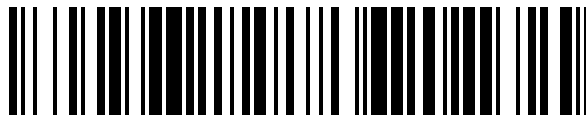


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **1 307 722**

21 Número de solicitud: 202331125

51 Int. Cl.:

**A61B 5/20** (2006.01)

**A61M 5/14** (2006.01)

12

SOLICITUD DE MODELO DE UTILIDAD

U

22 Fecha de presentación:

**21.07.2022**

43 Fecha de publicación de la solicitud:

**20.05.2024**

71 Solicitantes:

**UNIVERSIDAD EUROPEA DE MADRID, S.A.**  
**(100.0%)**

**C/ Tajo, s/n**  
**28670 Villaviciosa de Odón (Madrid) ES**

72 Inventor/es:

**LAFUENTE CARRASCO, José Luis;**  
**BEUNZA NUIN, Juan José;**  
**GONZÁLEZ LOPEZ, Samuel;**  
**PUERTAS SANZ, Enrique;**  
**GÓMEZ TELLO, Vicente;**  
**AVILÉS ÁLVAREZ, Eva;**  
**ALBO MORENO, Niza;**  
**MATEO BURILLO, Claudia;**  
**HERRADOR DOMÍNGUEZ, Lucía y**  
**AVILÉS CASAMAYOR, Isabel**

74 Agente/Representante:

**CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel**

54 Título: **DISPOSITIVO PARA MEDIR UN FLUJO DE ORINA EN UN PACIENTE SONDADO**

ES 1 307 722 U

## DESCRIPCIÓN

### DISPOSITIVO PARA MEDIR UN FLUJO DE ORINA EN UN PACIENTE SONDADO

#### Campo técnico de la invención

- 5 La invención pertenece al campo de la salud y los cuidados. Se refiere en concreto a un dispositivo que realiza la medición del flujo de orina en pacientes sondados de forma automática, mide opcionalmente parámetros adicionales como colorimetría. La información se puede enviar para su centralización, monitorización y análisis.

#### 10 Estado de la Técnica

Algunos pacientes en entornos de unidades de cuidados intensivos (UCI), u otros entornos o situaciones clínicas (hospitalarias o domiciliarias), necesitan estar sondados para recoger o hacer posible la excreción de orina y además controlar el flujo de orina.

- 15 Para ello, el personal sanitario (en UCI, p.e.) emplea urinómetros manuales. Un urinómetro manual para UCI permite la medida del volumen de orina de forma visual periódicamente. El urinómetro manual cuenta con doble cámara, una primera bolsa con marcas graduadas para el registro horario. El contenido de esta primera bolsa se vuelca de forma manual a una segunda bolsa, denominada bolsa urinaria estándar o
- 20 colectora que recoge el total. En entornos fuera de UCI se evalúa cada 24 horas con bolsas urinarias estándar.

- Para el sondado se utiliza un catéter, llamado también sonda vesical, sonda urinaria o sonda Foley. Dependiendo del tamaño de la uretra del paciente, el catéter tiene un diámetro u otro medido en la unidad normalizada para este tipo de sondas. La unidad
- 25 utilizada son los French (Fr) que equivalen a 3 veces el diámetro medido en milímetros (p.e. una sonda de 18Fr corresponde a 6mm de diámetro).

Al paciente se le introduce por la uretra un extremo del catéter y se conecta el otro a la bolsa urinaria donde se recoge la orina. La conducción del fluido es por gravedad. Por lo que, la bolsa urinaria debe estar siempre por debajo del paciente (ver Fig. 1).

- 30 La medida de volumen de orina por unidad de tiempo junto con otros parámetros ofrece datos vitales al clínico para poder determinar ciertas patologías (como la insuficiencia renal aguda, AKI en inglés o el fallo multiorgánico).

- Actualmente, aunque existen urinómetros automáticos, no están extendidos en entornos hospitalarios. Entendiendo por automáticos que permitan liberar al personal
- 35 sanitario de las medidas horarias de forma manual y el tiempo de análisis y presentación de resultados.

Se han realizado búsquedas, tanto entre artículos científicos, como en literatura de patentes y en productos comerciales. Se observa que no existe ningún dispositivo que cumpla con las necesidades técnicas y económicas para permitir su uso masivo en entornos hospitalarios, bien por dificultad de la técnica, por la complejidad de su construcción o bien por el excesivo coste del producto o sus desechables.

### **Breve descripción de la invención**

A la vista de las limitaciones observadas, se propone un dispositivo para medir un flujo de orina en un paciente sondado según la reivindicación 1 de manera automática.

Realizaciones particulares se definen en las reivindicaciones dependientes.

El dispositivo incluye un gotero, preferiblemente desechable, con una cámara para alojar líquido, un tubo de entrada, para unir la cámara con un catéter que va al paciente sondado y un tubo de salida para unir la cámara con una bolsa de orina. El dispositivo incluye una placa de circuito impreso para sujetar el gotero. Para un correcto funcionamiento, el gotero debe quedarse fijo en posición vertical. Se instala un emisor para emitir un haz de infrarrojos que atraviese la cámara del gotero y un receptor que recoja el haz de infrarrojos. Hay una unidad de procesamiento para detectar un patrón en el haz de infrarrojos recibido por el receptor que cambia en presencia de líquido en la cámara. El patrón es procesable y se puede asociar a una cantidad de flujo. Con una unidad de comunicaciones inalámbrica se envía información acerca del patrón detectado y/o la cantidad de flujo de orina en un periodo de tiempo. Si además se desea analizar el color, el tubo de entrada debe ser transparente para instalar un sensor de color.

### **Breve descripción de las figuras**

La FIG. 1 muestra el estado de la técnica.

La FIG. 2 muestra esquemáticamente una realización del dispositivo de la invención instalada en un paciente sondado.

La FIG. 3 muestra varias barreras de infrarrojos.

La FIG. 4 muestra una implementación para detectar gotas cayendo.

La FIG. 5A muestra una gráfica de una señal en presencia y ausencia de gotas.

La FIG. 5B muestra la gráfica en detalle de un patrón de gota.

La FIG. 5C muestra una gráfica de una señal correspondiente a un flujo continuo.

La FIG. 6A muestra un diagrama de bloques funcionales según una realización del dispositivo.

La FIG. 6B muestra un diagrama de bloques funcionales según una realización de un sistema.

Las FIGs. 7A-7C muestran tres vistas de un prototipo del dispositivo.

5 **Glosario en las figuras:**

- 1 Vejiga.
- 2 Catéter.
- 3 Tubo de entrada.
- 3a Tubo de salida.
- 10 4 Bolsa urinaria.
- 5 Gotero.
- 5a Cámara.
- 6 Dispositivo para medir un flujo de orina.
- 7 Regulador de flujo.
- 15 8 Sensor de color.
- 9 Conexión de alimentación eléctrica.
- 10 Colgador.
- 11 Pantalla.
- 12 Antena LoRa.
- 20 13 Unidad de procesamiento
- 14 Teclado táctil.
- 15 Colgador inferior.
- 17 Anillo de sujeción.
- 18 Memoria.
- 25 19a Emisor de infrarrojos.
- 19b Receptor de infrarrojos.
- 20 Puerto de expansión.
- 21 Reloj.
- 23 Soporte anular (para emisor-receptor).
- 30 24 Pulso.
- 27 Pila del reloj.
- 30 Paciente sondado.
- 31 Servidor.
- 32 Unidad de comunicaciones inalámbrica.
- 35 34 Pasarela
- 35 Placa de circuito impreso principal.

