(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 717 656**

(51) Int. CI.:

A61M 5/168 (2006.01)
A61M 5/142 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.11.2001 E 12190927 (9)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **09.01.2019 EP 2578252**

(54) Título: **Dispositivo con microsonda amovible sustancialmente libre sobre el alojamiento**

(30) Prioridad:

30.11.2000 US 250538 P
30.11.2000 US 250408 P
30.11.2000 US 250295 P
30.11.2000 US 250927 P
30.11.2000 US 250422 P
30.11.2000 US 250413 P
30.11.2000 US 250403 P
24.09.2001 US 324412 P

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
24.06.2019

(73) Titular/es:

VALERITAS, INC. (100.0%)
750 Route 202 South Suite 100
Bridgewater, NJ 08807, US

(72) Inventor/es:

GONNELLI, ROBERT, R.;
LEVESQUE, STEVEN, F;
LIPSON, DAVID y
MARSHALL, PETER, F.

(74) Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

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 con microsonda amovible sustancialmente libre sobre el alojamiento

Campo de la invención

La divulgación se refiere a sistemas y procedimientos de administración y medición de fluidos y la invención se dirige a un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1.

Antecedentes

Los sistemas de administración de fluidos se pueden usar para administrar un fluido, tal como un compuesto farmacológico (por ejemplo, un agente terapéutico), desde un depósito a un sujeto, tal como un ser humano. En algunas realizaciones, un sistema de administración de fluidos incluye un alojamiento que contiene una membrana deformable y un depósito de fluido. La aguja está en comunicación fluida con el depósito de fluido de manera que cuando se ejerce una fuerza contra la membrana deformable, el fluido puede salir del sistema por medio de la aguja. La aguja se inserta en un sujeto (por ejemplo, un ser humano) de manera que el fluido se inyecta en el sujeto mientras que el fluido sale del sistema.

El documento US 5672167 se refiere a un conjunto de bomba osmótica de liberación controlada portátil. El conjunto tiene dos cámaras, con dos recipientes soportados en la primera cámara y una fuente de energía está contenida en la segunda cámara. Uno de los dos recipientes es una bolsa flexible que contiene una infusión. La infusión sale de la bolsa de infusión a través de una boquilla dispensadora y un medio de conexión.

El documento WO 00/29049 revela un dispositivo de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1 y se refiere a un dispositivo de administración de fármacos para mezclar y administrar un fármaco por inyección. El dispositivo tiene un primer puerto para recibir un cartucho de diluyente y un segundo puerto para recibir un vial. El dispositivo tiene un accionador para desplazar una aguja de inyección entre una primera posición dentro del alojamiento y una segunda posición fuera del alojamiento. La aguja de inyección está configurada para pinchar un miembro de sellado. Se proporciona un conjunto de bloqueo para evitar que la aguja de inyección se desplace cuando el dispositivo no esté orientado adecuadamente, después de una única inyección y si el cartucho de diluyente no está insertado.

Sumario

La divulgación se refiere a sistemas y procedimientos de administración y medición de fluidos.

De acuerdo con la invención, se proporciona: un dispositivo como se menciona en la reivindicación 1.

En un aspecto, la invención presenta un dispositivo que incluye un alojamiento y un miembro flexible dentro del interior del alojamiento y acoplado mecánicamente al alojamiento. El miembro flexible forma las primera y segunda cámaras dentro del interior del alojamiento. El dispositivo incluye además un depósito de fluido dentro de la primera cámara del alojamiento y una microsonda que se extiende desde el depósito de fluido, a través del miembro flexible y en la segunda cámara del alojamiento.

En la invención, la microsonda está configurada para moverse sustancialmente libremente en tres direcciones perpendiculares, y la microsonda está configurada para trasladarse en una primera dirección y girar sustancialmente libremente en un plano perpendicular a la primera dirección

En otro aspecto que no forma parte de la invención, la divulgación presenta un dispositivo que incluye un alojamiento y un miembro flexible dentro del interior del alojamiento y acoplado mecánicamente al alojamiento. El miembro flexible forma las primera y segunda cámaras dentro del interior del alojamiento. El dispositivo también incluye un depósito de fluido dentro de la primera cámara del alojamiento, y un tubo flexible que tiene un primer extremo y un segundo extremo. El primer extremo del tubo flexible está conectado al miembro flexible y está en comunicación fluida con el depósito de fluido por medio del miembro flexible. El dispositivo también incluye una microsonda conectada al segundo extremo del tubo flexible. La microsonda se puede configurar para moverse sustancialmente libremente en tres direcciones mutuamente perpendiculares. La microsonda puede configurarse para trasladarse en una primera dirección y girar sustancialmente libremente en el plano perpendicular a la primera dirección.

Unas realizaciones de la invención pueden tener una o más de las siguientes características.

El primer extremo de la microsonda puede estar en el depósito de fluido, y el segundo extremo de la microsonda puede extenderse hasta el exterior del alojamiento.

La microsonda puede acoplarse mecánicamente al miembro flexible.

La microsonda puede ser una aguja o una microaguja.

El miembro flexible puede ser un septo.

El dispositivo también puede incluir una bomba en comunicación fluida con el depósito de fluido. La bomba se puede configurar para extraer un fluido desde la microsonda en el depósito de fluido. La bomba se puede configurar para administrar un fluido desde el depósito de fluido hasta la microsonda. La bomba puede ser una fuente de generación de gas. La bomba puede ser una celda electroquímica.

El dispositivo puede ser un dispositivo para administrar un fluido desde el depósito de fluido al exterior del dispositivo por medio de la microsonda.

El dispositivo puede ser un dispositivo para administrar un fluido al depósito de fluido desde el exterior del dispositivo por medio de la microsonda.

La microsonda puede moverse una distancia en una primera dirección que es al menos aproximadamente dos por ciento (por ejemplo, al menos aproximadamente cinco por ciento, al menos aproximadamente 10 por ciento, al menos aproximadamente 20 por ciento, al menos aproximadamente 30 por ciento, al menos aproximadamente 40 por ciento, al menos aproximadamente 50 por ciento, al menos aproximadamente 60 por ciento, al menos aproximadamente 70 por ciento, al menos aproximadamente 80 por ciento, al menos aproximadamente 90 por ciento) de una distancia que la microsonda puede moverse en una segunda dirección perpendicular a la primera dirección. La microsonda puede moverse una distancia en una tercera dirección que es al menos aproximadamente dos por ciento (por ejemplo, al menos aproximadamente cinco por ciento, al menos aproximadamente 10 por ciento, al menos aproximadamente 20 por ciento, al menos aproximadamente 30 por ciento, al menos aproximadamente 40 por ciento, al menos aproximadamente 50 por ciento, al menos aproximadamente 60 por ciento, al menos aproximadamente 70 por ciento, al menos aproximadamente 80 por ciento, al menos aproximadamente 90 por ciento) de la distancia que la microsonda puede moverse en una segunda dirección, la tercera dirección siendo perpendicular a las primera y segunda direcciones.

En otro aspecto que no forma parte de la invención, la divulgación presenta un dispositivo de administración de fluido que incluye un primer alojamiento y un miembro flexible dentro del interior del primer alojamiento y acoplado mecánicamente al primer alojamiento. El miembro flexible forma las primera y segunda cámaras dentro del interior del primer alojamiento. El dispositivo también incluye un generador de gas en comunicación fluida con el miembro flexible por medio de la primera cámara del primer alojamiento y una microsonda conectada al primer alojamiento de manera que cuando el generador de gas produce una presión de gas suficiente para mover el miembro flexible, una parte de un fluido dispuesto en la segunda cámara se expulsa por medio de la microsonda. El dispositivo incluye adicionalmente un segundo alojamiento en comunicación fluida con la primera cámara del primer alojamiento de manera que el segundo alojamiento puede aumentar la presión en la primera cámara del primer alojamiento para aumentar una velocidad de expulsión de fluido por medio de la microsonda.

En un aspecto adicional que no forma parte de la invención, la divulgación presenta un dispositivo de administración de fluido que incluye un alojamiento y un miembro flexible dentro del interior del alojamiento y acoplado mecánicamente al alojamiento. El miembro flexible forma las primera y segunda cámaras dentro del alojamiento. El dispositivo también incluye una microsonda conectada al alojamiento y en comunicación fluida con la primera cámara del alojamiento y un generador de gas en comunicación fluida con la segunda cámara del alojamiento. El generador de gas es capaz de aumentar la presión en la segunda cámara para mover el miembro flexible expulsando de ese modo un fluido dispuesto en la primera cámara fuera del alojamiento por medio de la microsonda. El dispositivo incluye además un generador de corriente en comunicación eléctrica con el generador de gas. El generador de corriente se configura para que cuando una corriente emitida por el generador de corriente varía, el gas emitido por el generador de gas varía correspondientemente y la velocidad de fluido expulsada por la microsonda también varía correspondientemente.

En un aspecto que no forma parte de la invención, la divulgación presenta un dispositivo de expulsión de fluido que incluye un alojamiento y un miembro flexible dispuesto en el interior del alojamiento y acoplado mecánicamente al alojamiento. El miembro flexible forma las primera y segunda cámaras dentro del alojamiento. Una microsonda se conecta al alojamiento y está en comunicación fluida con la primera cámara del alojamiento. El dispositivo también incluye un generador de gas en comunicación fluida con la segunda cámara del alojamiento. El generador de gas es capaz de aumentar la presión en la segunda cámara para mover el miembro flexible expulsando de ese modo un fluido dispuesto en la primera cámara fuera del alojamiento por medio de la microsonda. El dispositivo incluye además al menos una válvula de alivio de presión en comunicación fluida con la segunda cámara del alojamiento. La(las) válvula(s) de alivio de presión es(son) capaz(capaces) de compensar una diferencia entre una presión del interior del alojamiento y una presión del exterior del alojamiento.

En otro aspecto que no forma parte de la invención, la divulgación presenta un dispositivo de administración de fluido que incluye un alojamiento y un miembro flexible dispuesto en el interior del alojamiento y acoplado mecánicamente al alojamiento. El miembro flexible forma las primera y segunda cámaras dentro del alojamiento. Una microsonda conectada al alojamiento y en comunicación fluida con la primera cámara del alojamiento y un generador de gas en comunicación fluida con la segunda cámara del alojamiento. El generador de gas es capaz de aumentar la presión en la segunda cámara para mover el miembro flexible expulsando de ese modo un fluido dispuesto en la primera cámara fuera del alojamiento por medio de la microsonda. El dispositivo también incluye un segundo alojamiento, un depósito de diluyente en el segundo alojamiento, un pistón en comunicación fluida con el depósito de diluyente y una

cámara de polvo en comunicación fluida con el depósito de diluyente y la primera cámara del primer alojamiento. El pistón está configurado para poder aplicar una presión para impulsar un fluido desde el depósito de diluyente hasta la cámara de polvo, mezclando así el fluido con un polvo contenido en el depósito de polvo para formar una mezcla y para impulsar la mezcla en la primera cámara del primer alojamiento.

En un aspecto adicional que no forma parte de la invención, la divulgación presenta un sistema sensor que incluye una microsonda, un sensor y una bomba. La bomba está configurada para aplicar una succión a la microsonda de modo que la microsonda pueda retirar un fluido desde un cuerpo y pasar el fluido al sensor para la detección. El sistema sensor puede incluir además un dispositivo de restricción de flujo entre la microsonda y el sensor a lo largo de un flujo de fluido desde la microsonda hasta el sensor y un dispositivo de rellenado en comunicación fluida entre la bomba y el sensor a lo largo de una trayectoria de flujo de fluido desde la bomba hasta el sensor.

En un aspecto que no forma parte de la invención, la divulgación presenta un dispositivo de administración de fluido que incluye un alojamiento, un pistón en el interior del alojamiento, y una fuente de gas en comunicación fluida con el interior del alojamiento. La fuente de gas está configurada para ejercer una presión contra el pistón en una primera dirección. El dispositivo también incluye un dispositivo elástico configurado para ejercer una presión contra el pistón en una segunda dirección opuesta a la primera dirección, un brazo, un dispositivo de activación y una válvula que tiene una posición abierta y una posición cerrada.

En otro aspecto que no forma parte de la invención, la divulgación presenta un dispositivo que incluye un depósito de fluido capaz de contener un fluido y un primer mecanismo impulsor configurado para eliminar una cantidad predeterminada del fluido desde el depósito de fluido cuando se acciona el primer mecanismo impulsor. El dispositivo está configurado para evitar que el primer mecanismo impulsor se vuelva a accionar hasta que se elimine la cantidad predeterminada del fluido. El dispositivo puede incluir además un segundo mecanismo impulsor configurado para eliminar fluido desde el depósito de fluido a una primera velocidad predeterminada. El primer mecanismo impulsor puede permitir eliminar el fluido desde el depósito de fluido en una segunda velocidad predeterminada diferente a la primera velocidad predeterminada. La segunda velocidad predeterminada puede ser más alta que la primera velocidad predeterminada. El segundo mecanismo impulsor puede ser una fuente de generación de gas. La fuente de generación de gas puede estar en comunicación fluida con un miembro móvil. El primer mecanismo impulsor puede ser una fuerza compresiva. El primer mecanismo impulsor puede ser un resorte.

En un aspecto, los sistemas de administración de fluido se pueden diseñar para proporcionar flexibilidad y/o comodidad para el paciente mejoradas. Por ejemplo, el dispositivo está diseñado de manera que una microsonda rígida (por ejemplo, una microaguja o una aguja rígida) pueda insertarse en un sujeto (por ejemplo, un ser humano) mientras que el dispositivo mantiene varios grados de libertad de modo que el sujeto puede moverse mientras que siente un dolor reducido debido a que el sistema responde al movimiento del sujeto.

La invención presenta un dispositivo que incluye un depósito de fluido, una membrana flexible, por ejemplo, un septo, una microsonda (por ejemplo, una microsonda rígida, una aguja o una microaguja), y un alojamiento que tiene un orificio.

Unas realizaciones pueden incluir una o más de las siguientes características. El dispositivo puede tener varios grados de libertad de movimiento. El dispositivo puede moverse con respecto a un sujeto. El septo puede moverse, o puede estar estacionario. El dispositivo puede incluir una tubería flexible acoplada mecánicamente a la microsonda rígida. El dispositivo puede ser un componente de un sistema de celdas electroquímicas.

Los sistemas y procedimientos pueden administrar un fluido a un sujeto con mayor comodidad para el sujeto, por ejemplo, con un miembro rígido, y alta fiabilidad.

En otro aspecto, la divulgación presenta sistemas y procedimientos que incluyen administrar un fluido desde un depósito a un paciente en una primera velocidad, después administrar el fluido desde el depósito al paciente en una segunda velocidad diferente de la primera velocidad.

En algunas realizaciones, los sistemas y procedimientos pueden proporcionar tanto administración de fluido (por ejemplo, un compuesto farmacológico, tal como un agente terapéutico, tal como insulina) a un paciente (por ejemplo, un ser humano) en un periodo de tiempo relativamente constante y una administración de fluido en una mayor velocidad durante un periodo de tiempo deseado. En ciertas realizaciones, esto puede corresponder a una velocidad de administración basal y una velocidad de administración de bolo, respectivamente.

En una realización, la divulgación proporciona un dispositivo que incluye un dispositivo de administración, una fuente de gas auxiliar y un conducto que proporciona comunicación fluida entre el dispositivo de administración y la fuente de gas auxiliar.

El dispositivo de administración puede incluir una fuente de gas, una capa deformable, un depósito de fluido y una aguja o microaguja en comunicación fluida con el depósito de fluido. Los componentes del dispositivo de administración pueden disponerse de manera que la fuente de gas crea un gas dentro del dispositivo de administración, el gas creado ejerce una presión contra la capa deformable provocando que la capa deformable ejerza una presión contra el depósito de fluido, provocando que el fluido en el depósito de fluido salga del dispositivo

de administración por medio de la aguja o la microaguja.

