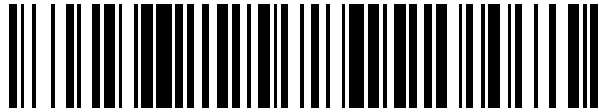


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 754 060**

51 Int. Cl.:

**A61B 3/16** (2006.01)

**A61B 17/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **19.11.2014 PCT/AU2014/001051**

87 Fecha y número de publicación internacional: **28.05.2015 WO15074094**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.11.2014 E 14864970 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.08.2019 EP 3071091**

54 Título: **Dispositivo para determinar una presión intraocular de un ojo**

30 Prioridad:

**19.11.2013 AU 2013904472**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

**15.04.2020**

73 Titular/es:

**INGENEUS PTY LTD (100.0%)  
Axxess Corporate Park, Unit 131, 45 Gilby Road  
Mt. Waverley, Victoria 3149, AU**

72 Inventor/es:

**WALMSLEY, RICHARD GORDON;  
LOCKWOOD, DAVID JAMES y  
COOTE, MICHAEL ANDREW**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU, S.L.P**

ES 2 754 060 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

**DESCRIPCIÓN**

Dispositivo para determinar una presión intraocular de un ojo

5 **Campo de la Invención**

La presente invención se refiere generalmente a dispositivos y métodos para determinar la presión intraocular de un ojo de un paciente. A tales dispositivos se hace referencia generalmente como tonómetros. En una forma particular, la presente invención se refiere a dispositivos y métodos para determinar la presión intraocular del ojo en los cuales el dial y el brazo indicador del dispositivo están comprendidos en el interior de la carcasa del dispositivo.

10 **Antecedentes de la Invención**  
La correlación entre la presión intraocular elevada (IOP, del inglés "Increased Intraocular Pressure") y la pérdida de visión debida a enfermedades de glaucoma se conoce desde hace tiempo. Como resultado, determinar la presión intraocular es parte integrante de las exploraciones oftálmicas.

15 Se conocen diversos métodos y dispositivos correspondientes, o tonómetros, para determinar la presión intraocular. Estos incluyen métodos invasivos, donde los sensores de presión son insertados directamente en el ojo, y métodos no invasivos que pueden implicar un aparato de medición que entra en contacto con el ojo directamente durante la medición, o un aparato de medición sin contacto tal como los tonómetros del tipo por impulso de aire que miden la deformación corneal en respuesta a una corriente de aire soplada sobre la superficie del ojo.

20 En la tonometría de aplanación la presión intraocular se deduce a partir de la fuerza requerida para aplanar o aplastar un área constante de la córnea. El tonómetro de Maklakoff fue un ejemplo temprano de un tonómetro de aplanación, mientras que el tonómetro de Goldmann es la versión usada más ampliamente en la práctica actual. Una ventaja de la tonometría de aplanación de Goldmann es que el tonómetro está montado en un microscopio de lámpara de hendidura, que proporciona una base estable desde la cual manipular el instrumento y tomar las mediciones. Sin embargo, el montaje en la lámpara de hendidura tampoco es ventajoso puesto que significa que el tonómetro de Goldmann es intrínsecamente no portátil. Otra desventaja es que deben introducirse sobre la superficie del ojo el colorante fluoresceína y un anestésico. El colorante fluoresceína ayuda a visualizar el reflector y se requiere el anestésico puesto que la punta del dispositivo toca la córnea.

25 La tonometría de indentación mide la profundidad de la indentación corneal causada por un pequeño émbolo que soporta un peso conocido. La indentación de la superficie de la córnea es directamente proporcional a la presión intraocular. Para niveles muy altos de presión intraocular, pueden añadirse pesos adicionales para provocar que el émbolo aplique presión adicional a la córnea. La amplitud de movimiento del émbolo se mide usando una escala calibrada.

30 El tonómetro de Schiøtz es el dispositivo más común y está basado en el principio de tonometría de indentación. El tonómetro de Schiøtz consiste en una placa de apoyo curvada, que se coloca sobre la córnea de un paciente acostado. Un émbolo con peso fijado a la placa de apoyo se hunde en la córnea. Una escala numerada proporciona una lectura que depende del grado en el que el émbolo se hunde en la córnea, y una tabla de conversión convierte la lectura de la escala numerada en presión intraocular medida en mmHg.

35 Una limitación del tonómetro de Schiøtz es que debe usarse en un paciente acostado, de modo que el dispositivo esté en posición vertical durante su uso. Adicionalmente, los pesos deben ajustarse para diferentes intervalos de presión intraocular. El tonómetro de Schiøtz puede ser difícil de usar, en particular para operadores con formación limitada. Ejemplos de tales tonómetros en la técnica anterior pueden encontrarse en el documento de patente GB05356A de Wolinski, publicado ya en 1911 y adicionalmente en los documentos DE3018084 A1, SU1666060A1 o US 6 251 071 B1.

40 **Objetos y ventajas de la invención** serán evidentes para los expertos en la técnica que tengan referencia a la siguiente memoria descriptiva junto con sus dibujos.

45 **Compendio de la Invención**

La presente invención se refiere a dispositivos y métodos para determinar la presión intraocular del ojo de un paciente.

50 En una forma amplia, la presente invención se refiere a dispositivos y métodos para determinar la presión intraocular del ojo en los que el dial y el brazo indicador del dispositivo están comprendidos en el interior de la carcasa del dispositivo.

De acuerdo con un primer aspecto de la presente invención, se proporciona un dispositivo para determinar la presión intraocular de un ojo tal como se define en la reivindicación 1 adjunta. Tal dispositivo comprende:

- 65 (a) una carcasa;  
(b) un émbolo axialmente móvil dentro de la carcasa, teniendo un primer extremo del émbolo una punta para

hacer contacto con el ojo;

(c) un brazo indicador conectado operativamente a un segundo extremo del émbolo;

(d) un dial de medición para indicar la presión intraocular del ojo;

5 (e) un miembro de desviación elástico para desviar el émbolo hacia una posición extendida en la que el extremo del émbolo sobresale de la carcasa y el brazo indicador es desviado hacia una primera posición en el dial de medición;

10 donde aplicar presión al ojo a través del émbolo hace que la presión intraocular del ojo ejerza una fuerza de oposición sobre la punta del émbolo que hace que el émbolo se retraiga en la carcasa provocando un movimiento recíproco del brazo indicador hacia una segunda posición indicando de este modo la presión intraocular del ojo en el dial de medición.

