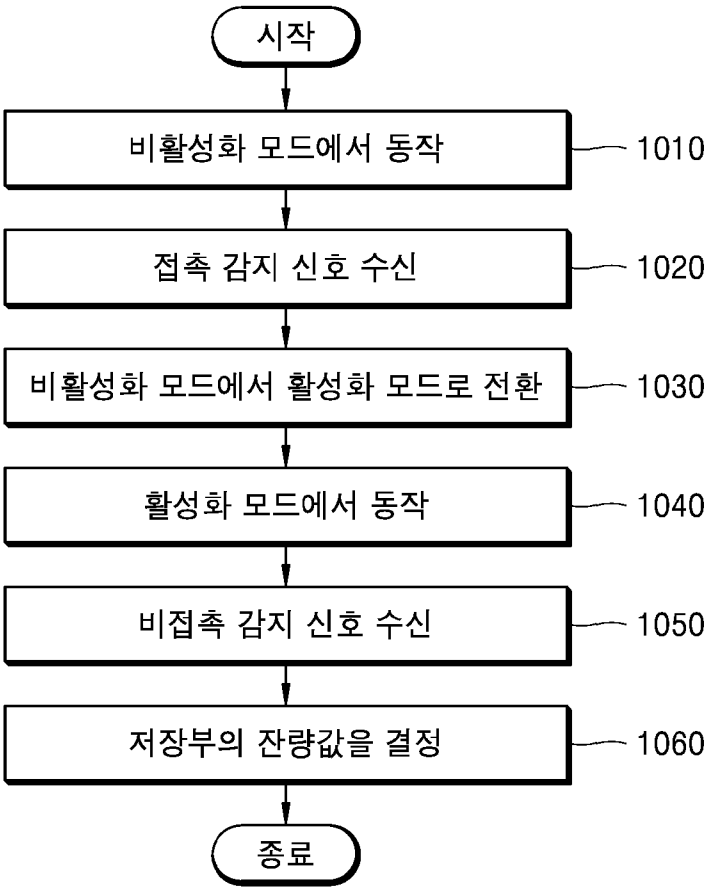
[도22b]


84300
84100
84200
84000
83000
2차 비접촉 감지
81000
82000
약물
1차 비접촉 감지
길이방향

[도23]


시작
접촉 상태 감지
9100
9200
비접촉 상태?
N
9210
C=0
9410
C = C + 1
Y
9300
비접촉
감지 신호 카운트 값(C)
≥ 기설정된 값(N)?
N
Y
저장부의 잔량값을 결정
9420
종료

[도24]


시작
비활성화 모드에서 동작
1010
접촉 감지 신호 수신
1020
비활성화 모드에서 활성화 모드로 전환
1030
활성화 모드에서 동작
1040
비접촉 감지 신호 수신
1050
저장부의 잔량값을 결정
1060
종료

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/KR2021/008620

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61M 5/168(2006.01)i; **A61M 5/142**(2006.01)i; **A61M 5/145**(2006.01)i; **A61M 5/315**(2006.01)i; **A61M 5/172**(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)

A61M 5/168(2006.01); A61M 1/36(2006.01); A61M 5/142(2006.01); A61M 5/145(2006.01); A61M 5/148(2006.01); A61M 5/158(2006.01); A61M 5/20(2006.01); A61M 5/31(2006.01); A61M 5/315(2006.01)

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: 약액(drug liquid), 니들(needle), 레저버(reservoir), 플런저(plunger), 센서(sensor)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2017-0128664 A1 (INSULET CORPORATION) 11 May 2017 (2017-05-11) See paragraphs [0026]-[0030] and figures 1, 7 and 8.	1-4
Y	JP 2020-507375 A (NOVO NORDISK A/S) 12 March 2020 (2020-03-12) See paragraphs [0059]-[0066], claim 1 and figures 2-3c.	1-4
A	KR 10-2018-0032832 A (CHOI, Kyu Dong) 02 April 2018 (2018-04-02) See claim 1.	1-4
A	KR 10-2019-0109482 A (ELI LILLY AND COMPANY) 25 September 2019 (2019-09-25) See paragraphs [0015]-[0017] and claim 1.	1-4
A	JP 2011-516196 A (MEDINGO LTD.) 26 May 2011 (2011-05-26) See paragraph [0070] and claims 51 and 52.	1-4

