

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 999 063**

51 Int. Cl.:

**A24B 15/167** (2010.01)  
**A24F 40/05** (2010.01)  
**A61M 11/00** (2006.01)  
**A61M 15/06** (2006.01)  
**B05B 17/06** (2006.01)  
**A24F 40/50** (2010.01)  
**B05B 12/08** (2006.01)  
**B05B 17/00** (2006.01)  
**A24F 40/10** (2010.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.12.2020 E 22181106 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.01.2024 EP 4101317**

54 Título: **Dispositivos inhaladores nebulizadores**

30 Prioridad:

15.12.2019 WO PCT/IB2019/060808  
 15.12.2019 WO PCT/IB2019/060810  
 15.12.2019 WO PCT/IB2019/060811  
 15.12.2019 WO PCT/IB2019/060812  
 06.04.2020 EP 20168245  
 06.04.2020 EP 20168231  
 09.04.2020 EP 20168938

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**24.02.2025**

73 Titular/es:

**SHAHEEN INNOVATIONS HOLDING LIMITED**  
 (100.00%)  
 Unit 2, Level 7, Al Sila Tower, Abu Dhabi Global  
 Market Square, Al Maryah Island  
 Abu Dhabi, AE

72 Inventor/es:

**ALSHAIBA SALEH GHANNAM ALMAZROUEI,**  
**MOHAMMED;**  
**MACHOVEC, JEFF y**  
**LAMOUREUX, CLEMENT**

74 Agente/Representante:

**ISERN JARA, Jorge**

ES 2 999 063 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**

Dispositivos inhaladores nebulizadores

Campo

5 La invención presente se refiere a dispositivos inhaladores nebulizadores. Más específicamente, la presente invención se refiere a dispositivos inhaladores nebulizadores ultrasónicos que permiten atomizar un líquido mediante vibraciones ultrasónicas.

Antecedentes

Los dispositivos inhaladores nebulizadores se usan para generar una nebulización o vapor que el usuario inhala. La nebulización puede contener un fármaco o medicamento que el usuario inhala y absorbe en su torrente sanguíneo.

10 En particular, los dispositivos inhaladores nebulizadores o inhaladores vaporizadores electrónicos se están haciendo especialmente populares entre los fumadores que quieren evitar el alquitrán y otras sustancias químicas agresivas asociadas con los cigarrillos tradicionales y que desean satisfacer igualmente el anhelo de nicotina. Los inhaladores vaporizadores electrónicos pueden contener nicotina líquida, que normalmente es una mezcla de aceite de nicotina, un  
15 líquida se aspira en un vaporizador donde se calienta hasta convertirse en vapor. Cuando el usuario aspira el inhalador vaporizador electrónico, inhala el vapor que contiene la nicotina. Estos inhaladores vaporizadores electrónicos pueden tener una finalidad médica.

20 Los inhaladores vaporizadores electrónicos y otros inhaladores de vapor suelen tener diseños similares. La mayoría de los inhaladores vaporizadores electrónicos disponen de un depósito de nicotina líquida con una membrana interior, como un elemento capilar, normalmente de algodón, que retiene la nicotina líquida para evitar filtraciones del depósito. Sin embargo, estos cigarrillos siguen siendo propensos a presentar filtraciones porque no hay ningún obstáculo que impida que el líquido salga por la membrana y llegue a la boquilla. Un inhalador vaporizador electrónico que presenta filtraciones es problemático por varias razones. Como primera desventaja, el líquido puede filtrarse a los componentes electrónicos, lo que puede dañar seriamente el dispositivo. Como segunda desventaja, el líquido puede filtrarse en la boquilla del inhalador  
25 vaporizador electrónico, y el usuario puede inhalar el líquido no vaporizado.

30 Los inhaladores vaporizadores electrónicos también son conocidos por aportar dosis irregulares entre aspiraciones. Las mencionadas filtraciones son una causa de dosis irregulares porque la membrana puede estar sobresaturada o subsaturada cerca del vaporizador. Si la membrana está sobresaturada, el usuario puede experimentar una dosis de vapor más fuerte que la deseada, y si la membrana está subsaturada, el usuario puede experimentar una dosis de vapor más débil que la deseada. Además, los pequeños cambios en la fuerza de la inhalación del usuario pueden traducirse en dosis más fuertes o más débiles. La dosificación irregular, junto con las filtraciones, puede llevar a un consumo más rápido del líquido a vapear.

35 Además, los inhaladores vaporizadores electrónicos convencionales tienden a basarse en la inducción de altas temperaturas de un componente calefactor metálico configurado para calentar un líquido en el cigarrillo electrónico, de manera que se vaporiza el líquido que se puede inhalar. Los problemas de los inhaladores vaporizadores electrónicos convencionales pueden incluir la posibilidad de que se queme el metal y la posterior inhalación del metal junto con el líquido quemado. Además, es posible que algunos prefieran no notar el olor a quemado del líquido caliente.

Por tanto, existe una necesidad en la técnica de disponer de dispositivos inhaladores nebulizadores mejorados que aborden al menos algunos de los problemas descritos en el presente documento.

40 US 2014/007864 A1 divulga un método convencional para accionar un elemento nebulizador de un nebulizador.

US 2019/0209790 A1 divulga un aparato de activación de un vibrador ultrasónico en el que la frecuencia de la tensión de activación se barre repetidamente para incluir la frecuencia de resonancia.

Resumen

45 La presente invención proporciona un dispositivo activador para un dispositivo inhalador nebulizador según se reivindica en la reivindicación 1.

Cabe señalar que la expresión "nebulización" utilizada en la siguiente divulgación significa que el líquido no se calienta como suele ocurrir en los inhaladores tradicionales conocidos en la técnica anterior. De hecho, los inhaladores tradicionales utilizan elementos calefactores para calentar el líquido por encima de su temperatura de ebullición para producir un vapor, lo que es diferente de la nebulización.

50 De hecho, al sonicar líquidos a altas intensidades, las ondas sonoras que se propagan en el medio líquido dan lugar a ciclos alternos de alta presión (compresión) y baja presión (rarefacción), a diferentes velocidades según la frecuencia. Durante el ciclo de baja presión, las ondas ultrasónicas de alta intensidad crean pequeñas burbujas de vacío o vacíos en

el líquido. Cuando las burbujas alcanzan un volumen en el que ya no pueden absorber energía, se colapsan violentamente durante un ciclo de alta presión. Este fenómeno se denomina cavitación. Durante el colapso, se alcanzan localmente presiones muy elevadas. En la cavitación, se generan ondas capilares rotas, y las pequeñas gotas rompen la tensión superficial del líquido y se liberan rápidamente en el aire, adoptando la forma de nebulización.

5 A continuación se explicará con más precisión el fenómeno de la cavitación.

Cuando el líquido se atomiza mediante vibraciones ultrasónicas, se producen microburbujas de agua en el líquido.

La producción de burbujas es un proceso de formación de cavidades creado por la presión negativa generada por las intensas ondas ultrasónicas generadas por los medios de las vibraciones ultrasónicas.

10 Las ondas sonoras ultrasónicas de alta intensidad conducen a un rápido crecimiento de las cavidades con una reducción relativamente baja e insignificante del tamaño de la cavidad durante el ciclo de presión positiva.

Las ondas ultrasónicas, como todas las ondas sonoras, consisten en ciclos de compresión y expansión. En contacto con un líquido, los ciclos de compresión ejercen una presión positiva sobre el líquido, empujando las moléculas entre sí. Los ciclos de expansión ejercen una presión negativa, alejando las moléculas entre sí.

15 Las ondas ultrasónicas intensas crean regiones de presión positiva y de presión negativa. Durante los episodios de presión negativa puede formarse y crecer una cavidad. Cuando la cavidad alcanza un tamaño crítico, la cavidad colapsa.

20 La cantidad de presión negativa necesaria depende del tipo y la pureza del líquido. En el caso de los líquidos verdaderamente puros, la resistencia a la tracción es tan grande que los generadores de ultrasonidos disponibles no pueden producir una presión negativa suficiente para crear cavidades. En el agua pura, por ejemplo, se necesitarían más de 1000 atmósferas de presión negativa, pero los generadores de ultrasonidos más potentes solo producen unas 50 atmósferas de presión negativa. La resistencia a la tracción de los líquidos se ve reducida por el gas atrapado en las grietas de las partículas del líquido. El efecto es análogo a la reducción de la resistencia que se produce por las fisuras en los materiales sólidos. Cuando una grieta llena de gas se expone a un ciclo de presión negativa de una onda sonora, la presión reducida hace que el gas de la grieta se expanda hasta que una pequeña burbuja se libera en la solución.

25 Sin embargo, una burbuja irradiada con ultrasonidos absorbe continuamente la energía de los ciclos alternos de compresión y expansión de la onda sonora. Esto hace que las burbujas crezcan y se contraigan, logrando un equilibrio dinámico entre el vacío del interior de la burbuja y el líquido del exterior. En algunos casos, las ondas ultrasónicas mantienen una burbuja que simplemente oscila en tamaño. En otros casos, el tamaño medio de la burbuja aumentará.

30 El crecimiento de la cavidad depende de la intensidad del sonido. Los ultrasonidos de alta intensidad pueden expandir la cavidad tan rápidamente durante el ciclo de presión negativa que la cavidad nunca tiene la posibilidad de encogerse durante el ciclo de presión positiva. En este proceso, las cavidades pueden crecer rápidamente en el transcurso de un solo ciclo de sonido.

35 En el caso de los ultrasonidos de baja intensidad, el tamaño de la cavidad oscila en fase con los ciclos de expansión y compresión. La superficie de una cavidad producida por ultrasonidos de baja intensidad es ligeramente mayor durante los ciclos de expansión que durante los de compresión. Dado que la cantidad de gas que entra o sale de la cavidad depende de la superficie, la difusión hacia la cavidad durante los ciclos de expansión será ligeramente mayor que la difusión hacia fuera durante los ciclos de compresión. Por cada ciclo de sonido, entonces, la cavidad se expande un poco más de lo que se encoge. A lo largo de muchos ciclos, las cavidades crecerán lentamente.

40 Se ha observado que la cavidad en crecimiento puede llegar a alcanzar un tamaño crítico en el que absorberá con mayor eficacia la energía de los ultrasonidos. El tamaño crítico depende de la frecuencia de la onda ultrasónica. Una vez que la cavidad ha experimentado un crecimiento muy rápido provocado por los ultrasonidos de alta intensidad, ya no puede absorber la energía de las ondas sonoras con la misma eficacia. Sin este aporte de energía, la cavidad ya no puede sostenerse. El líquido se precipita y la cavidad colapsa debido a una respuesta no lineal.

La energía liberada por el colapso hace que el líquido se fragmente en partículas microscópicas que se dispersan en el aire en forma de nebulización.

45 La ecuación para describir el fenómeno de respuesta no lineal anterior puede describirse mediante la ecuación de "Rayleigh-Plesset". Esta ecuación puede derivarse de la ecuación de "Navier-Stokes" utilizada en la dinámica de fluidos.

El enfoque de los inventores fue reescribir la ecuación de "Rayleigh-Plesset" en la que el volumen de la burbuja,  $V$ , se usa como parámetro dinámico y donde la física que describe la disipación es idéntica a la utilizada en la forma más clásica en la que el radio es el parámetro dinámico.

50 La ecuación utilizada deriva como sigue:

$$\frac{\left| \frac{1}{c^2} \frac{\delta^2 \phi}{\delta t^2} \right|}{\nabla^2 \phi} \sim \left( \frac{R}{\lambda} \right)^2 \ll 1$$

$$\frac{1}{4\pi} \left( \frac{4\pi}{3V} \right)^{\frac{1}{3}} \left( \dot{V} - \frac{\dot{V}^2(t)}{6V} \right) = \frac{1}{\rho_0} \left( \left( p_0 + 2\sigma \left( \frac{4\pi}{3V_0} \right)^{\frac{1}{3}} - p_V \right) \left( \frac{V_0}{V} \right)^K + p_V - 2\sigma \left( \frac{4\pi}{3V} \right)^{\frac{1}{3}} - p_0 - P(t) \right)$$

donde:

V es el volumen de la burbuja

$V_0$  es el volumen de la burbuja de equilibrio

5  $\rho_0$  es la densidad del líquido (se supone constante)

$\sigma$  es la tensión superficial

$p_V$  es la presión de vapor

$p_0$  es la presión estática en el líquido justo fuera de la pared de la burbuja

K es el índice politrópico del gas

10 t es el tiempo

R(t) es el radio de la burbuja

P(t) es la presión aplicada

c es el sonido de la velocidad del líquido

$\phi$  es el potencial de velocidad

15  $\lambda$  es la longitud de onda del campo ensonificador

En el inhalador nebulizador ultrasónico, el líquido tiene una viscosidad cinemática entre 1,05 Pa.seg y 1,412 Pa.seg.

Resolviendo la ecuación anterior con los parámetros correctos de viscosidad, densidad y teniendo un volumen de burbuja deseado de líquido pulverizado en el aire, se ha hallado que el rango de frecuencia de 2,8MHz a 3,2MHz para el rango de viscosidad del líquido de 1,05 Pa.s y 1,412 Pa.s produce un volumen de burbuja de aproximadamente 0,25 a 0,5 micras.

20 El proceso de cavitación ultrasónica tiene un impacto significativo en la concentración de nicotina en la nebulización producida.

No hay elementos calefactores implicados, por lo que no hay elementos quemados y se reducen los efectos colaterales del humo.

25 En algunos ejemplos, dicho líquido comprende un 57-70% (%p) de glicerina vegetal y un 30-43% (%p) de propilenglicol, incluyendo dicho propilenglicol la nicotina y, opcionalmente, sustancias aromatizantes.

En el inhalador nebulizador ultrasónico, un elemento capilar puede extenderse entre la cámara de sonicación y la cámara de líquido.

En el inhalador nebulizador ultrasónico, el elemento capilar es un material al menos parcialmente de fibras de bambú.

30 El elemento capilar permite una alta capacidad de absorción, una alta tasa de absorción así como una alta ratio de retención de fluido.

Se descubrió que las propiedades inherentes del material propuesto utilizado para la capilaridad tienen un impacto significativo en el funcionamiento eficiente del inhalador nebulizador ultrasónico.

35 Además, las propiedades inherentes del material propuesto incluyen una buena higroscopicidad, y se mantiene una buena permeabilidad. Esto permite que el líquido aspirado permee eficientemente el capilar, mientras que la alta capacidad de absorción observada permite la retención de una elevada cantidad de líquido lo que permite que el inhalador nebulizador ultrasónico dure más tiempo en comparación con otros productos disponibles en el mercado.

Otra ventaja significativa del uso de las fibras de bambú es el bioagente antimicrobiano natural "Kun", presente intrínsecamente en la fibra de bambú, que la hace antibacteriana, antifúngica y resistente al olor, por lo que es adecuada para aplicaciones médicas.

5 Las propiedades inherentes se han verificado mediante análisis numéricos con respecto a los beneficios de la fibra de bambú para la sonicación.

Las siguientes fórmulas se han ensayado con material de fibras de bambú y otros materiales como algodón, papel u otras hebras de fibras para el uso como elemento capilar y demuestran que las fibras de bambú tienen propiedades mucho mejores para usar en la sonicación:

$$C = A + \frac{T}{W_f} - \frac{1}{P_f} + (1 - \alpha) \frac{V_d}{W_f}$$

10 donde:

C (cc/gm de fluido/gm) es el volumen por masa del líquido absorbido dividido por la masa seca del elemento capilar,

A (cm<sup>2</sup>) es la superficie total del elemento capilar

T (cm) es el espesor del elemento capilar,

W<sub>f</sub> (gm) es la masa del elemento capilar seco,

15 P<sub>f</sub> (cc/g.seg) es la densidad del elemento capilar seco,

α es la ratio entre el aumento del volumen del elemento capilar durante la humidificación y el volumen de líquido dispersado en el elemento capilar,

V<sub>d</sub> (cc) es la cantidad de líquido dispersado en el elemento capilar,

$$(Tasa\ de\ absorción,\ Q =) \text{ Absorbent Rate, } Q = \frac{\pi r \gamma \cos \theta}{2\eta} \cdot \left( \frac{T}{W_f} - \frac{1}{A P_f} \right)$$

20 Q (cc/seg) es la cantidad de líquido absorbido por unidad de tiempo,

r (cm) es el radio de los poros del elemento capilar,

γ (N/m) es la tensión superficial del líquido,

θ (grados) es el ángulo de contacto de la fibra,

η (m<sup>2</sup>/seg) es la viscosidad del líquido.