El dial y el brazo indicador del dispositivo están comprendidos en el interior de la carcasa.

15 El brazo indicador gira en un plano paralelo al eje longitudinal de la carcasa.

El dial de medición puede ajustarse dentro de la carcasa durante el montaje para la calibración de la lectura de presión.

20 El brazo indicador está equilibrado alrededor de un punto de pivote, con un contrapeso, tal que el dispositivo puede usarse para determinar la presión intraocular del ojo en cualquier ángulo. Es decir, el dispositivo puede usarse en un paciente que esté sentado, o acostado, por ejemplo.

El brazo indicador, el miembro de desviación elástico y el contrapeso están integrados en una única pieza.

25 En formas de realización donde hay localizada una ventana transparente en el extremo proximal, el contrapeso puede estar situado en el extremo distal y el brazo indicador puede señalar hacia el ojo. En formas de realización donde la ventana transparente está localizada en el extremo distal, el contrapeso puede estar situado en el extremo proximal y el brazo indicador puede señalar en sentido contrario al ojo.

30 La carcasa puede comprender una ventana transparente para permitir visualizar el dial de medición. La ventana transparente puede estar localizada en un extremo proximal del dispositivo, cerca de donde se hace contacto con el ojo, o en un extremo distal del dispositivo, alejado de donde se hace contacto con el ojo.

35 La primera posición del dial de medición puede corresponder a una lectura de cero. Es decir, el brazo indicador podría indicar una lectura de cero cuando el dispositivo no esté en uso, o en uso si la presión intraocular del ojo fuera cero mmHg. De forma alternativa, la posición de descanso puede corresponder a una presión intraocular predeterminada, por ejemplo, 10 mmHg.

40 En una forma de realización, la carcasa comprende una porción en forma de tubo en un extremo a través de la cual sobresale la punta del émbolo en la posición extendida. La forma de tubo de esta porción puede servir como una guía para el movimiento axial del émbolo en el interior de la carcasa.

45 Preferiblemente, la porción en forma de tubo comprende adicionalmente una placa de apoyo que tiene una abertura a través de la cual sobresale la punta del émbolo. La placa de apoyo puede comprender una superficie cóncava que discurre sustancialmente perpendicular a un eje longitudinal de la porción en forma de tubo. La concavidad de la superficie está destinada a corresponderse con la forma de la córnea de un ojo humano.

50 En una forma de realización, la placa de apoyo es transparente para permitir al operador identificar fácilmente el momento en que la placa de apoyo hace contacto con la córnea del ojo.

Una presión intraocular elevada origina una retracción mayor del émbolo en la carcasa provocando de este modo un mayor movimiento recíproco en el brazo indicador indicando una lectura de alta presión intraocular en el dial de medición.

55 Por el contrario, una presión intraocular baja origina una retracción menor del émbolo en la carcasa provocando de este modo un menor movimiento recíproco en el brazo indicador indicando una lectura de baja presión intraocular en el dial de medición.

60 Una presión intraocular que se acerca a la presión intraocular máxima puede hacer que la punta del émbolo se retraiga en la carcasa hasta el grado de que la punta del émbolo quede sustancialmente enrasada con la superficie cóncava de la placa de apoyo de la porción en forma de tubo.

65 Un diámetro de la punta del émbolo puede corresponder sustancialmente con el diámetro de un iris del ojo. La punta del émbolo puede tener una superficie de contacto cóncava. La concavidad de la superficie está destinada a que se corresponda con la forma de la córnea de un ojo humano. De forma alternativa, la punta del émbolo puede tener una superficie de contacto plana.

En una forma de realización, el miembro de desviación elástico incluye un elemento de resorte elastomérico.

5 Un primer extremo del miembro de desviación elástico puede estar acoplado con un brazo indicador. Un segundo extremo del miembro de desviación elástico puede estar fijado en posición en el interior de la carcasa. De forma alternativa, la posición del segundo extremo del miembro de desviación elástico puede ser ajustable respecto a la carcasa. El ajuste de la posición del segundo extremo del miembro de desviación elástico respecto a la carcasa permite la calibración de la fuerza aplicada por el miembro de desviación elástico al brazo indicador.

10 En una forma de realización, la posición del segundo extremo del miembro de desviación elástico puede ser ajustable a lo largo de un bastidor lineal. El bastidor lineal puede incluir una pluralidad de dientes para facilitar el ajuste de la posición del miembro de desviación elástico.

15 En otra forma de realización, la longitud del miembro de desviación elástico puede ser ajustable. La longitud puede ser ajustable con un botón roscado que puede ajustarse para alargar o acortar el miembro de desviación elástico.

20 En una forma de la presente invención, el dial de medición proporciona una lectura de la presión intraocular en mmHg. Es decir, el dial de medición puede ser calibrado de modo que proporcione una lectura directa de la presión intraocular en mmHg. En otra forma de la presente invención, el dial de medición proporciona una indicación de una presión intraocular BAJA, MEDIA o ALTA. El dial de medición puede proporcionar esta indicación usando caracteres alfanuméricos, códigos de color, tonos de la escala de grises u otros medios adecuados. El dial de medición puede ser giratorio en el interior de la carcasa para calibrar de este modo el dispositivo. La calibración puede realizarse durante el montaje.

25 En una forma de realización particular de la invención, el dispositivo está destinado para un único uso.

De acuerdo con otra forma de realización de la invención, el dispositivo está destinado para la operación manual sencilla. El dispositivo puede usarse bien con la mano izquierda o con la mano derecha.

30 Aún en otra forma de realización, el dispositivo comprende una tapa protectora removible que cubre la punta del émbolo.

35 En una forma de realización, la carcasa está revestida en un manguito, donde la carcasa es axialmente móvil dentro del manguito en una dirección que es paralela al eje longitudinal de la carcasa. El grado de movimiento de la carcasa dentro del manguito puede calibrarse para indicar a un operador del dispositivo, cuándo el operador debe dejar de aumentar la presión aplicada al ojo. Este nivel de presión puede corresponder al punto en el que el operador debe tomar una lectura del dial de medición.

40 De acuerdo con un segundo aspecto de la presente invención, se proporciona un método para determinar una presión intraocular de un ojo tal como se define en la reivindicación 2.