El fluido puede ser un compuesto farmacológico (por ejemplo, un agente terapéutico, tal como insulina). La fuente de gas en el dispositivo de administración puede ser una celda electroquímica (por ejemplo, una celda de combustible). La fuente de gas auxiliar puede albergar una mezcla de gas a una presión más alta que la presión del gas en el dispositivo de administración. La fuente de gas auxiliar puede incluir una fuente de gas. La fuente de gas en la fuente de gas auxiliar puede ser una celda electroquímica (por ejemplo, una celda de combustible).

En otro aspecto, la divulgación presenta un dispositivo que puede administrar un fluido, tal como un agente terapéutico, variablemente, por ejemplo, variando la salida de corriente de una fuente de corriente.

En una realización, la divulgación presenta un dispositivo que tiene una primera cámara, una segunda cámara, y una membrana deformable entre las primera y segunda cámaras. La segunda cámara incluye una fuente de corriente variable y controlable conectada eléctricamente a un generador de gas.

En otro aspecto, la divulgación presenta sistemas y procedimientos que compensan un diferencial de presión de gas entre una presión de gas interior y exterior para un dispositivo de administración de fluido.

La compensación puede lograrse usando una o más válvulas. Por ejemplo, la compensación puede lograrse teniendo una o más válvulas abiertas o cerradas como resultado del diferencial de presión de gas.

Los sistemas y procedimientos pueden reducir la administración excesiva y/o la administración insuficiente a un sujeto (por ejemplo, un ser humano) cuando el diferencial de presión de gas entre el interior y el exterior del dispositivo de administración coincide o excede algún nivel predeterminado.

Los sistemas y procedimientos pueden reducir la administración excesiva o la administración insuficiente de fluido a un sujeto (por ejemplo, un ser humano) cuando la presión de gas externa al dispositivo de administración experimenta una disminución o aumento relativamente rápidos, respectivamente (por ejemplo, cuando asciende o desciende, respectivamente, en un avión).

En algunas realizaciones, la divulgación presenta un dispositivo que incluye un alojamiento, una fuente de gas, una capa deformable, un depósito de fluido, una válvula y un dispositivo de transmisión. La válvula se puede diseñar para proporcionar comunicación fluida entre el interior y el exterior del alojamiento cuando la válvula está en una primera posición, y/o para evitar la comunicación fluida entre el interior y el exterior del alojamiento cuando la válvula está en una posición diferente. El dispositivo puede incluir más de una válvula.

La fuente de gas puede crear un gas que ejerce una fuerza contra la capa deformable para provocar que un fluido contenido en el depósito de fluido salga del dispositivo por medio del dispositivo de transmisión. La fuente de gas puede ser una celda electroquímica, tal como, por ejemplo, una celda de combustible. El dispositivo de transmisión puede ser una aguja o una microaguja.

En algunas realizaciones, la divulgación presenta un dispositivo que incluye un alojamiento, una fuente de gas, un pistón, un resorte, una válvula y un brazo de accionamiento.

Unas realizaciones incluyen una o más de las siguientes características. Los componentes del dispositivo pueden ensamblarse para que la fuente de gas pueda formar un gas que ejerza una presión contra el pistón para mover el pistón en una dirección más allá de la fuente de gas. El pistón y el brazo de accionamiento pueden acoplarse mecánicamente. El resorte puede disponerse dentro del alojamiento de modo que ejerza una fuerza en una dirección opuesta a la dirección de la fuerza creada cuando la fuente de gas forma un gas. El brazo de accionamiento puede acoplarse a un mecanismo de bombeo. El brazo de accionamiento puede acoplarse a una membrana deformable de modo que el brazo de accionamiento pueda ejercer una fuerza contra la membrana deformable. La membrana deformable puede acoplarse a un depósito de fluido de manera que la membrana deformable pueda ejercer una fuerza contra un fluido contenido en el depósito de fluido. El depósito de fluido puede estar en comunicación fluida con una aguja o una microaguja. El brazo de activación puede ejercer una fuerza contra la membrana deformable, que puede ejercer una fuerza contra un fluido en el depósito de fluido, y el fluido puede salir del dispositivo por medio de la aguja o la microaguja.

En otro aspecto, la divulgación presenta un dispositivo que incluye dos alojamientos, el primer alojamiento se puede usar para mezclar un diluyente y un polvo para formar una mezcla, y el segundo alojamiento se puede usar para transferir la mezcla a un sujeto.

Unas realizaciones incluyen una o más de las siguientes características. El primer alojamiento puede incluir una cámara de diluyente y una cámara de polvo. Las cámaras de diluyente y de polvo pueden estar en comunicación fluida. El primer y segundo alojamientos pueden estar en comunicación fluida por medio de un precinto, que evita la comunicación fluida entre los primer y segundo alojamientos hasta que el precinto se abre o se rompe. El segundo alojamiento puede incluir un depósito en comunicación fluida con la cámara de polvo por medio del precinto. El segundo alojamiento puede incluir además una fuente de gas y una capa deformable. El segundo alojamiento puede incluir además un dispositivo de transmisión de manera que el fluido puede salir del depósito de fluido por medio del

dispositivo de transmisión.

En otro aspecto, la divulgación presenta un procedimiento que incluye transferir un diluyente desde una cámara de diluyente en un primer alojamiento hasta una cámara de polvo en el primer alojamiento para formar una mezcla, y transferir la mezcla a un depósito de fluido en un alojamiento diferente.

Unas realizaciones incluyen una o más de las siguientes características. El procedimiento puede incluir además transferir la mezcla desde el depósito de fluido a un sujeto por medio de un dispositivo de transmisión. Los procedimientos y dispositivos pueden incluir una celda electroquímica (por ejemplo, una celda de combustible).

En otro aspecto, la divulgación presenta sensores, tales como, por ejemplo, bombas que se pueden usar, por ejemplo, para detectar un analito (por ejemplo, glucosa) en un paciente, así como sistemas que contienen tales sensores y procedimientos. Un dispositivo, tal como un biosensor permanente, se puede usar para controlar ciertas condiciones fisiológicas, tales como, por ejemplo, la cantidad y/o concentración de un analito (por ejemplo, glucosa) en la sangre de un paciente.

En algunas realizaciones, la divulgación presenta un sistema que tiene una microsonda, un sensor y una bomba. La microsonda, sensor y bomba están en comunicación fluida.

Unas realizaciones incluyen una o más de las siguientes características. La bomba puede ser una celda electroquímica. La celda electroquímica puede funcionar en un modo que elimina el oxígeno del sistema. La microsonda puede estar en comunicación fluida con un sujeto. Los dispositivos y procedimientos se pueden usar para retirar, medir y/o detectar una muestra, por ejemplo, un analito de interés, en un sujeto sin exponer (por ejemplo, sin exponer directamente) el sensor al tejido del sujeto.

En un aspecto, la divulgación presenta un sistema de administración de fluido capaz de administrar una dosificación basal (por ejemplo, durante aproximadamente 24 horas) de un fluido, tal como un fármaco y/o administrar una dosificación de bolo del fluido. Una dosificación basal puede ser, por ejemplo, de aproximadamente 0,5 a aproximadamente 3 unidades por hora, y una dosificación de bolo puede ser, por ejemplo, un máximo de 15 unidades en un tiempo máximo de 15 minutos.

En otro aspecto, la divulgación presenta un sistema y un procedimiento capaces de administrar una dosificación de bolo de manera precisa y fiable, por ejemplo, con un riesgo minimizado de subdosificación o sobredosificación. En una realización, después de que un usuario comience un primer ciclo de administración de bolo, un mecanismo impulsor de dosificación evita que el usuario comience un segundo ciclo de administración de bolo hasta que el primer ciclo se haya completado. Por ejemplo, se evita que el usuario comience el segundo ciclo a mitad de camino a través del primer ciclo, lo que puede dar como resultado que se administre una dosificación y media de bolo al final del segundo ciclo, en lugar de una dosificación de bolo prevista. El sistema y procedimiento aseguran que el primer ciclo administra la dosificación predeterminada prevista sin interrupción indeseada, permitiendo de esta manera al usuario conocer qué dosificación se ha administrado y minimizando el riesgo de subdosificación o sobredosificación.

En ciertas realizaciones, la divulgación presenta un procedimiento de detección de un fluido en un sujeto. El procedimiento incluye crear succión en el sistema usando una celda electroquímica para eliminar el fluido del sujeto.

Los dispositivos y procedimientos pueden proporcionar una medición de muestras con una pérdida de señal relativamente baja, un desvío de señal relativamente pequeño y/o una pérdida de calibración relativamente pequeña. Los dispositivos y procedimientos pueden proporcionar estabilidad relativamente alta (por ejemplo, sin exponer el sensor a un entorno de tejido, tal como un entorno de tejido del sujeto). Los sistemas y procedimientos pueden usar una bomba que es relativamente pequeña, económica, liviana, compacta y/o económica.

Se pueden usar combinaciones de realizaciones.

Otras características, objetos y ventajas de la invención serán evidentes a partir de la descripción y dibujos y de las reivindicaciones.

Descripción de los dibujos

La figura 3 forma parte de la invención. Las figuras 1, 2 y 4-23 no forman parte de la invención.

La figura 1 es una vista en despiece de una realización de un sistema de celdas electroquímicas.
La figura 2 es una vista en sección transversal de una realización de un sistema electroquímico.
La figura 3 es una vista en perspectiva parcial de una realización de un sistema de administración de fluido.
La figura 4 es una vista en perspectiva parcial de una realización de un sistema de administración de fluido.
La figura 5 es una vista en sección transversal de una realización de un sistema de administración de fluido.
La figura 6 es una vista en sección transversal de una realización de una fuente de gas auxiliar.
La figura 7 es una vista en sección transversal de una realización de una fuente de gas auxiliar.
La figura 8 es una vista en sección transversal de una realización de una fuente de gas auxiliar.
La figura 9 es una vista esquemática en sección transversal de una realización de un dispositivo de

administración de fluido.
La figura 10 es un diagrama esquemático de un controlador de corriente.
La figura 11 es un diagrama esquemático de un controlador de corriente.
La figura 12 es un gráfico de administración de fluido como una función de tiempo.
La figura 13 es una vista en sección transversal de una realización de un sistema de administración de fluido.
La figura 14 es una vista en sección transversal de una realización de una fuente de gas auxiliar.
La figura 15 es una vista en sección transversal de una realización de un sistema de administración de fluido.
La figura 16 es una vista en sección transversal de una realización de un dispositivo de administración de fluido.
La figura 17 es una representación esquemática de una realización de un sistema sensor.
La figura 18 es una representación esquemática de una realización de un sistema sensor.
Las figuras 19A, 19B, y 19C son representaciones gráficas del rendimiento de una realización de un sensor.
La figura 20 es un diagrama esquemático parcial de una realización de un sistema de administración de fluido.
La figura 21 es un diagrama esquemático parcial de una realización de un sistema de administración de fluido.
La figura 22 es un diagrama esquemático parcial de una realización de un sistema de administración de fluido.
La figura 23 es un diagrama esquemático parcial de una realización de un sistema de administración de fluido.

Descripción detallada de la realización preferida

La divulgación se refiere a sistemas y procedimientos de administración y medición de fluidos.

Las figuras 1 y 2 muestran un sistema de administración de fluido 100 utilizado para administrar uno o más fluidos tales como compuestos farmacológicos, por ejemplo, uno o más agentes terapéuticos. El sistema 100 incluye un tapón de botón 102, un botón 104, una microsonda (por ejemplo, una aguja o una microaguja) 106, un resorte 108, una cubierta 110, una bolsa 112, un septo de administración 114, un contacto de batería positivo 116, una celda electroquímica 118, una base 120, un septo de llenado 122, un anillo de captura de septo 124, un contacto de batería negativo 126, una batería 128, un separador de batería 130, una ventilación 132, un volumen impulsor 134, un volumen de fluido 136 y una trayectoria de administración 138. Se pueden incorporar varias características y/o combinaciones en el sistema 100 según se describe en el presente documento.

En algunas realizaciones, se usa una fuerza para impulsar el fluido desde el depósito de fluido, en la microsonda y en un sujeto (por ejemplo, un ser humano). En ciertas realizaciones, la fuerza se crea usando una celda electroquímica, tal como una celda de combustible. Los ejemplos de celdas electroquímicas se revelan, por ejemplo, en las patentes de los EE. UU. n.º 4.402.817; 4.522.698; 4.902.278 y 4.687.423.

La figura 3 muestra una parte de una realización de un sistema de administración de fluido o dispositivo 101 de acuerdo con la invención. El sistema 101 incluye un septo 140, un depósito de fluido 142 (por ejemplo, que contiene un compuesto farmacológico), una microsonda 144 (por ejemplo, una microsonda rígida, tal como una microaguja o una aguja rígida) y un alojamiento 146 que tiene un orificio 148. En ciertas realizaciones, la microsonda 144 puede perforar el septo 110 de manera que la microsonda 144 está en comunicación fluida con el depósito de fluido 142. El septo 140, la microsonda 144, y el alojamiento 146 se pueden mover en las direcciones indicadas por las flechas en negrita respectivas (A, B y C), proporcionando que el sistema 101 tenga esos grados de libertad.

La figura 4 muestra una parte de un sistema de administración 150 en el que una parte flexible 152 (por ejemplo, una tubería flexible) conecta la microsonda 144 con un septo 154. El septo 154 es estacionario, pero el alojamiento 146 y la microsonda 144 pueden moverse como se indica por las flechas en negrita respectivas (X e Y), proporcionando al sistema 150 esos grados de libertad.

En ciertas realizaciones, el alojamiento 146 puede incluir además una membrana rompible, tal como una membrana polimérica, que se extiende a través del orificio 148. La membrana puede conectarse a la microsonda 144 para mantener la microsonda en su lugar, por ejemplo, centrada en el orificio 148, durante el envasado y el almacenamiento del sistema 100. Cuando se aplica el sistema 100 a un sujeto, esto provoca que la microsonda 144 se mueva, por ejemplo, hacia arriba, tirando de este modo de la membrana desde el orificio 148 y permitiendo que la microsonda se mueva con múltiples grados de libertad.

Bajo ciertas circunstancias, puede ser deseable que un sistema de administración de fluido administre fluido al sujeto a una velocidad relativamente constante. Sin embargo, en algunas circunstancias, puede ser deseable que el sistema administre (al menos durante un periodo de tiempo) fluido al sujeto a una velocidad relativamente alta.

La figura 5 muestra un sistema 160 que incluye un dispositivo de administración de fluido 162 y una fuente de gas auxiliar 164. El dispositivo de administración de fluido 162 incluye un dispositivo de transporte (por ejemplo, una microsonda o una microaguja o una aguja) 166, una capa deformable (por ejemplo, una membrana deformable) 168, un depósito de fluido (por ejemplo, un depósito que contiene un compuesto farmacológico) 170, y una fuente de gas 172. El dispositivo de administración de fluido 162 se conecta a la fuente de gas auxiliar 164 por medio del conducto 174 que incluye la válvula 176.