25 En el inhalador nebulizador ultrasónico, el elemento capilar puede ser un material de fibras de bambú, al menos parcialmente.

En el inhalador nebulizador ultrasónico, el material del elemento capilar puede ser 100% de fibras de bambú.

Las exhaustivas pruebas han concluido que una fibra de bambú 100% pura es la opción más óptima para la sonicación.

30 En el inhalador nebulizador ultrasónico, el material del elemento capilar puede ser al menos un 75% de fibra de bambú y, opcionalmente, un 25% de algodón.

El elemento capilar de fibra de bambú 100% pura o con un alto porcentaje de fibras de bambú demuestra una alta capacidad de absorción, así como una mejor transmisión de los fluidos, lo que la convierte en una opción óptima para la aplicación del inhalador nebulizador ultrasónico.

En el inhalador nebulizador ultrasónico, el elemento capilar puede tener forma plana.

35 En el inhalador nebulizador ultrasónico, el elemento capilar puede comprender una porción central y una porción periférica. En el inhalador nebulizador ultrasónico, la porción periférica puede tener una sección transversal en forma de L que se extiende hasta la cámara de líquido.

En el inhalador nebulizador ultrasónico, la porción central puede tener una sección transversal en forma de U que se extiende hasta la cámara de sonicación.

El inhalador nebulizador ultrasónico, de acuerdo con un ejemplo, en el que dicho líquido que se recibe en la cámara de líquido comprende un 57-70% (%p) de glicerina vegetal y un 30-43% (%p) de propilenglicol, incluyendo dicho propilenglicol nicotina y sustancias aromatizantes.

Un inhalador nebulizador ultrasónico o un dispositivo atomizador ultrasónico personal, que comprende:

- 5
- una estructura de depósito de líquido que consta de una cámara de líquido o cartucho adaptados para recibir el líquido que se va a atomizar,
  - una cámara de sonicación en comunicación fluida con la cámara de líquido o cartucho, donde dicho líquido que será recibido en la cámara de líquido comprende un 57-70% (%p) de glicerina vegetal y un 30-43% (%p) de propilenglicol; dicho propilenglicol incluye nicotina y sustancias aromatizantes.

10 Breve descripción de las ilustraciones

Para que la presente invención pueda entenderse más fácilmente, se describirán ahora, a modo de ejemplo, las realizaciones de la presente invención con referencia a las ilustraciones acompañantes, en las cuales:

La Figura 1 es una vista despiezada de los componentes de un inhalador nebulizador ultrasónico.

La Figura 2 es una vista despiezada de los componentes de una estructura del depósito de líquido del inhalador.

15 La Figura 3 es una vista transversal de los componentes de la estructura del depósito de líquido del inhalador.

La Figura 4A es una vista isométrica de un componente del flujo de aire de la estructura del depósito de líquido del inhalador, de acuerdo con las Figuras 2 y 3.

La Figura 4B es una vista transversal del componente de flujo de aire que se muestra en la Figura 4A.

20 La Figura 5 es un diagrama esquemático que muestra un transductor piezoeléctrico modelado como un circuito RLC. La Figura 6 es un gráfico de la frecuencia frente a la impedancia logarítmica de un circuito RLC.

La Figura 7 es un gráfico de la frecuencia frente a la impedancia logarítmica que muestra las regiones inductivas y capacitivas de funcionamiento de un transductor piezoeléctrico.

La Figura 8 es un diagrama de flujo que muestra el funcionamiento de un controlador de frecuencia.

La Figura 9 es una vista en perspectiva diagramática de un dispositivo inhalador nebulizador de esta divulgación.

25 La Figura 10 es una vista en perspectiva diagramática de un dispositivo inhalador nebulizador de esta divulgación.

La Figura 11 es una vista en perspectiva diagramática de un dispositivo generador de nebulización de esta divulgación.

La Figura 12 es una vista en perspectiva diagramática de un dispositivo generador de nebulización de esta divulgación.

30 La Figura 13 es una vista en perspectiva diagramática de un dispositivo generador de nebulización de esta divulgación.

La Figura 14 es una vista en perspectiva diagramática de un soporte del transductor de esta divulgación.

La Figura 15 es una vista en perspectiva diagramática de un soporte del transductor de esta divulgación.

La Figura 16 es una vista en perspectiva diagramática de un elemento capilar de esta divulgación.

35 La Figura 17 es una vista en perspectiva diagramática de un elemento capilar de esta divulgación.

La Figura 18 es una vista en perspectiva diagramática de un soporte del transductor de esta divulgación.

La Figura 19 es una vista en perspectiva diagramática de un soporte del transductor de esta divulgación.

La Figura 20 es una vista en perspectiva diagramática de una parte de la carcasa de esta divulgación.

La Figura 21 es una vista en perspectiva diagramática de un elemento absorbente de esta divulgación.

40 La Figura 22 es una vista en perspectiva diagramática de una parte de la carcasa de esta divulgación.

La Figura 23 es una vista en perspectiva diagramática de una parte de la carcasa de esta divulgación.

La Figura 24 es una vista en perspectiva diagramática de un elemento absorbente de esta divulgación.

La Figura 25 es una vista en perspectiva diagramática de una parte de la carcasa de esta divulgación.

La Figura 26 es una vista en perspectiva diagramática de una parte de la carcasa de esta divulgación.

La Figura 27 es una vista en perspectiva diagramática de una parte de la carcasa de esta divulgación.

5 La Figura 28 es una vista en perspectiva diagramática de una placa de circuitos de esta divulgación.

La Figura 29 es una vista en perspectiva diagramática de una placa de circuitos de esta divulgación.

La Figura 30 es una vista en perspectiva despiezada diagramática de un dispositivo generador de nebulización de esta divulgación.

10 La Figura 31 es una vista en perspectiva despiezada diagramática de un dispositivo generador de nebulización de esta divulgación.

La Figura 32 es una vista en sección transversal de un dispositivo generador de nebulización de esta divulgación.

La Figura 33 es una vista en sección transversal de un dispositivo generador de nebulización de esta divulgación.

La Figura 34 es una vista en sección transversal de un dispositivo generador de nebulización de esta divulgación.

La Figura 35 es una vista en perspectiva despiezada diagramática de un dispositivo activador de esta divulgación.

15 La Figura 36 es una vista en perspectiva diagramática de parte de un dispositivo activador de esta divulgación.

La Figura 37 es una vista en perspectiva diagramática de parte de un dispositivo activador de esta divulgación.

La Figura 38 es una vista en perspectiva diagramática de parte de un dispositivo activador de esta divulgación.

La Figura 39 es una vista en perspectiva diagramática de parte de un dispositivo activador de esta divulgación.

La Figura 40 es una vista en perspectiva diagramática de parte de un dispositivo activador de esta divulgación.

20 La Figura 41 es una vista en perspectiva diagramática de parte de un dispositivo activador de esta divulgación.

La Figura 42 es una vista en perspectiva diagramática de parte de un dispositivo activador de esta divulgación.

La Figura 43 es una vista en perspectiva diagramática de una tapa de extremo de un dispositivo activador de esta divulgación.

25 La Figura 44 es una vista en perspectiva diagramática de la carcasa de un dispositivo activador de esta divulgación.

La Figura 45 es un gráfico que muestra el resultado de una prueba de compatibilidad electromagnética (EMC) realizada en un dispositivo inhalador nebulizador de esta divulgación.

#### Descripción detallada

30 Los aspectos de la presente divulgación se entienden mejor a partir de la siguiente descripción detallada cuando se lee con las figuras que la acompañan. Cabe señalar que, de acuerdo con la práctica habitual en la industria, algunas características no están dibujadas a escala. De hecho, las dimensiones de las diversas características pueden ser aumentadas o reducidas arbitrariamente a efectos de claridad del debate.

35 La siguiente divulgación aporta muchas realizaciones diferentes, o ejemplos, para implementar diferentes características de la materia de debate. A continuación se describen ejemplos específicos de componentes, concentraciones, aplicaciones y disposiciones para simplificar la presente divulgación. Se trata, por supuesto, de meros ejemplos y no pretenden ser limitativos. Por ejemplo, la conexión de una primera característica y una segunda característica en la descripción siguiente puede incluir realizaciones en las que la primera característica y la segunda característica están unidas en contacto directo, y también puede incluir realizaciones en las que se pueden colocar características adicionales entre la primera característica y la segunda característica, de manera que la primera característica y la segunda característica pueden no estar en contacto directo. Además, la presente divulgación puede repetir números y/o letras de referencia en los diversos ejemplos. Esta repetición tiene como objetivo la simplicidad y la claridad y no dicta en sí misma una relación entre las distintas realizaciones y/o configuraciones debatidas.

40 La siguiente divulgación describe ejemplos representativos. Cada ejemplo puede considerarse una realización y cualquier referencia a un "ejemplo" puede cambiarse por "realización" en la presente divulgación.

Algunas partes de la presente divulgación están dirigidas a un inhalador vaporizador electrónico. Sin embargo, se prevén otros ejemplos, como un inhalador para pipa de agua, líquidos aromatizados, medicamentos y suplementos herbales. Además, el dispositivo se puede disponer para que parezca un objeto distinto a un cigarrillo. Por ejemplo, el dispositivo podría parecerse a otro instrumento para fumar, como una pipa, una pipa de agua o un portaobjetos, o el dispositivo podría parecerse a otro objeto no relacionado con el fumar.

Los inhaladores nebulizadores ultrasónicos son desechables o reutilizables. El término "reutilizable", tal como se utiliza en este documento, implica que el dispositivo de almacenamiento de energía se puede recargar o cambiar, o se puede reponer el líquido rellenando o cambiando la estructura del depósito de líquido. Alternativamente, en algunos ejemplos, el dispositivo electrónico reutilizable se puede recargar y se puede rellenar con el líquido

Los inhaladores vaporizadores electrónicos convencionales tienden a basarse en la inducción de altas temperaturas de un componente metálico configurado para calentar un líquido en el inhalador, vaporizando así el líquido que se puede inhalar. El líquido suele contener nicotina y aromas mezclados en una solución de propilenglicol (PG) y glicerina vegetal (VG), que se vaporiza mediante un componente calefactor a altas temperaturas. Entre los problemas del inhalador convencional se puede incluir la posibilidad de que se queme el metal y la posterior inhalación del metal junto con el líquido quemado. Además, es posible que algunos prefieran no notar el olor o sabor a quemado del líquido caliente.

Las Figuras 1 a 4 ilustran un ejemplo de un inhalador ultrasónico que comprende una cámara de sonicación.

La Figura 1 representa un inhalador nebulizador ultrasónico desechable 100. Como se puede ver en la Figura 1, el inhalador nebulizador ultrasónico 100 tiene un cuerpo cilíndrico con una longitud relativamente larga en comparación con el diámetro. En términos de forma y apariencia, el inhalador nebulizador ultrasónico 100 está diseñado para imitar el aspecto de un cigarrillo típico. Por ejemplo, el inhalador puede presentar una primera porción 101 que simula principalmente la porción de la varilla de un cigarrillo y una segunda porción 102 que simula principalmente un filtro. En el ejemplo desechable, la primera porción y la segunda porción son regiones de un dispositivo único, pero separable. La designación de una primera porción 101 y una segunda porción 102 se utiliza para diferenciar convenientemente los componentes que contiene principalmente cada porción.

Como puede verse en la Figura 1, el inhalador nebulizador ultrasónico consta de una boquilla 1, una estructura de depósito de líquido 2 y una carcasa 3. La primera porción 101 comprende la carcasa 3, mientras que la segunda porción 102, comprende la boquilla 1 y la estructura de depósito 2.

La primera porción 101 contiene la fuente de alimentación.

Un dispositivo de almacenamiento eléctrico 30 suministra energía al inhalador nebulizador ultrasónico 100. El dispositivo de almacenamiento eléctrico 30 puede ser, entre otros, una batería alcalina de iones de litio, zinc-carbono, níquel-hidruro metálico o níquel-cadmio; un supercondensador o una combinación de estos. En el ejemplo desechable, el dispositivo de almacenamiento eléctrico 30 no es recargable, pero, en el ejemplo reutilizable, el dispositivo de almacenamiento eléctrico 30 se seleccionaría por su capacidad de recarga. En el ejemplo desechable, se selecciona principalmente el dispositivo de almacenamiento eléctrico 30 para suministrar un voltaje constante durante la vida útil del inhalador 100. De lo contrario, el rendimiento del inhalador se degradaría con el tiempo. Los dispositivos de almacenamiento eléctrico preferidos que pueden suministrar una salida de voltaje constante durante la vida útil del dispositivo incluyen las baterías de iones de litio y polímero de litio.

El dispositivo de almacenamiento eléctrico 30 tiene un primer extremo 30a que corresponde generalmente a un terminal positivo y un segundo extremo 30b que corresponde generalmente a un terminal negativo. El terminal negativo se extiende hasta el primer extremo 30a. Dado que el dispositivo de almacenamiento eléctrico 30 está ubicado en la primera porción 101 y la estructura de depósito de líquido 2 está ubicada en la segunda porción 102, la unión debe proporcionar comunicación eléctrica entre dichos componentes. En la presente invención, la comunicación eléctrica se establece utilizando al menos un electrodo o sonda que se comprime para unirse cuando la primera porción 101 se presiona en la segunda porción 102.

Para que este ejemplo sea reutilizable, el dispositivo de almacenamiento eléctrico 30 es recargable. La carcasa 3 contiene un puerto de carga 32.

El circuito integrado 4 tiene un extremo proximal 4a y un extremo distal 4b. El terminal positivo del primer extremo 30a del dispositivo de almacenamiento eléctrico 30 está en comunicación eléctrica con un cable positivo del circuito integrado flexible 4. El terminal negativo del segundo extremo 30b del dispositivo de almacenamiento eléctrico 30 está en comunicación eléctrica con un cable negativo del circuito integrado 4. El extremo distal 4b del circuito integrado 4 comprende un microprocesador. El microprocesador está configurado para procesar los datos de un sensor, controlar una luz, dirigir el flujo de corriente a través de las vibraciones ultrasónicas 5 en la segunda porción 102, y cesar el flujo de corriente después de un periodo de tiempo preprogramado.

El sensor detecta cuando el inhalador nebulizador ultrasónico 100 está en uso (cuando el usuario aspira el inhalador) y activa el microprocesador. El sensor se puede seleccionar para detectar cambios en la presión, el flujo de aire o la vibración.

En un ejemplo, el sensor es un sensor de presión. En el dispositivo digital, el sensor toma lecturas continuas que, a su vez, requieren que el sensor digital consuma corriente de forma continua; pero la cantidad es muy pequeña y la vida útil general de la batería apenas se vería afectada.

5 En algunos ejemplos, el circuito integrado 4 comprende un puente H, constituido preferentemente por 4 MOSFET, para convertir una corriente continua en una corriente alterna a alta frecuencia.

Con referencia a las Figuras 2 y 3, se muestran ilustraciones de una estructura de depósito de líquido 2 de acuerdo con un ejemplo. La estructura del depósito de líquido 2 comprende una cámara de líquido 21 adaptada para recibir el líquido que se atomizará, y una cámara de sonicación 22 en comunicación líquida con la cámara de líquido 21.