De acuerdo con un tercer aspecto de la presente invención, se proporciona un método para fabricar un dispositivo para determinar una presión intraocular de un ojo de acuerdo con la reivindicación 3.

45 El dispositivo del segundo y tercer aspectos puede comprender el dispositivo del primer aspecto.

#### Breve descripción de los dibujos

50 Será conveniente describir a continuación la invención con mayor detalle por referencia a las figuras adjuntas que facilitan la comprensión de la presente invención. Se usan números de referencia similares para hacer referencia a características similares. No se entenderá que las particularidades de las figuras y la descripción relacionada reemplazan la generalidad de la amplia identificación de la invención tal como se expone en la reivindicaciones adjuntas.

55 La Figura 1 es una vista lateral de un dispositivo para determinar la presión intraocular de un ojo de acuerdo con una forma de realización de la invención durante el uso.

La Figura 2 es una vista en perspectiva del dispositivo de la Figura 1.

La Figura 3 es una vista en perspectiva de una forma de realización alternativa de un dispositivo para determinar una presión intraocular de un ojo.

La Figura 4 es una vista lateral del dispositivo de la Figura 3.

60 La Figura 5 es una fotografía de otra forma de realización de un dispositivo de acuerdo con la invención empaquetado y listo para su uso.

#### Descripción detallada

65 Haciendo referencia primero a la Figura 1, se muestra un tonómetro o dispositivo 100 para determinar una presión intraocular de un ojo 102.

El dispositivo 100 incluye una carcasa 104, en la cual están alojados los componentes del dispositivo 100. Esta disposición, donde los componentes del dispositivo 100 están acomodados en el interior de la carcasa 104 es ventajosamente significativa puesto que permite el uso con una mano y da lugar a un dispositivo que es generalmente fácil de usar. Además de permitir el uso con una mano, el dispositivo 100 permite el uso bien con la mano izquierda o derecha.

Uno de los componentes del dispositivo 100 comprende un émbolo 106 que comprende una punta 108 de émbolo, en un extremo para hacer contacto con el ojo 102. El otro extremo del émbolo 106 está conectado operativamente a un brazo indicador 110.

El émbolo 106 es axialmente móvil en el interior de la carcasa 104, es decir, el émbolo 106 es móvil en una dirección que es paralela al eje longitudinal 112 de la carcasa (véase la Figura 2). La extensión del movimiento axial del émbolo 106 permite que la punta 108 del émbolo se extienda más allá de la extremidad de la carcasa 104 hasta una posición extendida y se retraiga para que quede sustancialmente enrasado con la extremidad de la carcasa 104.

Debido a la conexión operable del émbolo 106 con el brazo indicador 110, el movimiento del émbolo 106 provoca un movimiento recíproco del brazo indicador 110. El brazo indicador 110 sirve para indicar la presión intraocular del ojo 102 en el dial de medición 114. De forma significativa, la forma de realización mostrada en la Figura 1 tiene el brazo indicador 110 dispuesto para pivotar en un plano paralelo al eje longitudinal de la carcasa 104. Esta orientación del brazo indicador 110 permite que los componentes del dispositivo 100 estén acomodados en el interior de la carcasa 104. El dial de medición 114 comprende una escala graduada 116 para indicar la presión intraocular. La escala graduada 116 puede corresponder a diversos niveles de presión intraocular en mmHg. Es decir, la escala graduada 116 puede estar calibrada para proporcionar una lectura real de la presión intraocular en mmHg. De forma alternativa, la escala graduada 116 puede corresponder a una indicación aproximada de BAJA, MEDIA o ALTA presión intraocular. La escala graduada 116 puede estar codificada por colores, de modo que un color particular, digamos verde, corresponde a una presión intraocular BAJA, otro color, digamos amarillo, corresponde a una presión intraocular MEDIA, y, aún otro color, digamos rojo, corresponde a una presión intraocular ALTA.

Por ejemplo, en el caso de la escala codificada por colores, el dispositivo 100 puede usarse como un detector umbral de presión intraocular alta, por el equipo médico de urgencias o por usuarios no expertos para determinar de forma sencilla si la presión intraocular es normal o elevada. La escala calibrada que proporciona una lectura real de la presión intraocular en mmHg, por otro lado, proporciona un dispositivo más sofisticado que permite lecturas de la presión intraocular a una precisión de, por ejemplo,  $\pm 3$  mmHg.

El dial de medición 114 puede ajustarse en el interior de la carcasa 104 durante el montaje para la calibración de la presión intraocular.

La forma de realización mostrada en la Figura 1, muestra la carcasa 104 que comprende una ventana transparente 115 para permitir visualizar el dial de medición 114. La ventana transparente 115 está localizada en un extremo distal del dispositivo, alejado de donde entra en contacto con el ojo 102. Esta posición de la ventana 115 se lleva a cabo posicionando un contrapeso 121 en un extremo proximal del dispositivo 100 de modo que el brazo indicador 110 señala en sentido contrario al ojo.

La operación del dispositivo 100 se efectúa por medio de un miembro de desviación elástico 118. El miembro de desviación elástico 118 desvía el émbolo 106 hacia una posición extendida donde la punta 108 del émbolo sobresale de la carcasa 104. En esta posición extendida, el brazo indicador 110 conectado operablemente es desviado hacia una primera posición en el dial de medición 114. Esta primera posición podría corresponder a una lectura de cero, es decir, una presión intraocular de cero, en el dial de medición 114, o a una presión intraocular predeterminada, por ejemplo, 10 mmHg. Cuando no está en uso, el brazo indicador 110 está desviado hacia la primera posición.

Durante el uso, el operador coloca el dispositivo 100 próximo al ojo 102, tal que se aplica presión al ojo 102, es decir, la córnea, a través de la punta 108 del émbolo. La presión intraocular del ojo 102 ejercerá una fuerza de oposición sobre la punta 108 del émbolo que sirve para superar la fuerza de desviación proporcionada por el miembro de desviación elástico 118. El émbolo 106 es de este modo obligado a retraerse, moviéndose axialmente dentro de la carcasa 104. Este movimiento del émbolo 106 provoca un movimiento recíproco del brazo indicador 110 hacia una segunda posición en la cual el brazo indicador 110 indica la presión intraocular del ojo 102 del sujeto en el dial de medición 114.