☐ 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
"D" document cited by the applicant in the international application
"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	Date of mailing of the international search report
02 December 2021	**02 December 2021**

Name and mailing address of the ISA/KR	Authorized officer
Korean Intellectual Property Office **Government Complex-Daejeon Building 4, 189 Cheongsa-ro, Seo-gu, Daejeon 35208**	
Facsimile No. **+82-42-481-8578**	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/KR2021/008620

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
US 2017-0128664 A1	11 May 2017	EP 2830499 A1	04 February 2015
		EP 2830499 A4	09 December 2015
		EP 2830499 B1	20 February 2019
		EP 2830499 B8	03 April 2019
		EP 3549524 A1	09 October 2019
		US 10124112 B2	13 November 2018
		US 10130758 B2	20 November 2018
		US 10420883 B2	24 September 2019
		US 10569011 B2	25 February 2020
		US 2014-0127048 A1	08 May 2014
		US 2014-0128839 A1	08 May 2014
		US 2014-0142508 A1	22 May 2014
		US 2019-0255251 A1	22 August 2019
		US 2020-0054826 A1	20 February 2020
		US 2020-0188581 A1	18 June 2020
		US 9402950 B2	02 August 2016
		WO 2013-149186 A1	03 October 2013
JP 2020-507375 A	12 March 2020	CN 110234379 A	13 September 2019
		EP 3570915 A1	27 November 2019
		EP 3570915 B1	13 October 2021
		US 2021-0128841 A1	06 May 2021
		WO 2018-141571 A1	09 August 2018
		WO 2018-141571 A8	09 August 2018
KR 10-2018-0032832 A	02 April 2018	WO 2018-056606 A1	29 March 2018
KR 10-2019-0109482 A	25 September 2019	AU 2018-227384 A1	01 August 2019
		AU 2018-227384 B2	26 November 2020
		CA 3050752 A1	07 September 2018
		CN 110337311 A	15 October 2019
		EA 201991602 A1	04 February 2020
		EP 3589340 A1	08 January 2020
		IL 267835 A	26 September 2019
		JP 2020-508770 A	26 March 2020
		MA 47679 A	08 January 2020
		MX 2019010214 A	09 October 2019
		US 10987472 B2	27 April 2021
		US 2020-0023137 A1	23 January 2020
		US 2021-0093795 A1	01 April 2021
		US 2021-0236739 A1	05 August 2021
		WO 2018-160425 A1	07 September 2018
JP 2011-516196 A	26 May 2011	AU 2009-235064 A1	15 October 2009
		CN 102083483 A	01 June 2011
		CN 102083483 B	24 July 2013
		CN 103127573 A	05 June 2013
		CN 103127573 B	25 March 2015
		DK 2300077 T3	28 August 2017
		DK 3260145 T3	17 February 2020
		EP 2300077 A2	30 March 2011
		EP 2300077 B1	19 July 2017
		EP 3260145 A1	27 December 2017
		EP 3260145 B1	11 December 2019

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/KR2021/008620

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
		EP	3639869	A1	22 April 2020
		ES	2772756	T3	08 July 2020
		HK	1186134	A1	07 March 2014
		JP	5506780	B2	28 May 2014
		US	2011-0160652	A1	30 June 2011
		US	2014-0052055	A1	20 February 2014
		US	8568361	B2	29 October 2013
		US	9486574	B2	08 November 2016
		WO	2009-125398	A2	15 October 2009
		WO	2009-125398	A3	18 February 2010

국 제 조 사 보 고 서

국제출원번호
PCT/KR2021/008620

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61M 5/168(2006.01)i; **A61M 5/142**(2006.01)i; **A61M 5/145**(2006.01)i; **A61M 5/315**(2006.01)i; **A61M 5/172**(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61M 5/168(2006.01); A61M 1/36(2006.01); A61M 5/142(2006.01); A61M 5/145(2006.01); A61M 5/148(2006.01); A61M 5/158(2006.01); A61M 5/20(2006.01); A61M 5/31(2006.01); A61M 5/315(2006.01)

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: 약액(drug liquid), 니들(needle), 레저버(reservoir), 플런저(plunger), 센서(sensor)