10 En el ejemplo mostrado, la estructura de depósito de líquido 2 comprende un canal de inhalación 20 que proporciona un paso de aire desde la cámara de sonicación 22 hacia el espacio circundante.

Como ejemplo de posición del sensor, éste puede estar en la cámara de sonicación 22.

El canal de inhalación 20 tiene un elemento frustocónico 20a y un contenedor 20b.

Como se muestra en las Figuras 4A y 4B, el canal de inhalación 20 tiene un componente de flujo de aire 27 para proporcionar el flujo de aire desde el espacio circundante a la cámara de sonicación 22.

15 El componente de flujo de aire 27 tiene un puente de flujo de aire 27a y un conducto de flujo de aire 27b de una sola pieza; el puente de flujo de aire 27a tiene dos aberturas de vía aérea 27a' que forman una porción del canal de inhalación 20 y el conducto de flujo de aire 27b se extiende en la cámara de sonicación 22 desde el puente de flujo de aire 27a para facilitar el flujo de aire desde el espacio circundante a la cámara de sonicación.

El puente de flujo de aire 27a coopera con el elemento frustocónico 20a en el segundo diámetro 20a2.

20 El puente de flujo de aire 27a tiene dos aberturas periféricas opuestas 27a" que proporcionan flujo de aire al conducto de flujo de aire 27b.

La cooperación con el puente de flujo de aire 27a y el elemento frustocónico 20a está dispuesta de modo que las dos aberturas periféricas opuestas 27a" cooperan con las aberturas complementarias 20a" en el elemento frustocónico 20a. La boquilla 1 y el elemento frustocónico 20a están separados radialmente y hay una cámara de flujo de aire 28 dispuesta entre ellos.

25 Como se muestra en las Figuras 1 y 2, la boquilla 1 tiene dos aberturas periféricas opuestas 1".

Las aberturas periféricas 27a", 20a", 1" del puente de flujo de aire 27a, el elemento frustocónico 20a y la boquilla 1 suministran un flujo de aire máximo directamente a la cámara de sonicación 22.

30 El elemento frustocónico 20a incluye un pasaje interno, alineado en la misma dirección que el canal de inhalación 20, que tiene un primer diámetro 20a1 menor que el de un segundo diámetro 20a2, de modo que el pasaje interno reduce en diámetro por encima del elemento frustocónico 20a.

El elemento frustocónico 20a está alineado con los medios de vibraciones ultrasónicas 5 y un elemento capilar 7, donde el primer diámetro 20a1 está conectado a un conducto interno 11 de la boquilla 1 y el segundo diámetro 20a2 está conectado al contenedor interno 20b.

35 El contenedor interno 20b tiene una pared interior que delimita la cámara de sonicación 22 y la cámara de líquido 21. La estructura de depósito de líquido 2 tiene un contenedor externo 20c que delimita la pared exterior de la cámara de líquido 21. El contenedor interno 20b y el contenedor externo 20c son respectivamente la pared interna y la pared externa de la cámara de líquido 21.

40 La estructura del depósito de líquido 2 está dispuesta entre la boquilla 1 y la carcasa 3, y puede desmontarse de la boquilla 1 y la carcasa 3.

45 La estructura del depósito de líquido 2 y la boquilla 1 o la carcasa 3 pueden incluir disposiciones complementarias para acoplarse entre sí, además, es posible que tales disposiciones complementarias incluyan una de las siguientes: una disposición tipo bayoneta; una disposición de acoplamiento roscado; una disposición magnética; o una disposición de ajuste por fricción, donde la estructura del depósito de líquido 2 incluye una porción de la disposición y la boquilla 1 o la carcasa 3 incluyen la porción complementaria de la disposición.

En el ejemplo reutilizable, los componentes son esencialmente los mismos. Las diferencias entre el ejemplo reutilizable y el ejemplo desechable son las adaptaciones que se hacen para sustituir la estructura de depósito de líquido 2.

Como se muestra en la Figura 3, la cámara de líquido 21 tiene una pared superior 23 y una pared inferior 25 que cierran el contenedor interno 20b y el contenedor externo 20c de la cámara de líquido 21.

- El elemento capilar 7 está dispuesto entre una primera sección 20b1 y una segunda sección 20b2 del contenedor interno 20b.
- El elemento capilar 7 tiene una forma plana que se extiende desde la cámara de sonicación hasta la cámara de líquido.
- 5 Como se representa en la Figura 2 o 3, el elemento capilar 7 comprende una porción central en forma de U 7a y una porción periférica en forma de L 7b.
- La porción en forma de L 7b se extiende hacia la cámara de líquido 21 en el contenedor interno 20b y a lo largo de la pared inferior 25.
- La porción en forma de U 7a está contenida en la cámara de sonicación 21. La porción en forma de U 7a en el contenedor interno 20b y a lo largo de la pared inferior 25.
- 10 En el inhalador nebulizador ultrasónico, la porción en forma de U 7a tiene una porción interna 7a1 y una porción externa 7a2; la porción interna 7a1 está en contacto con una superficie de atomización 50 de los medios de vibraciones ultrasónicas 5, mientras que la porción externa 7a2 no tiene ninguna superficie en contacto con los medios de vibraciones ultrasónicas 5.
- 15 La pared inferior 25 de la cámara de líquido 21 es una placa inferior 25 que cierra la cámara de líquido 21 y la cámara de sonicación 22. La placa inferior 25 está sellada, lo cual evita la filtración de líquido desde la cámara de sonicación 22 a la carcasa 3.
- La placa inferior 25 tiene una superficie superior 25a que consta de un alojamiento 25b en el cual se inserta un componente elástico 8. El componente elástico 8 sostiene los medios de vibraciones ultrasónicas 5. El componente elástico 8 está formado por una pieza de goma en forma de placa anular con un orificio interno 8', que presenta una ranura diseñada para mantener los medios de vibraciones ultrasónicas 5.
- 20 La pared superior 23 de la cámara de líquido 21 es una tapa 23 que cierra la cámara de líquido 23.
- La pared superior 23 posee una superficie superior 23, que representa el nivel máximo de líquido que puede contener la cámara de líquido 21, y una superficie inferior 25, que representa el nivel mínimo de líquido de la cámara de líquido 21.
- La pared superior 23 está sellada, lo cual evita la filtración de líquido desde la cámara de líquido 21 a la boquilla 1.
- 25 La pared superior 23 y la pared inferior 25 están fijadas a la estructura de depósito de líquido 2 por medio de fijaciones como tornillos, adhesivo o fricción.
- Como se representa en la Figura 3, el componente elástico está en contacto lineal con los medios de vibraciones ultrasónicas 5 y evita el contacto entre los medios de vibraciones ultrasónicas 5 y las paredes del inhalador, con lo que se evita de forma más eficiente la supresión de las vibraciones de la estructura de depósito de líquido. De este modo, las partículas finas de líquido atomizadas por el componente atomizador pueden difundirse más.
- 30 Como se representa en la Figura 3, el contenedor interno 20b posee aberturas 20b' entre la primera sección 20b1 y la segunda sección 20b2, desde las que se extiende el elemento capilar 7 de la cámara de sonicación 21. El elemento capilar 7 absorbe líquido de la cámara de líquido 21 a través de las aberturas 20b'. El elemento capilar 7 es una mecha. El elemento capilar 7 transporta líquido hasta la cámara de sonicación 22 a través de la acción capilar. En algunos ejemplos, el elemento capilar 7 es de fibras de bambú. En algunos ejemplos, el elemento capilar 7 puede tener un grosor entre 0,27 mm y 0,32 mm y una densidad entre 38 g/m<sup>2</sup> y 48 g/m<sup>2</sup>.
- 35 Como se puede ver en la Figura 3, los medios de vibraciones ultrasónicas 5 están dispuestos directamente debajo del elemento capilar 7.
- 40 Los medios de vibraciones ultrasónicas 5 pueden ser un transductor. Por ejemplo, los medios de vibraciones ultrasónicas 5 pueden ser un transductor piezoeléctrico, que puede estar diseñado con forma de placa circular. El material del transductor piezoeléctrico puede ser de cerámica.
- También se pueden utilizar diversos materiales para el transductor de los medios de vibraciones ultrasónicas 5.
- El extremo del conducto de flujo de aire 27b1 está orientado hacia los medios de vibraciones ultrasónicas 5. Los medios de vibraciones ultrasónicas 5 se comunican de forma eléctrica con los contactores eléctricos 101a, 101b. Cabe señalar que el extremo distal 4b del circuito integrado 4 tiene un electrodo interno y un electrodo externo. El electrodo interno se comunica con el primer contacto eléctrico 101a, que es una sonda de contacto de resorte, y el electrodo externo se comunica con el segundo contacto eléctrico 101b, que es un pin lateral. A través del circuito integrado 4, el primer contacto eléctrico 101a se comunica de forma eléctrica con el terminal positivo del dispositivo de almacenamiento eléctrico 30 mediante el microprocesador, mientras que el segundo contacto eléctrico 101b se comunica de forma eléctrica con el terminal negativo del dispositivo de almacenamiento eléctrico 30.
- 45
- 50

Los contactos eléctricos 101a, 101b atraviesan la placa inferior 25. La placa inferior 25 está diseñada para alojarse dentro de la pared perimetral 26 de la estructura del depósito de líquido 2. La placa inferior 25 se apoya sobre bordes complementarios, creando así la cámara de líquido 21 y la cámara de sonicación 22.

El contenedor interno 20b comprende una ranura interna circular 20d en la cual se aplica un resorte mecánico.

- 5 Al presionar la porción central 7a1 en los medios de vibraciones ultrasónicas 5, el resorte mecánico 9 garantiza que haya una superficie de contacto entre ellos.

La estructura del depósito de líquido 2 y la placa inferior 25 pueden fabricarse con diversos materiales termoplásticos.

- 10 Cuando el usuario aspira en el inhalador nebulizador ultrasónico 100, un flujo de aire se extrae desde las aberturas periféricas 1" y penetra en la cámara de flujo de aire 28, pasa por las aberturas periféricas 27a" del puente de flujo de aire 27a y el elemento frustocónico 20a y fluye hacia la cámara de sonicación 22 a través del conducto de flujo de aire 27b directamente en el elemento capilar 7. Al mismo tiempo, el líquido se extrae por capilaridad desde la cámara de depósito 21, a través de las numerosas aberturas 20b', y pasa al elemento capilar 7. El elemento capilar 7 pone el líquido en contacto con los medios de vibraciones ultrasónicas 5 del inhalador 100. La aspiración del usuario también hace que el sensor de presión active el circuito integrado 4, que suministra corriente a los medios de vibraciones ultrasónicas 5. De este modo, cuando el usuario aspira por la boquilla 1 del inhalador 100, suceden dos acciones al mismo tiempo. Primero, el sensor activa el circuito integrado 4, que acciona los medios de vibraciones ultrasónicas 5 para iniciar la vibración. Segundo, la aspiración reduce la presión fuera de la cámara de depósito 21, para que el líquido comience a fluir a través de las aberturas 20b', lo cual satura el elemento capilar 7. El elemento capilar 7 transporta el líquido a los medios de vibraciones ultrasónicas 5, lo que hace que los medios de vibraciones ultrasónicas 5 formen burbujas en un canal capilar y conviertan el líquido en nebulización. Después, el usuario aspira el líquido convertido en nebulización.

En algunos ejemplos, el circuito integrado 4 comprende un regulador de frecuencia, que está configurado para regular la frecuencia en la que operan los medios de vibraciones ultrasónicas 5. El regulador de frecuencia comprende un procesador y una memoria, la memoria almacena instrucciones ejecutables que, cuando el procesador las ejecuta, hacen que este lleve a cabo al menos una función del regulador de frecuencia.

- 25 Como se ha descrito antes, en algunos ejemplos el inhalador nebulizador ultrasónico 100 acciona los medios de vibraciones ultrasónicas 5 con una señal que comprende una frecuencia de 2,8 MHz a 3,2 MHz para vaporizar un líquido que tiene una viscosidad líquida de 1,05 Pa·s a 1,412 Pa·s para producir un volumen de burbujas de 0,25 a 0,5 micras. Sin embargo, para líquidos con una viscosidad diferente o para otras aplicaciones, los medios de vibraciones ultrasónicas 5 pueden accionarse a una frecuencia diferente.

- 30 Para cada aplicación diferente en un sistema de generación de nebulización, existe una frecuencia o un rango de frecuencia óptimos para accionar los medios de vibraciones ultrasónicas 5 para optimizar la generación de nebulización. En ejemplos donde los medios de vibraciones ultrasónicas 5 son un transductor piezoeléctrico, la frecuencia o rango de frecuencia óptimos dependerán al menos de los siguientes cuatro parámetros:

1. Procesos de fabricación del transductor

- 35 En algunos ejemplos, los medios de vibraciones ultrasónicas 5 comprenden una cerámica piezoeléctrica. La cerámica piezoeléctrica está fabricada con una mezcla de compuestos para formar una masa cerámica y es posible que este proceso de mezcla no sea uniforme durante toda la producción. Esta discrepancia puede dar origen a una serie de frecuencias resonantes diferentes de la cerámica piezoeléctrica curada.

- 40 Si la frecuencia resonante de la cerámica piezoeléctrica no corresponde a la frecuencia de operación requerida del dispositivo, entonces no se produce nebulización durante el funcionamiento del dispositivo. En el caso de un inhalador nebulizador de nicotina, incluso un leve desfase en la frecuencia resonante de la cerámica piezoeléctrica es suficiente para afectar la producción de nebulización y provocar que el dispositivo no suministre niveles de nicotina adecuados al usuario.

2. Carga en el transductor

- 45 Durante el funcionamiento, cualquier cambio en la carga del transductor piezoeléctrico inhibirá el desplazamiento general de la oscilación del transductor piezoeléctrico. Para lograr un desplazamiento óptimo de la oscilación del transductor piezoeléctrico, deberá ajustarse la frecuencia de accionamiento para permitir que el circuito suministre la energía adecuada para un máximo desplazamiento.

- 50 Entre los tipos de cargas capaces de afectar la eficiencia del oscilador se incluyen la cantidad de líquido en el transductor (humedad del material de acción capilar) y la fuerza de resorte aplicada al material de acción capilar para mantener un contacto permanente con el transductor. También puede incluir los medios de conexión eléctrica.

3. Temperatura

Las oscilaciones ultrasónicas del transductor piezoeléctrico son parcialmente amortiguadas por su montaje en un dispositivo. Esto puede incluir la colocación del transductor en un anillo de silicona o goma y que el resorte ejerza presión en el material de acción capilar que está sobre el transductor. Esta amortiguación de las oscilaciones provoca un aumento de las temperaturas locales en el transductor y alrededor del mismo.

5 Un aumento de la temperatura afecta a la oscilación debido a los cambios en el comportamiento molecular del transductor. Un aumento de la temperatura significa más energía para las moléculas de la cerámica, lo que afecta temporalmente su estructura cristalina. Aunque el efecto se revierte a medida que la temperatura disminuye, se requiere una modulación de la frecuencia suministrada para mantener una oscilación óptima. Esta modulación de frecuencia no puede lograrse con un dispositivo de frecuencia fija convencional.

10 Un aumento de la temperatura también reduce la viscosidad de la solución (líquido electrónico) que se está vaporizando, lo cual puede requerir una alteración en la frecuencia de activación para inducir la cavitación y mantener una producción de nebulización continua. En el caso de un dispositivo de frecuencia fija convencional, una reducción de la viscosidad del líquido sin ningún cambio en la frecuencia de accionamiento reducirá o detendrá por completo la producción de nebulización y dejará el dispositivo inoperable.

15 4. Distancia a la fuente de alimentación

La frecuencia de oscilación del circuito electrónico puede cambiar según las longitudes del cable entre el transductor y el activador del oscilador. La frecuencia del circuito electrónico es inversamente proporcional a la distancia entre el transductor y el circuito restante.