La carcasa 104, puede estar revestida en un manguito 105, donde la propia carcasa es axialmente móvil en el interior del manguito 105 en una dirección que es paralela al eje longitudinal 112 (véase la Figura 2) de la carcasa. El grado de movimiento de la carcasa 104 dentro del manguito 105 puede calibrarse para indicar a un operador del dispositivo 100, cuándo el operador debe dejar de aumentar la presión aplicada al ojo 102. Este nivel de presión puede corresponder al punto en el que el operador debe tomar una lectura del dial de medición 114.

Haciendo referencia ahora a la Figura 2, la carcasa 104 del dispositivo 100 incluye una porción en forma de tubo 119 en un extremo a través de la cual la punta 108 del émbolo sobresale cuando está en la posición extendida. La

porción en forma de tubo 119 incluye una placa de apoyo 120 que tiene una abertura 122, a través de la cual se extiende la punta 108 del émbolo. Esta configuración permite que la porción en forma de tubo 119 sirva como una guía para el movimiento axial del émbolo 106 en el interior de la carcasa 104.

5 La placa de apoyo 120 tiene una superficie cóncava 124 que discurre sustancialmente perpendicular a un eje longitudinal 112 de la carcasa 104 y la porción en forma de tubo 119. Puesto que la placa de apoyo 120 contacta con el ojo 102 del paciente, la placa de apoyo 120 puede estar formada de un material biocompatible para evitar dañar el ojo 102 del paciente y también para hacer el procedimiento para determinar la presión intraocular del ojo 102 más cómodo para el paciente. Materiales biocompatibles tales como silicio, por ejemplo, son menos propensos a causar incomodidad o dañar la córnea. La placa de apoyo 120 también puede estar formada en un material elastomérico que tenga la capacidad de adaptarse a la geometría del ojo 102, haciendo de este modo el procedimiento más cómodo para el paciente y menos propenso a dañar la superficie corneal.

15 La placa de apoyo 120 tiene un diámetro que corresponde aproximadamente al diámetro de un iris 126 (véase la Figura 1) del ojo 102, este puede estar en el orden de 10 a 15 mm. La superficie de contacto 128 de la punta 108 del émbolo, es decir, la superficie que contacta con el ojo 102, puede ser cóncava para aproximarse a la forma de la córnea. De forma alternativa, la superficie de contacto 128 de la punta 108 del émbolo puede sustancialmente plana.

20 En una forma de realización, la placa de apoyo 120 es transparente para permitir al operador identificar fácilmente cuándo hace contacto la placa de apoyo 120 con una córnea del ojo 102.

25 En la Figura 2, el émbolo 106 se muestra en la posición extendida. El émbolo 106 está desviado hacia la posición extendida por el miembro de desviación elástico 118 como se describe con referencia a la Figura 1. El miembro de desviación elástico 118 puede comprender cualquier tipo de resorte adecuado, pero en una forma de realización particular del dispositivo de la presente invención, el miembro de desviación elástico comprende un elemento de resorte elastomérico. El resorte elastomérico puede ser un resorte polimérico, por ejemplo, formado de acetal, también conocido como poliacetil, polioximetileno (POM), o poliformaldehído o un polímero tal como polietereftercetona (PEEK). De forma alternativa, el resorte podría estar realizado en fibra de carbono, acero o cualquier otro material adecuado.

30 El miembro de desviación elástico 118 tiene un primer extremo 130 acoplado al brazo indicador 110 en la proximidad de una curvatura 132 en el brazo indicador 110. La curvatura 132 proporciona un punto de pivote típicamente alrededor de un pasador pivote 134. El pasador 134 podría estar formado como una configuración del propio brazo indicador 110 en lugar de estar configurado como un elemento discreto. El brazo indicador 110 está equilibrado preferiblemente alrededor del punto de pivote tal que el dispositivo 100 puede usarse para determinar la presión intraocular del ojo 102 en cualquier ángulo. Es decir, el dispositivo 100 puede usarse en un paciente que esté sentado, o tumbado, por ejemplo.

40 Esto se consigue gracias a la provisión del contrapeso 121, que también pivota alrededor del punto de pivote, que en la forma de realización mostrada en la Figura 1 comprende el pasador pivote 134. En la forma de realización mostrada en la Figura 1, el brazo indicador 110 el miembro de desviación elástico 118 y el contrapeso están integrados en una única pieza. En otras formas de realización, estos componentes pueden ser ensamblados de componentes separados.

45 El miembro de desviación elástico 118 tiene un segundo extremo 136 que puede estar fijado en posición en la carcasa 104. De forma alternativa, la posición del segundo extremo 136 puede ser ajustable. El permitir el ajuste del segundo extremo del miembro de desviación elástico 118 con respecto a la carcasa 104 permite la calibración de la fuerza aplicada al brazo indicador 110 por el miembro de desviación elástico 118.

50 En la Figura 2, la posición del segundo extremo 136 del miembro de desviación elástico 118 es ajustable a lo largo de un bastidor lineal 138. El bastidor lineal 138 incluye una pluralidad de dientes 140 para facilitar el ajuste de la posición del miembro de desviación elástico 118. De este modo, la fuerza de desviación elástica puede ajustarse para adaptarse a las condiciones predominantes.

55 Otro medio para variar la desviación elástica, es cambiar la longitud del miembro de desviación elástico 118. Uno de tales medios puede ser un botón roscado (no mostrado) que puede ajustarse para alargar o acortar el miembro de desviación elástico 118. Puesto que el dial de medición 114, generalmente tiene un espacio fijo desde el cual puede leerse la presión intraocular por un operador, ajustar la longitud del miembro de desviación elástica puede extender de forma efectiva la extensión del dial de medición 114. Por ejemplo, a una longitud particular, el miembro de desviación elástico 118 puede desviar el brazo indicador 110 para proporcionar una lectura en el intervalo de 10 a 25 mmHg, mientras que acortar el miembro de desviación elástico 118 puede permitir un segundo intervalo de lecturas en el intervalo de 25 a 40 mmHg. Ajustar adicionalmente la longitud y, por consiguiente, la rigidez, del miembro de desviación elástico 118, podría proporcionar intervalos adicionales en el dial de medición 114.