En ciertas circunstancias, cuando es deseable que el dispositivo de administración 160 administre fluido al sujeto por medio del dispositivo 162 a una velocidad relativamente constante, la válvula 176 se cierra generalmente de manera que el dispositivo 160 y la fuente de gas auxiliar 164 no estén en comunicación fluida. Cuando la válvula 174 está

cerrada, el dispositivo de administración de fluido 162 administra fluido desde el depósito 168 al sujeto por medio de un dispositivo 162 de la siguiente manera. La fuente de gas 172 forma un gas dentro del dispositivo 162 entre la fuente de gas 172 y la capa 168. A medida que aumenta la cantidad de gas formada por la fuente 172, la capa 168 se deforma y ejerce una presión contra el fluido en el depósito 170, forzando de este modo el fluido a través del dispositivo 166. La fuente de gas 172 puede ser, por ejemplo, una celda electroquímica, tal como una celda de combustible que genera oxígeno en el dispositivo 110, como se ha descrito anteriormente.

En circunstancias cuando es deseable administrar (al menos durante un periodo de tiempo) fluido al sujeto por medio del dispositivo 166 a una velocidad relativamente alta, la presión de gas en la fuente de gas auxiliar 164 se mantiene en y/o aumenta hasta una presión más alta que la presión de gas en el dispositivo 162. Después se abre la válvula 176, permitiendo que el gas fluya desde la fuente 164 en el dispositivo 162 por medio del conducto 174. Esto aumenta la presión ejercida en la capa 168, aumentando de este modo la velocidad a la que se administra el fluido desde el depósito 170 al sujeto por medio del dispositivo 166.

La fuente de gas auxiliar 164 puede ser un cuerpo de gas mantenido a una presión relativamente alta. De manera alternativa o adicional, la fuente de gas 164 puede incluir un pistón 178 que se presiona junto con la apertura de la válvula 176 y una parte 180 que se mueve cuando se presiona el pistón 178 (figura 6). La figura 7 muestra otra realización en la que la fuente de gas auxiliar 164 incluye una fuente de gas 182 que genera un gas dentro de la fuente de gas auxiliar, como se ha descrito anteriormente con respecto al dispositivo 162. Por ejemplo, la fuente de gas 182 puede ser una celda electroquímica como se ha descrito anteriormente. En ciertas realizaciones, la fuente de gas auxiliar 164 puede proporcionar mayor presión por medio de las reacciones químicas (por ejemplo, reacciones químicas relativamente rápidas) que ocurren dentro de la fuente de gas auxiliar (por ejemplo, reacciones entre el vinagre y el bicarbonato de sodio). Los gases creados se pueden añadir directamente en el dispositivo 162, o se puede conseguir mayor presión en el dispositivo 162 permitiendo que los gases creados en las reacciones químicas empujen, por ejemplo, un émbolo de jeringa 184 que aumenta el gas en el dispositivo 162 (figura 8).

En algunas realizaciones, la presión de gas se puede mantener a un valor relativamente alto en la fuente de gas auxiliar 164. En ciertas realizaciones, la presión de gas en la fuente de gas auxiliar 164 aumenta justo antes de, o al mismo tiempo que, se abre la válvula 176.

La válvula 176 puede abrirse manualmente según se desee. La válvula 176 puede abrirse a intervalos predeterminados. La válvula 176 puede abrirse basándose en el valor de algún parámetro (por ejemplo, la concentración de un analito, tal como la glucosa, en un paciente).

De manera alternativa o además, en algunas realizaciones, es deseable que un sistema de administración de fluido administre un fluido a una velocidad predeterminada, por ejemplo, una velocidad variable de administración.

La figura 9 muestra un dispositivo de administración de fluido 190 que incluye un alojamiento 192 y un miembro deformable (por ejemplo, una membrana deformable) 194 dentro del alojamiento. El alojamiento 192 y el miembro 194 definen una primera cámara 196 y una segunda cámara 198. El dispositivo 190 incluye una microsonda 199, tal como una aguja o una microaguja, que tiene un lumen en comunicación fluida con la primera cámara 196 y un entorno fuera del alojamiento 192.

La primera cámara 196 incluye un compuesto farmacológico 200, tal como, por ejemplo, insulina.

La segunda cámara 198 incluye un botón 202, un generador de corriente 204, por ejemplo, un generador de corriente CC, en comunicación eléctrica con el botón, y un generador de gas 206 en comunicación eléctrica con el generador. El generador de gas 206 es generalmente como se ha descrito anteriormente. Cuando un usuario presiona el botón 202, esto activa el generador 204, que a su vez envía una corriente al generador de gas 206 para crear un gas (por ejemplo, gas oxígeno) en la segunda cámara 198. Al generarse el gas, aumenta la presión en la segunda cámara 198, lo que ejerce una fuerza en la membrana 194 (por ejemplo, empuja la membrana hacia la microsonda 199). Esto, a su vez, empuja el compuesto 200 fuera a través del lumen de la microsonda 199 hasta, por ejemplo, un sujeto.

En algunas realizaciones, la velocidad a la que el compuesto 200 se administra a través de la microsonda 199 se controla controlando la cantidad de corriente que produce el generador 204. Esto, a su vez, controla la cantidad de gas generada por el generador de gas 206, la cantidad de presión creada en la segunda cámara 198, y la cantidad de fuerza ejercida en la membrana 194. Por ejemplo, un aumento en la salida de corriente desde el generador de corriente 204 aumenta la administración del compuesto; y una disminución en la salida de corriente disminuye la administración del compuesto.

La corriente desde el generador de corriente 204 se puede controlar o alterar usando un generador de corriente estándar que tiene un interruptor selector configurado para alterar la resistencia en los circuitos del generador. Se puede aumentar la corriente al cambiar a un resistor de baja resistencia y la corriente puede disminuir cambiando a un resistor de alta resistencia. Las figuras 10 y 11 muestran un controlador de corriente FET y LM334, respectivamente, que se pueden usar para controlar la corriente cambiando los resistores. Con estos sistemas generadores de corriente, el dispositivo activo puede regular la corriente incluso con una caída en el voltaje de la batería.

En algunas realizaciones, el generador o sistema de control de corriente pueden combinarse con un sistema de software, por ejemplo, uno que tiene un microprocesador, para el control remoto por el usuario. Por consiguiente, una variedad de configuraciones puede implementarse dependiendo de la necesidad clínica del paciente y las propiedades de un agente terapéutico. Por ejemplo, el agente terapéutico puede administrarse de acuerdo con un programa circadiano, tal como una dosificación alta cuando el paciente está dormido. Por lo tanto, este sistema permite una "formulación electrónica" o un ajuste de la dosificación o administración terapéutica durante el periodo de ambulación en un sistema de administración que puede, por ejemplo, ser desechable.

La figura 12 es un gráfico de fluido, por ejemplo, un agente terapéutico, la administración (en unidades por hora) como una función de tiempo. La figura 12 muestra que la cantidad de administración de fluido puede variar de manera controlable al menos durante 24 horas variando la corriente aplicada al generador de corriente 204. Por ejemplo, desde las 10-12 pm, se aplicó una corriente constante (CC) de aproximadamente 1.070 microamperios, que administró aproximadamente 30 unidades por hora. Cuando se redujo la corriente a aproximadamente 167 microamperios, la velocidad de administración disminuyó hasta aproximadamente 3-4 unidades por hora. Después, la velocidad de administración puede aumentar de nuevo aumentando la corriente. La salida de corriente del generador 204 puede controlarse por una variedad de formas, incluyendo usar una corriente constante y/o usar un voltaje constante.

En ciertas circunstancias, puede haber un cambio relativamente rápido en la presión del gas ambiente externa a un sistema de administración de fluido (por ejemplo, durante el ascenso o descenso de un avión). Esto puede dar como resultado un cambio en la velocidad de administración del fluido al sujeto.

La figura 13 muestra un sistema de administración de fluido 210 que incluye un alojamiento 212, una fuente de gas 214, una capa deformable 216, un dispositivo de transmisión (por ejemplo, una microsonda, una microaguja o una aguja) 218, un depósito de fluido 220 que contiene un fluido y una válvula 222. El sistema 210 administra el fluido desde el depósito 220 a un sujeto cuando la válvula 222 está cerrada y la fuente de gas 214 forma un gas dentro del alojamiento 212 entre la fuente de gas y la capa 216. A medida que aumenta la cantidad de gas formada por la fuente 214, la capa 216 se deforma y ejerce una presión contra el fluido en el depósito 220, forzando de este modo el fluido a través del dispositivo 218. En ciertas realizaciones, la presión de gas dentro del alojamiento 212 entre la fuente de gas 214 y la capa 216 puede ser ligeramente más alta que la presión del gas ambiente externa al sistema 210.

Sin desear quedar ligado a teoría alguna, se cree que el cambio en la velocidad de administración que se debe al cambio en el diferencial de presión de gas entre la presión de gas ambiente externa al sistema 210 y la presión de gas dentro del alojamiento 212 entre la fuente de gas 214 y la capa 216. Por ejemplo, suponiendo que un gas ideal forme el entorno ambiente externo al sistema 210 y que un gas ideal forme la presión de gas dentro del alojamiento 212 entre la fuente de gas 214 y la capa 216, un cambio en la presión de gas ambiente desde 101353 Pascales (aproximadamente la presión de gas ambiente a nivel del mar) hasta 68948 Pascales (aproximadamente la presión de gas ambiente a 4572 m), puede corresponder a un aumento de casi el 50 % en el volumen de gas. Esto puede dar como resultado la sobreadministración del fluido desde el depósito 220 al sujeto. De manera similar, la subadministración del fluido desde el depósito 220 al sujeto puede ocurrir a medida que la presión de gas ambiente externa al sistema 210 experimenta una disminución relativamente rápida (por ejemplo, cuando un avión desciende).

Por consiguiente, la válvula 222 se diseña para abrirse para ayudar a disminuir un diferencial de presión de gas entre la presión de gas ambiente externa al sistema 210 y la presión de gas dentro del alojamiento 212 entre la fuente de gas 214 y la capa 216. Por ejemplo, la válvula 222 puede ser una válvula bidireccional diseñada de manera que cuando este diferencial de presión de gas coincide o excede algún valor predeterminado, la válvula permite que el gas fluya desde el entorno de presión de gas relativamente alto hasta el entorno de presión de gas relativamente bajo, ayudando de este modo en la disminución del diferencial de la presión de gas. Dichas válvulas están disponibles comercialmente en, por ejemplo, Vernay.

La figura 14 muestra un sistema de administración de fluido 230 que contiene las válvulas 232 y 234, cada una de las cuales es una válvula unidireccional (por ejemplo, una válvula "de seguridad", una válvula "tipo hongo"). Las válvulas 232 y 234 están diseñadas de manera que, si la presión de gas externa del ambiente 210 supera la presión de gas dentro del alojamiento 212 entre la fuente de gas 214 y la capa 216 en algún valor predeterminado, la válvula 232 se abre de manera que el diferencial de presión de gas disminuye. Las válvulas 232 y 234 están también diseñadas de manera que, si la presión de gas dentro del alojamiento 212 entre la fuente de gas 214 y la capa 216 supera la presión de gas externa del ambiente para el sistema 210 en algún valor predeterminado, la válvula 234 se abre de manera que el diferencial de presión de gas disminuye.

Se pueden usar varias combinaciones de válvulas de alivio de presión. Generalmente, la(las) combinación(es) de válvula(s) de alivio se diseña(n) para reducir el diferencial de presión de gas entre las presiones de gas internas y externas del sistema de administración cuando el diferencial de presión de gas coincide o supera algún valor predeterminado.

En ciertas realizaciones, el diferencial de presión interna con el que funciona el dispositivo para proporcionar un flujo de fluido deseado puede ser relativamente bajo (por ejemplo, aproximadamente 13790 Pascales o menos). En

algunas realizaciones, se pueden incluir uno o más componentes en el dispositivo para proporcionar una fuerza de resistencia para aumentar el diferencial de presión interna al que funciona el dispositivo para proporcionar el flujo de fluido deseado. Por ejemplo, se puede disponer un resorte debajo del miembro flexible. Esto puede, por ejemplo, disminuir el diferencial de presión absoluto y/o relativo utilizado para que la(las) válvula(s) de alivio de presión funcionen con respecto al diferencial de presión interno utilizado para proporcionar el flujo de fluido deseado para el dispositivo, mejorando así la sensibilidad general del dispositivo a los cambios en el diferencial de presión interno/externo (por ejemplo, debido a un cambio de altitud).

Otras realizaciones para minimizar la sobreadministración y/o la subadministración son posibles. La figura 15 muestra un sistema de administración de fluido 240 que incluye un alojamiento 242, una fuente de gas 244, un dispositivo elástico 246 (por ejemplo, un resorte), un brazo 248 (por ejemplo, un brazo impulsor, una leva, una unión, un dispositivo de trinquete), un pistón 250, precintos 252 y 254 (por ejemplo, juntas tóricas), un dispositivo de activación 256 (por ejemplo, un brazo de activación de válvula) y una válvula 258. El brazo 248 está acoplado mecánicamente a un mecanismo de bombeo 260 (por ejemplo, una capa deformable) que administra un fluido a un paciente por medio de un dispositivo de transmisión, tal como una microsonda, una microaguja o una aguja.

Cuando la válvula 258 está cerrada, la fuente de gas 244 forma un gas, que empuja el pistón 250 contra el dispositivo 246 y que aleja el brazo 248 de la fuente 244. Cuando el pistón alcanza una posición a una distancia predeterminada desde la fuente de gas 244, el dispositivo 256 provoca que la válvula 258 se abra, disminuyendo el diferencial de presión de gas entre el interior del alojamiento 242 y el exterior del alojamiento. Alternativamente, la posición de la válvula 258 (por ejemplo, abierta o cerrada) puede seleccionarse manualmente, o puede determinarse basándose en algún parámetro medido (por ejemplo, el diferencial entre la presión de gas dentro del alojamiento 242 y la presión de gas fuera del alojamiento).

La velocidad a la que el pistón 250 se mueve distalmente desde la fuente de gas 244 puede depender del diferencial entre la presión de gas dentro del alojamiento 242 y la presión de gas fuera del alojamiento. Por ejemplo, la cantidad de tiempo que necesita el pistón 250 para alejarse una distancia dada de la fuente de gas 244 puede variar proporcionalmente con la variación en el diferencial en la presión de gas dentro del alojamiento 242 y la presión de gas fuera del alojamiento (por ejemplo, si a un diferencial de presión de gas dado el pistón 250 necesita un segundo para moverse una distancia dada desde la fuente de gas 244, entonces a la mitad de este diferencial de presión de gas, el pistón necesitará el doble de tiempo para moverse esa distancia desde la fuente de gas).

En algunas realizaciones, el conjunto de pistón y precintos puede sustituirse por un fuelle sellado a la fuente de gas. En ciertas realizaciones, los circuitos de la fuente de gas pueden conectarse a la polaridad flip/flop de manera que cambia, por ejemplo, desde el modo de generación de oxígeno hasta el modo de eliminación de oxígeno. La polaridad puede invertirse, por ejemplo, mediante una respuesta temporizada, un interruptor de límite mecánico o ambos. En estas realizaciones, el sistema puede diseñarse para no incluir el resorte de retorno o el brazo de activación de la válvula, y la válvula podría sustituirse por las válvulas descritas anteriormente.

Con referencia a la figura 20, un sistema de administración de fluido 10 incluye la base 11 posicionada sobre el mismo, un alojamiento de fluido 12, un alojamiento de aguja o microaguja 14, y un sistema de movimiento 16 para mover el alojamiento de fluido. El alojamiento de fluido 12, por ejemplo, un frasco de cilindro de vidrio contiene un fluido 18 (por ejemplo, un compuesto farmacológico, tal como un fármaco) entre un extremo sellado 20 y un extremo abierto 22 sellado con un miembro perforable 24, tal como un tapón de caucho o septo. El miembro 24 proporciona al alojamiento de fluido 12 un precinto estanco a los fluidos de modo que el fluido 18 no se escape del alojamiento, pero el miembro 24 y el alojamiento 14 puedan deslizarse dentro del alojamiento. Es decir, el alojamiento de fluido 12 está configurado para recibir de manera deslizable el miembro 24 y el alojamiento 14, como se describe a continuación. El alojamiento 14, que incluye una aguja de doble punta 26, está unido fijamente a la base 11. Los ejemplos de los alojamientos, que incluyen una aguja o una microaguja, se describen en el presente documento.