20 Aunque el parámetro de distancia está principalmente fijo en un dispositivo, puede variar durante el proceso de fabricación del dispositivo y reducir su eficiencia general. Por tanto, es conveniente modificar la frecuencia de activación del dispositivo para compensar las variaciones y optimizar la eficiencia del dispositivo.

25 Un transductor piezoeléctrico puede modelarse como un circuito RLC en un circuito electrónico, como se muestra en la Figura 5. Los cuatro parámetros descritos anteriormente pueden modelarse como alteraciones en la inductancia, capacitancia y/o resistencia general del circuito RLC, cambiando el rango de frecuencia de la resonancia suministrada al transductor. A medida que la frecuencia del circuito aumenta y se acerca al punto de resonancia del transductor, la impedancia logarítmica del circuito general desciende al mínimo y luego aumenta al máximo antes de asentarse en un rango intermedio.

30 La Figura 6 muestra un gráfico genérico que explica el cambio en la impedancia general con un aumento de frecuencia en un circuito RLC. La Figura 7 muestra cómo un transductor piezoeléctrico actúa como un condensador en una primera región capacitiva a frecuencias inferiores a una primera frecuencia predeterminada  $f_s$  y en una segunda región capacitiva a frecuencias superiores a una segunda frecuencia predeterminada  $f_p$ . El transductor piezoeléctrico actúa como inductor en una región inductiva a frecuencias entre la primera y la segunda frecuencia predeterminada  $f_s$ ,  $f_p$ . Para mantener una oscilación óptima del transductor y, por tanto, la máxima eficiencia, el flujo de corriente a través del transductor debe mantenerse a una frecuencia que esté dentro de la región inductiva.

35 El regulador de frecuencia del dispositivo de algunos ejemplos está configurado para mantener la frecuencia de oscilación del transductor piezoeléctrico (los medios de vibraciones ultrasónicas 5) dentro de la región inductiva, para maximizar la eficiencia del dispositivo.

40 El regulador de frecuencia está configurado para realizar una operación de barrido en la cual el regulador de frecuencia activa el transductor a frecuencias que hacen un seguimiento progresivo a lo largo de un rango de frecuencias de barrido predeterminado. A medida que el regulador de frecuencia realiza el barrido, monitoriza un valor de Conversión analógica-digital (CAD) de un convertidor analógico-digital que está acoplado al transductor. En algunos ejemplos, el valor CAD es un parámetro de CAD que es proporcional al voltaje a través del transductor. En otros ejemplos, el valor CAD es un parámetro de CAD que es proporcional al flujo de corriente a través del transductor.

45 Como se describirá en más detalle más adelante, el regulador de frecuencia de algunos ejemplos determina la energía activa que el transductor ultrasónico está utilizando al monitorizar el flujo de corriente a través del transductor.

50 Durante la operación de barrido, el regulador de frecuencia localiza la región inductiva de la frecuencia del transductor. Una vez que el regulador de frecuencia ha identificado la región inductiva, registra el valor CAD y fija la frecuencia de accionamiento del transductor en una frecuencia dentro de la región inductiva (es decir, entre la primera y segunda frecuencia predeterminadas  $f_s$ ,  $f_p$ ) para optimizar la cavitación ultrasónica realizada por el transductor. Cuando se fija la frecuencia de accionamiento dentro de la región inductiva, se maximiza el factor de acoplamiento electromecánico del transductor, maximizando así la eficiencia del dispositivo.

En algunos ejemplos, el regulador de frecuencia está configurado para hacer la operación de barrido para buscar la región inductiva cada vez que la oscilación se inicia o se reinicia. En los ejemplos, el regulador de frecuencia está configurado

para fijar la frecuencia de accionamiento en una nueva frecuencia dentro de la región inductiva cada vez que la oscilación se inicia y, así, compensar cualquier cambio en los parámetros que afecten a la eficiencia de funcionamiento del dispositivo.

5 En algunos ejemplos, el regulador de frecuencia asegura la producción óptima de nebulización y maximiza la eficiencia del suministro de medicación al usuario. En algunos ejemplos, el regulador de frecuencia optimiza el dispositivo y mejora la eficiencia y maximiza el suministro de nicotina al usuario.

10 En otros ejemplos, el regulador de frecuencia optimiza el dispositivo y mejora la eficiencia de cualquier otro dispositivo que utilice ultrasonidos. En algunos ejemplos, el regulador de frecuencia está configurado para usar con tecnología de ultrasonidos para aplicaciones terapéuticas, con el fin de mejorar aún más la liberación de fármacos de un sistema de suministro de fármacos que responde a ultrasonidos. Disponer de una frecuencia precisa y óptima durante el funcionamiento asegura que las microburbujas, nanoburbujas, nanogotas, liposomas, emulsiones, micelas o cualquier otro sistema de suministro, sean altamente efectivos.

15 En algunos ejemplos, con el fin de asegurar la generación óptima de nebulización y un óptimo suministro de compuestos como se ha descrito antes, el regulador de frecuencia está configurado para funcionar en un modo recursivo. Cuando el regulador de frecuencia funciona en el modo recursivo, ejecuta el barrido de frecuencias de forma periódica durante el funcionamiento del dispositivo y monitoriza el valor CAD para determinar si está por encima de un umbral predeterminado, lo cual es indicativo de una oscilación óptima del transductor.

20 En algunos ejemplos, el regulador de frecuencia ejecuta la operación de barrido mientras el dispositivo está en el proceso de aerosolizar líquido en caso de que el regulador de frecuencia pueda identificar una posible mejor frecuencia para el transductor. Si el regulador de frecuencia identifica una mejor frecuencia, este fija la frecuencia de accionamiento a la mejor frecuencia recién identificada para mantener el funcionamiento óptimo del dispositivo.

25 En algunos ejemplos, el regulador de frecuencia ejecuta el barrido de frecuencias durante un tiempo predeterminado periódicamente durante el funcionamiento del dispositivo. En el caso del dispositivo de los ejemplos descritos anteriormente, la duración predeterminada del barrido y el periodo de tiempo entre barridos están seleccionados para optimizar la funcionalidad del dispositivo. Si se implementa en un dispositivo inhalador nebulizador ultrasónico, esto asegura un suministro óptimo al usuario durante toda la inhalación.

La Figura 8 muestra un diagrama de flujo del funcionamiento del regulador de frecuencia de algunos ejemplos.

La siguiente divulgación presenta más ejemplos de dispositivos inhaladores nebulizadores que comprenden muchos de los mismos elementos que los ejemplos descritos antes. Los elementos de los ejemplos antes descritos pueden intercambiarse con cualquiera de los elementos de los ejemplos descritos en el resto de esta divulgación.

30 Para garantizar la adecuada producción de aerosol, en este ejemplo el dispositivo inhalador nebulizador comprende un transductor ultrasónico/piezoeléctrico de exacta o substancialmente 16 mm de diámetro. Este transductor está fabricado con valores de capacitancia e impedancia específicos para controlar la frecuencia y energía necesarias para la producción del volumen de aerosol deseado.

35 Un transductor ultrasónico de 16 mm de diámetro con forma de disco colocado horizontalmente resultaría en un dispositivo grande que tal vez no fuera ergonómico para el uso en la mano. Para mitigar este problema, el transductor ultrasónico de este ejemplo se sostiene en posición vertical en la cámara de sonicación (la superficie plana del transductor ultrasónico generalmente es paralela al flujo de nebulización de aerosol en la boquilla y/o generalmente paralela a la extensión longitudinal del dispositivo inhalador nebulizador). En otras palabras, el transductor ultrasónico generalmente está perpendicular a la base del dispositivo inhalador nebulizador.

40 Con respecto a las Figuras 9 y 10 de los esquemas acompañantes, el dispositivo inhalador nebulizador 200 de algunos ejemplos comprende un dispositivo nebulizador 201 y un dispositivo activador 202. En este ejemplo, el dispositivo activador 202 está provisto de un hueco 203 que recibe y retiene parte del dispositivo nebulizador 201. Por lo tanto, el nebulizador 201 se puede acoplar al dispositivo activador 202 para formar un dispositivo inhalador nebulizador 200 compacto y portátil, como se muestra en la Figura 9.

45 Con respecto a las Figuras 11 a 13 de los esquemas acompañantes, el dispositivo nebulizador 201 comprende una carcasa del nebulizador 204 que es elongada y, opcionalmente, está formada de dos porciones de la carcasa 205, 206 que se unen entre sí. La carcasa del nebulizador 204 comprende un puerto de entrada de aire 207 y un puerto de salida de la nebulización 208.

50 En este ejemplo, la carcasa del nebulizador 204 es de plástico moldeado por inyección, específicamente polipropileno que se suele utilizar para aplicaciones médicas. En este ejemplo, la carcasa del nebulizador 204 es de un copolímero heterofásico. Más específicamente, un copolímero heterofásico BF970MO, que tiene una combinación óptima de gran rigidez y alta resistencia a los impactos. Las partes de la carcasa del nebulizador moldeadas con este material presentan un buen rendimiento antiestático.

Un copolímero heterofásico como el polipropileno es particularmente adecuado para la carcasa del nebulizador 204, dado que este material no provoca condensación del aerosol cuando fluye desde la cámara de sonicación 219 a través de la boquilla hacia el usuario. Este material plástico también puede reciclarse de manera directa y fácil utilizando procesos de limpieza y destrucción industriales.

5 En las Figuras 9, 10 y 12, el puerto de salida de la nebulización 208 está cerrado por un elemento de cierre 209. Sin embargo, cabe destacar que cuando el dispositivo inhalador nebulizador 200 está en uso, el elemento de cierre 209 se retira del puerto de salida de la nebulización 208, como se muestra en la Figura 11.

10 Con respecto a las Figuras 14 y 15, el dispositivo nebulizador 200 comprende un soporte de transductor 210 que va sujeto dentro de la carcasa del nebulizador 204. El soporte de transductor 210 comprende una porción de cuerpo 211 que, en este ejemplo, es cilíndrico o generalmente de forma cilíndrica, con aberturas circulares superiores e inferiores 212, 213. El soporte de transductor 210 presenta un canal interno 214 para recibir el borde de un transductor ultrasónico 215, como se muestra en la Figura 15.

15 El soporte de transductor 210 incorpora una sección 216 de corte por la cual se extiende un electrodo 217 desde el transductor ultrasónico 215 de modo que el electrodo 217 pueda conectarse eléctricamente a un activador de CA del dispositivo activador, como se describe en detalle más abajo.

De nuevo en la Figura 13, el dispositivo nebulizador 201 comprende una cámara de líquido 218 que se encuentra dentro de la carcasa del nebulizador 204. La cámara de líquido 218 permite contener un líquido a atomizar. En algunos ejemplos, se contiene un líquido en la cámara de líquido 218. En otros ejemplos, la cámara de líquido 218 está vacía inicialmente y se llena con líquido posteriormente

20 La composición del líquido (al que también se hace referencia aquí como líquido electrónico) adecuada para usar en un dispositivo nebulizador ultrasónico alimentado a una frecuencia de 3,0 MHz (60,2 MHz) por una batería de polímero de litio (LiPo) de 3,7 V consta de sal de nicotina compuesta por levulinato de nicotina, donde:

25 La cantidad relativa de glicerina vegetal en la composición es: de 55 a 80% (%p), o de 60 a 80 (%p), o de 65 a 75% (%p), o 70% (%p); y/o,

La cantidad relativa de propilenglicol en la composición es: de 5 a 30% (%p), o de 10 a 30% (%p), o de 15 a 25 (%p), o 20% (%p); y/o,

La cantidad relativa de agua en la composición es: de 5 a 15% (%p), o de 7 a 12% (%p) o de 10%; y/o,

30 La cantidad de nicotina y/o sal de nicotina en la composición es: de 0,1 a 80 mg/ml, o de 0,1 a 50 mg/ml, o de 1 a 25 mg/ml, o de 10 a 20 mg/ml, o 17 mg/ml.

En algunos ejemplos, el dispositivo nebulizador 201 contiene un líquido electrónico que tiene una viscosidad cinemática entre 1,05 Pa•s y 1,412 Pa•s.

35 En algunos ejemplos, la cámara de líquido 218 contiene un líquido compuesto por sal de levulinato de nicotina en una relación molar de 1:1

En algunos ejemplos, la cámara de líquido 218 contiene un líquido con una viscosidad cinemática entre 1,05 Pa•s y 1,412 Pa•s y una densidad de líquido entre 1,1 g/ml y 1,3 g/ml.

40 Al utilizar un líquido electrónico con los parámetros correctos de viscosidad, densidad y con un volumen de burbuja objetivo deseado de líquido pulverizado en el aire, se ha hallado que el rango de frecuencia de 2,8 MHz a 3,2 MHz para el rango de viscosidad líquida de 1,05 Pa•s y 1,412 Pa•s y densidad aproximada de 1,1-1,3 g/mL (rangos de densidad obtenidos de Hertz) produce un volumen de gotitas donde el 90% de las gotitas mide menos de 1 micra y, de ellas, el 50% mide menos de 0,5 micras.

El dispositivo nebulizador 201 comprende una cámara de sonicación 219 que se encuentra dentro de la carcasa del nebulizador 204.

45 Volviendo a las Figuras 14 y 15, el soporte de transductor 210 comprende una porción divisora 220 que proporciona una barrera entre la cámara de líquido 218 y la cámara de sonicación 219. La barrera que proporciona la porción divisora 220 disminuye el riesgo de que la cámara de sonicación 219 se inunde del líquido de la cámara de líquido 218 o que un elemento capilar sobre el transductor ultrasónico 215 se sature en exceso, lo que causa, en cualquiera de los casos, la sobrecarga y disminución de la eficiencia del transductor ultrasónico 215. Además, la inundación de la cámara de sonicación 219 o la saturación excesiva del elemento capilar también podrían causar una experiencia desagradable si el usuario absorbe líquido durante la inhalación. Para mitigar este riesgo, la porción divisora 220 del soporte de transductor 210 actúa como una pared entre la cámara de sonicación 219 y la cámara de líquido 218.