36 Haz de infrarrojos.

37 Placa de circuito impreso auxiliar.

39 Terminal.

## 5 **Descripción detallada de la invención**

Varias características y numerosos aspectos del funcionamiento de la invención se representan en las figuras para una mejor comprensión.

El dispositivo y sistema descritos facilitan la medición del flujo de orina en pacientes sondados, pueden recoger parámetros añadidos como colorimetría. La información puede ser enviados para su procesamiento remoto (registro, alarmas, tendencias etc.). Tienen especial aplicación en entornos de cuidados intensivos (UCI), no obstante, es trasladable a otros entornos hospitalarios o domiciliarios.

La **FIG. 1** muestra el estado de la técnica en un paciente sondado **30**. Un extremo de un catéter **2** llega a la vejiga **1** del paciente. Una bolsa urinaria **4** se conecta con un tubo de entrada **3** al otro extremo del catéter **2** y recoge la orina canalizada por el catéter **2**. Esta bolsa urinaria **4** está típicamente graduada para conocer la cantidad de líquido que corresponde con un nivel dado. Para pacientes de una UCI es habitual que la bolsa urinaria **4** sea graduada y que además esté precedida por una cámara anterior con una graduación más precisa conectada en serie con la bolsa urinaria **4** de tipo estándar. Este conjunto se conoce habitualmente como urinómetro de UCI. La cámara anterior con graduación de precisión tiene una maneta para que cada vez que se realiza el control, se vuelque en la bolsa urinaria **4** de tipo estándar, normalmente de mayor capacidad. Esta tarea conlleva una comprobación visual y precisa de intervención humana.

La **FIG. 2** muestra muy esquemáticamente una realización de la invención, en un paciente sondado **30**, se propone un dispositivo **6** para medir de modo automático el flujo de orina de un paciente sondado **30**. Un extremo de un catéter **2** llega a la vejiga **1** del paciente. El otro extremo del catéter **2** se conecta con un gotero **5**, por ejemplo, un gotero de perfusión intravenoso estándar. Para ello, el gotero **5** se acopla con un tubo de entrada **3** para recibir líquido. El gotero **5** tiene generalmente un regulador de flujo **7** que modifica el paso de líquido por el tubo de entrada **3**, en caso de necesitarlo o para poder inicializar en ausencia de aire. El regulador de flujo **7** no es esencial para el funcionamiento del dispositivo **6**.

El dispositivo **6** debe acoplarse mecánicamente con el gotero **5** (como se verá en la FIGs. 7B y 7C, por ejemplo). El dispositivo **6** está diseñado para ubicarse (por ejemplo, colgándose) de forma vertical (por ejemplo, de la cama del paciente). El dispositivo **6** incluye componentes electrónicos para producir una barrera de haz de infrarrojos y

5 detectar gotas o un flujo continuo cayendo en la cámara del gotero **5**.

En el primer caso, cada gota interrumpe la barrera de haz de infrarrojos, y puede ser contabilizada de manera electrónica. Así, el flujo de orina puede calcularse a partir del número de veces que se interrumpe la barrera y el volumen asignado a una gota.

En el caso de un flujo continuo, el cálculo sería parecido. Se debe calcular un caudal por unidad de tiempo. Con un flujo continuo, se contabiliza el tiempo que transcurre con dicho flujo cayendo y se calcula el volumen de líquido, teniendo como constantes

10 el caudal nominal del gotero (medido empíricamente).

Nota: El termino caudal significa volumen de líquido que atraviesa una superficie en un tiempo determinado. Un caudal se calcula mediante la siguiente fórmula:  $Q=V/t$ , siendo

15  $Q$  (caudal),  $V$  (volumen) y  $t$  (tiempo). Se mide el volumen en mililitros (ml) y el tiempo en milisegundos (ms). Se asume un valor fijo de  $Q$ , se aplica la formula  $V = Q \cdot t$  una vez el tiempo ha transcurrido desde el inicio del flujo continuo hasta el fin de dicho flujo. El patrón de flujo continuo puede ser diferenciado del patrón de gotas y su caudal calculado.

Esta realización del dispositivo **6** instala adicionalmente un sensor de color **8** en el tubo de entrada **3** (que debe ser transparente entonces). Con el sensor **8** se pueden identificar algunos problemas médicos como sangre en la orina (hematuria).

El dispositivo **6** envía mediante una unidad de comunicaciones inalámbrica (no mostrada aquí en esta figura) información acerca del flujo de orina del paciente

25 sondado **30** en un periodo de tiempo configurable. Por ejemplo, periódicamente, cada 1, 2 o 10, o 30 minutos. También se puede hacer asíncronamente, si se supera un umbral de incremento de flujo. También podría definirse una comunicación asíncrona si se detecta, por el sensor de color **8**, una anomalía cromática respecto del color esperado. El dispositivo **6** cuenta con capacidad de procesamiento, puede ser

30 programado para configurar su funcionamiento, por ejemplo, para definir los destinatarios, la frecuencia de comunicación, posibles eventos y alarmas, etc.

La **FIG. 3** ilustra una vista en planta de varias barreras de infrarrojos generadas por un emisor de infrarrojos **19a** (por ejemplo, con un LED IR) que debe iluminar la cámara del gotero **5**. Un receptor **19b** (por ejemplo, un fototransistor IR). Se puede observar la

35 importancia de configurar un adecuado campo de visión (FOV, Field Of View) para que

abarque una zona de la cámara **5a** del gotero **5**. Así cada gota debe atravesar la barrera de un haz de infrarrojos **36** para ser contabilizada. También se ha de considerar una cierta tolerancia a la inclinación del dispositivo que, en uso está preferentemente colgado. Se diseña para que no le afecten movimientos u otras perturbaciones. En concreto, se pueden ver varios campos de visión triangular, con un ángulo de 80°, 60°, 50°, 40°. Preferiblemente, en pruebas realizadas con un prototipo, se ha visto que 50° es un ángulo que funciona adecuadamente para las dimensiones de un gotero de perfusión intravenoso estándar.

La **FIG. 4** muestra una realización del módulo para detectar gotas o fujo cayendo. Adicionalmente, se puede detectar si el gotero no está instalado, ya que se obtiene una señal diferenciable. Para la detección, se disponen enfrentados un emisor **19a** y un receptor **19b** sobre un soporte anular **23** con un diámetro interno compatible con el gotero **5**. El emisor **19a** emite un haz de radiación infrarroja que es interferida cuando una gota de orina lo atraviesa. El receptor **19b** recibe la radiación infrarroja, y lo hace diferenciadamente cuando es atravesado por una gota o un flujo continuo y cuando no. Esta circunstancia sirve para calcular la cantidad de orina producida por el paciente sondado.

La **FIG. 5A** presenta una gráfica con el resultado de una señal procesada basada en la radiación captada por un receptor de radiación infrarroja en presencia y ausencia de gota en su recorrido. Se puede ver la aparición de un pulso **24** recuadrado, fácilmente contabilizable. Estos pulsos tienen características que permiten caracterizar la existencia de una gota cayendo. Si no está el gotero colocado, se obtiene un nivel de tensión diferente.