El sistema de movimiento 16 incluye una cremallera de engranaje 28, un engranaje de piñón 30, un engranaje recto 32 y un retén 34. La cremallera de engranaje 28 tiene dos proyecciones 36 que se enganchan, por ejemplo, mantienen, a los extremos 20 y 22 del alojamiento de fluido 12 para acoplar el alojamiento de fluido a la cremallera de engranaje. La cremallera de engranaje 28 incluye además los dientes 38 que se enganchan al engranaje de piñón 30, y el engranaje de piñón está conectado giratoriamente al engranaje recto 32. Las relaciones de engranaje de la cremallera de engranaje 28, engranaje de piñón 30 y engranaje recto 32 se seleccionan para proporcionar una cantidad predeterminada de movimiento de la cremallera de engranaje en respuesta a un movimiento predeterminado del engranaje recto, por ejemplo, suficiente para la administración de fármacos. El retén 34 está unido a la base 11 en un extremo y se engancha con los dientes del engranaje recto 32 en el otro extremo. El retén 34 sirve como un mecanismo antirretroceso que permite que el engranaje recto 32 gire en solo una dirección, en este caso en el sentido de las agujas del reloj (flecha A). El retén 34 también mantiene una carga sobre el alojamiento de fluido 12 cuando se restablece el mecanismo impulsor (descrito a continuación).

Durante el uso, el fluido 18 se administra desde el alojamiento de fluido 12 a través de la aguja o microaguja 26 al trasladar el alojamiento de fluido 12 hacia el alojamiento 14 (flecha B). El engranaje recto 32 gira en el sentido de las agujas del reloj, que gira el engranaje de piñón 30 en el sentido de las agujas del reloj. El retén 34 evita que el engranaje recto 32 gire en el sentido contrario de las agujas del reloj. Un engranaje de piñón 30 gira, sus dientes se

enganchan con los dientes 38 de la cremallera de engranaje 28, que traslada la cremallera de engranaje en la dirección de la flecha B. Puesto que la cremallera de engranaje 28 está acoplada al alojamiento de fluido 12 por las proyecciones 36, el alojamiento de fluido se traslada también en la dirección de la flecha B hacia el alojamiento 14. A medida que el alojamiento de fluido 12 se mueve hacia el alojamiento 14, un extremo de la aguja o microaguja 26 perfora el miembro 24, y el otro extremo de la aguja o microaguja perfora a un sujeto, por ejemplo, un ser humano. El fluido 18 se administra a través de la aguja o microaguja 26 al seguir moviendo el alojamiento de fluido 12 hacia el alojamiento 14 con el miembro 24 deslizándose dentro del alojamiento de fluido, por ejemplo, como un pistón. En algunas realizaciones, es preferible que la aguja o microaguja 26 perfore el miembro 24, y el fluido 18, por ejemplo, una gota o menos, fluya totalmente a través de la aguja o la microaguja antes de que la aguja o la microaguja perfore al sujeto. Esto puede prevenir o minimizar la contaminación de fluido 18, por ejemplo, si la aguja o la microaguja perfora al sujeto primero y el fluido corporal del sujeto puede introducirse en el alojamiento de fluido 12.

La figura 21 muestra una realización del sistema de administración de fluido 10 que tiene un mecanismo impulsor 40 capaz de administrar una dosificación basal de fluido 18. El mecanismo 40 incluye un puerto de entrada 42, un sistema de pistón 44, y un impulsor 46. El puerto 42 está interconectado con una fuente de generación de gas (no mostrada) tal como una celda electroquímica, por ejemplo, una celda electrolítica. Las fuentes de generación de gas se revelan en las patentes de los EE. UU. n.º 4.402.817; 4.522.698; 4.902.278 y 4.687.423. El gas de la fuente de gas se proporciona para impulsar el sistema de pistón 44, que incluye un pistón 48 y un puerto de escape 50. El pistón 48 se conecta a un resorte de torsión 49 configurado para forzar al pistón hacia el puerto de entrada 42. El pistón 48 está también conectado al impulsor 46 y unido al puerto de escape 50, por ejemplo, una válvula, mediante una unión 52. El impulsor 46 se configura para engancharse con el engranaje recto 32 de modo que el pistón 48 se aleja del puerto de entrada 42, el impulsor puede girar el engranaje recto, por ejemplo, en el sentido de las agujas del reloj. La unión 52 está proporcionada para abrir el puerto de escape 50 cuando el pistón 48 alcanza una posición predeterminada a lo largo de su carrera ascendente, por ejemplo, al final de su carrera, y activa la unión. La apertura del puerto de escape 50 ventila el gas en el sistema de pistón 44 de modo que el resorte 49 puede forzar el pistón 48 de nuevo a una posición de carrera inicial, por ejemplo, adyacente al puerto 42. Después de que el gas se ventila desde el sistema de pistón 44 y que el pistón 48 completa su carrera descendente, la unión 52 cierra el puerto de escape 50.

Durante el uso, el gas se introduce continuamente por medio del puerto 42 en el sistema de pistón 44. Con el pistón 48 en la posición de la carrera inicial y el puerto 50 cerrado, a medida que aumenta la presión de gas en el sistema 44 y supera la fuerza del resorte 49, el gas avanza el pistón y el impulsor 46 hacia el engranaje recto 32, girando de este modo el engranaje recto. Como se ha descrito anteriormente, la rotación del engranaje recto 32 administra fluido 18 a través de la aguja o microaguja 26. El pistón 48 sigue avanzando hasta que alcanza una posición predeterminada donde provoca que la unión 52 abra el puerto de escape 50. La apertura del puerto 50 ventila el gas en el sistema 44, y permite que el resorte 49 fuerce el pistón 48 hasta su posición de carrera inicial (y retrae el impulsor 46), donde la unión 52 cierra ahora el puerto de escape. Como el gas se introduce continuamente en el sistema de pistón 44, el ciclo de la carrera del pistón 48 y el impulsor 46 se repite, de este modo sigue administrando el fluido 18 a través de la aguja o microaguja 26.

La figura 22 muestra una realización del sistema de administración de fluido 10 que tiene un mecanismo impulsor 54 capaz de administrar una dosificación de bolo de fluido 18. El mecanismo 54 se muestra en una condición no activada. El mecanismo 54 incluye un eje 56, una palanca de liberación del botón 58, y una barra de bloqueo del botón 60.

El eje 56 incluye posicionado en el mismo, un botón 62, un resorte de extensión del botón 64, un accionador de bolo 66 y un resorte impulsor de bolo 68. El botón 62 y el accionador 66 se posicionan de manera deslizable sobre el eje 56. El botón 62 es un miembro hueco cuadrado que tiene una muesca 70. Los resortes 64 y 68 se posicionan en el eje 56 de modo que se pueden comprimir y extender sobre el eje cuando el botón 62 y el accionador 66 se mueven a lo largo del eje. El accionador 66 también es un miembro hueco cuadrado que incluye una pestaña de accionador 72, por ejemplo, acero para resortes, que se pueden enganchar con los dientes del engranaje recto 32 para girar el engranaje recto, por ejemplo, impulsar el engranaje en la dirección de la flecha A. El eje 56 se conecta a la base 11 en un extremo.

La palanca de liberación del botón 58 se conecta de manera pivotante a la base 11 en la conexión 74. La palanca 58 está inclinada en la dirección de la flecha C mediante un resorte de palanca 76. La palanca incluye una parte 88 que se puede acoplar con la muesca 70.

La barra de bloqueo del botón 60 se conecta también de manera pivotante a la base 11, en la conexión 78. La barra de bloqueo del botón 60 está inclinada en la dirección de la flecha D por un resorte (no mostrado). La barra de bloqueo del botón 60 incluye un borde 80 que está achaflanado, por ejemplo, a aproximadamente 45°, y que contacta un extremo 82 de accionador de bolo 66 cuando el mecanismo 54 está en una condición no activada. La barra de bloqueo 60 incluye además un extremo 84 que se puede acoplar con un extremo 86 del botón 62.

Como se muestra en la figura 22, en una condición no activada, la palanca de liberación del botón 58 se acciona por resorte en la dirección de la flecha C, y la barra de bloqueo del botón 60 se acciona por resorte en la dirección de la flecha D. Los resortes 64 y 68 se extienden.

Durante el uso, por ejemplo, cuando un usuario quiere administrar una dosis de bolo de fluido 18, el usuario primero presiona el botón 62 (mostrado extendido en la figura 22) en la dirección de la flecha E a lo largo del eje 56 hasta que la muesca 70 se engancha con la parte 88 de la palanca de liberación del botón 58. La parte 88 bloquea el botón 62 en una posición presionada. La presión del botón 62 también comprime los resortes 64 y 68 a lo largo del eje 56 y mueve el accionador del bolo 66 y la lengüeta 72 en la dirección de la flecha E. La lengüeta 72 se desvía cuando se desplaza sobre los dientes del engranaje recto 32. Como la barra de bloqueo 60 está inclinada en la dirección de la flecha D, y el accionador de bolo 66 se ha movido fuera del contacto con el borde 80 presionando el botón 62, la barra de bloqueo gira (flecha D) alrededor de la conexión 78, y el extremo 84 gira para contactar el lado del botón. Con el botón 62 presionado y bloqueado, el mecanismo impulsor 54 está en una condición "amartillada".

Para activar el mecanismo impulsor 54, el usuario gira la palanca de liberación del botón 58 alrededor de la conexión 74 en la dirección opuesta a la flecha C, en este caso en el sentido de las agujas del reloj. Esto libera el enganche de bloqueo entre la muesca 70 y la parte 88, y permite que el botón 62 vuelva a su posición no activada por la fuerza del resorte del resorte 64. De manera similar, el accionador de bolo 66 vuelve a su posición no activada por la fuerza del resorte controlada y predeterminada del resorte 68. A medida que el accionador de bolo 66 vuelve (en la dirección opuesta a la flecha E), la lengüeta del accionador 72 engancha el engranaje recto 32 a una fuerza controlada y gira el engranaje recto, administrando de este modo una dosificación de bolo a una velocidad controlada. Cuando el accionador de bolo 66 vuelve a su posición no activada, el borde 82 contacta el borde 80 para girar la barra de bloqueo 60 en la dirección opuesta a la flecha D, alejando de ese modo el extremo 84 del extremo 86 y permitiendo que el botón 62 sea presionado. Sin embargo, antes de que el accionador de bolo 66 vuelva a su posición no activada, la barra de bloqueo 60 se desvía en la dirección de la flecha D (hacia arriba como se muestra en la figura 22), de modo que, si el usuario intenta presionar el botón 62, el botón 84 chocará contra el extremo 86 y evitará que el botón se presione. Este mecanismo evita que el usuario se vuelva a amartillar y vuelva a activar el mecanismo de administración del bolo antes de que se complete la dosificación de bolo. Como resultado, se minimiza el riesgo de que un usuario pueda administrar una dosificación de bolo no deseada - sobredosificación o subdosificación. Cada activación del mecanismo impulsor 54 puede proporcionar una dosificación de bolo predeterminada a una velocidad controlada, de modo que se minimiza el riesgo de subdosificación. Se evita que el usuario vuelva a activar el mecanismo impulsor hasta que se administre la dosificación predeterminada, de modo que se minimiza el riesgo de sobredosificación.

Mientras que se han descrito anteriormente los mecanismos impulsores 40 y 54 por separado, en ciertas realizaciones, los mecanismos impulsores están integrados en un sistema de administración de fluido de tal manera que el sistema de administración puede administrar una dosificación basal y una dosificación de bolo a pedido.

Mientras que se han revelado ciertas realizaciones, la divulgación no está limitada en este sentido. Por ejemplo, la figura 23 muestra una realización de un sistema de pistón 1100 que puede usarse en el mecanismo impulsor 40 descrito anteriormente. El sistema 1100 incluye un conjunto de pistón 1102, un conjunto de unión 1104, y una válvula 1106, por ejemplo, una válvula en forma de T. El conjunto de pistón 1102 incluye un pistón 1108, un alojamiento de pistón 1110 y un resorte 1111. El resorte 1111 está configurado para inclinar el pistón 1108, por ejemplo, con fuerza lineal en la dirección de la flecha F, por ejemplo, para inclinar el pistón a una posición adyacente a la válvula 1106. En algunas realizaciones, el pistón 1108 está conectado al impulsor 46 en el mecanismo impulsor descrito anteriormente para administrar el fluido 18. El conjunto de pistón 1102 incluye además una entrada de gas 1113 que está en comunicación fluida con el interior del alojamiento 1110 y una fuente de gas (no mostrada), tal como una celda electroquímica descrita anteriormente.

El conjunto de unión 1104 incluye un primer brazo de palanca 1112, una barra de unión 1114, y un segundo brazo de palanca 1116. El primer brazo de palanca 1112 está conectado a la barra de unión 1114 mediante una conexión que pivota libremente; y la barra de unión se conecta al segundo brazo de palanca 1116 mediante una conexión ranurada 1118 y a la válvula 1106. El primer brazo de palanca 1112 se acopla además a un émbolo de bola 1120 por medio de un primer fiador 1124 o un segundo fiador 1126 sobre el primer brazo de palanca. En un extremo, el émbolo de bola 1120 incluye una bola 1122 que puede apoyarse en el primer fiador 1124 o segundo fiador 1126. En el otro extremo, el émbolo 1120 está conectado fijamente, por ejemplo, a un alojamiento del sistema 1100 por medio de un resorte o una conexión rígida. El conjunto de unión 1104 está conectado al pistón 1108 en un extremo del primer brazo de palanca 1112, por ejemplo, mediante un resorte o una conexión rígida tal como un vástago.

En funcionamiento, el pistón 1108 está en una posición inicial, por ejemplo, adyacente a la válvula 1106. El conjunto de unión 1104 está configurado de modo que la acción del pivotamiento y de la palanca de los brazos de palanca 1112 y 1116 y la barra de unión 1114 provoca que la válvula se cierre. El alojamiento de pistón 1110 está sellado. La bola 1122 está en reposo en el primer fiador 1124.

A medida que se introduce continuamente el gas por medio de la entrada 1113 en el alojamiento 1110, la presión de gas dentro del alojamiento 1110 aumenta y supera la fuerza del resorte del resorte 1111. El pistón 1108 se aleja de la válvula 1106. El movimiento del pistón 1108 se puede usar para impulsar el impulsor 46 para administrar un fluido.

Cuando el pistón 1108 alcanza una posición predeterminada, por ejemplo, al final de su carrera ascendente, el pistón empuja el primer brazo de palanca 1112 de manera que la bola 1122 se desplaza desde el primer fiador 1124 hasta el segundo fiador 1126. Esta acción provoca que el conjunto de unión 104 (mediante la acción del

pivotamiento y de la palanca) abra la válvula 1106. La apertura de la válvula 1106 ventila el gas desde el alojamiento del pistón 1110, y la fuerza de resorte del resorte 1111 provoca que el pistón 1108 vuelva a su posición inicial. A medida que el pistón 1108 se desplaza hacia atrás hasta su posición inicial, la bola 1122 está todavía en el segundo fiador 1126, asegurando de este modo que la válvula 1106 permanece abierta hasta que el pistón vuelve a una posición predeterminada, por ejemplo, su posición inicial, es decir, para la carrera de retorno completa. Por ejemplo, si la válvula 1106 estuviera simplemente "rajada" o cerrada durante la carrera descendente de retorno, el pistón 1108 podría detenerse a medio camino a través del ciclo de carrera entero. Cuando el pistón 1108 alcanza su posición inicial, el pistón empuja y cierra la válvula 1106, y la acción mecánica del conjunto de unión 1104 desplaza la bola 1122 desde el segundo fiador 1126 hasta el primer fiador 1124. El ciclo de carrera del pistón se repite a medida que se introduce el gas en el alojamiento 1110.