- 5 La porción divisora 220 comprende una abertura capilar 221 que es el único medio por el cual el líquido puede fluir desde la cámara de líquido 218 hacia la cámara de sonicación 219, a través de un elemento capilar. En este ejemplo, la abertura capilar 221 es una ranura elongada que tiene un ancho de 0,2 mm a 0,4 mm. Las dimensiones de la abertura capilar 221 son tales que sus bordes proporcionan una fuerza de desviación que actúa sobre un elemento capilar que se extiende a través de la abertura capilar 221 para proporcionar un control del flujo de líquido adicional a la cámara de sonicación 219.
- 10 En este ejemplo, el soporte de transductor 210 es de goma de silicona líquida (LSR). En este ejemplo, la goma de silicona líquida tiene una dureza Shore A 60. Este material LSR garantiza que el transductor ultrasónico 215 vibre sin que el soporte de transductor 210 amortigüe las vibraciones. En este ejemplo, el desplazamiento vibratorio del transductor ultrasónico 215 es de 2-5 nanómetros y cualquier efecto de amortiguación puede reducir la eficiencia del transductor ultrasónico 215. Por tanto, se elige este material LSR y la dureza por su rendimiento óptimo con concesiones mínimas.
- 15 Como se observa ahora en las Figuras 16 y 17, el dispositivo nebulizador 201 comprende un capilar o elemento capilar 222 para transferir un líquido (que contiene un medicamento u otra sustancia) desde la cámara de líquido 218 hasta la cámara de sonicación 219. El elemento capilar 222 es plano o generalmente plano con una primera porción 223 y una segunda porción 224. En este ejemplo, la primera porción 223 tiene una forma rectangular o generalmente rectangular y la segunda porción 224 tiene forma parcialmente circular.
- 20 En este ejemplo, el elemento capilar 222 comprende una tercera porción 225 y una cuarta porción 226 que tienen una forma idéntica a la primera y segunda porción 223 y 224, respectivamente. El elemento capilar 222 de este ejemplo está plegado en una línea de pliegue 227, de modo que la primera y segunda porción 223 y 224 y la tercera y cuarta porción 225 y 226 se superponen una sobre otra, como se muestra en la Figura 17.
- 25 En este ejemplo, el elemento capilar tiene un grosor de aproximadamente 0,28 mm. Cuando el elemento capilar 222 se pliega para formar dos capas, como se muestra en la Figura 17, el grosor total del elemento capilar es de 0,56 mm aproximadamente. Esta doble capa también garantiza que siempre haya suficiente líquido en el transductor ultrasónico 215 para una producción óptima de aerosol.
- 30 En este ejemplo cuando el elemento capilar 222 está plegado, el extremo inferior de la primera y tercera porción 223 y 225 define un extremo inferior ampliado 228 que aumenta la superficie del elemento capilar 222 en la porción del elemento capilar 222 que está en contacto con el líquido dentro de la cámara de líquido 218 para maximizar la velocidad con la que el elemento capilar 222 absorbe líquido.
- 35 En este ejemplo, el elemento capilar 222 es 100% de fibra de bambú. En otros ejemplos, el elemento capilar es de al menos un 75% de fibra de bambú. Los beneficios de utilizar fibras de bambú como elemento capilar son los descritos antes. Con respecto ahora a las Figuras 18 y 19, el soporte de transductor 210 retiene el elemento capilar 222 de modo que el soporte de transductor 210 retiene la segunda porción 224 del elemento capilar 222 superpuesto en parte de una superficie de atomización del transductor ultrasónico 215. En este ejemplo, la segunda porción circular 224 se asienta dentro del hueco interno 214 del soporte de transductor 210.
- 40 La primera porción 223 del elemento capilar 222 se extiende a través de la abertura capilar 221 en el soporte de transductor 210.
- 45 Con respecto a las Figuras 20 a 22, la segunda porción 206 de la carcasa del nebulizador 204 comprende una pared generalmente circular 229 que recibe el soporte de transductor 222 y forma parte de la pared de la cámara de sonicación 219.
- 50 En una pared lateral de la segunda porción 206 se han previsto aberturas de contacto 230 y 231 para recibir los contactos eléctricos 232 y 233 que forman las conexiones eléctricas con los electrodos del transductor ultrasónico 215.
- En este ejemplo, se ha previsto una punta absorbente o elemento absorbente 234 de forma adyacente al puerto de salida de la nebulización 208 para absorber el líquido en el puerto de salida de la nebulización 208. En este ejemplo, el elemento absorbente 234 es de fibra de bambú.
- Con respecto ahora a las Figuras 23 a 25, la primera porción 205 de la carcasa del nebulizador 204 tiene una forma similar a la segunda porción 206 y comprende una porción de pared adicional generalmente circular 235 que forma una porción adicional de la pared de la cámara de sonicación 219 y retiene el soporte de transductor 210.
- En este ejemplo, se ha previsto un elemento absorbente adicional 236 de forma adyacente al puerto de salida de la nebulización 208 para absorber el líquido en el puerto de salida de la nebulización 208.
- En este ejemplo, la primera porción 205 de la carcasa del nebulizador 204 comprende una disposición de soporte de resorte 237 que sostiene el extremo inferior de un resorte retenedor 238, como se muestra en la Figura 26.
- Un extremo superior del resorte retenedor 238 entra en contacto con la segunda porción 224 del elemento capilar 222, de modo que el resorte retenedor 238 proporciona una fuerza de desviación que desvía el elemento capilar 222 contra la superficie de atomización del transductor ultrasónico 215.

Con respecto a la Figura 27, el soporte de transductor 210 aparece en posición y retenido por la segunda porción 206 de la carcasa del nebulizador 204, antes de que las dos porciones 205 y 206 de la carcasa del nebulizador 204 se conecten entre sí.

5 Con respecto a las Figuras 28 a la 31, en este ejemplo, el dispositivo nebulizador 201 comprende una disposición de identificación 239. La disposición de identificación 239 comprende una placa de circuitos impresos 240 con contactos eléctricos 241 en un lado y un circuito integrado 242 y otro componente opcional 243 en el otro lado.

El circuito integrado 242 tiene una memoria que almacena un identificador único para el dispositivo nebulizador 201. Los contactos eléctricos 241 proporcionan una interfaz electrónica para la comunicación con el circuito integrado 242.

10 En este ejemplo, la placa de circuitos impresos 240 está montada en un hueco 244 en un lado de la carcasa del nebulizador 204. El circuito integrado 242 y otros componentes electrónicos opcionales 243 están dentro de un hueco adicional 245 de modo que la placa de circuitos impresos 240 generalmente está enrasada con el lado de la carcasa del nebulizador 204.

15 En este ejemplo, el circuito integrado 242 es un dispositivo programable una sola vez (OTP) que proporciona una característica contra la falsificación que solo permite utilizar dispositivos nebulizadores originales del fabricante en el dispositivo. La característica contra la falsificación está implementada en el dispositivo nebulizador 201 como un circuito integrado (CI) personalizado específico que está unido (con la placa de circuitos impresos 240) al dispositivo nebulizador 201. El OTP como CI contiene información realmente única que permite obtener una trazabilidad completa del dispositivo nebulizador 201 (y de su contenido) durante su vida útil, además de la monitorización precisa del consumo del usuario. El CI OTP permite que el dispositivo nebulizador 201 funcione para generar la nebulización solo cuando esté autorizado.

20 El OTP como característica, dicta el estado autorizado de un dispositivo nebulizador específico 201. De hecho, para evitar emisiones de carbonilos y mantener el aerosol dentro de estándares seguros, los experimentos han demostrado que el dispositivo nebulizador 201 se considera sin líquido en la cámara de líquido 218 después de aproximadamente 1000 segundos de aerosolización. De esta manera, un dispositivo nebulizador 201 que no es original o está vacío no podrá activarse pasado este periodo de tiempo predeterminado.

25 El OTP como característica puede formar parte de una cadena completa en combinación con el punto de venta digital, la aplicación móvil complementaria y el dispositivo nebulizador 201. Solo un dispositivo nebulizador original 201 fabricado por un tercero de confianza y vendido en el punto de venta digital puede utilizarse en el dispositivo. Una aplicación digital móvil complementaria, que constituye un vínculo entre la cuenta de usuario en una plataforma digital del fabricante y el dispositivo nebulizador 201, garantiza el uso seguro de un contenido seguro conocido durante una cantidad de tiempo segura de calada.

30 El OTP como característica también facilita un elevado nivel de control de acceso y monitorización que exige la administración de medicamentos en el caso de uso de empresa a empresa (B2B) con centros de salud de confianza. El dispositivo activador 202 lee el CI del OTP y puede reconocer el dispositivo nebulizador 201 introducido y la receta asociada al mismo. El dispositivo activador 202 no puede utilizarse con este dispositivo nebulizador 201 durante más tiempo o fuera del periodo especificado en la receta. Además, se puede enviar un recordatorio a la aplicación móvil complementaria para evitar que el usuario olvide una dosis.

35 En algunos ejemplos, el CI del OTP es desechable de la misma manera que el dispositivo nebulizador 201. Cuando el dispositivo nebulizador 201 se considere vacío, no se activará si se inserta en el dispositivo activador 202. Del mismo modo, un dispositivo nebulizador 201 falsificado no funcionará en el dispositivo activador 202.

40 Las Figuras 32 a 34 muestran cómo fluye el aire a través del dispositivo nebulizador 201 durante el funcionamiento.

45 La sonicación del fármaco líquido (nicotina, soluciones médicas, suspensiones médicas, soluciones proteicas, suplementos, etc.) lo transforma en nebulización (aerosolización). No obstante, esta nebulización se asentará sobre el transductor ultrasónico 215 salvo que haya suficiente aire ambiental disponible para reemplazar el aerosol ascendente. En la cámara de sonicación 219, se requiere un suministro continuo de aire a medida que se genera la nebulización (aerosol) y sale a través de la boquilla al usuario. Para abordar esta necesidad, se ha previsto un canal de flujo de aire. En este ejemplo, el canal de flujo de aire tiene un área transversal media de 11,5 mm<sup>2</sup>, que está calculada y diseñada en la cámara de sonicación 219 según la presión de aire negativa de un usuario promedio. Esto también controla la relación nebulización-aire del aerosol inhalado, que controla la cantidad de fármaco suministrado al usuario.

50 Según los requisitos de diseño, el canal de flujo de aire está enrutado de tal manera que se inicia desde la parte inferior de la cámara de sonicación 219. La abertura en la parte inferior de la cámara de aerosol está alineada y herméticamente adyacente a la abertura en un puente de flujo de aire en el dispositivo. El canal de flujo de aire fluye de forma vertical hacia arriba a lo largo del depósito y continúa hasta el centro de la cámara de sonicación (concéntrico con el transductor ultrasónico 215). Aquí, gira 90° hacia el interior. Después, la ruta de flujo continúa hasta aproximadamente 1,5 mm del transductor ultrasónico 215. Este enrutamiento garantiza un mayor suministro de aire ambiental directamente en la

dirección de la superficie de atomización del transductor ultrasónico 215. El aire fluye a través del canal, hacia el transductor, y recoge la nebulización generada a medida que sale por la boquilla al usuario.

5 El dispositivo activador 202 se describirá ahora en referencia a las Figuras 35 y 36 inicialmente. El aire fluye hacia el dispositivo nebulizador 201 a través del puerto de entrada de aire 207 que, como se describe abajo, se comunica fluidamente con un puente de flujo de aire dentro del dispositivo activador 202. El aire fluye a lo largo de la ruta de flujo que cambia la dirección del flujo de aire en aproximadamente 90° para dirigir el flujo de aire hacia el transductor ultrasónico 215.

10 En algunos ejemplos, la disposición del flujo de aire está configurada para cambiar la dirección de un flujo de aire a lo largo de la ruta del flujo de aire, de forma que el flujo de aire sea principalmente perpendicular a la superficie de atomización del transductor ultrasónico a medida que el flujo de aire entra en la cámara de sonicación.

El dispositivo activador 202 comprende una carcasa del dispositivo activador 246 que es al menos en parte de metal. En algunos ejemplos, la carcasa del dispositivo activador 246 es completamente de aluminio (AL6063 T6), lo que protege los componentes internos del entorno (polvo, salpicaduras de agua, etc.) y también protege de daños producidos por golpes (caídas accidentales, etc.).

15 En algunos ejemplos, la carcasa del dispositivo activador 246 presenta ventilaciones a sus lados que permiten que el aire ambiental entre en el dispositivo para dos finalidades: primero, para que haya ventilación alrededor de los componentes electrónicos y mantenerlos dentro de las temperaturas adecuadas de funcionamiento, y segundo, estas ventilaciones también actúan como entradas de aire, lo que permite que el aire entre en el dispositivo y después a través del puente de flujo de aire pase al dispositivo nebulizador 201.

20 La carcasa del dispositivo activador 246 es alargada con una cámara interna 247 que contiene los componentes del dispositivo activador 202. Un extremo de la carcasa del dispositivo activador 246 está cerrada con una tapa de extremo 248. El otro extremo de la carcasa del dispositivo activador 247 dispone de una abertura 249 para el hueco 203 del dispositivo activador 202.

25 El dispositivo activador 202 comprende una batería 250 que se conecta a la placa de circuitos impresos 251. En algunos ejemplos, la batería 250 es una batería Li-Po de 3,7 V de CC con una capacidad de 1140 mAh y una tasa de descarga de 10 C. La alta tasa de descarga es necesaria para la amplificación del voltaje de hasta 15 V que el transductor ultrasónico 215 necesita para funcionar adecuadamente. La forma y tamaño de la batería están diseñados, dentro de las limitaciones físicas, según la forma y tamaño del dispositivo y el espacio asignado para la fuente de alimentación.

30 La placa de circuitos impresos 251 incorpora un procesador y una memoria y otros componentes electrónicos para implementar las funciones eléctricas del dispositivo activador 202. Los pines de carga 252 se han previsto en un extremo de la placa de circuitos impresos 251 y se extienden a través de la tapa del extremo 248 para proporcionar conexiones de carga para cargar la batería 250.

35 Una estructura 252 retiene la placa de circuitos impresos 251 dentro de la carcasa del dispositivo activador 246. La estructura 252 tiene un canal 253 que recibe la placa de circuitos impresos 251. La estructura 252 incorpora unas porciones laterales elevadas 254, 255 que sostienen la batería 250.

En algunos ejemplos, la estructura 252 está fabricada utilizando procesos de moldeo por inyección industriales. La estructura de plástico moldeado garantiza que todas las partes estén fijas y no queden sueltas dentro de la carcasa. También forma una cubierta sobre la parte frontal de la PCB (placa de circuitos impresos), que recibe el dispositivo nebulizador 201 cuando se inserta en el dispositivo activador 202.

40 El dispositivo activador 202 comprende un sensor de flujo de aire que actúa como un interruptor para activar y suministrar energía al transductor para la sonicación y producción de aerosol. El sensor de flujo de aire va montado en la PCB del dispositivo y requiere de una determinada caída de presión atmosférica a su alrededor para activar el dispositivo activador 202. Para esto, se ha diseñado un puente de flujo de aire como se muestra en las Figuras 39 a la 41 con canales internos que dirigen el aire desde el espacio circundante a través del puente hacia la cámara de aerosol. La estructura 252  
45 comprende canales opuestos 256, 257 para recibir las porciones del puente de flujo de aire, como se muestra en la Figura 42.

50 Los canales internos en el puente de flujo de aire tienen un microcanal (0,5 mm de diámetro) que desciende hacia una cámara que cubre completamente el sensor de flujo de aire. A medida que el aire entra desde las entradas laterales y sube a la cámara de aerosol, crea una presión negativa en el microcanal que acciona el sensor de flujo de aire para activar el dispositivo.

El dispositivo es compacto, portátil y muy avanzado y permite una aerosolización precisa, segura y controlada. Esto se debe a la incorporación de componentes electrónicos de alta calidad diseñados conforme a la norma IPC clase 3, de grado médico.