La **FIG. 5B** muestra en mayor detalle dicho pulso **24**. El rango de tensión suele abarcar desde 0 V hasta los 3.3 V. Con el gotero colocado, se obtiene una tensión de 1,6 V. Dependiendo de la densidad de la gota y variables del entorno, la forma de onda de la gota puede variar, pero generalmente se puede caracterizar una gota cuando primero la tensión supera un primer umbral de amplitud 2.3 V, entonces tras un primer intervalo de espera de 5 ms y se toma una nueva medida de tensión. Si entonces ocurre que la tensión es menor un segundo umbral de 0,6 V, se determina que ha caído una gota. Inmediatamente, se deja pasar un segundo intervalo de espera de 16 ms, así puede terminar la forma de onda y volver a empezar. Estos umbrales e intervalos temporales son programables y pueden ser reconfigurados.

La **FIG. 5C** muestra para otra forma de onda correspondiente con un patrón básico de chorro, es decir, de flujo continuo. En el caso de superar inicialmente un primer umbral de amplitud 2,3 V, se contabiliza un primer intervalo de espera de 5 ms, para  
 5 considerar que hay flujo continuo si se obtiene un valor superior a un segundo umbral 0,6 V, se espera hasta que se estabilice la amplitud en un nivel de 1,6 V durante un tercer intervalo de espera (un valor de amplitud asociado a que no cae líquido) y se contabiliza el tiempo transcurrido en un segundo intervalo que va desde el inicio (primer umbral) hasta el final (segundo umbral), aplicando el flujo continuo y  
 10 obteniendo un volumen aplicando la formula  $V=Q*t$ .

La **FIG. 6A** muestra un diagrama de bloques funcionales según una realización del dispositivo **6** que incluye un gotero **5**, un emisor **19a** y un receptor **19b** que mediante luz infrarroja pueden detectar una gota de orina cuando cae. También incluye un  
 15 sensor de color **8** que recoge información colorimétrica de la orina. Con una unidad de procesamiento **13** se encarga de procesar la información capturada de la orina y producir un mensaje. Este mensaje se transmite por una unidad de comunicaciones inalámbrica **32** hasta un destinatario prefijado. La orina que cae del gotero **5** se almacena en una bolsa urinaria **4**.

La **FIG. 6B** muestra un diagrama de bloques funcionales según una realización de un sistema que incluye varios dispositivos **6** asociados a diferentes pacientes. Por ejemplo, mediante un identificador cada dispositivo **6** emite, usando el protocolo LoRa, mensajes con información sobre la orina de un determinado paciente, hasta una  
 25 pasarela **34** que convierte cada mensaje recibido a un protocolo de comunicación que emplee un servidor **31**. Este servidor **31** puede realizar tareas más complejas, y por ejemplo, enviar selectivamente los mensajes con información relevante junto con un identificador sobre cada paciente, bien de forma periódica, o bien ante la ocurrencia de un evento importante. En una posible aplicación hospitalaria, para una UCI, estos  
 30 terminales **39** pueden ser teléfonos móviles de personal de enfermería que reciben selectivamente información generada en los dispositivos **6** y, opcionalmente enriquecida por el servidor **31**, para atender a los grupos de pacientes sondados a su cargo durante un tiempo asignado.

Este servidor **31** puede formar parte de una infraestructura de servicio en la nube,  
 35 donde se procese con algoritmos basados en técnicas de aprendizaje automático (machine learning y big data) para la obtención de patrones predictivos.



Realizar parte de las operaciones remotamente, disminuye la carga de proceso que desempeñan los dispositivos **6**, lo que permite abaratarlos.

Las **FIGs. 7A-7C** muestran vistas de una realización de un prototipo del dispositivo **6** que se describen conjuntamente. Las **FIGs. 7A-7B** son diferentes caras del prototipo del dispositivo **6** implementada con algunos componentes comerciales como placa de circuito impreso principal **35** se puede usar el modelo Heltec Wifi LoRa 32 V2 con una antena LoRa **12** y una placa de circuito impreso auxiliar **37** que integre varios componentes. La **FIG. 7C** ilustra esquemáticamente una vista de perfil del prototipo del dispositivo **6** (sin puertos de expansión).

En esta placa auxiliar **37**, la unidad de procesamiento, la unidad de comunicación inalámbrica, una pantalla **11** y una conexión **9** para alimentación eléctrica, o la gestión de batería, entre otros elementos están incluidas, análogamente para la placa principal **35** que también puede incluir teclado táctil **14** puertos de expansión **20**. La unidad de comunicación inalámbrica dispone de capacidad de comunicación Bluetooth, Wifi, y Lora.

Además, puede incluir un sensor de color, un reloj **21** en tiempo real alimentado por una batería o pila **27** que permite conocer la fecha y hora exactas, y una memoria **18** con una tarjeta MicroSD para el almacenamiento de datos en local, como copia de respaldo, o en caso de no tener conectividad.

La unidad de procesamiento se implementa con un microcontrolador (por ejemplo, un ESP32 de doble núcleo). Hay electrónica embebida para la gestión de la alimentación, las comunicaciones y la pantalla **11**.

Se ha realizado un diseño de la placa **35** para que mecánicamente obligue al conjunto a mantenerse perpendicular al centro de gravedad para de esta forma conseguir la verticalidad necesaria para el funcionamiento del gotero **5**. Preferiblemente, la placa **35** se adapta para colgarse de la cama del paciente mediante un colgador **10**. No obstante, el campo de visión está calculado para permitir cierta tolerancia a inclinación. El tipo de alimentación es por batería recargable, (por ejemplo, PowerBank) disponible en el mercado, reduciendo costes de fabricación, y reduciendo elementos por certificar. Una batería recargable (no mostrada) sirve adicionalmente de lastre para mantener el dispositivo **6** en posición vertical. El colgador inferior **15** se usa para acoplar la batería recargable que colgaría manteniendo al gotero **5** en posición vertical. Como ilustra el prototipo del dispositivo **6** es implementable en dimensiones reducidas y con poco peso. Esto lo hace práctico en entornos UCI y en otros entornos hospitalarios o en atención domiciliaria.

El gotero **5** usado es de perfusión, de Ø 4x3,1 mm, que normalmente gotea a un ritmo de 20 gotas/1ml con una precisión de +/- 0.1 ml. Con la elección del gotero **5**, se puede medir con precisión el líquido que cae por gravedad. Este gotero **5** es desechable. Hay modelos comerciables compatibles a un coste asequible.

5 En la FIG. 7C se aprecia el líquido cayendo por la cámara **5a** del gotero **5** unido a un catéter **2** por un tubo de entrada **3**. El gotero **5** se une a la bolsa urinaria por un tubo de salida **3a** está fijado superiormente por el anillo de sujeción **17**, e inferiormente por el soporte anular **23**, unido a la placa de circuito impreso **35**, por ejemplo, soldado.