Por lo tanto, el sistema 1100 está configurado generalmente para asegurar que el pistón 1108 completa su ciclo de carrera, por ejemplo, desde una posición inicial hasta una posición final y de nuevo a la posición inicial, sin reiniciar su ciclo durante el ciclo. Cuando se acopla, por ejemplo, a un sistema de administración de fluido, el sistema 1100 puede proporcionar un mecanismo impulsor preciso y fiable.

La figura 16 muestra un sistema 270 que incluye una primera cámara 272 y una segunda cámara 274. La cámara 272 contiene un depósito de diluyente 276 acoplado a un botón 278 por medio de un pistón 280 de modo que cuando se presiona el botón, el pistón se mueve en la dirección mostrada por las flechas. Esto provoca que el diluyente se mueva a lo largo de una trayectoria 282 y se introduzca en una cámara de polvo 284, que contiene un polvo seco, tal como, por ejemplo, un compuesto farmacológico (por ejemplo, un agente terapéutico liofilizado). Cuando el diluyente se introduce en la cámara 284, el polvo seco se reconstituye. La mezcla reconstituida (por ejemplo, el agente terapéutico/mezcla de diluyente) puede moverse a lo largo de una trayectoria 286 hasta un precinto 288. El precinto 288 puede ser, por ejemplo, un precinto de esterilidad. Si se rompe el precinto 288 (por ejemplo, al cortarse mientras se monta el sistema 270, por ejemplo, en un sujeto), entonces la mezcla reconstituida puede pasar dentro de un depósito 290 contenido en la cámara 274. La cámara 274 también incluye una fuente de gas 292 como se ha descrito anteriormente, una capa deformable 294, y un dispositivo de transmisión 296 (por ejemplo, una aguja o una microaguja).

Cuando se activa la fuente de gas 292 (por ejemplo, cuando el usuario presiona un botón), la fuente de gas crea un gas en el alojamiento 274 entre la fuente de gas y la capa deformable 294. Esto ejerce una fuerza sobre la capa deformable 294, que, a su vez, provoca que el fluido (por ejemplo, un fluido y el agente terapéutico/mezcla de diluyente) en el depósito 290 salga del alojamiento 274 por medio del dispositivo 296. En algunas realizaciones, el fluido se transfiere en un sujeto (por ejemplo, un ser humano) (por ejemplo, cuando se inserta el dispositivo 296 en el sujeto).

En ciertas realizaciones, el usuario puede presionar un botón que activa (por ejemplo, activa simultáneamente) la celda electroquímica y provoca que el dispositivo de transmisión se inserte en el sujeto de modo que una trayectoria de fluido se conecte entre el depósito de fluido y el sujeto. En algunas realizaciones, tal como cuando es deseable tener una carrera larga sobre el botón, las acciones se pueden realizar secuencialmente usando fiadores o topes mecánicos parciales durante el desplazamiento del botón.

En algunas realizaciones, un sistema de administración de fluido puede adaptarse para el uso como un sensor.

La figura 17 muestra una realización de un sistema sensor 300 que incluye una microsonda 302, un sensor 304, una bomba 306 y un sujeto (por ejemplo, un ser humano) 308. La microsonda 302 está en comunicación fluida con el sensor 304 por medio de una trayectoria de fluido (por ejemplo, una tubería) 310, y el sensor está en comunicación fluida con la bomba 306 por medio de una trayectoria de fluido (por ejemplo, una tubería) 312.

Durante el uso del sistema 300, la bomba 306 crea una succión o vacío parcial que pueden eliminar una muestra (por ejemplo, una muestra de fluido, tal como una muestra de sangre) del sujeto 308. La muestra pasa a través de la microsonda 302 (por ejemplo, una aguja o una microaguja) y a lo largo de la trayectoria 310 al sensor 304 (por ejemplo, un sensor de glucosa en sangre), donde se miden una o más especies de interés (por ejemplo, analitos de interés, tal como la glucosa). La muestra se mueve después a lo largo de la trayectoria 312 hasta la bomba 306 y sale del sistema 300 por medio de un escape 314 (por ejemplo, un escape de gas) y/o un escape 316 (por ejemplo, un escape de desechos). El escape 314 y/o 316 puede estar en comunicación fluida con, por ejemplo, una bolsa desechable.

En algunas realizaciones, la bomba 306 es una celda electroquímica que funciona en modo inverso de manera que elimina el oxígeno presente entre la microsonda 302 y el sensor 304 (por ejemplo, en la microsonda 302, la trayectoria 310, el sensor, la trayectoria 312 y/o la bomba) y se escapa a través del escape 314. Usando este oxígeno, la bomba 306 reduce la presión entre la microsonda 302 y el sensor 304, creando de este modo la succión o un vacío parcial y permitiendo que la muestra se elimine del sujeto 308. Debido a que solo hay un 20 % de oxígeno en el aire, la succión creada por la celda electroquímica puede estar limitada. Un ejemplo de una celda electroquímica es una celda de combustible Pt/NAFION® simétrica. Los ejemplos de celdas electroquímicas se han descrito anteriormente.

La figura 18 muestra una realización de un sistema sensor 320 que incluye un dispositivo de restricción de flujo (por ejemplo, una abrazadera de válvula) 322 y un dispositivo de rellenado (por ejemplo, una válvula de rellenado) 324.

Durante el uso del sistema 320, la bomba 306 crea una succión o vacío parcial que pueden eliminar una muestra (por ejemplo, una muestra de fluido, tal como una muestra de sangre) del sujeto 308. La muestra pasa a través de la microsonda 302 y a lo largo de una trayectoria 326 (por ejemplo, una tubería) hasta el dispositivo de restricción de flujo 322. La muestra pasa después a lo largo de una trayectoria 328 (por ejemplo, una tubería) hasta el sensor 304. La muestra pasa después a lo largo de una trayectoria 330 (por ejemplo, una tubería) hasta el dispositivo de rellenado 324. La muestra pasa después a lo largo de una trayectoria (por ejemplo, una tubería) 332 hasta la bomba 306, y después fuera del sistema 320 por medio del escape 314 y/o 316.

El dispositivo 324 se puede usar para rellenar periódicamente (por ejemplo, a intervalos predeterminados y/o temporizados, y/o a intervalos determinados en respuesta a una señal, tal como una medición de la cantidad de oxígeno en comunicación fluida con la trayectoria 330, la trayectoria 332 y/o el dispositivo 324) aire en el sistema 320, permitiendo de este modo la extracción continua o semicontinua de fluido del sujeto 308 por medio de la microsonda 302. Cuando el dispositivo 324 se abre para rellenar aire en el sistema 320, el dispositivo 322 se puede cerrar para evitar la comunicación fluida entre el sujeto 304 y el sensor 304.

La figura 19A muestra una realización de valores de oxígeno como una función del tiempo para el sistema 320. Las figuras 19B y 19C muestran los valores correspondientes de la posición (es decir, abierta/cerrada) de los dispositivos 322 y 324, respectivamente, como una función de tiempo para el sistema 320.

En otras realizaciones, se puede usar más de una celda electroquímica para proporcionar succión en un patrón alternativo para proporcionar una extracción continua o semicontinua de fluido del sujeto 308.

La bomba 306 se puede colocar en varias posiciones siempre que sea capaz de formar succión o un vacío parcial como se ha descrito anteriormente. Por ejemplo, en algunas realizaciones, la bomba 306 está entre la microsonda 302 y el sensor 304.

Se pueden usar combinaciones de realizaciones.

Los agentes terapéuticos que se pueden usar en los dispositivos y los procedimientos descritos en el presente documento incluyen, por ejemplo, vacunas, agentes de quimioterapia, agentes de alivio del dolor, agentes relacionados con la diálisis, agentes diluyentes de la sangre y compuestos (por ejemplo, compuestos monoclonales) que se pueden dirigir para llevar compuestos que pueden destruir las células cancerosas. Ejemplos de dichos agentes incluyen, insulina, heparina, morfina, interferón, EPO, vacunas contra tumores y vacunas contra enfermedades infecciosas.

El dispositivo se puede usar para administrar un agente terapéutico a cualquier primate, incluyendo los primates humanos y no humanos. El dispositivo se puede usar para administrar un agente, por ejemplo, un agente terapéutico a un animal, por ejemplo, un animal de granja (tal como un caballo, vaca, oveja, cabra o cerdo), a un animal de laboratorio (tal como un ratón, rata, cobaya u otro roedor), o a un animal doméstico (tal como un perro o un gato). El animal al que se administra el agente terapéutico puede tener cualquier dolencia (por ejemplo, cáncer o diabetes). Se espera que el dispositivo pueda ser más útil para tratar afecciones crónicas. Sin embargo, el dispositivo se puede usar también para administrar un agente terapéutico (tal como una vacuna) a un animal que no sufre una dolencia (o que sufre una dolencia no relacionada con la asociada con el agente terapéutico). Es decir, se puede usar el dispositivo para administrar los agentes terapéuticos profilácticamente.

Los dispositivos y procedimientos de la divulgación se pueden usar para adaptar individualmente la dosificación de un agente terapéutico a un paciente.

Los dispositivos y procedimientos de la divulgación pueden permitir el tratamiento ambulatorio con mayor comodidad, tal como, por ejemplo, sin el uso de un I.V.

Los dispositivos y procedimientos descritos en el presente documento pueden ser ventajosos porque se pueden usar para promover el mantenimiento de la concentración de un agente terapéutico en el plasma de un paciente dentro de un intervalo seguro y eficaz. Además, el dispositivo puede liberar agentes terapéuticos en respuesta a la concentración de un analito en el sistema del paciente. Por lo tanto, la velocidad de la administración de fármacos puede ser apropiada para el estado fisiológico del paciente a medida que cambia, por ejemplo, de un momento a otro.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo (101), que comprende:

un alojamiento (146) que tiene un orificio (148), un interior y un exterior;
un depósito de fluido (142) dentro del interior del alojamiento y que tiene un miembro flexible (140); y
una microsonda (144) que se extiende desde el depósito de fluido, en el que la microsonda se extiende en una primera dirección (B) con respecto al alojamiento a través del miembro flexible y en el exterior del alojamiento, en el que la primera dirección es perpendicular al miembro flexible, en el que la microsonda se configura para trasladarse en la primera dirección, **caracterizado porque** la microsonda está configurada para moverse sustancialmente libremente en tres direcciones mutuamente perpendiculares, **porque** la microsonda está configurada para girar (A) con respecto al miembro flexible en un plano perpendicular a la primera dirección, y **porque** el alojamiento está configurado para girar (C) alrededor de al menos una parte de la microsonda que se extiende a través del miembro flexible.

2. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que microsonda (144) comprende una aguja.

3. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que la microsonda (144) comprende una microaguja.

4. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que el miembro flexible (140) comprende un septo.

5. El dispositivo de la reivindicación 1 que además comprende una bomba en comunicación fluida con el depósito de fluido (142).

6. El dispositivo de la reivindicación 5, en el que la bomba está configurada para administrar un fluido desde el depósito de fluido (142) a la microsonda (144).

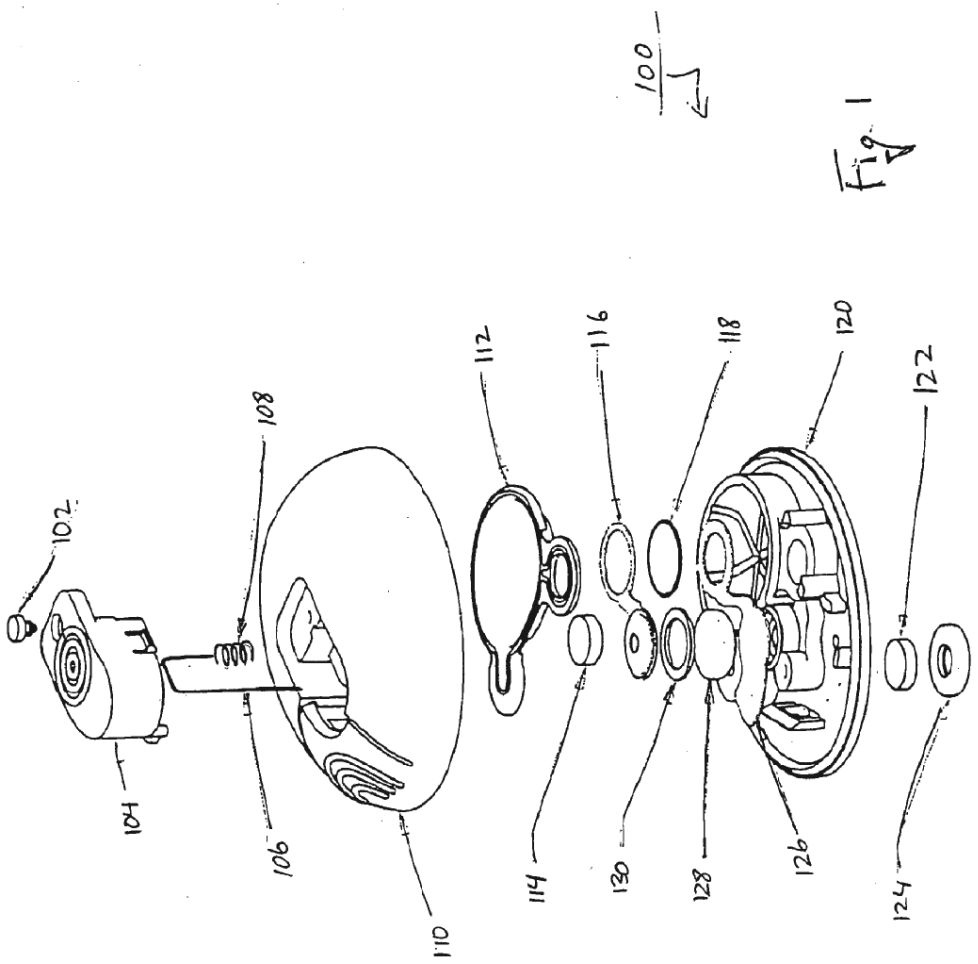
7. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que la microsonda (144) puede moverse una distancia en la primera dirección que es al menos aproximadamente el dos por ciento de una distancia en la que la microsonda es capaz de moverse en una segunda dirección perpendicular a la primera dirección.

8. El dispositivo de la reivindicación 7, en el que la microsonda (144) puede moverse en una distancia en una tercera dirección que es al menos aproximadamente el dos por ciento de la distancia en la que la microsonda es capaz de moverse en la segunda dirección, siendo la tercera dirección perpendicular a las primera y segunda direcciones.

9. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que el miembro flexible está en el interior del alojamiento y se acopla mecánicamente al alojamiento, formando el miembro flexible las primera y segunda cámaras en el interior del alojamiento.

10. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que la microsonda (144) tiene un primer extremo que se extiende en la primera dirección.

11. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que la microsonda (144) tiene un segundo extremo que se extiende en una segunda dirección perpendicular a una superficie de alojamiento.