65 Haciendo referencia ahora a las Figuras 3 y 4 se muestra una forma de realización alternativa de un dispositivo 300 para determinar la presión intraocular de un ojo 102. La Figura 3 muestra el exterior del dispositivo 300 que incluye

carcasa 304, la porción en forma de tubo 319 que actúa como una guía para el émbolo 306 (no mostrado en la Figura 4). La punta 308 del émbolo sobresale por la placa de apoyo 320, siendo la placa de apoyo 320 y la superficie de contacto 328 de la punta 308 del émbolo cóncavos para aproximarse a la forma de la córnea.

5 La Figura 4 es una vista en corte que muestra los mecanismos internos del dispositivo 300 que son esencialmente los mismos que se describen con referencia a las Figuras 1 y 2. Sin embargo, en el dispositivo 300, el mecanismo interno está invertido de modo que el brazo indicador 310 indica la presión intraocular del ojo 102 del sujeto en el dial de medición 114 en el extremo del dispositivo 100 que es proximal o cercano al ojo 102. La inversión comprende posicionar el contrapeso 321 en el extremo distal del dispositivo 300 de modo que el brazo indicador 310 señala hacia el ojo 102. Esta configuración alternativa facilita una lectura fácil del dial de medición 314 por el operador del dispositivo 300. El émbolo 306 está todavía conectado operativamente a un brazo indicador 310 y desviado hacia la posición extendida por el miembro de desviación elástico 318.

15 Durante el uso, una presión intraocular alta en el ojo 102 provocará una mayor retracción del émbolo 106, 306 en la carcasa 104, 304. Es decir, una presión intraocular alta hace que la córnea ejerza una mayor fuerza de oposición sobre la punta 108, 308 del émbolo que supera la fuerza de desviación proporcionada por el miembro de desviación elástico 118, 318 para hacer que el émbolo 106, 306 se retraiga en la carcasa 104, 304. Una retracción sustancial del émbolo 106, 306 provoca un movimiento recíproco de magnitud correspondiente en el brazo indicador 110, 310 indicando en el dial de medición 114, 314 que la presión intraocular es ALTA.

20 Cuando la presión intraocular se aproxima a un valor máximo, se provoca la retracción del émbolo 106, 306 en la carcasa 104, 304 hasta la extensión en que se provoca que la punta 108, 308 del émbolo quede sustancialmente enrasada con la placa de apoyo 120, 320 a través de la cual sobresale la punta 108, 308 del émbolo.

25 Por otro lado, una baja presión intraocular en el ojo 102, 302 provoca una menor retracción del émbolo 106, 306. Es decir, la presión intraocular ejerce una menor fuerza de oposición sobre la punta 108, 308 del émbolo que supera la fuerza de desviación proporcionada por el miembro de desviación elástico 118, 318 para hacer que el émbolo 106, 306 se retraiga en la carcasa 104, 304. Una pequeña retracción del émbolo 106, 306 provoca un movimiento recíproco de menor magnitud en el brazo indicador 110, 310 indicando en el dial de medición 114, 314 que la presión intraocular es BAJA.

30 La Figura 5 muestra una forma de realización del dispositivo 300 de acuerdo con una forma de realización alternativa de las Figuras 3 y 4 empaquetada y lista para su uso. El dispositivo empaquetado comprende una tapa 342 protectora. La tapa 342 protectora se extiende sobre la punta 308 del émbolo para proteger del daño durante el transporte y almacenamiento. Una vez listo para usar, puede arrancarse la tapa 342 protectora para su retirada y permitir la aplicación de la punta 308 al ojo 102.

35 También se proporciona un método para determinar una presión intraocular de un ojo usando el dispositivo como se describe con referencia a las Figuras 1 a 5. Debido al peso ligero y configuración compacta del dispositivo 100, 300 está configurado tal que el dispositivo 100 puede ser operado con una sola mano.

40 Adicionalmente, el peso ligero y la configuración compacta del dispositivo 100, 300 hace que el tonómetro 100, 300 de la presente invención sea asequible de fabricar, permitiendo que el dispositivo 100, 300 sea ofrecido como un dispositivo de un solo uso. La naturaleza desechable del dispositivo 100, 300 es ventajosa por que puede proporcionarse en una forma estéril para su uso higiénico en un entorno clínico.

45 Una ventaja del dispositivo 100, 300 de la presente invención, es que es sencillo de operar incluso por operadores que han recibido un mínimo entrenamiento así como mínimamente invasivo. El dispositivo 100, 300 puede usarse en cualquier ángulo, es decir, con el paciente sentado o acostado. Adicionalmente, el dispositivo 100, 300 puede usarse bien en una mano izquierda o en una mano derecha.

50 El dispositivo es asequible de fabricar y proporciona un intervalo de mediciones de presión intraocular que varían de aproximadamente 10 mmHg a 50 mmHg.

55 Aunque la invención se ha descrito en combinación con un número limitado de formas de realización, se apreciará por los expertos en la técnica que son posibles muchas alternativas, modificaciones y variaciones a la luz de la descripción anterior. Por consiguiente, la presente invención está destinada a abarcar tales alternativas, modificaciones y variaciones que pueden entrar en el ámbito de la invención tal como se describe.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo (100, 300) para determinar una presión intraocular de un ojo que comprende:

- (a) una carcasa (104, 304);
- (b) un émbolo (106, 306) axialmente móvil en el interior de la carcasa, teniendo un primer extremo del émbolo una punta (108, 308) para hacer contacto con el ojo;
- (c) un brazo indicador (110, 310) conectado operativamente a un segundo extremo del émbolo;
- (d) un dial de medición (114, 314) para indicar la presión intraocular del ojo;
- (e) un miembro de desviación elástico (118, 318) para desviar el émbolo hacia una posición extendida en la que la punta del émbolo sobresale de la carcasa y el brazo indicador está desviado hacia una primera posición en el dial de medición;

donde aplicar presión al ojo a través de la punta del émbolo hace que la presión intraocular del ojo ejerza una fuerza de oposición sobre la punta del émbolo que hace que el émbolo se retraiga en la carcasa provocando un movimiento recíproco del brazo indicador hacia una segunda posición indicando de este modo la presión intraocular del ojo en el dial de medición;

donde el dial y el brazo indicador del dispositivo están comprendidos en el interior de la carcasa;

donde el brazo indicador pivota alrededor de un punto de pivote (134) en un plano paralelo al eje longitudinal de la carcasa; donde el brazo indicador está equilibrado alrededor del punto de pivote por un contrapeso (121, 321), tal que el dispositivo puede usarse para determinar la presión intraocular del ojo en cualquier ángulo; y **caracterizado por que** el miembro de desviación elástico tiene un primer extremo (130) acoplado al brazo indicador y por que el brazo indicador, el miembro de desviación elástico, y el contrapeso están integrados en una única pieza.