En el mencionado soporte anular **23** se instala el emisor de infrarrojos **19a**, por ejemplo, con las características principales siguientes: longitud de onda  $\lambda = 940$  nm, ángulo medio de emisión de  $50^\circ (\pm 25^\circ)$  y tiempos de caída y subida de la señal de 800 ns. También, se instala un receptor de infrarrojos **19b**, como un fototransistor de tipo NPN, con las características principales: longitud de onda típica de  $\lambda = 880$  nm y pico de onda de  $\lambda = 945$  nm, filtro de luz diurna, ángulo medio de emisión de  $50^\circ (\pm 25^\circ)$  y  
10 tiempos de caída y subida de la señal de 800 ns. Si fuera necesario se pueden emplear varias parejas de emisor-receptor para una mayor precisión. Se programa la unidad de procesamiento **13** para que identifique si existen gotas para el conteo o bien si hay un flujo continuo de líquido.

El conteo de gotas se realiza a través de una barrera de haz de infrarrojos **36**. La  
20 barrera está optimizada para cubrir un campo de visión (FOV) adecuado. Esta técnica es robusta y fiable. Hay que parametrizar la longitud de onda, el campo de visión, tiempos de respuestas y otras variables. Se puede ver el campo de visión ideal en 2D como se aprecia en la FIG. 3 para cubrir la cámara **5a** del gotero **5**. En pruebas, se obtienen mediciones con -10% (sobre 50 cl). La desviación se debe, en parte, a la  
25 construcción mecánica y a un cambio de densidad del líquido. Se lee un patrón por cada gota que cae en la cámara del gotero. Este patrón es peculiar como muestra la FIG. 5A y facilita ser detectado con precisión suficiente para evitar errores. En pruebas realizadas todas las gotas son capturadas.

El flujo continuo es uno de los problemas que presentan algunos modelos comerciales  
30 basados en cuentagotas. El prototipo del dispositivo **6** cuando detecta una señal similar a la mostrada en la FIG. 5C, calcula el caudal por unidad de tiempo.

Aunque el prototipo del dispositivo **6** puede operar localmente, implementa subrutinas de software para las comunicaciones en remoto, por ejemplo, posibilitando el envío de alarmas y/o datos para la conexión a una plataforma externa.

35 Las conexiones inalámbricas de tipo WIFI/BLE tienen una limitación de distancia de comunicación. LoRa, y en concreto con el protocolo LoraWan, pretende evitar

dependencia de alcance a la pasarela. Así, la infraestructura de red es más sencilla y económica y necesita menos puntos de acceso. En instalaciones hospitalarias, las distancias pueden ser considerables (mayores de 100m que es lo que normalmente alcanzan las tecnologías WIFI/BLE). Con LoRa, las distancias se pueden multiplicar, y  
5 estar, varios centenares de metros.

El prototipo del dispositivo **6** puede incorporar análisis de colorimetría, con un sensor de color de tipo pinza que capta la diferencia de colores. Cuando detecta ciertos colores indicativos de patologías, pueden cruzarse esos datos con los del flujo de orina para producir una alarma.

10 Se puede implementar un sistema conectando varios dispositivos **6** a una pasarela y crear una red con múltiples nodos.

El prototipo del dispositivo **6** dispone de alarma visual y sonora de forma local. A su vez, cuenta con puertos **20** de expansión para poder añadir funciones de medición, como la colorimetría que es un parámetro de interés clínico o para acceder localmente  
15 a los datos almacenados en la memoria **18**. También para añadir otras funciones futuras.

Otras conectividades son implementables para ofrecer a modo local un servidor web de datos local accesible desde terminales móviles del personal sanitario, o transferencias de datos en local a través de BLE dependiendo del firmware cargado en  
20 el dispositivo **6**.

No ha de considerarse que la presente invención se limita a las realizaciones particulares aquí descritas, sino que viene determinado por el alcance de las reivindicaciones adjuntas.

25

## REIVINDICACIONES

1. Dispositivo (6) para medir un flujo de orina en un paciente sondado (30) que comprende:

- 5 - un gotero (5) que comprende una cámara (5a) para alojar líquido;
- un tubo de entrada (3) configurado para unir la cámara (5a) a un catéter (2) del paciente sondado (30);
- un tubo de salida (3a) configurado para unir la cámara (5a) con una bolsa urinaria (4);
- una placa de circuito impreso principal (35) para sujetar el gotero (5);
- 10 - un emisor (19a) configurado para emitir un haz de infrarrojos (36) a través de la cámara (5a) del gotero (5);
- un receptor (19b) configurado para recibir el haz de infrarrojos (36) a través de la cámara (5a) del gotero (5);
- una unidad de procesamiento (13) configurada para calcular una cantidad de flujo de
- 15 orina producida por el paciente sondado (30) a partir de una variación del haz de infrarrojos recibido, ya sea porque el paso de líquido por la cámara (5a) ocurra en forma de gotas o en forma de flujo continuo;
- una unidad de comunicaciones inalámbrica (32) configurada para enviar información acerca de los datos generados en la unidad de procesamiento (13).

20

2. Dispositivo (6) según la reivindicación 1, donde los componentes electrónicos comprenden un soporte anular (23) de diámetro interno mayor que la cámara (5a) del gotero (5), el emisor de infrarrojos (19a) y el receptor de infrarrojos (19b) diametralmente enfrentados e instalados en el soporte anular (23), donde el soporte

25 anular (23) está unido con la placa de circuito impreso principal (35).

3. Dispositivo (6) según la reivindicación 2, donde el emisor de infrarrojos (19a) y el receptor de infrarrojos (19b) tienen un campo de visión de 50°.

30 4. Dispositivo (6) según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde la unidad de comunicaciones inalámbrica (32) configurada para enviar información acerca de los datos generados en la unidad de procesamiento (13) a una pasarela (34) o a un servidor (31).

35 5. Dispositivo (6) según la reivindicación anterior, que comprende además un sensor de color (8) configurado para medir información colorimétrica en el tubo de entrada (3),

donde el tubo de entrada (3) es transparente, donde la información que maneja la unidad de procesamiento (13) incluye la información colorimétrica medida.

5 6. Dispositivo (6) según la reivindicación 5, donde la unidad de comunicaciones inalámbrica (32) está configurada para emplear al menos una de las siguientes tecnologías: LoRa, BLE, WiFi.

10 7. Dispositivo (6) según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde la unidad de procesamiento (13) comprende una memoria (18) para registrar la información que maneja, donde la memoria (18) es accesible localmente a través de un puerto.

15 8. Dispositivo (6) según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde la placa principal (35) comprende un anillo de sujeción (17) soldado a dicha placa (35) configurada para mantener el gotero (5), en uso, en posición vertical.

20 9. Dispositivo según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende una batería recargable conectada eléctricamente a la placa de circuito impreso principal (35) y, en uso, suspendida verticalmente de un colgador inferior (15) de dicha placa (35).