Los componentes electrónicos del dispositivo activador 202 están divididos de la siguiente manera:



- D. guarde un registro en la memoria de la potencia activa máxima utilizada por el transductor ultrasónico y la frecuencia de barrido de la señal de activación de CA;
- E. repita los pasos A-D para un número predeterminado de iteraciones con la frecuencia de barrido que se incrementan con cada iteración, de manera que, después de que se haya producido el número predeterminado de iteraciones, la frecuencia de barrido se haya incrementado de una frecuencia de barrido inicial a una frecuencia de barrido final;
- F. identifique, a partir de los registros guardados en la memoria, la frecuencia óptima para la señal de activación de CA, que es la frecuencia de barrido de la señal de activación de CA a la que el transductor ultrasónico utiliza una potencia activa máxima; y G. controle el activador de CA para enviar una señal de activación de CA al transductor ultrasónico a la frecuencia óptima para accionar el transductor ultrasónico para atomizar un líquido.
- 10 En algunos ejemplos, la disposición de la monitorización de potencia activa comprende una disposición de detección de corriente para detectar una corriente de activación de la señal de activación de CA que impulsa el transductor ultrasónico, en la que la disposición de monitorización de la potencia activa proporciona una señal de monitorización que es indicativa de la corriente de activación detectada.
- 15 En algunos ejemplos, la disposición de detección de corriente comprende un convertidor analógico-digital que convierte la corriente de activación detectada en una señal digital para que el procesador la procese.
- En algunos ejemplos, la memoria guarda instrucciones que, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador: repita los pasos A-D anteriores con la frecuencia de barrido incrementada de una frecuencia de barrido inicial de 2900 kHz a una frecuencia de barrido final de 2960 kHz.
- 20 En algunos ejemplos, la memoria guarda instrucciones que, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador: repita los pasos A-D anteriores con la frecuencia de barrido incrementada de una frecuencia de barrido inicial de 2900 kHz a una frecuencia de barrido final de 3100 kHz.
- En algunos ejemplos, la memoria guarda instrucciones que, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador: en el paso G, controle el activador de CA para enviar una señal de activación de CA al transductor ultrasónico a una frecuencia que se desplaza en una proporción de desplazamiento predeterminada con respecto a la frecuencia óptima.
- 25 En algunos ejemplos, la proporción de desplazamiento predeterminada está entre el 1 y el 10% de la frecuencia óptima.
2. Sección de control e información (CI)
- La sección de control e información comprende una memoria EEPROM externa para el almacenamiento de datos, luces LED para dar indicaciones al usuario, un sensor de presión para la detección de flujo de aire y un microcontrolador con capacidad Bluetooth de baja energía (BLE) para controlar y gestionar de forma constante la sección de aerosolización.
- 30 El sensor de presión utilizado en el dispositivo tiene dos objetivos. El primer objetivo es evitar el arranque accidental y no deseado del motor sónico (que acciona el transductor ultrasónico) Esta función se implementa en la disposición de procesamiento del dispositivo, pero se optimiza para baja potencia, para medir constantemente parámetros ambientales como la temperatura y presión ambiental con compensación interna y ajustes de referencia para detectar y categorizar con precisión lo que se denomina una inhalación real.
- 35 A diferencia de otros dispositivos electrónicos para fumar disponibles en el mercado, esta solución utiliza el poder de un microcontrolador para permitir el uso de solo un sensor.
- El segundo objetivo del sensor de presión es poder controlar no solo la duración exacta de las inhalaciones por parte del usuario para una medición precisa del volumen de inhalación, sino también poder determinar la intensidad de la inhalación por parte del usuario, que es una información esencial en las condiciones médicas para prescribir recetas adecuadas y supervisar el estado de salud. En resumen, somos capaces de extraer completamente el perfil de presión de cada inhalación y anticipar el final de una inhalación para la optimización tanto de la aerosolización como para la comprensión del comportamiento de los datos médicos.
- 40 Esto fue posible gracias al uso del microcontrolador Bluetooth™ de baja energía (BLE). De hecho, esto permite que el ajuste suministre tiempos de inhalación extremadamente precisos, una aerosolización optimizada, la monitorización de varios parámetros para garantizar una nebulización segura y evitar el uso de líquidos electrónicos o cámaras de aerosol no originales, y proteger tanto el dispositivo contra riesgos de sobrecalentamiento como al usuario contra el exceso de aerosolización en una sola aplicación, a diferencia de cualquier otro producto disponible en el mercado.
- 45 El uso del microcontrolador BLE permite la actualización inalámbrica para proporcionar continuamente software mejorado a los usuarios basado en la recopilación de datos anonimizados y la inteligencia artificial (IA) diseñada para el modelo PZT.
- 50 3. Sección de administración de energía (PM)

La sección de administración de energía está formada por la ruta de la batería Li-Po de 3,7 V a un regulador de baja caída (LDO) que alimenta la sección de control e información y un sistema de gestión de baterías (BMS) que ofrece un alto nivel de protección y carga a la batería Li-Po interna.

5 Los componentes de esta sección se han seleccionado de manera cuidadosa y minuciosa para proporcionar un dispositivo bien integrado y compacto y, al mismo tiempo, suministrar una alta potencia a la sección de sonicación y garantizar una alimentación estable a la sección de control e información.

10 De hecho, al suministrar alta potencia a la sección de aerosolización mediante la batería Li-Po de 3,7 V, el voltaje de alimentación varía considerablemente durante el funcionamiento. Sin un regulador de baja caída, la sección de Control e información no podría alimentarse con el suministro estable exigido cuando el voltaje de la batería desciende a menos de 0,3 V, por encima de las calificaciones mínimas de los componentes de esta sección, razón por la cual el LDO desempeña aquí un papel fundamental. Una pérdida en la sección de CI interrumpiría, o incluso detendría el funcionamiento de todo el dispositivo.

15 Es por eso que la selección cuidadosa de los componentes no solo garantiza una alta fiabilidad del dispositivo, sino que también permite que funcione bajo duras condiciones y durante periodos de tiempo consecutivos más prolongados entre recargas.

#### Aerosolización controlada

El dispositivo es una solución de aerosolización precisa, fiable y segura para programas para dejar de fumar, recetas médicas y el uso diario del cliente y, como tal, debe proporcionar una aerosolización controlada y fiable.

Esto se realiza a través de un método interno que puede dividirse en varias secciones como sigue:

#### 20 1. Sonicación

Con el fin de ofrecer la mejor aerosolización, el transductor ultrasónico (PZT) debe vibrar de la forma más eficiente.

##### Frecuencia

25 Las propiedades electromecánicas de la cerámica piezoeléctrica indican que el componente tiene la mayor eficiencia en la frecuencia resonante. Pero también, la vibración de un PZT en resonancia durante largo tiempo inevitablemente terminará con un fallo y la ruptura del componente que hará que la cámara de aerosol sea inutilizable.

Otro punto importante a considerar cuando se utilizan materiales piezoeléctricos es la variabilidad inherente durante la fabricación y su variabilidad sobre la temperatura y la vida útil.

30 La resonancia de un PZT a 3 MHz para crear gotas de un tamaño  $<1$  um exige un método adaptativo para localizar y focalizar el "punto de barrido" del PZT, en particular, dentro de cada cámara de aerosol utilizada con el dispositivo para cada inhalación individual.

##### Barrido

Debido a que el dispositivo tiene que localizar el "punto de barrido" para cada inhalación y debido al uso excesivo, la temperatura de PZT varía a medida que el dispositivo utiliza un método de doble barrido interno.

35 El primer barrido se utiliza cuando el dispositivo no se ha utilizado con una cámara de aerosol determinada durante un tiempo, lo que se considera suficiente para que se produzca toda la disipación térmica y para que el PZT se enfríe hasta la "temperatura por defecto". Este procedimiento también se denomina arranque en frío. Durante este procedimiento, el PZT necesita un refuerzo para producir el aerosol necesario. Esto se logra solamente pasando sobre un pequeño subconjunto de frecuencias entre 2900 kHz a 2960 kHz que, considerando amplios estudios y experimentos, cubre el punto resonante.

40 Para cada frecuencia en este rango, el motor sónico está activado y la corriente que pasa a través del PZT es monitorizada y almacenada activamente por el microcontrolador a través de un convertidor analógico-digital (ADC), y convertida de nuevo a corriente para poder deducir con precisión la potencia utilizada por el PZT.

Esto produce el perfil frío de este PZT con respecto a la frecuencia y la frecuencia utilizada a lo largo de la inhalación es la que utiliza más corriente, lo que significa la frecuencia de impedancia más baja.

45 El segundo barrido se realiza durante cualquier inhalación posterior y cubre todo el rango de frecuencias entre 2900 kHz y 3100 kHz debido a la modificación del perfil PZT en lo que respecta a la temperatura y deformación. Este perfil 'activo' se utiliza para determinar el desplazamiento que se va a aplicar.

##### Desplazamiento

Debido a que la aerosolización debe ser óptima, el desplazamiento no se utiliza durante las inhalaciones en frío y el PZT vibrará a una frecuencia resonante. Esto solo puede suceder durante un breve tiempo y sin repeticiones, de lo contrario, el PZT se rompería inevitablemente.

- 5 Sin embargo, el desplazamiento se utiliza durante la mayoría de las inhalaciones como una manera de seguir teniendo como objetivo una frecuencia de baja impedancia, lo que resulta en un funcionamiento cuasi óptimo del PZT mientras lo protege contra fallos.

Debido a que los perfiles de frío y calor se almacenan durante la inhalación, el microcontrolador puede seleccionar la frecuencia de desplazamiento adecuada de acuerdo con los valores medidos de corriente a través del PZT durante el barrido y garantizar un funcionamiento mecánico seguro.

- 10 La selección de la dirección de desplazamiento es crucial, ya que el componente piezoeléctrico se comporta de forma diferente si se encuentra fuera de la frecuencia resonante/antirresonante de duplicación o dentro de este rango. El desplazamiento seleccionado siempre debe estar en este rango definido por frecuencias resonante a antirresonante, ya que el PZT es inductivo y no capacitivo. Por último, el porcentaje de desplazamiento se mantiene por debajo del 10 % para seguir cerca de la impedancia más baja, pero lo suficientemente lejos de la resonancia.

#### 15 Ajuste

Debido a la naturaleza intrínseca de los PZT, cada inhalación es diferente. Numerosos parámetros distintos del elemento piezoeléctrico influyen en el resultado de la inhalación, como la cantidad de líquido electrónico que queda dentro de la cámara de aerosol, el estado de absorción de la gasa o el nivel de batería del dispositivo.

- 20 A partir de esto, el dispositivo controla permanentemente la corriente utilizada por el PZT dentro de la cámara de aerosol y el microcontrolador ajusta constantemente los parámetros, como la frecuencia y el ciclo de trabajo, para proporcionar a la cámara de aerosol la potencia más estable posible dentro de un rango predefinido que sigue a los estudios y resultados experimentales para una aerosolización óptima y segura.

#### Monitorización de la batería

- 25 Para suministrar un voltaje de CA de 15 V y mantener la corriente dentro del PZT alrededor de 2,5 A, el consumo de corriente de la batería alcanza unos 7 a 8 A, lo que, a su vez, genera una caída en el voltaje de la batería. Cualquier batería de Li-Po común no mantendría este recurso exigente durante una inhalación que puede superar los 6 segundos. Por este motivo se desarrolló una batería de Li-Po personalizada que puede gestionar unos 11 A, que es un 50% más que el máximo permitido en el PZT en todo momento, sin perder su facilidad de uso en un dispositivo portátil compacto e integrado.

- 30 Debido a que el voltaje de la batería disminuye y varía mucho al activar la sección de sonicación, el microcontrolador controla constantemente la potencia utilizada por el PZT dentro de la cámara de aerosol para garantizar una aerosolización adecuada, pero, a la vez, segura.

Y como la clave para la aerosolización es el control, el dispositivo garantiza primero que la sección de control e información del dispositivo siempre funcione y no se detenga en detrimento de la sección de sonicación.

- 35 Por ello el método de ajuste también considera el nivel de la batería en tiempo real y, si es necesario, modifica los parámetros como el ciclo de trabajo para mantener la batería a un nivel seguro, y, en el caso de que la batería se descargue antes de arrancar el motor sónico, la sección de control e información impedirá la activación.

#### Control de energía

- 40 Como se ha dicho, la clave para la aerosolización es el control y el método utilizado en el dispositivo es una función multidimensional en tiempo real que considera el perfil del PZT, la corriente dentro del PZT y el nivel de batería del dispositivo en todo momento.

Todo esto solo es posible gracias al uso de un microcontrolador que puede monitorizar y controlar cada elemento del dispositivo para producir una inhalación óptima.

#### 1. Control de la inhalación

- 45 El dispositivo es un dispositivo seguro y cuenta con la aprobación del informe BNS (Broughton Nicotine Services), pero para garantizar la seguridad de la nebulización y la integridad de la cámara de aerosol y del dispositivo, se debe controlar cada inhalación

#### Duración de la inhalación

- 50 Para reducir la exposición a carbonilos y otros componentes tóxicos que podrían resultar del calentamiento del líquido electrónico, la duración máxima de una inhalación está definida en 6 segundos, lo que garantiza plenamente que la exposición a estos componentes se contenga.

Intervalo

Dado que el dispositivo depende de un componente piezoeléctrico, el dispositivo impide la activación de la sección de sonicación si se detiene la inhalación. El retardo de seguridad entre dos inhalaciones se puede adaptar, según la duración de la anterior. Esto permite que la gasa absorba correctamente antes de la siguiente activación.

- 5 Con este funcionamiento, el dispositivo puede funcionar de manera segura y se optimiza la aerosolización sin riesgo de romper el elemento PZT ni de exponer al usuario a componentes tóxicos.

Conectividad (BLE)

- 10 La sección de control e información del dispositivo se compone de un sistema de comunicación inalámbrica en forma de microcontrolador con capacidad Bluetooth de baja energía. El sistema de comunicación inalámbrica está en comunicación con el procesador del dispositivo y está configurado para transmitir y recibir datos entre el dispositivo activador y un dispositivo informático, como un smartphone.

- 15 La conectividad a través de Bluetooth de baja energía con una aplicación móvil complementaria garantiza que solo se necesite poca energía para esta comunicación, lo que permite que el dispositivo siga funcionando durante más tiempo, si no se utiliza en absoluto, en comparación con las soluciones de conectividad inalámbrica tradicionales como Wi-Fi, Bluetooth clásico, GSM o incluso LTE-M y NB-IOT.

- Lo que es más importante, esta conectividad es lo que activa la programación de una sola vez (OTP) como una función, y el control y la seguridad completos de las inhalaciones. Todos los datos desde la frecuencia resonante de una inhalación hasta la utilizada, o la presión negativa creada por el usuario y la duración se almacenan y transfieren a través de BLE para el análisis y mejoras adicionales del software integrado.

- 20 Además, toda esta información es fundamental cuando el dispositivo se utiliza en programas médicos o para dejar de fumar porque proporciona a los médicos y usuarios toda la información relacionada con el proceso de inhalación y la capacidad de hacer un seguimiento en tiempo real de las recetas y el uso.

- 25 Por último, esta conectividad permite la actualización del firmware integrado dentro del dispositivo y de forma inalámbrica (OTA), lo que garantiza que las últimas versiones siempre se puedan implementar rápidamente. Esto proporciona una gran escalabilidad al dispositivo y que se mantenga la seguridad según lo previsto.

Recopilación de datos con fines clínicos para dejar de fumar

El dispositivo puede recopilar datos del usuario, como la cantidad de caladas y su duración, a fin de determinar la cantidad total de medicamento que el usuario consume en una sesión.

- 30 Estos datos pueden ser interpretados por un algoritmo que define los límites de consumo por periodo de tiempo según las recomendaciones de un médico.

Esto permitirá administrar una dosis terapéutica controlada de medicamento al usuario, supervisada por un médico o farmacéutico y que no pueda ser alterada por el usuario final.

El médico podrá reducir las dosis gradualmente en el transcurso del tiempo de una forma controlada que sea segura para el usuario y efectiva para proporcionar dosis terapéuticas para dejar de fumar.

- 35 Límites de las caladas

El proceso de cavitación ultrasónica tiene un impacto significativo en la concentración de nicotina en la nebulización producida. Un límite de la duración de las caladas de menos de 7 segundos en el dispositivo limitará la exposición del usuario a los carbonilos comúnmente producidos por los sistemas electrónicos de suministro de nicotina.

- 40 [0268] Según resultados experimentales de Broughton Nicotine Services, después de que un usuario realiza 10 caladas consecutivas de menos de 7 segundos, la cantidad total de carbonilos es de <2,67 µg/10 caladas (promedio: 1,43 µg/10 caladas) para formaldehído, <0,87 µg/ caladas (promedio: 0,50 µg/10 caladas) para acetaldehído, <0,40 µg/10 caladas (promedio: 0,28 µg/10 caladas) para propionaldehído, <0,16 µg/10 caladas (promedio: 0,16 µg/10 caladas) para crotonaldehído, <0,19 µg/10 caladas (promedio: 0,17 µg/10 caladas) para butiraldehído, <0,42µg/10 caladas (promedio: 0,25 µg/10 caladas) para diacetilo, y no se detectó acetilpropionilo en absoluto en las emisiones después de 10 caladas consecutivas de menos de 7 segundos.