100
Fig. 1
102
108
112
116
118
120
122
101
106
110
114
130
128
126
124

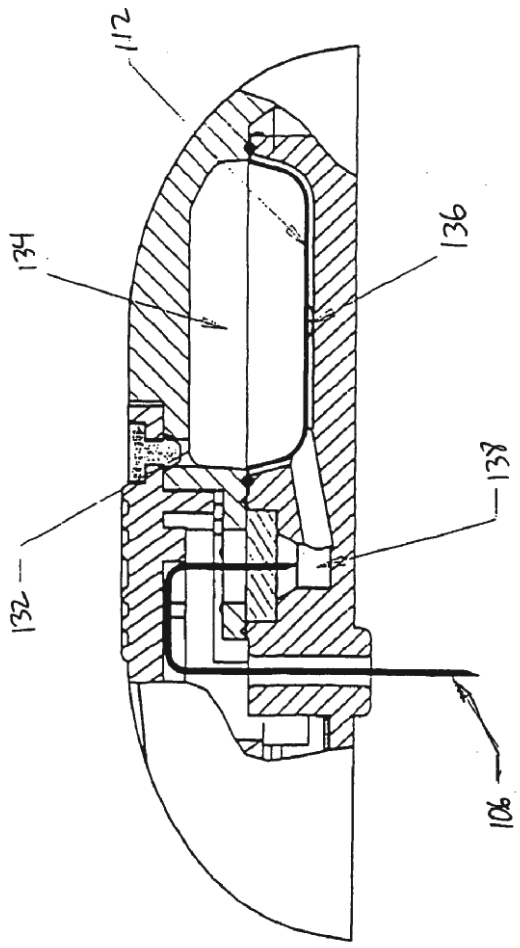


Fig. 2

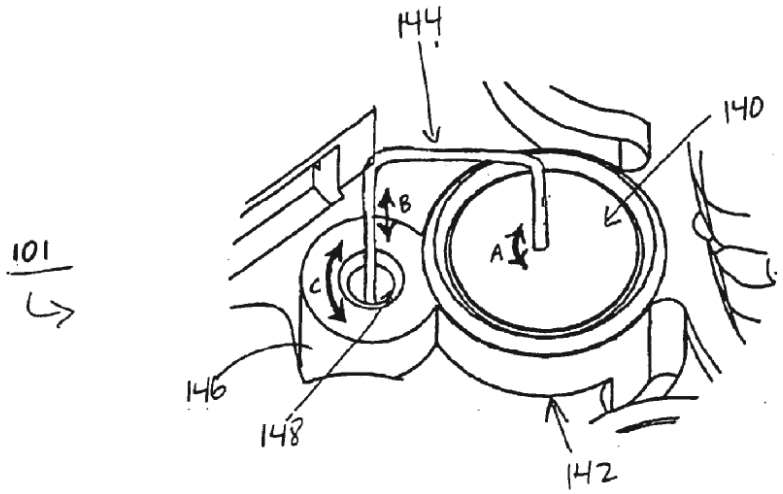


Fig. 3

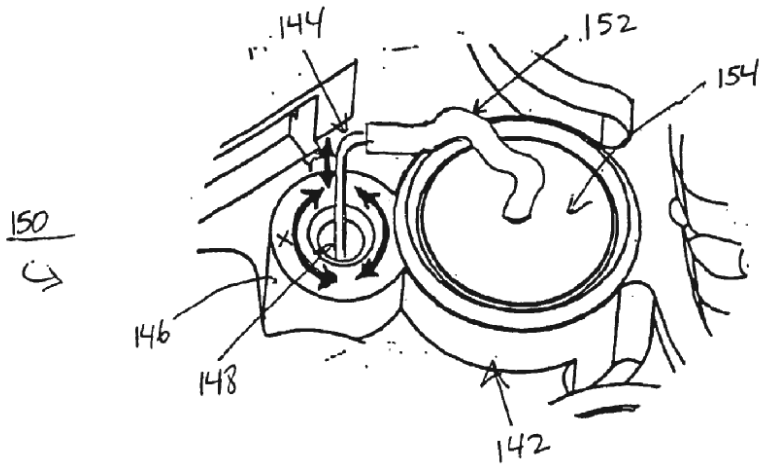


Fig. 4

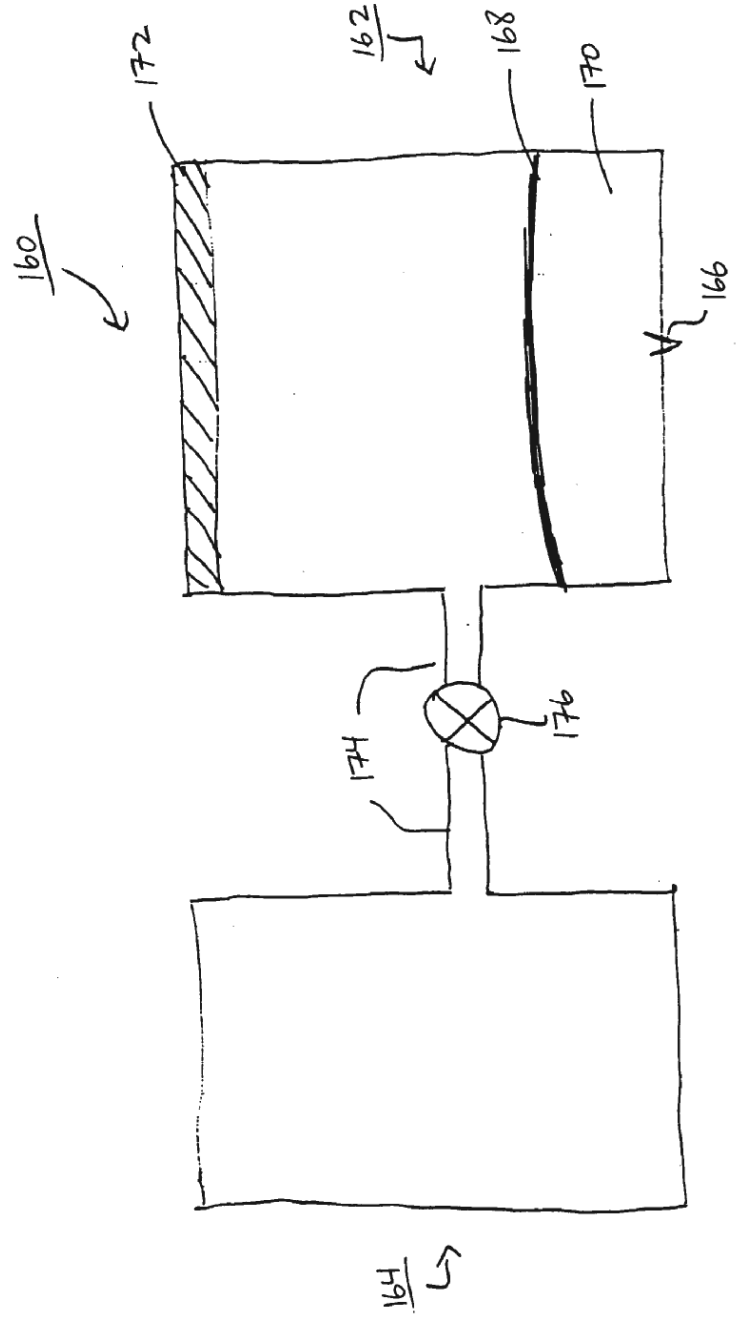


Fig. 5

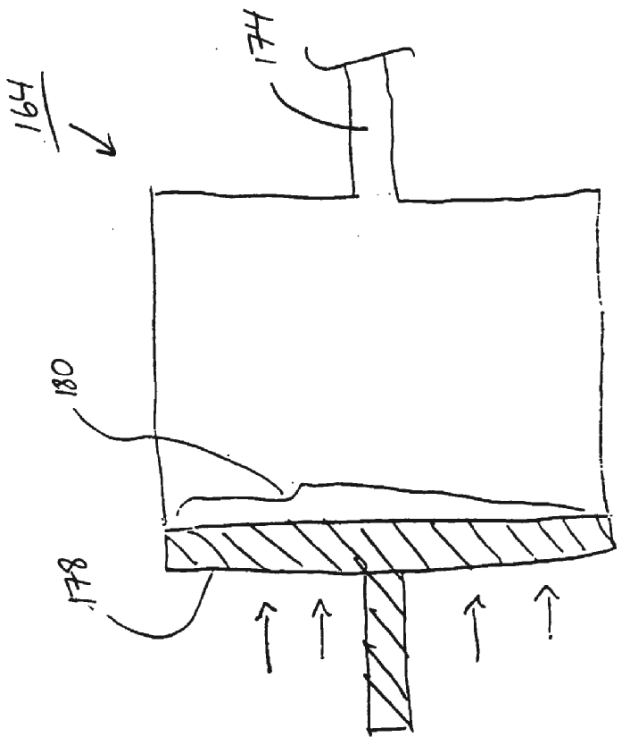


Fig. 6

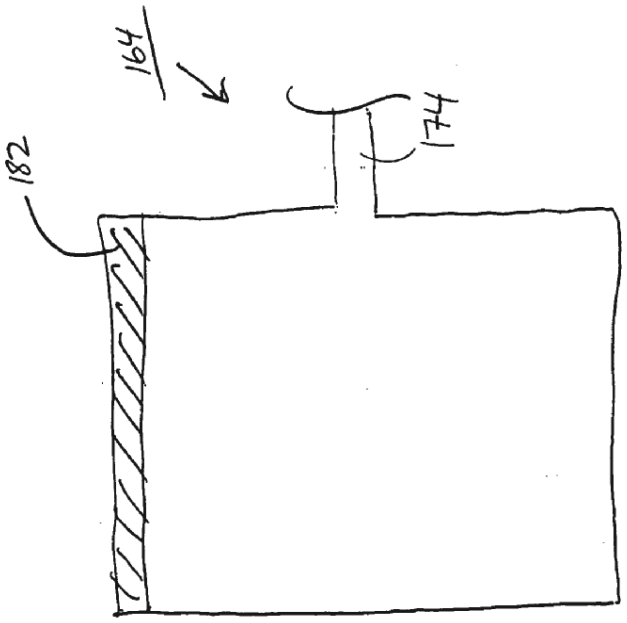
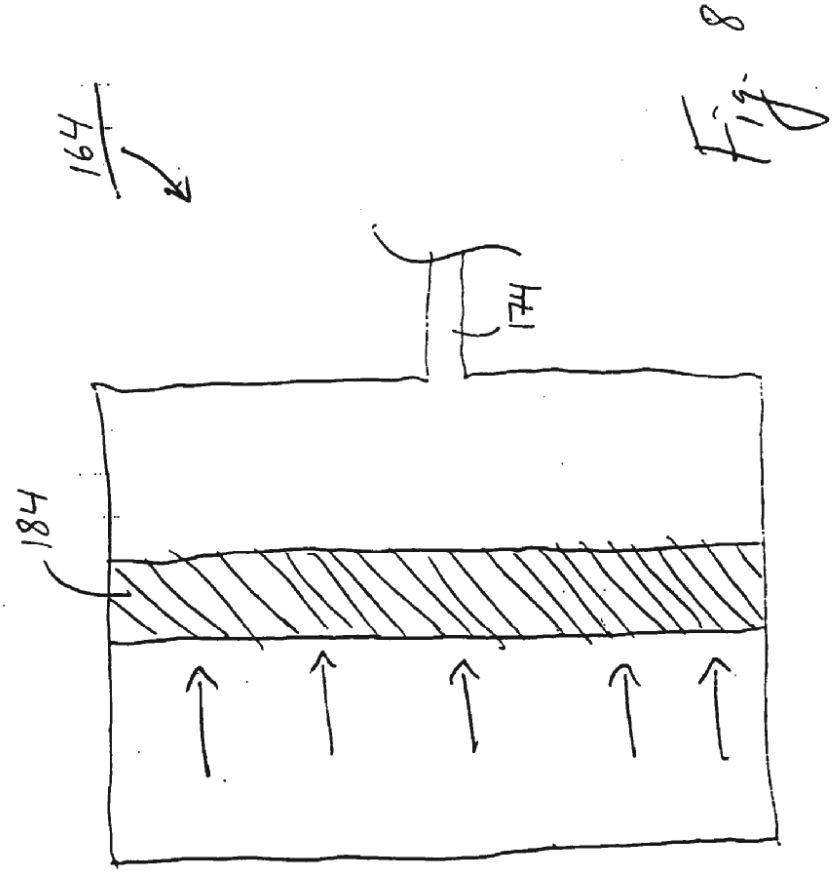


Fig. 7

Fig. 8



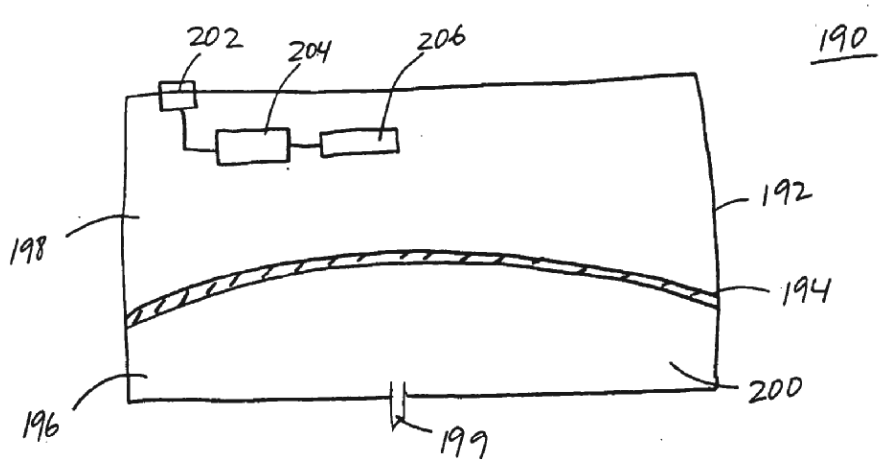
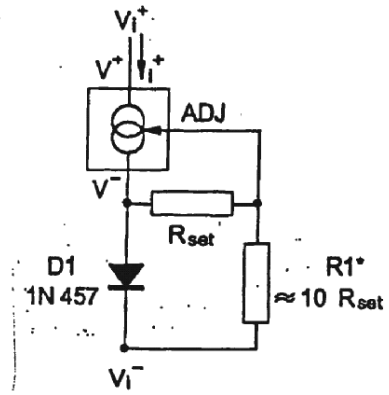