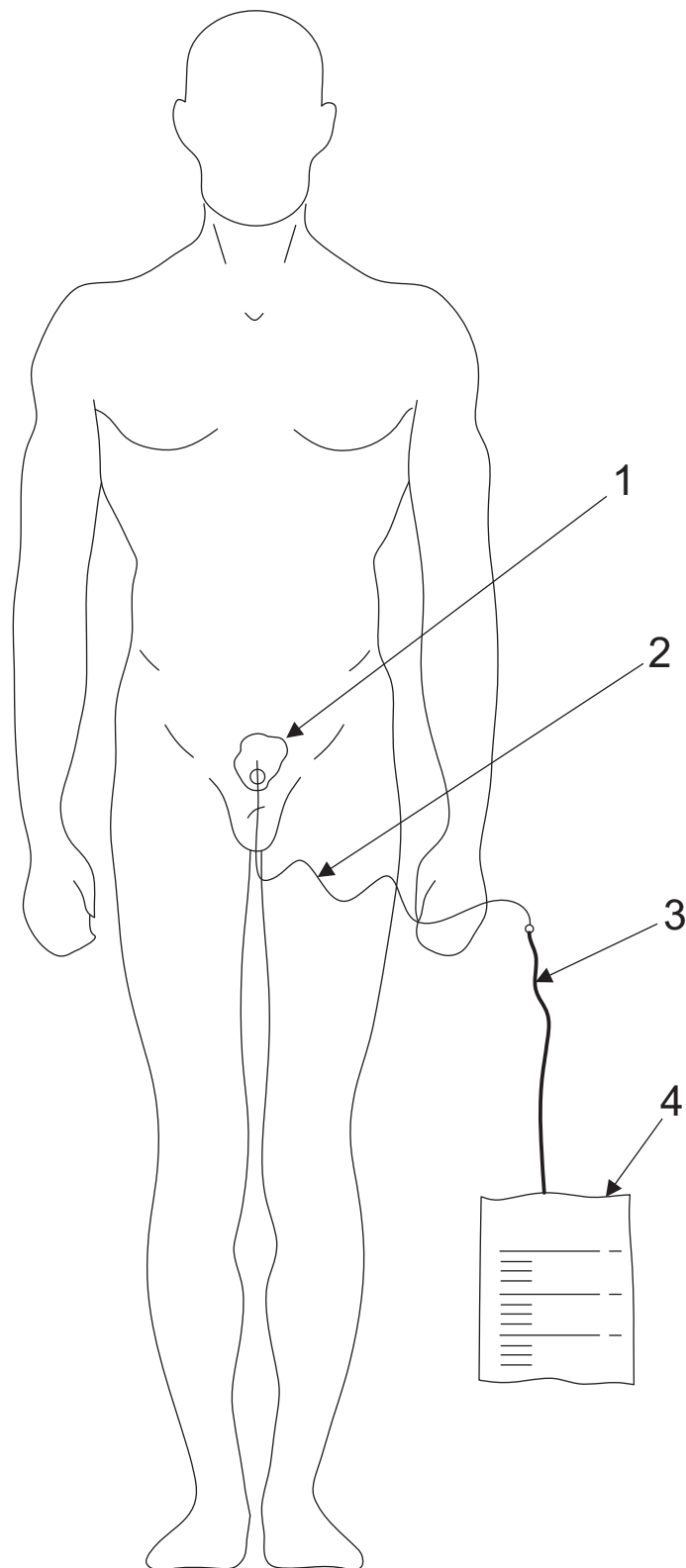


Fig. 1

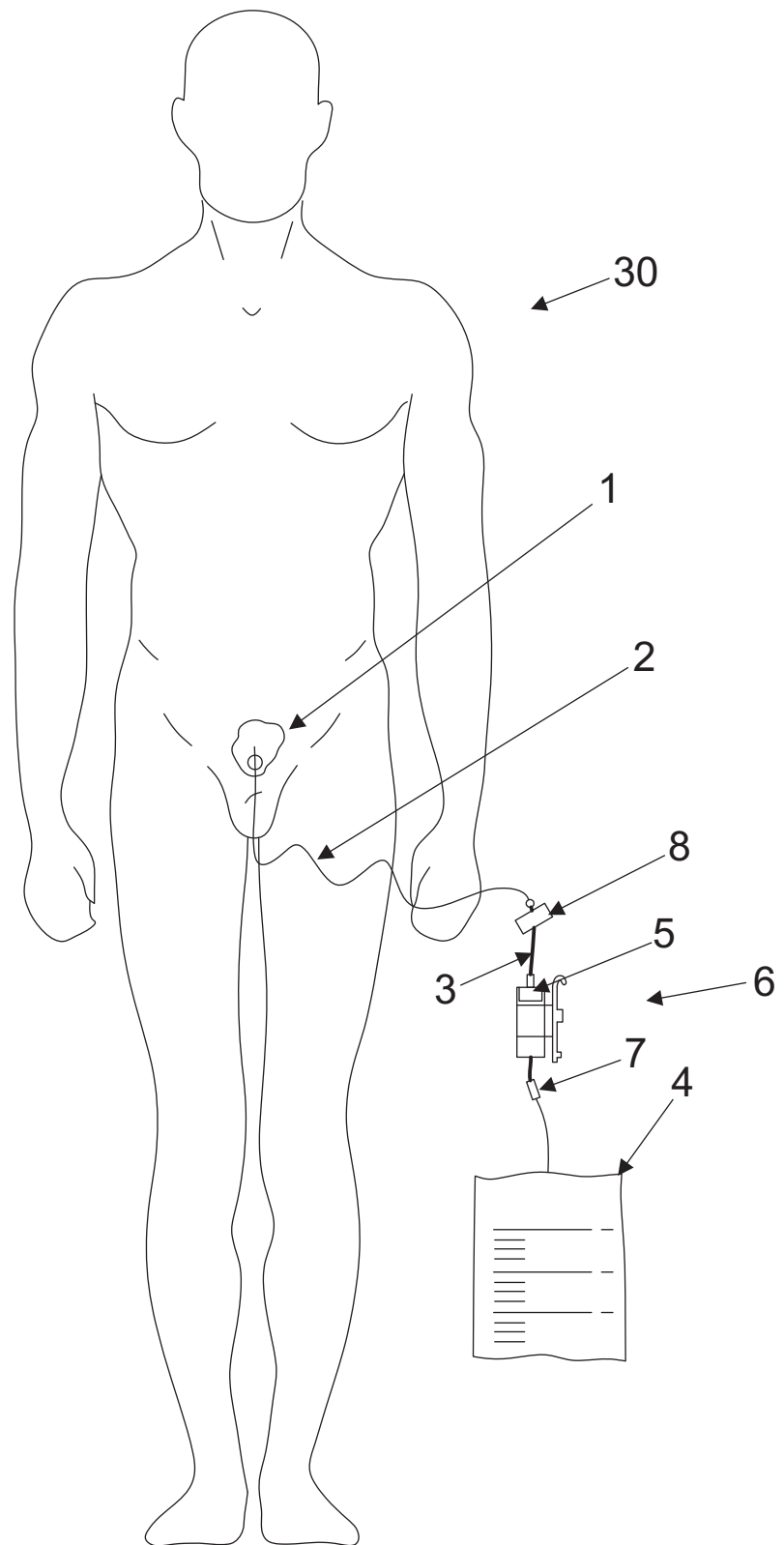


Fig. 2

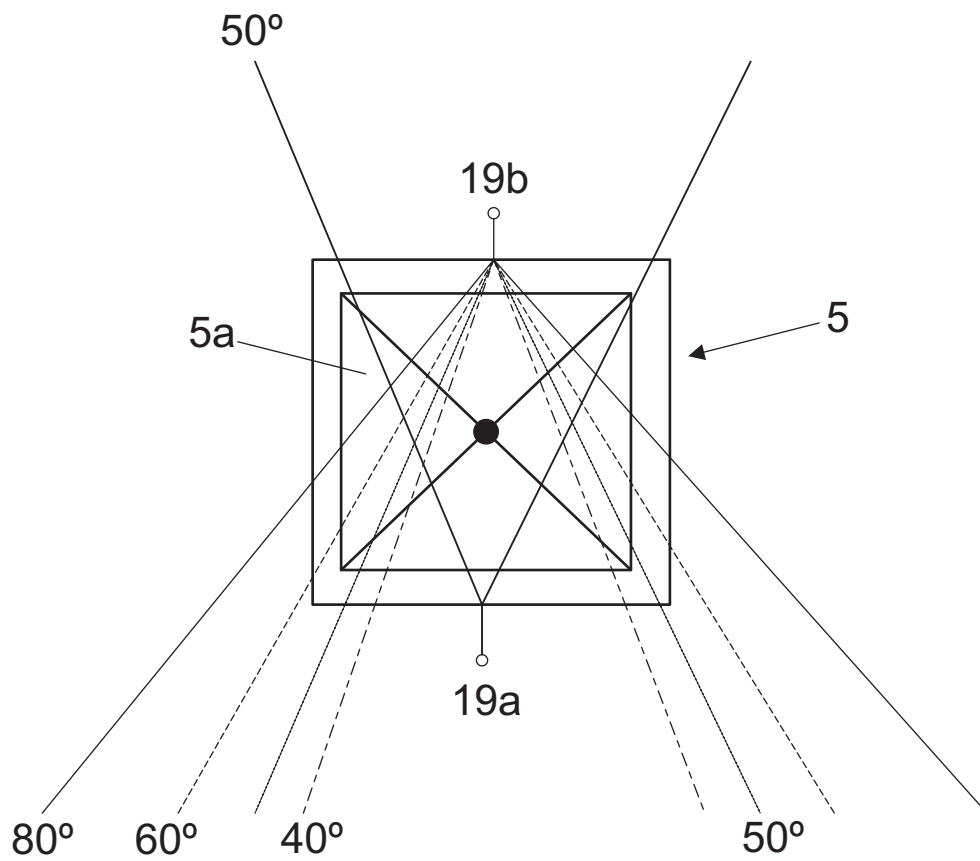


Fig. 3