Debido a que la aerosolización del líquido electrónico se logra a través de la acción mecánica del disco piezoeléctrico y no debido al calentamiento directo del líquido, los componentes individuales del líquido electrónico (propilenglicol, glicerina vegetal, sustancias saborizantes, etc.) permanecen en gran parte intactos y no se dividen en componentes más pequeños dañinos como acroleína, acetaldehído, formaldehído, etc., a la alta tasa observada en los EXTREMOS tradicionales.

Para limitar la exposición del usuario a los carbonilos al utilizar el dispositivo ultrasónico, la duración de la calada está limitada a 6 segundos como máximo de modo que los resultados anteriores representan el peor de los casos en términos de exposición.

5 Como se observa en las Figuras 43 y 44, cuando la tapa del extremo 248 está montada en la carcasa del dispositivo activador 246, esta carcasa 246 al ser de aluminio, actúa como una jaula de Faraday, evitando que el dispositivo emita ondas electromagnéticas. Se ha ensayado la compatibilidad electromagnética (EMC) del dispositivo con la carcasa del dispositivo activador 246 y las pruebas revelan que las emisiones son menos de la mitad del límite permitido para dispositivos. Los resultados de la prueba EMC se muestran en el gráfico de la Figura 45.

10 Todas las aplicaciones anteriores que implican tecnología ultrasónica pueden beneficiarse de la optimización lograda por el regulador de frecuencia, que optimiza la frecuencia de ultrasonidos para obtener un rendimiento óptimo.

Cabe destacar que las publicaciones aquí no se limitan al uso para suministrar nicotina. Algunos ejemplos están configurados para utilizarse para varios fines médicos (por ej., administración de CBD para el alivio del dolor, suplementos para mejorar el rendimiento, albuterol/salbutamol para pacientes con asma, etc.).

15 Los dispositivos que se indican en este documento están destinados al uso con fármacos u otros compuestos, junto con el fármaco o el compuesto que se suministra en un líquido dentro de la cámara de líquido del dispositivo para la aerosolización mediante el dispositivo. En algunos ejemplos, los dispositivos aquí divulgados están destinados al uso con fármacos y compuestos que pueden ser, entre otros, los siguientes:

Broncodilatadores

respiratorios

20 Olodaterol  
Levalbuterol  
Berodual (bromuro de ipratropio/fenoterol)  
Combivent (bromuro de ipratropio/salbutamol)

25 Antiinflamatorios

Betametasona  
Dexametasona  
Metilprednisolona  
Hidrocortisona

30 Mucolíticos  
N-acetilcisteína

Hipertensión pulmonar

35 Sildenafil  
Tadalafil  
Epoprostenol  
Treprostenil  
Iloprost

40 Enfermedades infecciosas

Antimicrobianos  
Aminoglicósidos (gentamicina, tobramicina, amikacina, colomicina, neomicina, amikacina liposomal)  
Quinolonas (ciprofloxacino, levofloxacino, moxifloxacino, ofloxacino) Macrólidos (azitromicina) Minociclina  
45 Betalactámicos (piperacilina-tazobactam, ceftazidima ticarcilina) cefalosporinas (cefotaxima, cefepima, ceftriaxona, cefotaxima) glucopéptidos (vancomicina)  
Meropenem  
Polimixina (colistina, polimixina B)

50 Antifúngicos

	Anfotericina
	Fluconazol
	Caspofungina
5	<u>Antivirales</u>
	Valganciclovir
	Favipiravir
	Remdesivir
	Acilovir
10	Tratamiento antituberculosis
	Isoniacida
	Pirazinamida
	Rifampicina
	Etambutol
15	<u>Oncología</u>
	Biológicos
	Gilotrif
	Afatinib
20	Caplacizumab
	Dupilumab
	Isarilumab
	Alirucumab
	Volasertib
25	Nintedanib
	Imatinib
	Sirolimus
30	<u>Quimioterapia</u>
	Azacitidina
	Decitabina
	Docetaxel
	Gemcitabina
	Cisplatino
35	<u>Sistema nervioso central y psicología</u>
	Valproato sódico
	Teriflunomida
	Zolmitriptán
40	<u>METABÓLICO/HORMONAL</u>
	Insulina
	Estrógenos
45	<u>INMUNOLOGÍA</u>
	Vacunas
	Anticuerpos monoclonales
	Células madre

Vitaminas

Zinc

Ácido ascórbico

5 Varios

Niclosamida

Hidroxicloroquina

Ivermectina

10 El inhalador nebulizador ultrasónico 100 de algunos ejemplos es una versión más potente de los nebulizadores médicos portátiles existentes, con la forma y tamaño de los cigarrillos electrónicos actuales y con una estructura específica para lograr una vaporización eficaz. Es una alternativa más saludable a los productos de cigarrillos y cigarrillos electrónicos actuales.

15 El inhalador nebulizador ultrasónico 100 de algunos ejemplos se aplica especialmente a aquellos que utilizan inhaladores electrónicos como un medio para dejar de fumar o reducir su dependencia a la nicotina. El inhalador nebulizador ultrasónico 100 permite reducir de forma gradual la dosis de nicotina.

20 Es posible concebir fácilmente otros ejemplos de dispositivos para inhaladores nebulizadores ultrasónicos, lo que incluye dispositivos para uso medicinal. Lo anterior esboza las características de varios ejemplos o realizaciones, para que aquellos expertos en la materia puedan entender mejor varios aspectos de la presente divulgación. Aquellos expertos en la materia deben apreciar que pueden utilizar fácilmente la presente divulgación como base para diseñar o modificar otros procesos y estructuras a fin de llevar a cabo los mismos objetivos y/o lograr las mismas ventajas de varios ejemplos o realizaciones presentados aquí.

25 Aunque el tema se ha descrito en un lenguaje específico de las características estructurales o de los actos metodológicos, debe entenderse que el tema de las reivindicaciones anexas no se limita necesariamente a las características o a los actos específicos descritos anteriormente. Más bien, las características y los actos específicos descritos anteriormente se publican a modo de ejemplo de la aplicación de al menos algunas de las reivindicaciones.

30 En este documento se proporcionan diversas operaciones de los ejemplos o realizaciones. El orden en el que se describen algunas o todas las operaciones no debe interpretarse en el sentido de que estas operaciones dependen necesariamente de dicho orden. Se destacará el orden alternativo que tenga los beneficios de esta descripción. Además, se entenderá que no todas las operaciones están necesariamente presentes en realización incluida aquí. También, se entenderá que no todas las operaciones son necesarias en algunos ejemplos o realizaciones.

35 Además, el término "ejemplar" se utiliza aquí para referirse a servir como ejemplo, ejemplo, ilustración, etc., y no necesariamente como ventajoso. Tal como se utiliza en esta solicitud, "o" tiene por objeto significar una "o" inclusiva en lugar de una "o" exclusiva. Además, "un" y "una", tal como se utilizan en esta solicitud y en las reivindicaciones adjuntas, se interpretan generalmente como "uno o más", salvo que se especifique lo contrario o se especifique claramente en el contexto para que se dirija a una forma singular. También al menos uno de A y B o similar generalmente significa A o B o tanto A como B. Además, en la medida en que se utilicen "incluye", "teniendo", "tiene", "con" o variantes de estos, dichos términos tienen la intención de ser inclusivos de una manera similar al término "comprende". Asimismo, salvo que se especifique lo contrario, "primero", "segundo" o similares no pretenden implicar un aspecto temporal, un aspecto espacial, un orden, etc. Más bien, dichos términos se utilizan simplemente como identificadores, nombres, etc., para características, elementos, ítems, etc. Por ejemplo, un primer elemento y un segundo elemento generalmente corresponden al elemento A y al elemento B o dos elementos distintos o a dos idénticos o al mismo elemento.

45 También, aunque la divulgación se ha mostrado y descrito con respecto a una o más implementaciones, otros expertos en la materia podrán realizar alteraciones y modificaciones equivalentes basándose en la lectura y comprensión de esta especificación y de los esquemas anexos. La divulgación comprende todas esas modificaciones y alteraciones y está limitada únicamente por el alcance de las reivindicaciones siguientes. En lo que respecta en particular a las diversas funciones desempeñadas por las características descritas anteriormente (por ej., elementos, recursos, etc.), los términos utilizados para describir dichas características pretenden corresponder, salvo que se indique lo contrario, cualquier característica que desempeñe la función especificada de las características descritas (por ej., que sea funcionalmente equivalente), aunque no sea estructuralmente equivalente a la estructura divulgada. Además, mientras que una característica particular de la divulgación puede haber sido divulgada con respecto a solo una de varias implementaciones, dicha característica puede ser combinada con una o más características de las otras implementaciones como podría ser deseado y ventajoso para cualquier aplicación determinada o particular.

55 Los ejemplos o realizaciones de la materia y las operaciones funcionales descritas en el presente documento pueden implementarse en circuitos electrónicos digitales, o en software, firmware o hardware, incluyendo las estructuras divulgadas en esta especificación y sus equivalentes estructurales, o en combinaciones de una o más de ellas.

5 Algunos ejemplos o realizaciones se implementan utilizando uno o más módulos de instrucciones de un programa informático codificado en un medio legible por ordenador para su ejecución por, o para controlar el funcionamiento de, un aparato de procesamiento de datos. El medio legible por ordenador puede ser un producto fabricado, como un disco duro en un sistema informático o un sistema integrado. El medio legible por ordenador puede adquirirse por separado y posteriormente codificarse con uno o más módulos de instrucciones del programa informático, como por ejemplo mediante el suministro de uno o más módulos de instrucciones del programa informático a través de una red cableada o inalámbrica. El medio legible por ordenador puede ser un dispositivo de almacenamiento legible por máquina, un sustrato de almacenamiento legible por máquina, un dispositivo de memoria o una combinación de uno o más de ellos.

10 Los términos "dispositivo informático" y "aparato de procesamiento de datos" abarcan todos los aparatos, dispositivos y máquinas para el procesamiento de datos, incluyendo a modo de ejemplo un procesador programable, un ordenador o múltiples procesadores u ordenadores. El aparato puede incluir, además del hardware, el código que crea un entorno de ejecución para el programa informático en cuestión, por ej., el código que constituye el firmware del procesador, una pila de protocolos, un sistema de gestión de bases de datos, un sistema operativo, un entorno de ejecución, o una combinación de uno o más de ellos. Además, el aparato puede emplear varias infraestructuras de modelos informáticos diferentes, tales como servicios web, informática distribuida e infraestructuras informáticas en red.

15 Los procesos y flujos lógicos descritos en esta especificación pueden ser realizados por uno o más procesadores programables que ejecutan uno o más programas informáticos para realizar funciones operando sobre datos de entrada y generando resultados.

20 Los procesadores adecuados para la ejecución de un programa informático incluyen, a modo de ejemplo, microprocesadores de propósito general y especial, y uno o varios procesadores de cualquier tipo de ordenador digital. Por lo general, un procesador recibe instrucciones y datos de una memoria de solo lectura, de una memoria de acceso aleatorio o de ambas. Los elementos esenciales de un ordenador son un procesador para ejecutar instrucciones y uno o más dispositivos de memoria para almacenar instrucciones y datos. Generalmente, un ordenador también incluirá, o estará acoplado operativamente para recibir datos desde o transferir datos a, o ambos, uno o más dispositivos de almacenamiento masivo para almacenar datos, por ej., discos magnéticos, magneto-ópticos u ópticos. Sin embargo, no es necesario que un ordenador tenga tales dispositivos. Los dispositivos adecuados para almacenar instrucciones y datos de programas informáticos incluyen todas las formas de memoria no volátil, medios y dispositivos de memoria.

25 En la presente especificación, "comprender" significa "incluir o consistir en" y "comprender" significa "incluir o consistir en".

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo accionador para un dispositivo inhalador nebulizador, el dispositivo accionador comprende:  
una batería (250);  
5 un activador de CA para convertir un voltaje de la batería (250) en una señal de activación de CA a una frecuencia predeterminada para activar el transductor ultrasónico (215);  
una disposición de monitorización de potencia activa para monitorizar la potencia activa que utiliza el transductor ultrasónico (215) cuando el transductor ultrasónico (215) es accionado por la señal de activación de CA, donde la disposición de monitorización de potencia activa proporciona una señal de monitorización que indica que el transductor ultrasónico (215) utiliza una potencia activa;  
10 un procesador para controlar el activador de CA y para recibir la activación de la señal de monitorización de la disposición de monitorización de potencia activa; y
- caracterizado por**
- 15 una memoria que almacena instrucciones que, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador:
- A. controle el activador de CA para enviar una señal de activación de CA al transductor ultrasónico (215) a una frecuencia de barrido predeterminada;
- B; calcule la potencia activa utilizada por el transductor ultrasónico (215) en función de la señal de monitorización;
- C; controle el activador de CA para modular la señal de activación de CA para maximizar la potencia activa que utiliza el transductor ultrasónico (215);  
20
- D. guarde un registro en la memoria de la potencia activa máxima utilizada por el transductor ultrasónico (215) y la frecuencia de barrido de la señal de activación de CA;
- E. repita los pasos A-D para un número predeterminado de iteraciones con la frecuencia de barrido que se incrementan con cada iteración, de manera que, después de que se haya producido el número predeterminado de iteraciones, la frecuencia de barrido se haya incrementado de una frecuencia de barrido inicial a una frecuencia de barrido final;  
25
- F. identifique, a partir de los registros guardados en la memoria, la frecuencia óptima para la señal de activación de CA, que es la frecuencia de barrido de la señal de activación de CA a la que el transductor ultrasónico (215) utiliza una potencia activa máxima; y
- 30 G. controle el activador de CA para enviar una señal de activación de CA al transductor ultrasónico (215) a la frecuencia óptima para accionar el transductor ultrasónico (215) para atomizar un líquido.
2. El dispositivo de la reivindicación 1, donde la disposición de la monitorización de la potencia activa comprende:  
un dispositivo de detección de corriente para detectar una corriente de activación de la señal de activación de CA que acciona el transductor ultrasónico (215), donde el dispositivo de monitorización de la potencia activa proporciona una señal de monitorización que es indicativa de la corriente de accionamiento detectada.  
35
3. El dispositivo de la reivindicación 2, donde la disposición de detección de corriente comprende:  
un convertidor analógico-digital que convierte la corriente de accionamiento detectada en una señal digital para su procesamiento por el procesador.
4. El dispositivo de la reivindicación 1, donde la memoria almacena instrucciones que, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador:  
40 repita los pasos A-D incrementando la frecuencia de barrido desde una frecuencia de barrido inicial de 2900 kHz hasta una frecuencia de barrido final de 3100 kHz.
5. El dispositivo de la reivindicación 4, donde la memoria almacena instrucciones que, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador:  
45 repita los pasos A-D con la frecuencia de barrido incrementada desde una frecuencia de barrido inicial de 2900 kHz hasta una frecuencia de barrido final de 2960 kHz.

6. El dispositivo de la reivindicación 1, donde la memoria almacena instrucciones que, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador:
- en el paso G, controle el activador de CA para que emita una señal de activación de CA al transductor ultrasónico (215) a una frecuencia que se desplaza en una proporción de desplazamiento predeterminada con respecto a la frecuencia óptima.
- 5 7. El dispositivo de la reivindicación 6, donde la proporción de desplazamiento predeterminada está entre el 1 y el 10% de la frecuencia óptima.
8. El dispositivo de la reivindicación 1, donde la batería (250) es una batería de Li-Po de 3,7 V CC.
9. El dispositivo de la reivindicación 8, donde el dispositivo accionador (202) comprende además:
- 10 un sensor de presión para detectar un flujo de aire a lo largo de una trayectoria de flujo del dispositivo activador que se extiende a lo largo del dispositivo activador (202).
10. El dispositivo de la reivindicación 1, donde el dispositivo accionador (202) comprende además:
- 15 una carcasa del dispositivo activador (246) que es, al menos en parte, de metal, donde la carcasa del dispositivo activador (246) aloja la batería (250), el procesador, la memoria, la disposición de monitorización de la potencia activa y el activador de CA, y donde la carcasa del dispositivo activador (246) comprende un hueco (203) para recibir y retener parte del dispositivo nebulizador (201).
11. El dispositivo de reivindicación 1, donde el activador de CA modula la señal de activación de CA por modulación de ancho de impulso para maximizar la potencia activa utilizada por el transductor ultrasónico (215).