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
Y	US 2017-0128664 A1 (INSULET CORPORATION) 2017.05.11 단락 [0026]-[0030] 및 도면 1, 7, 8	1-4
Y	JP 2020-507375 A (NOVO NORDISK A/S) 2020.03.12 단락 [0059]-[0066], 청구항 1 및 도면 2-3c	1-4
A	KR 10-2018-0032832 A (최규동) 2018.04.02 청구항 1	1-4
A	KR 10-2019-0109482 A (일라이 릴리 앤드 캄파니) 2019.09.25 단락 [0015]-[0017] 및 청구항 1	1-4
A	JP 2011-516196 A (MEDINGO LTD.) 2011.05.26 단락 [0070] 및 청구항 51, 52	1-4

☐ 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
"D" 본 국제출원에서 출원인이 인용한 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	국제조사보고서 발송일
2021년12월02일(02.12.2021)	**2021년12월02일(02.12.2021)**

ISA/KR의 명칭 및 우편주소	심사관
대한민국 특허청 **(35208) 대전광역시 서구 청사로 189, 4동 (둔산동, 정부대전청사)**	정다원
팩스 번호 **+82-42-481-8578**	전화번호 **+82-42-481-5373**

서식 PCT/ISA/210 (두 번째 용지) (2019년 7월)

국 제 조 사 보 고 서
대응특허에 관한 정보

국제출원번호
PCT/KR2021/008620

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
US 2017-0128664 A1	2017/05/11	EP 2830499 A1	2015/02/04
		EP 2830499 A4	2015/12/09
		EP 2830499 B1	2019/02/20
		EP 2830499 B8	2019/04/03
		EP 3549524 A1	2019/10/09
		US 10124112 B2	2018/11/13
		US 10130758 B2	2018/11/20
		US 10420883 B2	2019/09/24
		US 10569011 B2	2020/02/25
		US 2014-0127048 A1	2014/05/08
		US 2014-0128839 A1	2014/05/08
		US 2014-0142508 A1	2014/05/22
		US 2019-0255251 A1	2019/08/22
		US 2020-0054826 A1	2020/02/20
		US 2020-0188581 A1	2020/06/18
		US 9402950 B2	2016/08/02
		WO 2013-149186 A1	2013/10/03
JP 2020-507375 A	2020/03/12	CN 110234379 A	2019/09/13
		EP 3570915 A1	2019/11/27
		EP 3570915 B1	2021/10/13
		US 2021-0128841 A1	2021/05/06
		WO 2018-141571 A1	2018/08/09
		WO 2018-141571 A8	2018/08/09
KR 10-2018-0032832 A	2018/04/02	WO 2018-056606 A1	2018/03/29
KR 10-2019-0109482 A	2019/09/25	AU 2018-227384 A1	2019/08/01
		AU 2018-227384 B2	2020/11/26
		CA 3050752 A1	2018/09/07
		CN 110337311 A	2019/10/15
		EA 201991602 A1	2020/02/04
		EP 3589340 A1	2020/01/08
		IL 267835 A	2019/09/26
		JP 2020-508770 A	2020/03/26
		MA 47679 A	2020/01/08
		MX 2019010214 A	2019/10/09
		US 10987472 B2	2021/04/27
		US 2020-0023137 A1	2020/01/23
		US 2021-0093795 A1	2021/04/01
		US 2021-0236739 A1	2021/08/05
		WO 2018-160425 A1	2018/09/07
JP 2011-516196 A	2011/05/26	AU 2009-235064 A1	2009/10/15
		CN 102083483 A	2011/06/01
		CN 102083483 B	2013/07/24
		CN 103127573 A	2013/06/05
		CN 103127573 B	2015/03/25
		DK 2300077 T3	2017/08/28
		DK 3260145 T3	2020/02/17
		EP 2300077 A2	2011/03/30
		EP 2300077 B1	2017/07/19
		EP 3260145 A1	2017/12/27

국 제 조 사 보 고 서
대응특허에 관한 정보

국제출원번호
PCT/KR2021/008620

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
		EP 3260145 B1	2019/12/11
		EP 3639869 A1	2020/04/22
		ES 2772756 T3	2020/07/08
		HK 1186134 A1	2014/03/07
		JP 5506780 B2	2014/05/28
		US 2011-0160652 A1	2011/06/30
		US 2014-0052055 A1	2014/02/20
		US 8568361 B2	2013/10/29
		US 9486574 B2	2016/11/08
		WO 2009-125398 A2	2009/10/15
		WO 2009-125398 A3	2010/02/18