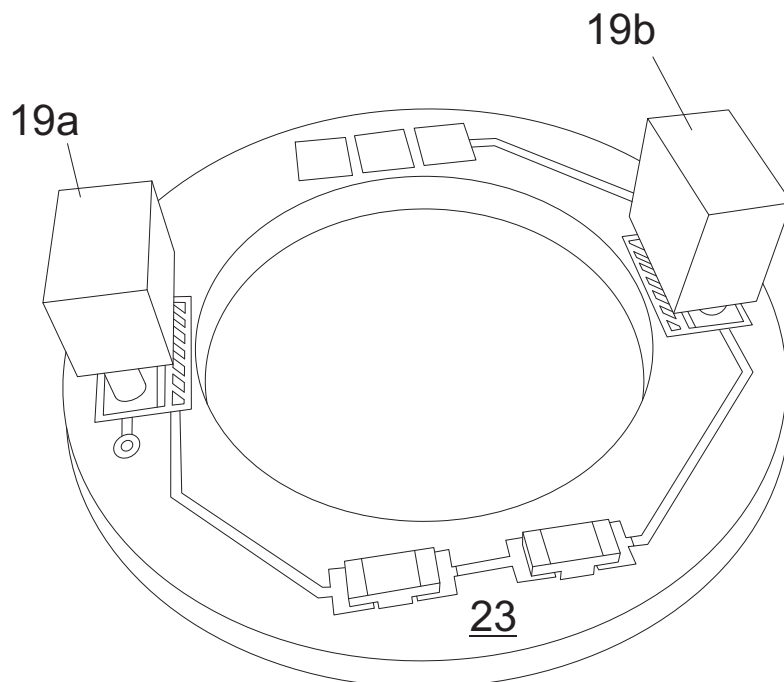


Fig. 4



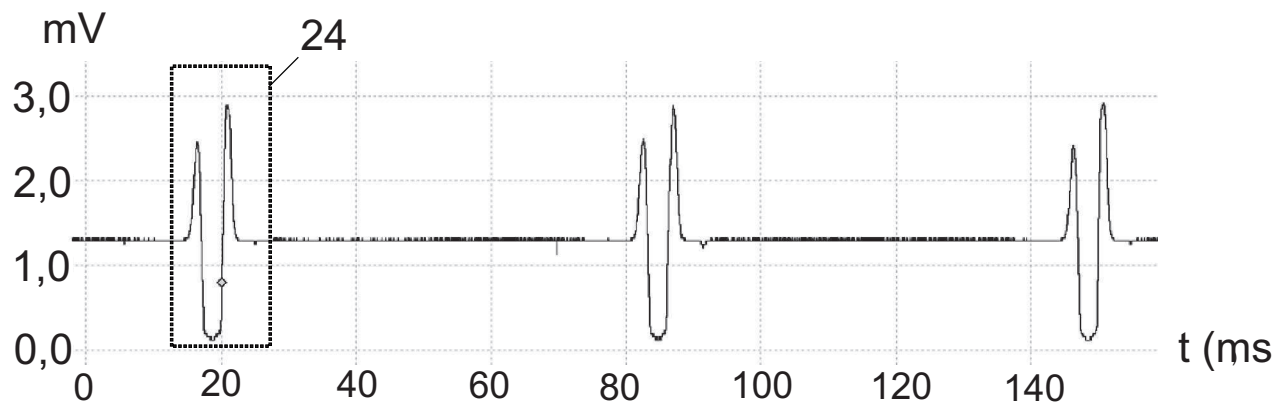


Fig. 5A

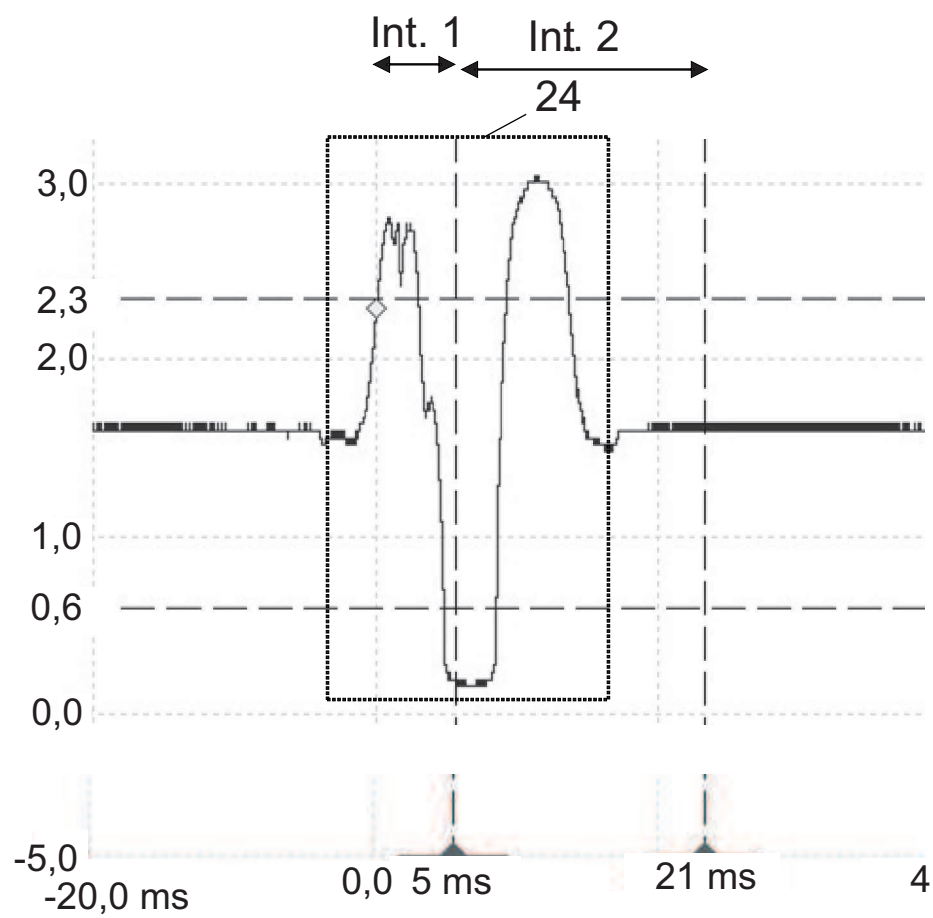


Fig. 5B