2. Un método para determinar una presión intraocular de un ojo que incluye la etapa de aplicar presión al ojo de un paciente usando un dispositivo, incluyendo el dispositivo (100, 300):

- (a) una carcasa (104, 304);
- (b) un émbolo (106, 306) axialmente móvil en el interior de la carcasa, teniendo un primer extremo del émbolo una punta (108, 308) para hacer contacto con el ojo;
- (c) un brazo indicador (110, 310) conectado operativamente a un segundo extremo del émbolo;
- (d) un dial de medición (114, 314) para indicar la presión intraocular del ojo;
- (e) un miembro de desviación elástico (118, 318) para desviar el émbolo hacia una posición extendida en la que la punta del émbolo sobresale de la de la carcasa y el brazo indicador está desviado hacia una primera posición en el dial de medición;

donde aplicar presión al ojo a través de la punta del émbolo hace que la presión intraocular del ojo ejerza una fuerza de oposición sobre la punta del émbolo que hace que el émbolo se retraiga en la carcasa provocando un movimiento recíproco del brazo indicador hacia una segunda posición indicando de este modo la presión intraocular del ojo en el dial de medición; y

donde el dial y el brazo indicador del dispositivo están comprendidos en el interior de la carcasa;

donde el brazo indicador pivota alrededor de un punto de pivote (134) en un plano paralelo al eje longitudinal de la carcasa; donde el brazo indicador está equilibrado alrededor del punto de pivote por un contrapeso (121, 321), tal que el dispositivo puede usarse para determinar la presión intraocular del ojo en cualquier ángulo; y **caracterizado por que** el miembro de desviación elástico tiene un primer extremo (130) acoplado al brazo indicador y por que el brazo indicador, el miembro de desviación elástico, y el contrapeso están integrados en una única pieza.

3. Un método para fabricar un dispositivo (100, 300) para determinar una presión intraocular de un ojo que comprende:

- ensamblar en el interior de una carcasa (104, 304) un émbolo (106, 306) axialmente móvil, comprendiendo un primer extremo del émbolo una punta (108, 308) para hacer contacto con el ojo, un brazo indicador (110, 310) conectado operativamente a un segundo extremo del émbolo, un dial de medición (114, 314) para indicar la presión intraocular del ojo, y un miembro de desviación elástico (118, 318) para desviar el émbolo hacia una posición extendida en la que la punta del émbolo sobresale de la carcasa y el brazo indicador está desviado hacia una primera posición en el dial de medición; y
- donde el dial y el brazo indicador del dispositivo están comprendidos en el interior de la carcasa;
- donde el brazo indicador pivota alrededor de un punto de pivote (134) en un plano paralelo al eje longitudinal de la carcasa; donde el brazo indicador está equilibrado alrededor del punto de pivote por un contrapeso (121, 321), tal que el dispositivo puede usarse para determinar la presión intraocular del ojo en cualquier ángulo; y
- caracterizado por que** el miembro de desviación elástico tiene un primer extremo (130) acoplado al brazo indicador y **por que** el brazo indicador, el miembro de desviación elástico, y el contrapeso están integrados en una única pieza.

4. El dispositivo de la reivindicación 1 o el método de la reivindicación 2 o la reivindicación 3, donde el dial de



medición puede ser ajustado dentro de la carcasa durante el montaje para calibrar la lectura de la presión.

- 5 5. Un dispositivo o método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde la carcasa comprende una ventana transparente (115) que permite visualizar el dial de medición.
6. Un dispositivo o método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde la carcasa comprende una porción en forma de tubo (119, 319) en un extremo a través de la cual el émbolo sobresale en la posición extendida.
- 10 7. Un dispositivo o método de acuerdo con la reivindicación 6, donde la porción en forma de tubo comprende una placa de apoyo (120, 320) que tiene una abertura a través de la cual sobresale la punta del émbolo.
8. Un dispositivo o método de acuerdo con la reivindicación 7, donde la placa de apoyo comprende una superficie cóncava (128, 328) que discurre sustancialmente perpendicular a un eje longitudinal de la porción en forma de tubo.
- 15 9. Un dispositivo o método de acuerdo con la reivindicación 7 o la reivindicación 8 donde la placa de apoyo es transparente para permitir al operador identificar fácilmente cuándo la placa de apoyo hace contacto con una córnea de un ojo.
- 20 10. Un dispositivo o método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde el dispositivo está destinado para un único uso.
11. Un dispositivo o método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde el dispositivo está destinado para una operación con una sola mano.
- 25 12. Un dispositivo o método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 6 a 11 donde la ventana transparente está localizada en el extremo proximal, el contrapeso (321) está posicionado en el extremo distal y el brazo indicador (310) señala hacia el ojo.
- 30 13. Un dispositivo o método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 6 a 11 donde la ventana transparente está localizada en el extremo distal, el contrapeso (121) está posicionado en el extremo proximal y el brazo indicador (310) señala en sentido contrario del ojo.