FIG 9



Seleccionar relación de R1 a Rset para obtener un desvío nulo
I⁻ = 21

FIG. 11

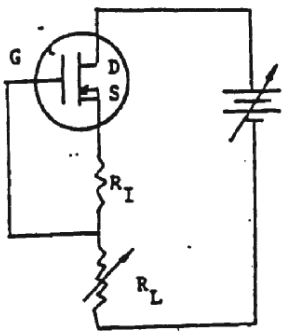


FIG 10

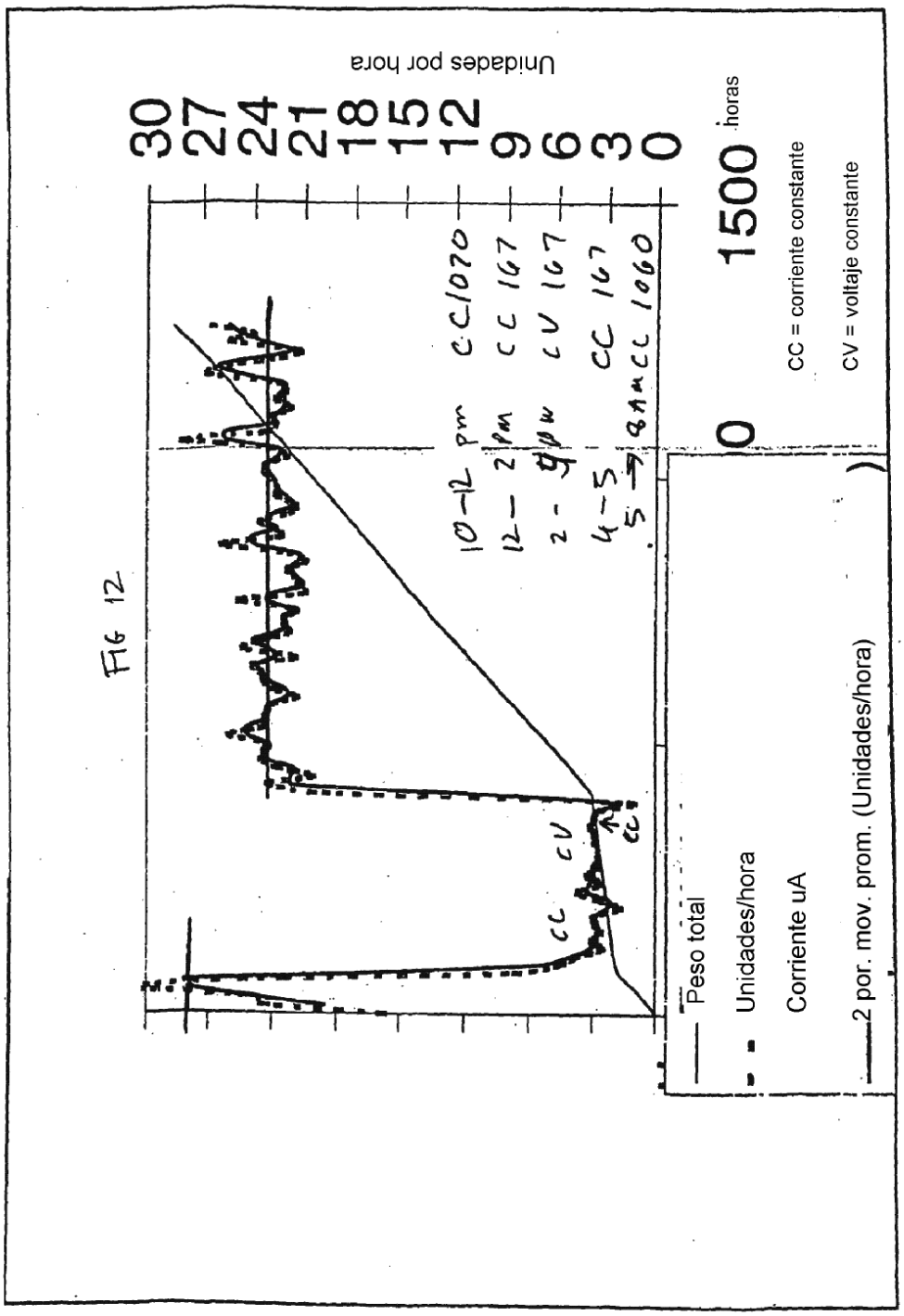

Unidades por hora
30
27
24
21
18
15
12
9
6
3
0
0
1500
horas
CC = corriente constante
CV = voltaje constante
Peso total
Unidades/hora
Corriente uA
2 por. mov. prom. (Unidades/hora)
10-12 pm CC1070
12 - 2 pm CC 167
2 - 4 pm CV 167
4-5 CC 167
5 → 9 pm CC 1060
CC
CV
CC