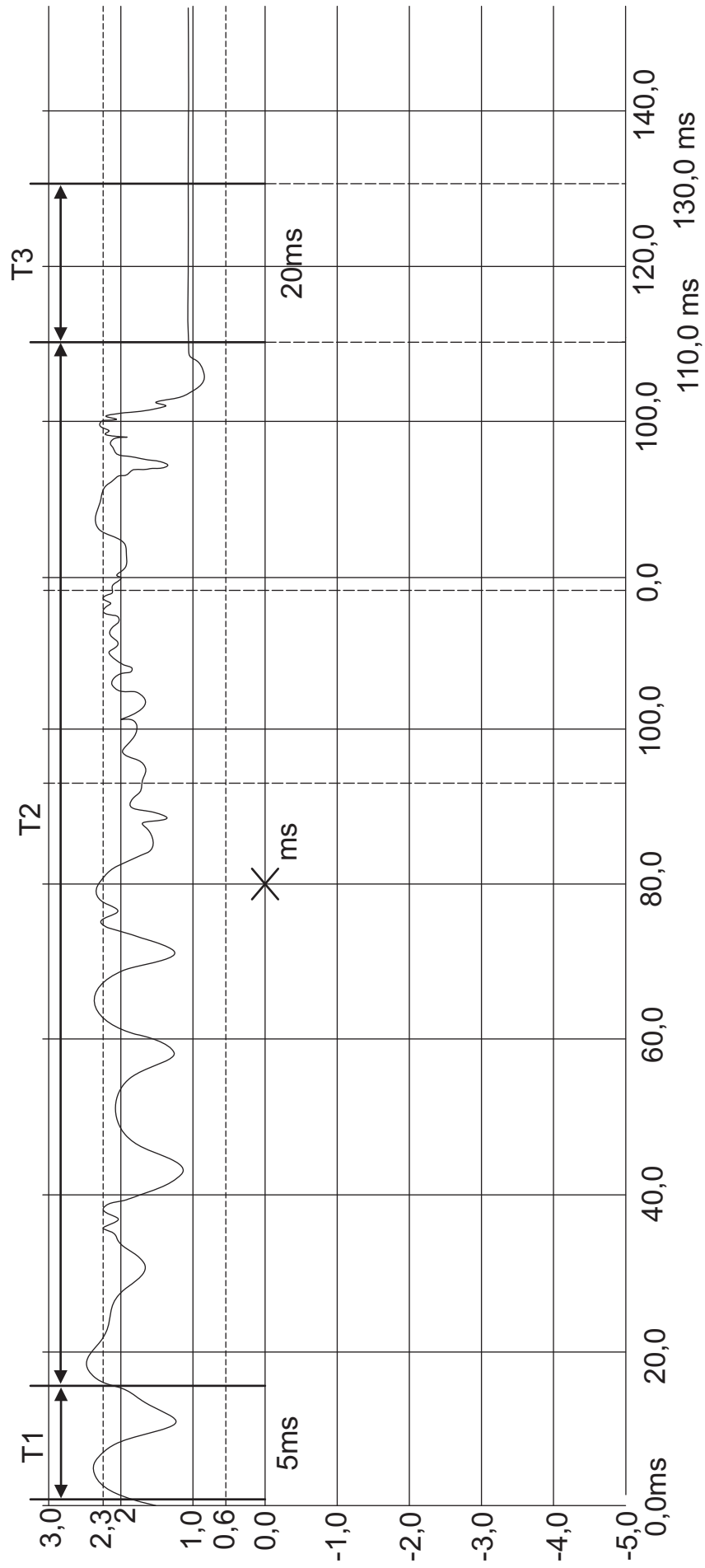


Fig. 5C

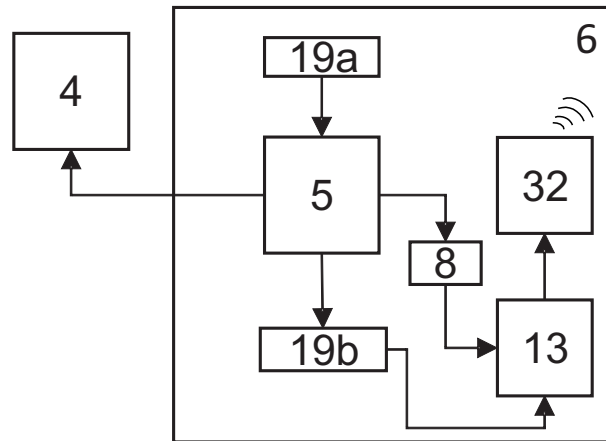


FIG. 6A

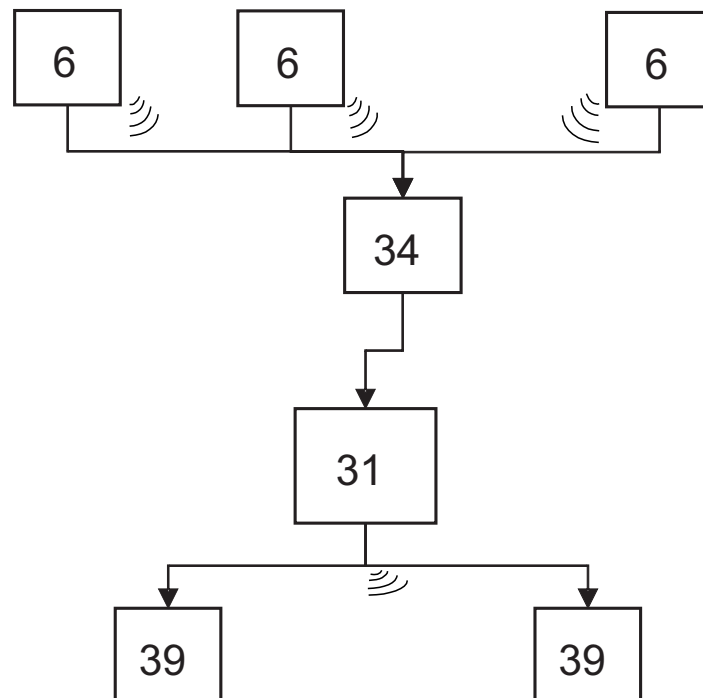


FIG. 6B