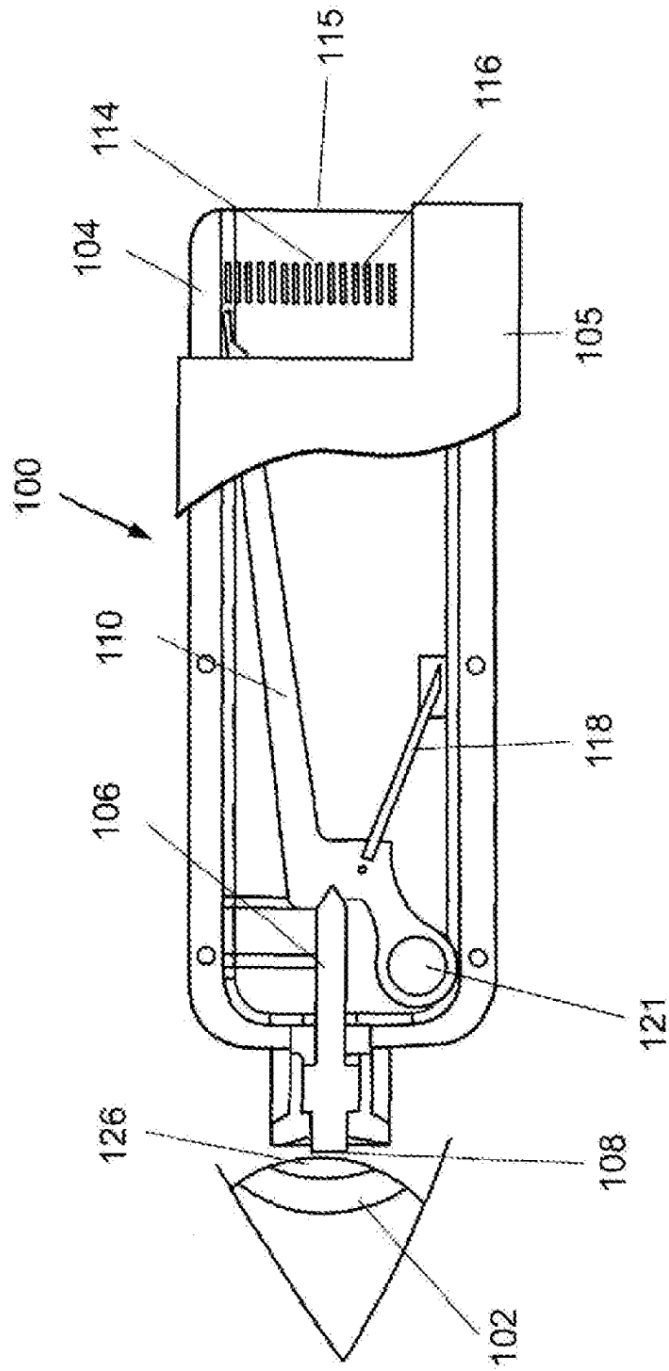


Figura 1

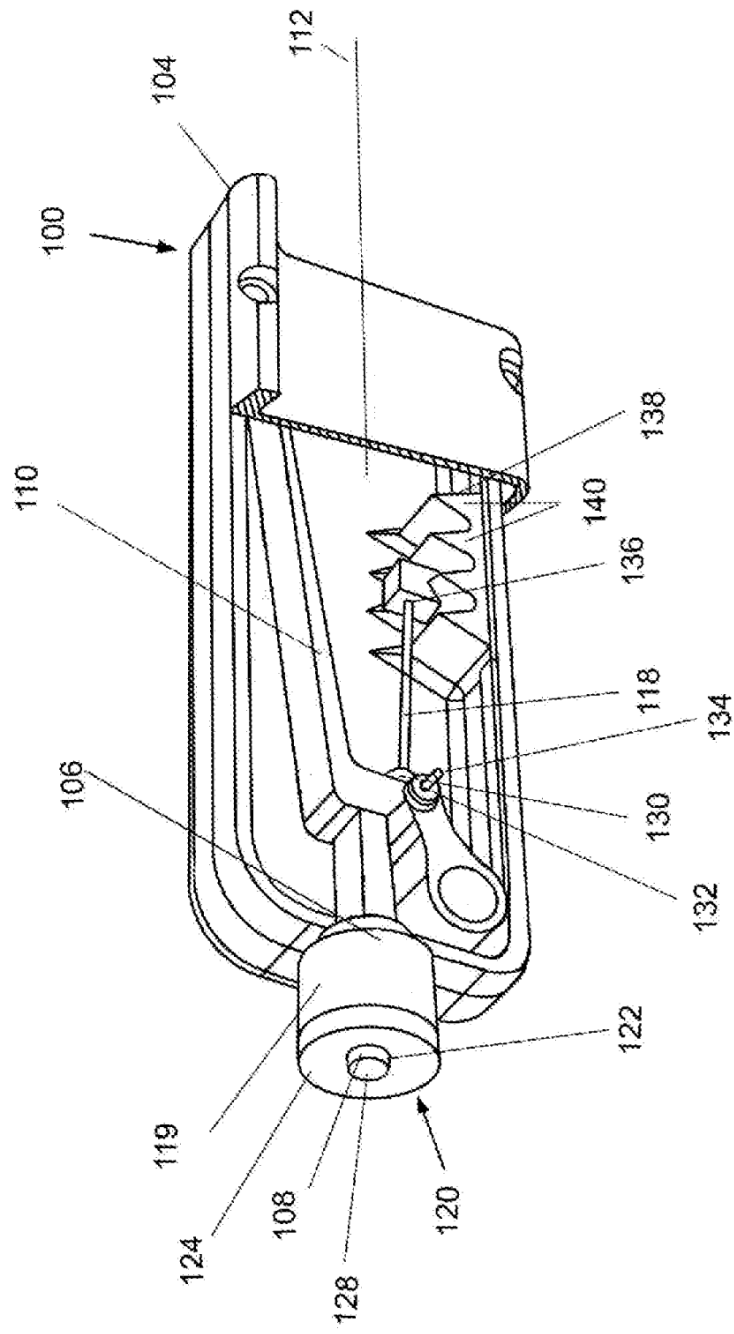


Figura 2

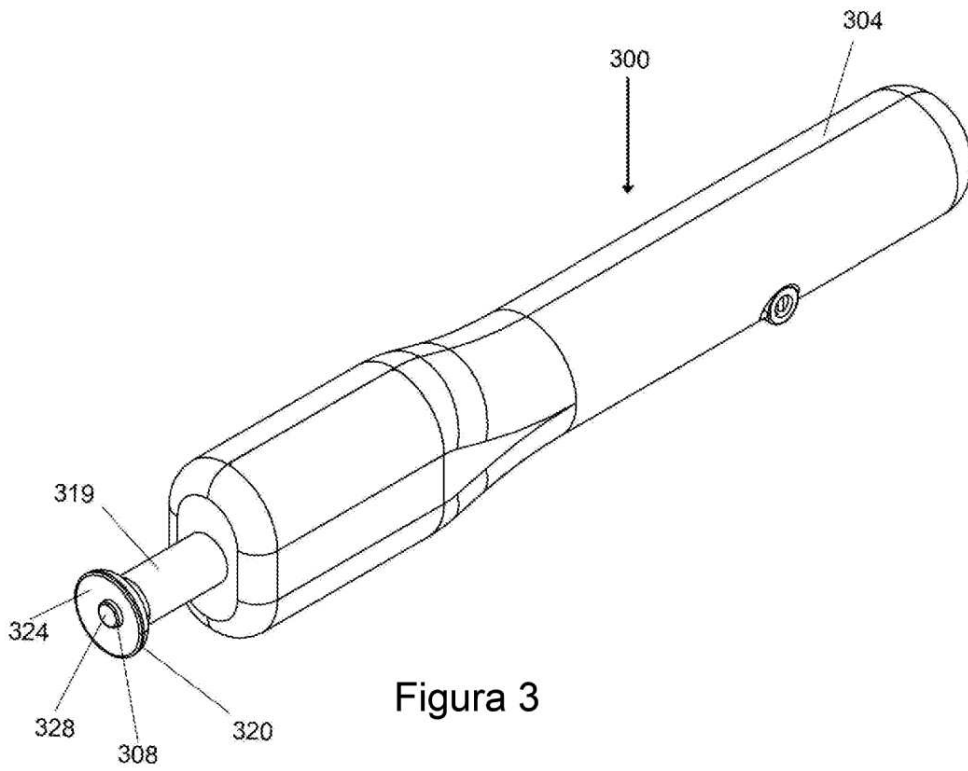