FIG 12

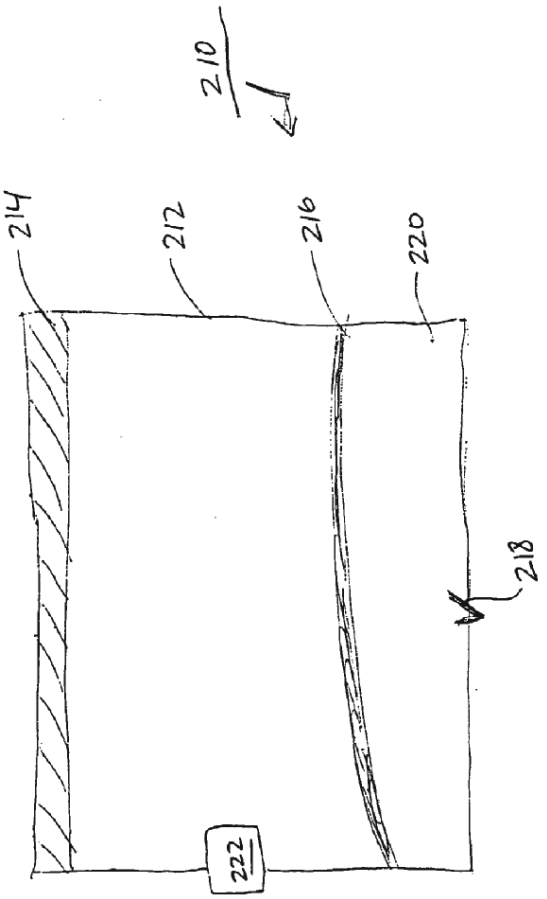


Fig. 13

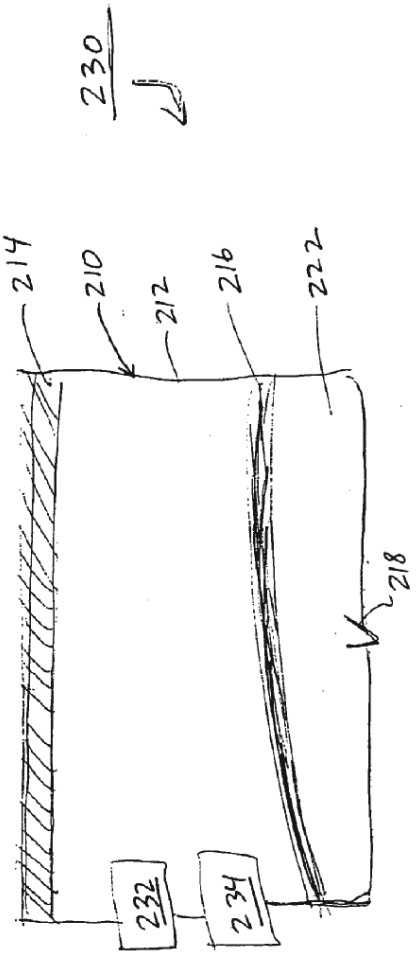


Fig. 14

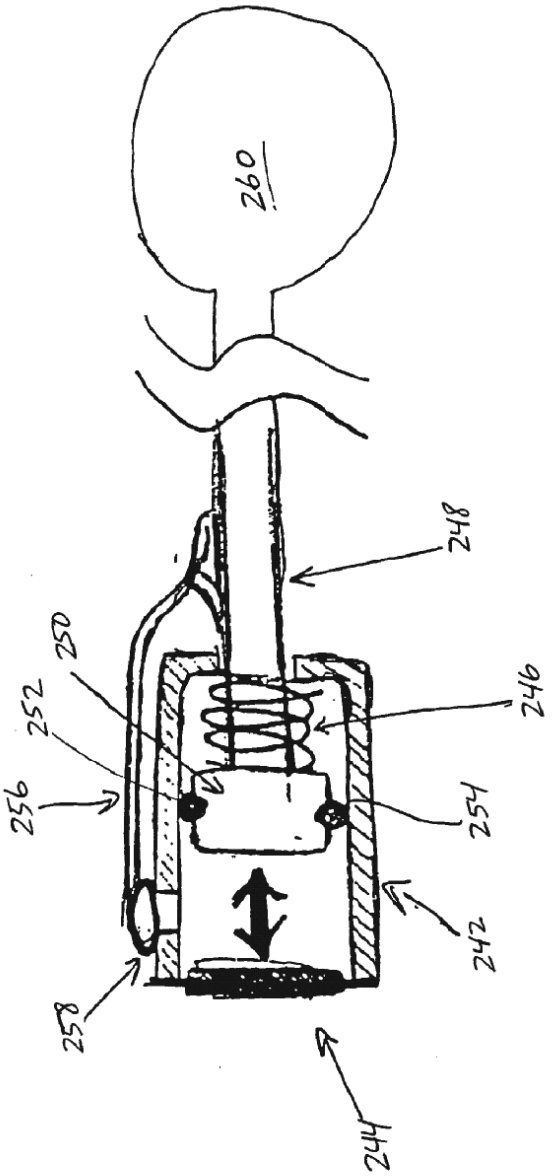


Fig. 15

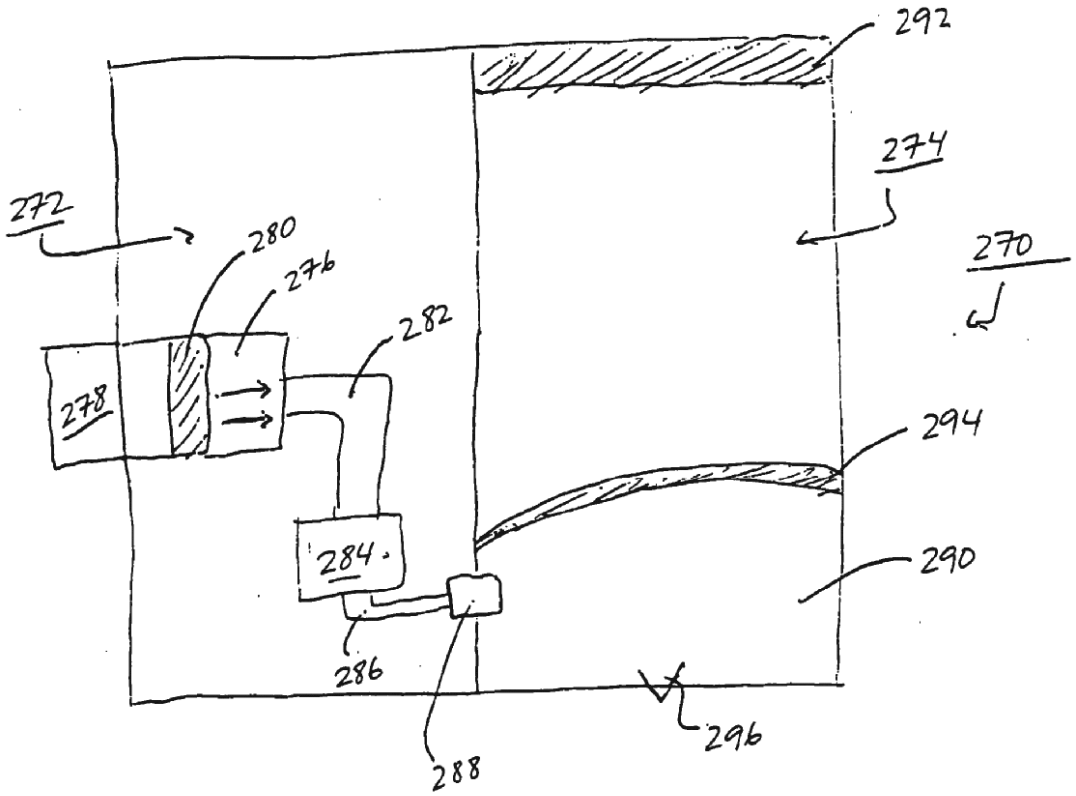


Fig.16

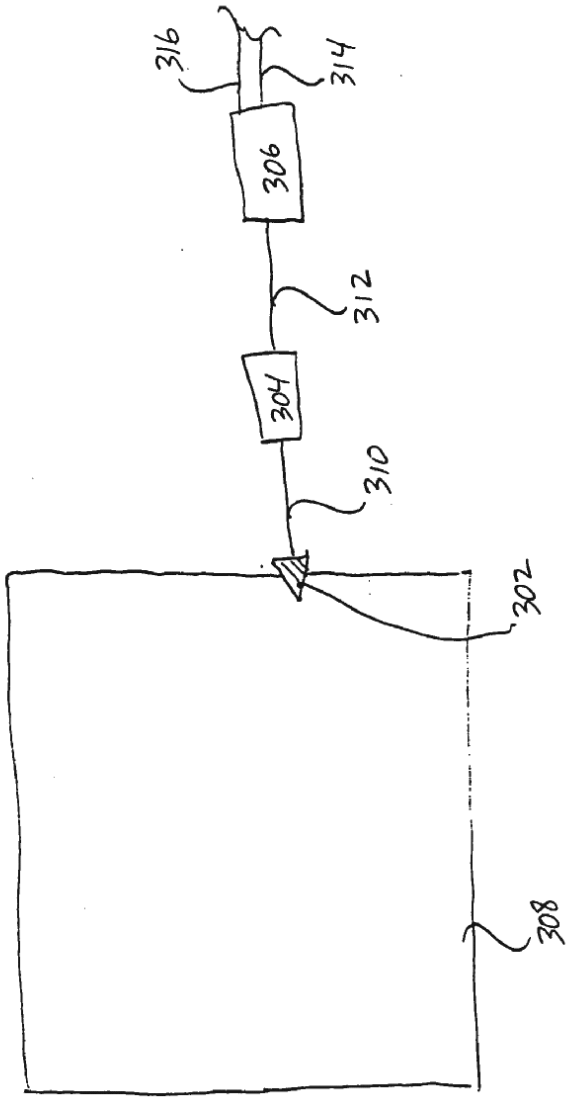


Fig. 17

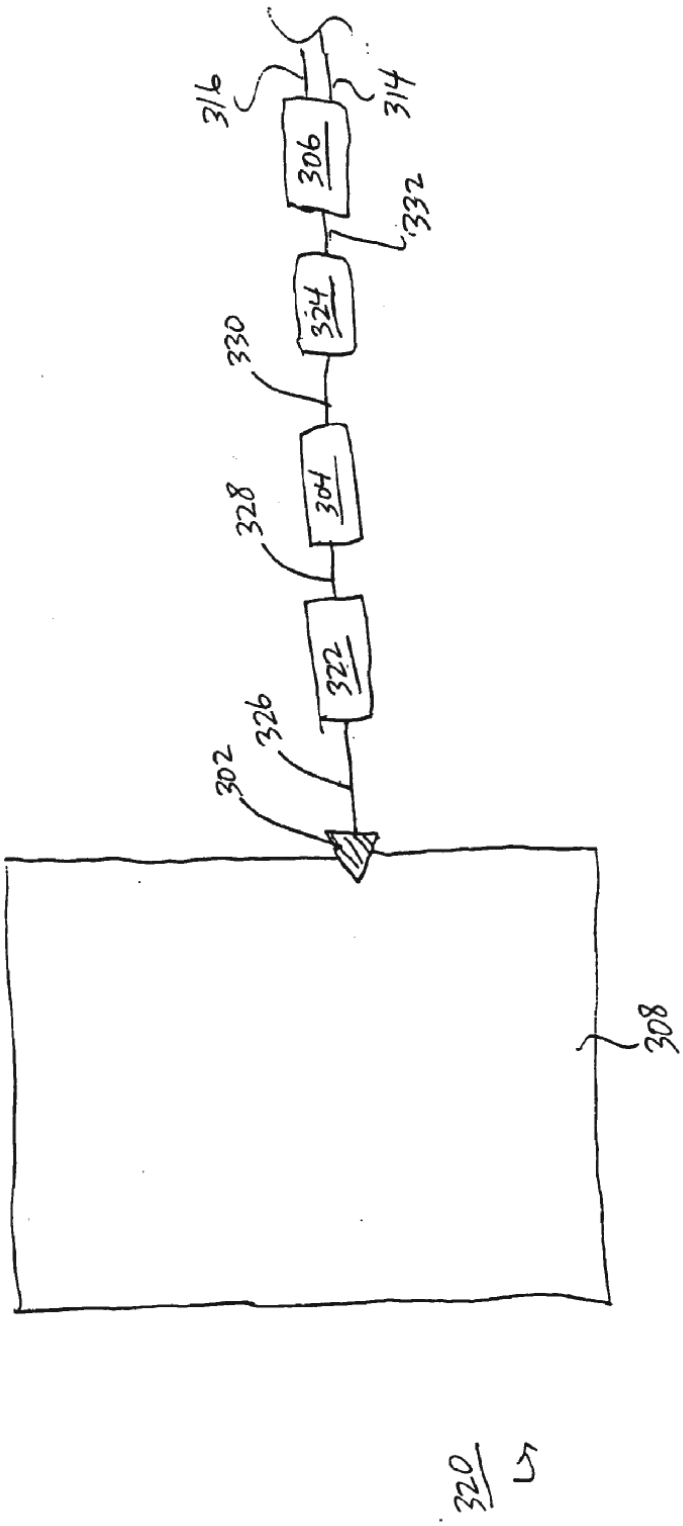


Fig. 18

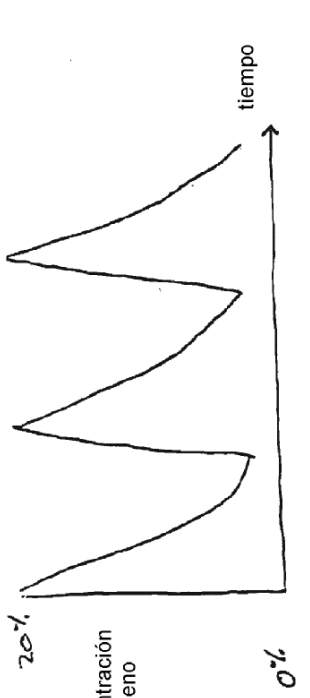


Fig. 19A

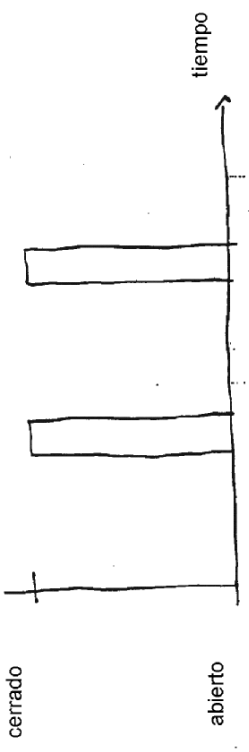


Fig. 19B

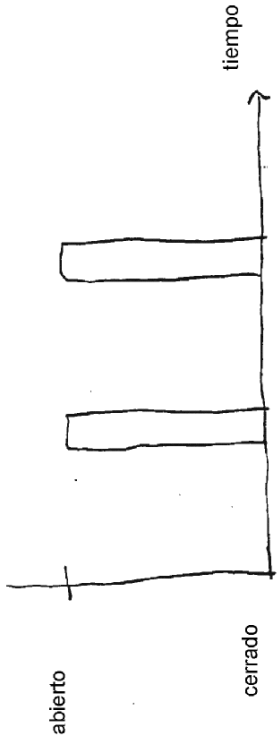


Fig. 19C

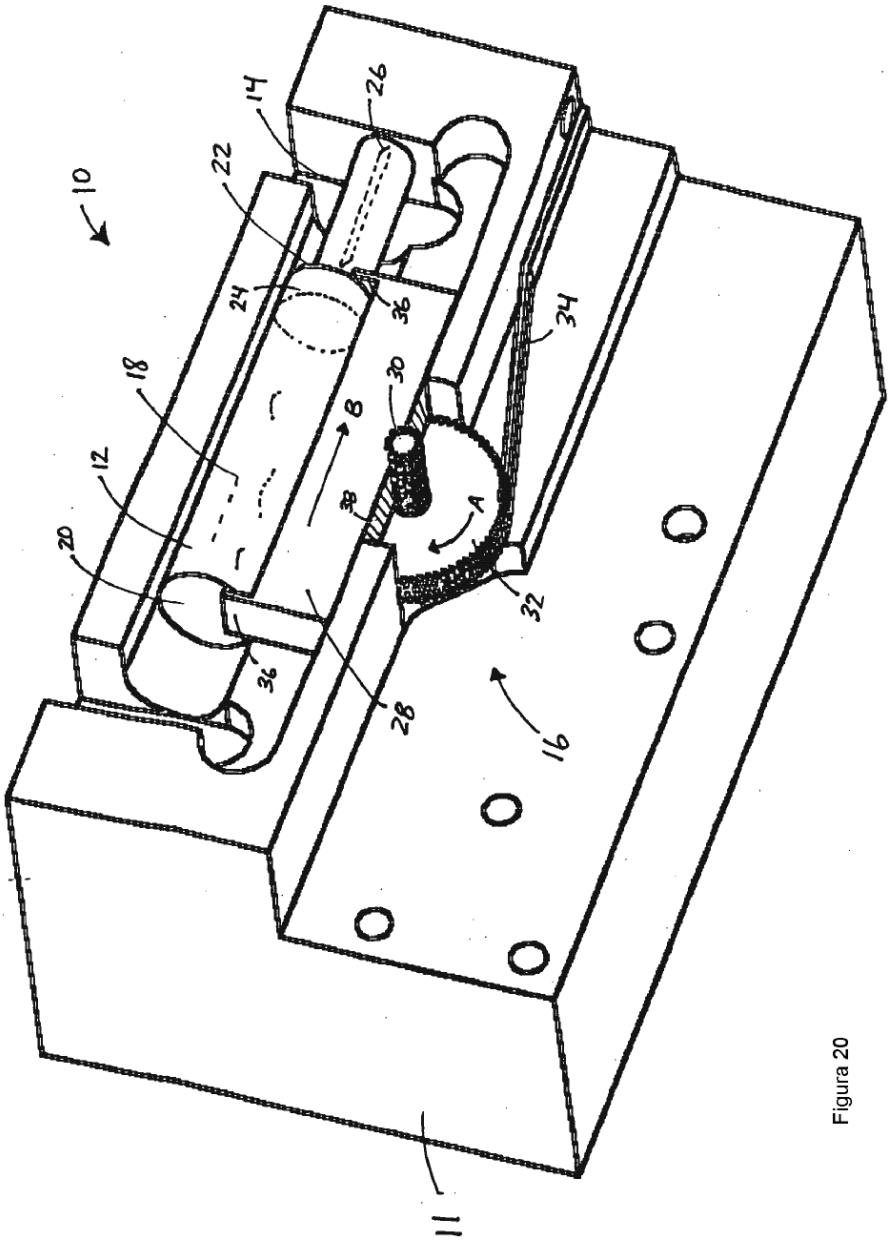


Figura 20

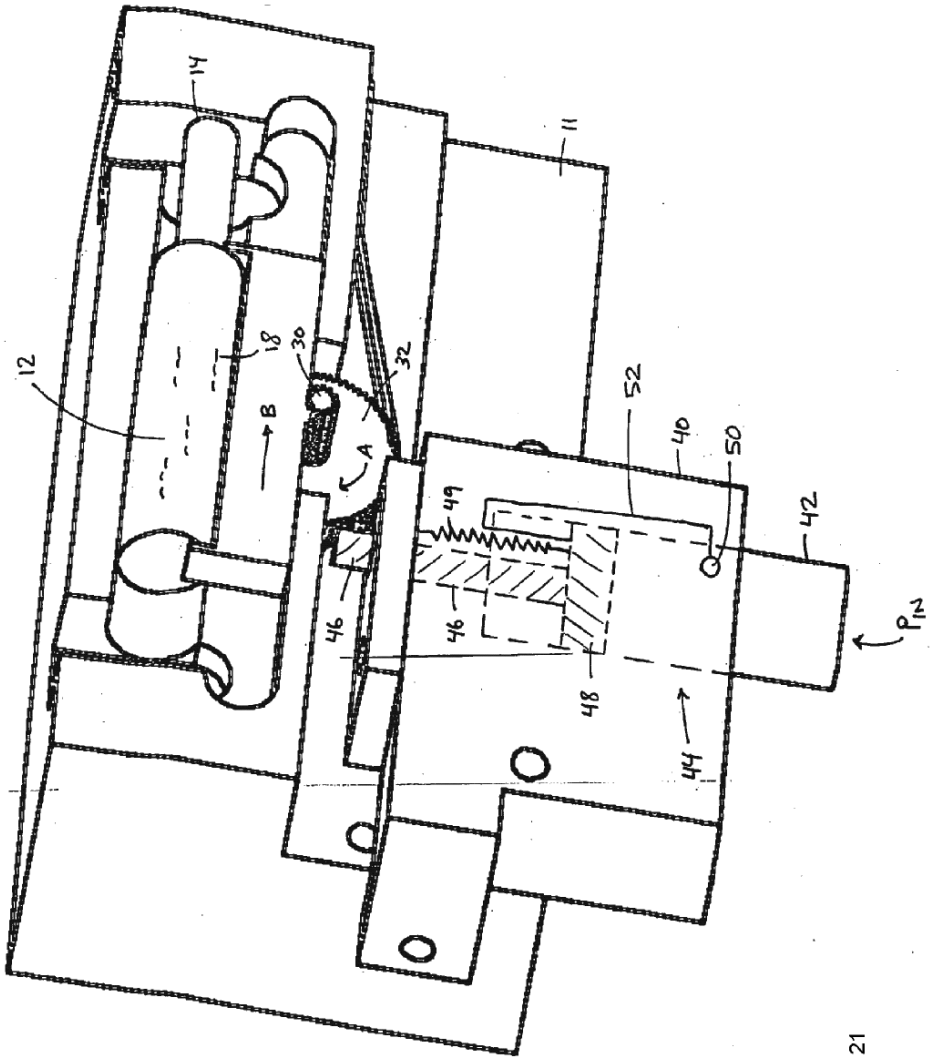


Figura 21

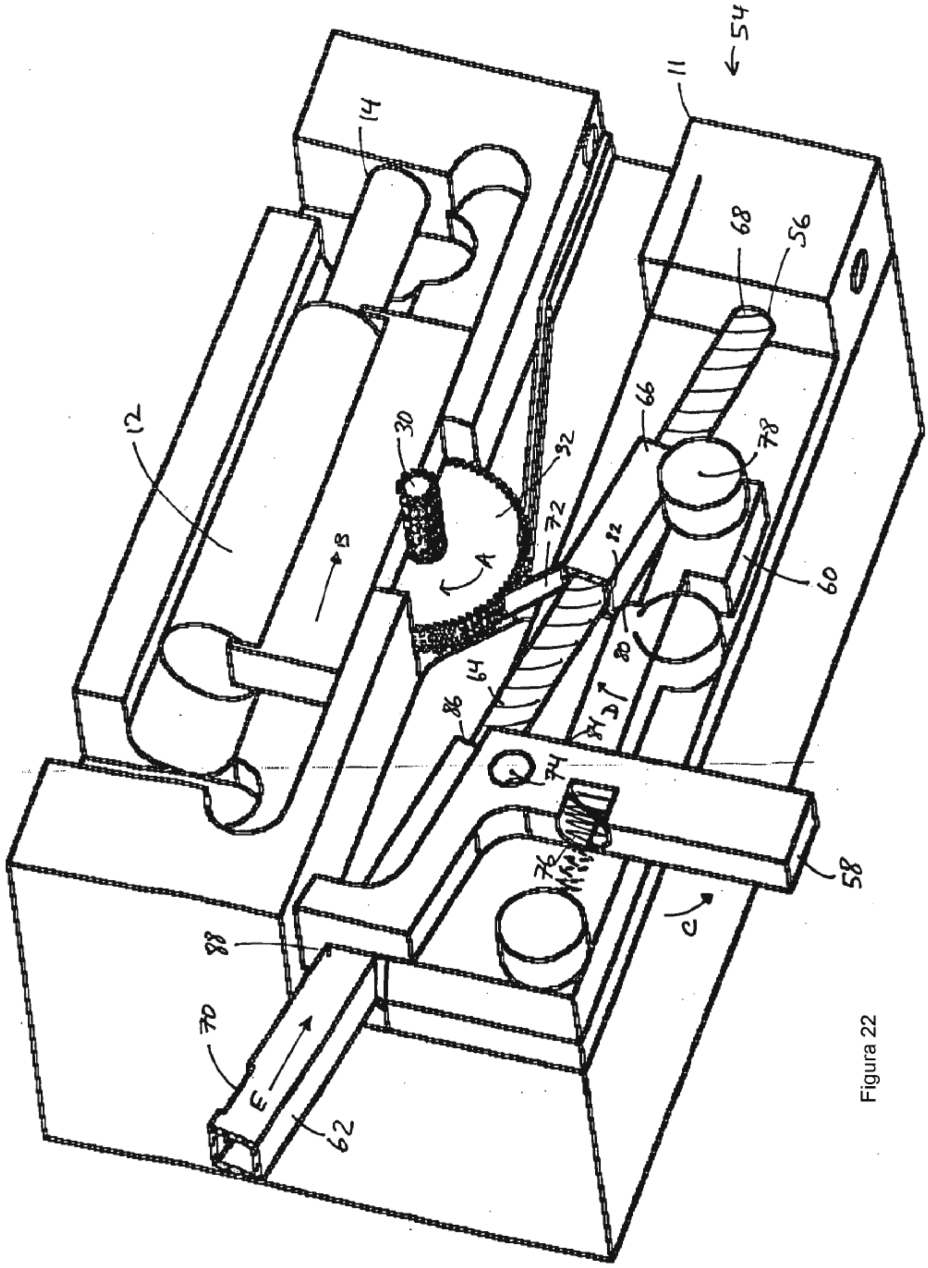

54
11
14
12
30
32
72
82
66
78
68
56
60
80
64
86
84
74
76
58
88
70
62
A
B
C
D
E

Figura 22

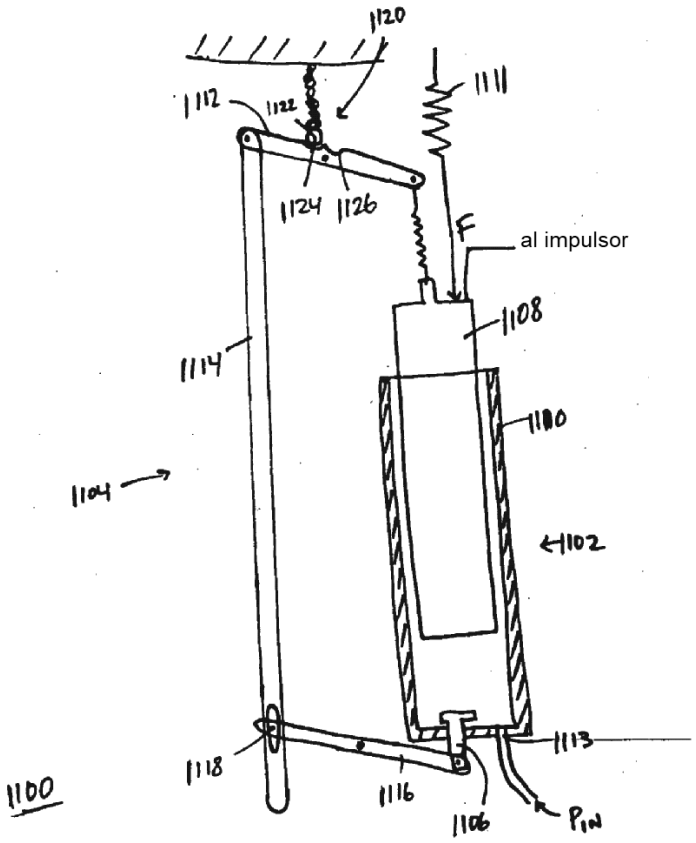

1120
1111
1112
1122
1124
1126
F
al impulsor
1108
1114
1180
1104
1102
1113
1118
1116
1106
1100
P_{IN}

Figura 23