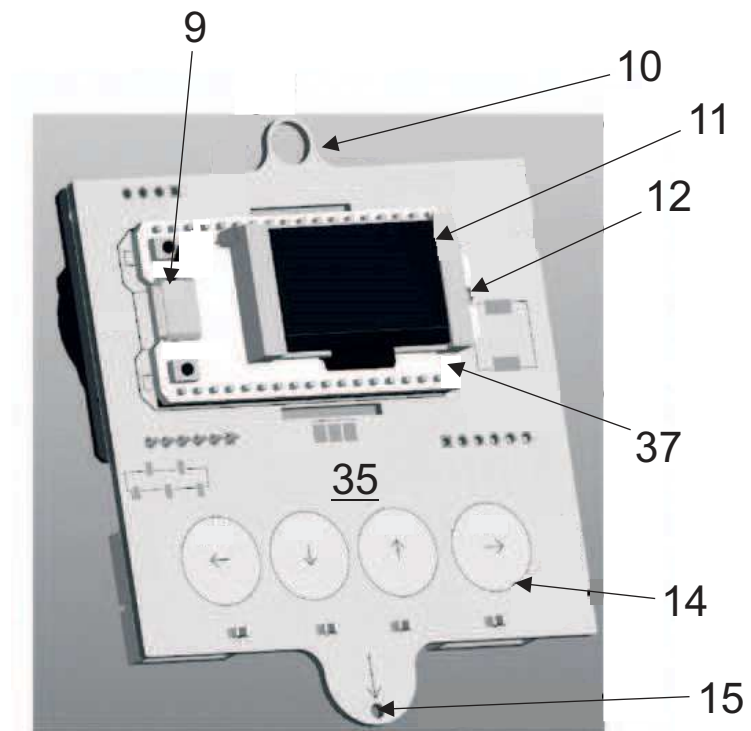


FIG. 7A

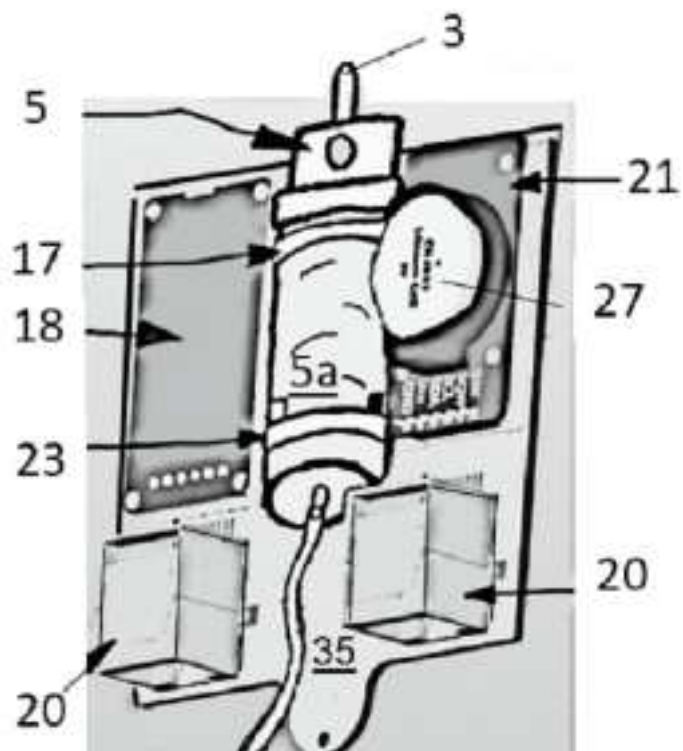


FIG. 7B

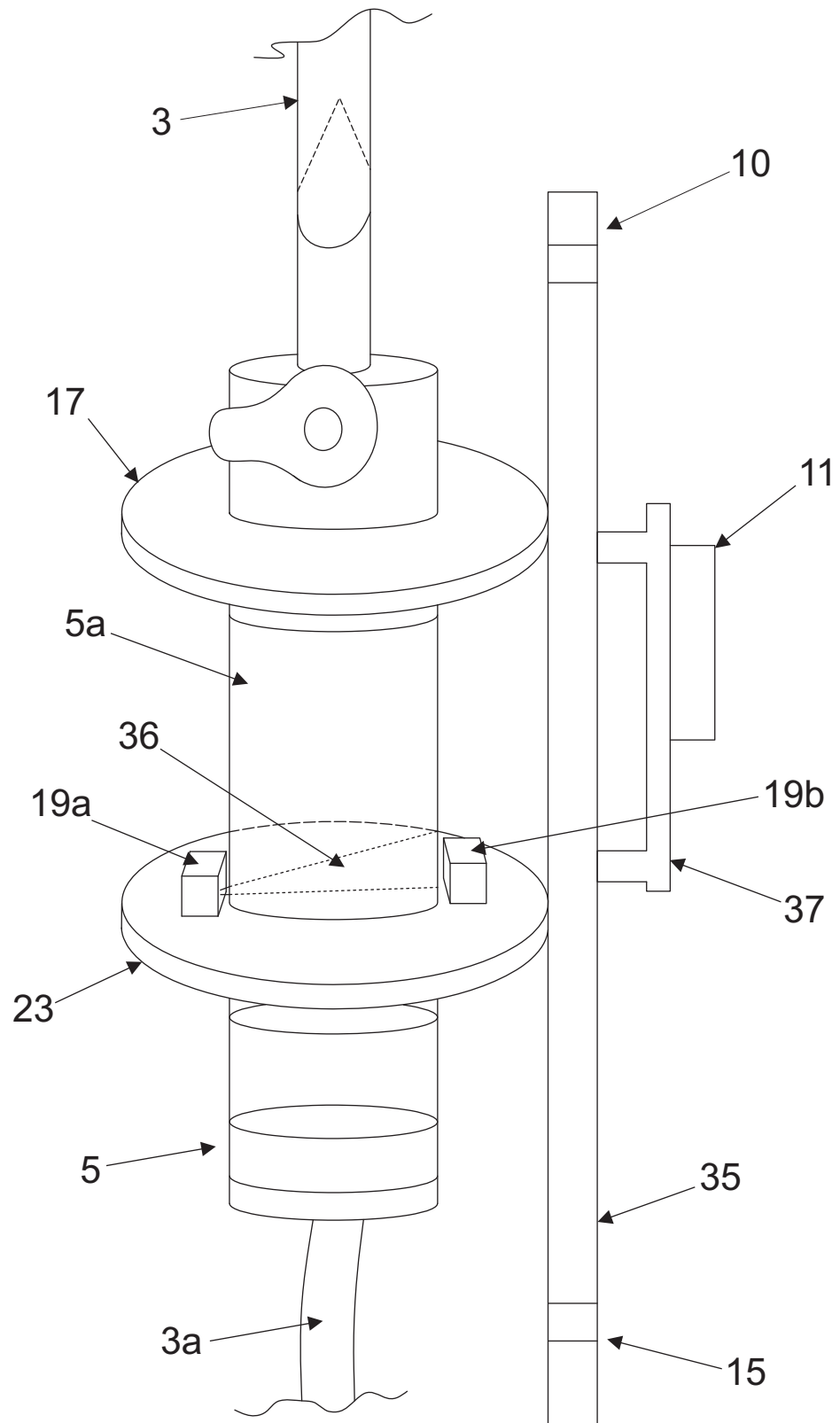


FIG. 7C