Figura 3

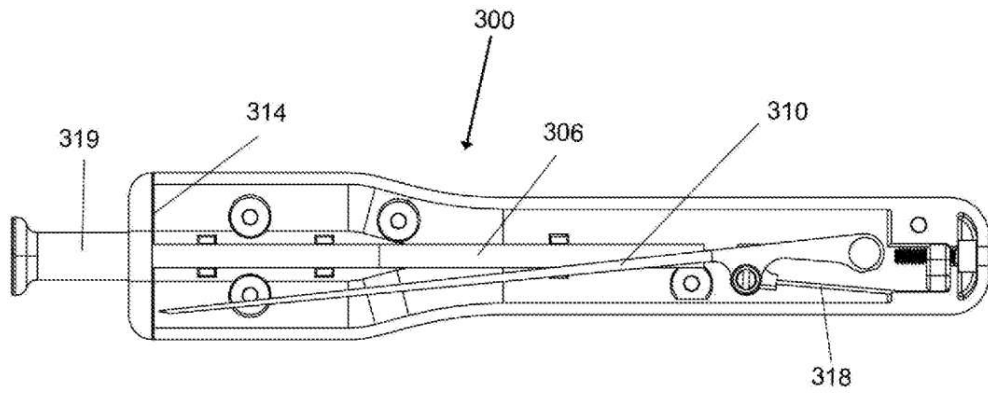


Figura 4

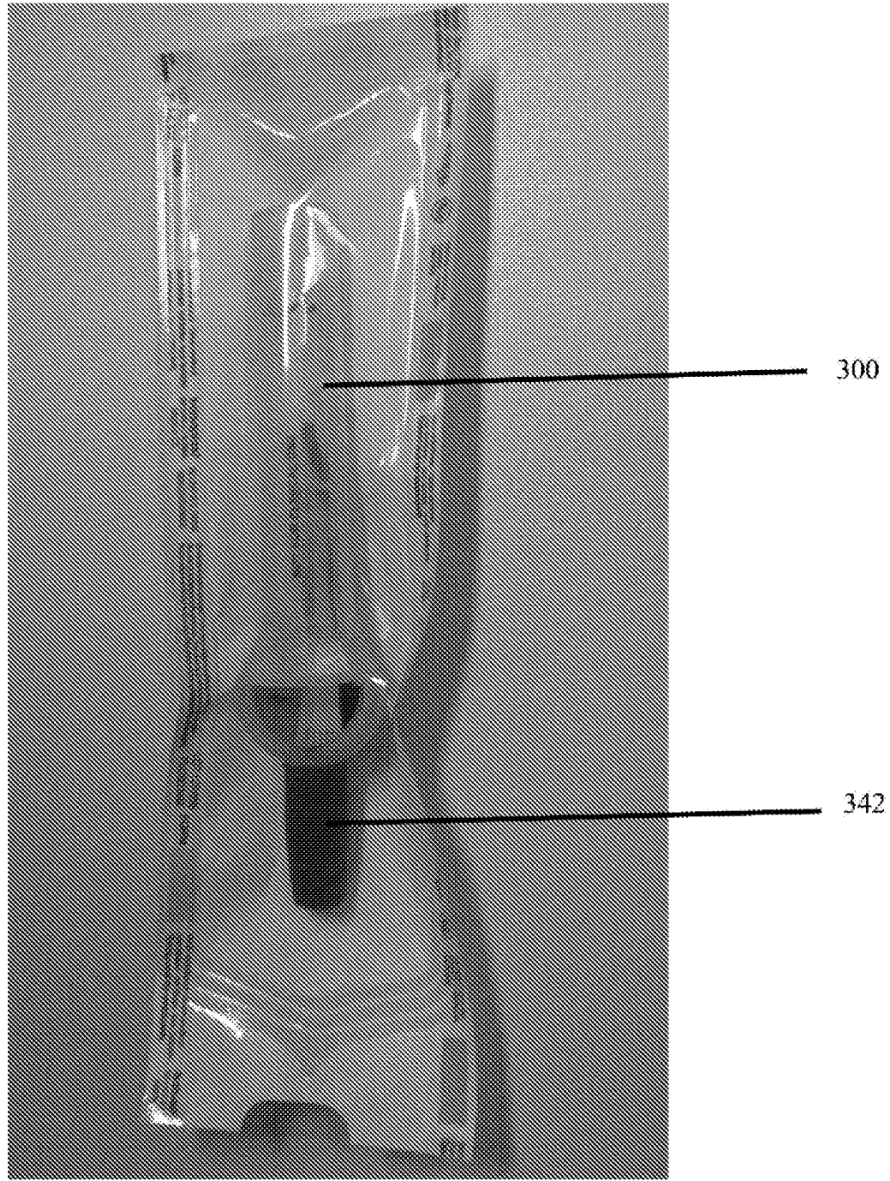


Figura 5