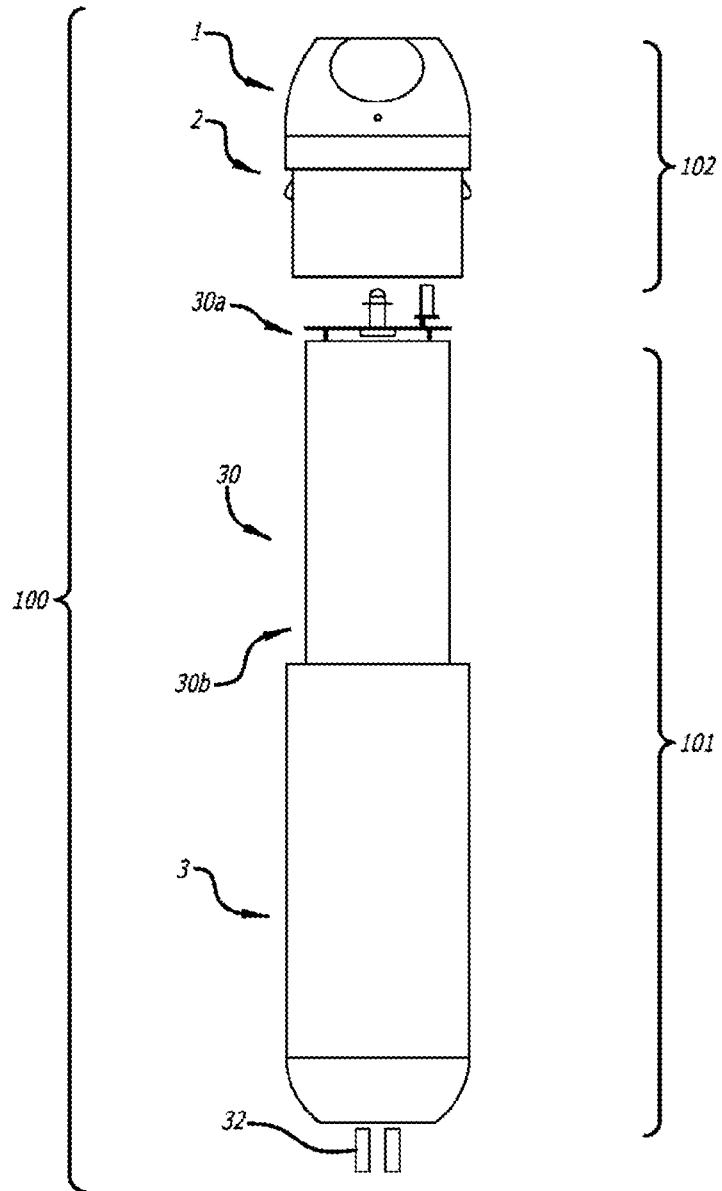


FIG. 1

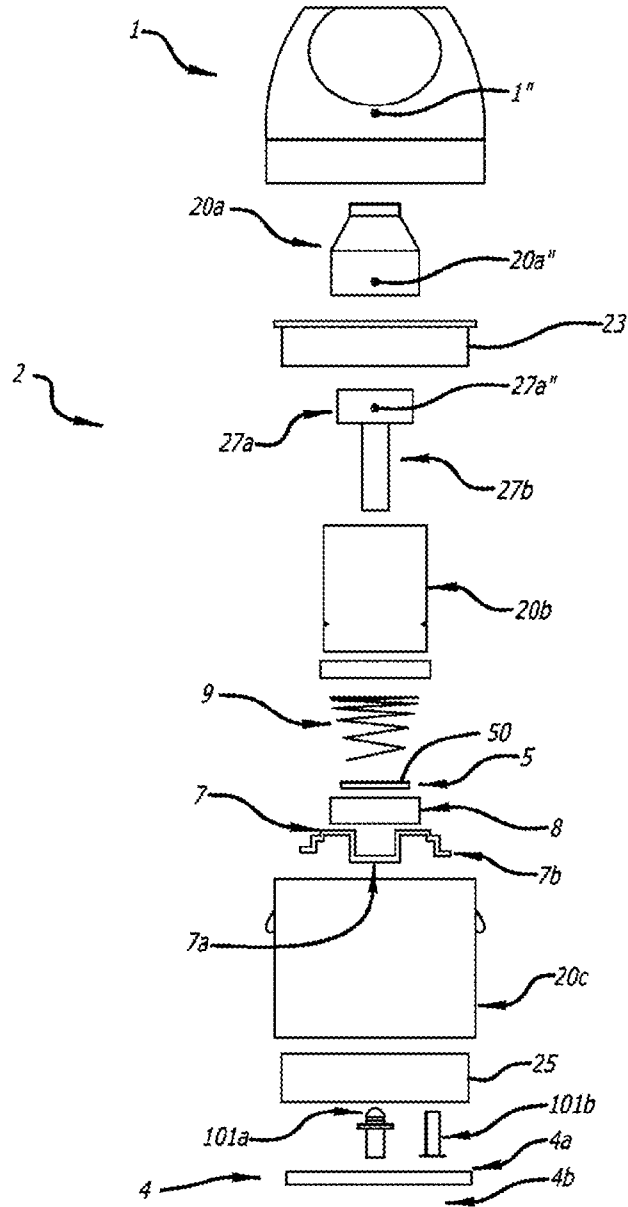


FIG. 2

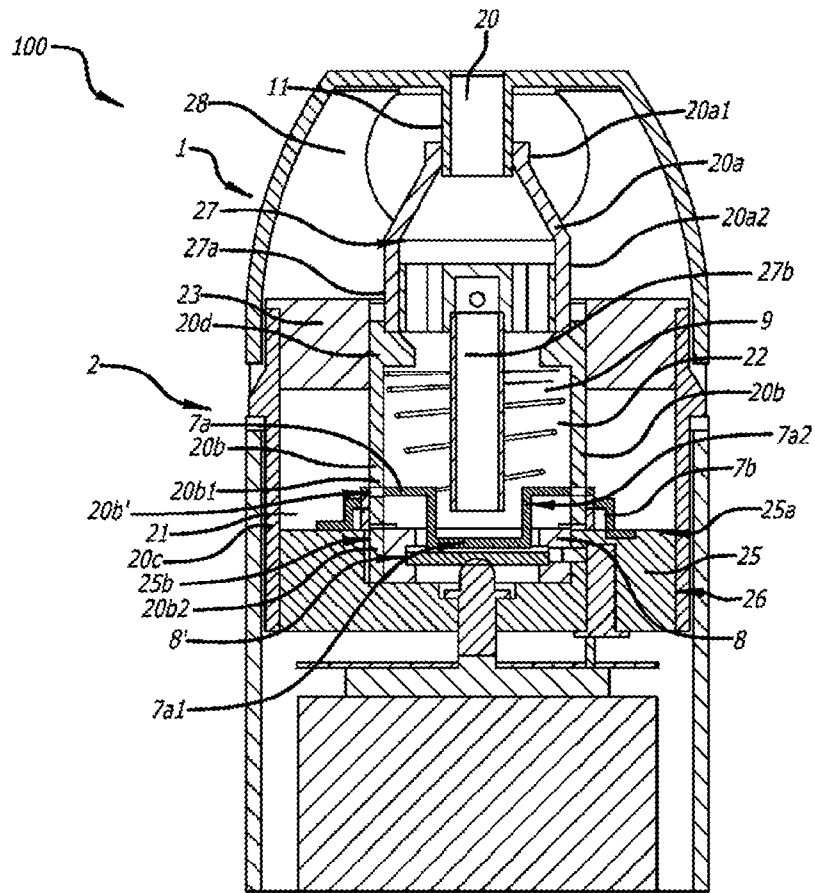


FIG. 3

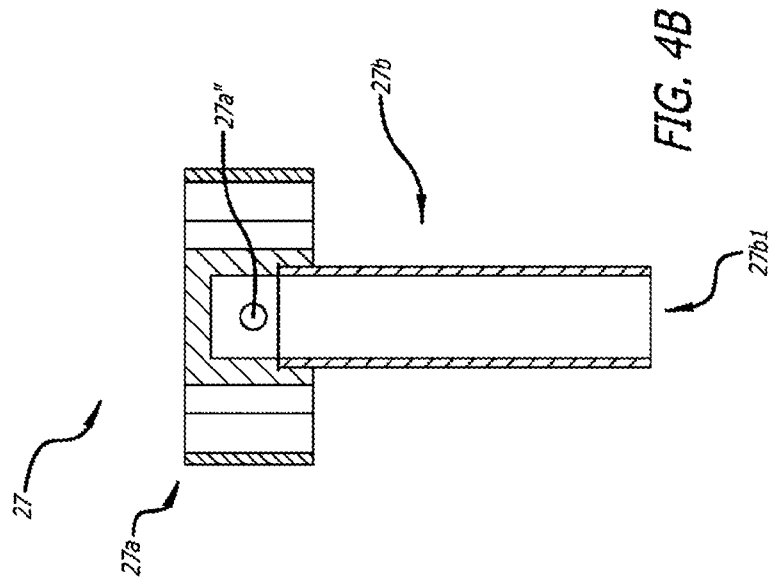


FIG. 4B

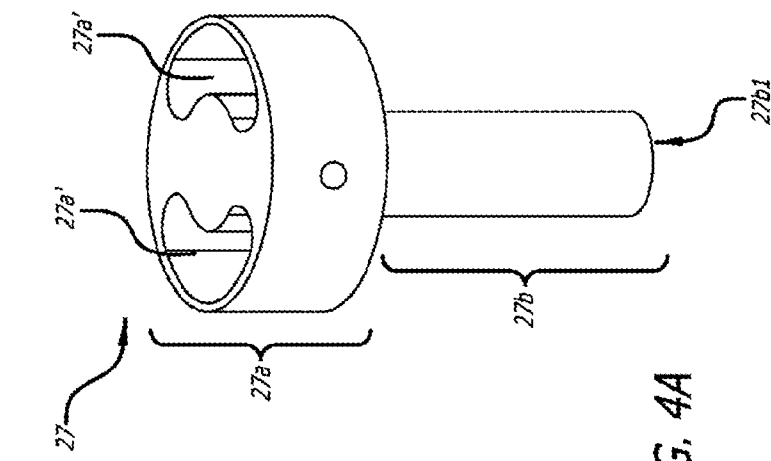
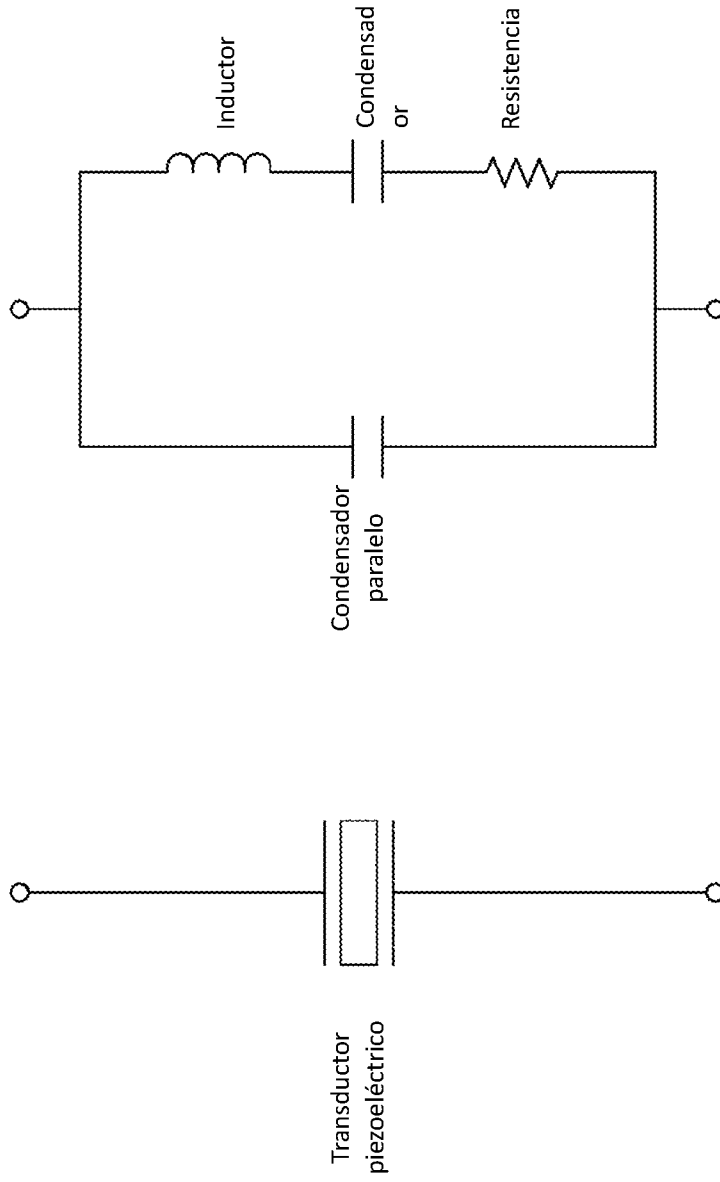


FIG. 4A



Componentes del transductor piezoeléctrico en un circuito

**FIG. 5**

Transductor piezoeléctrico

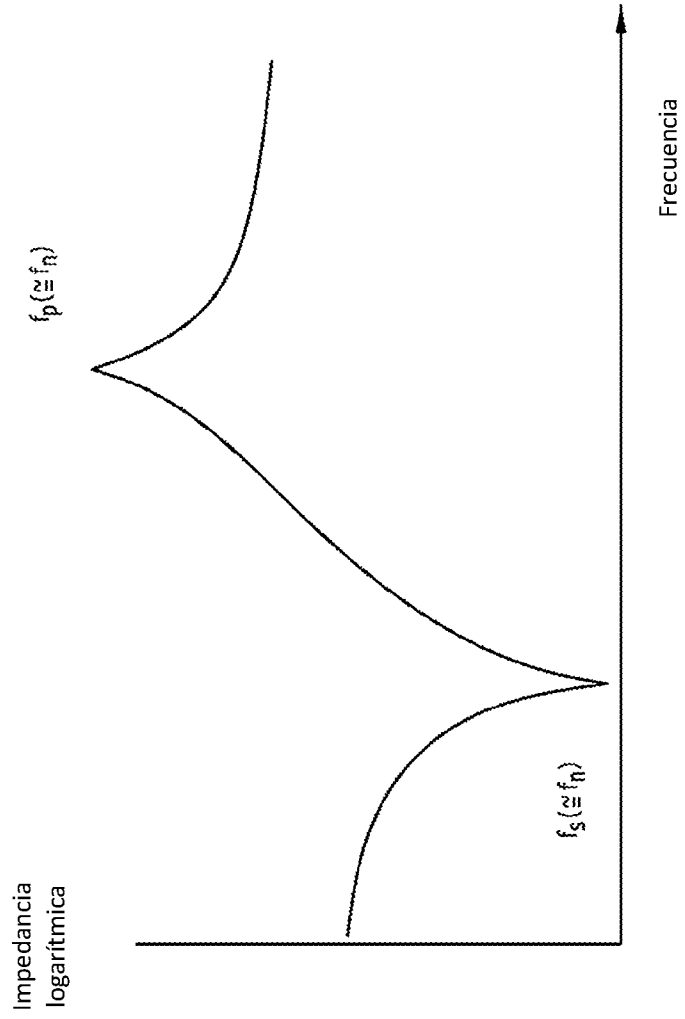
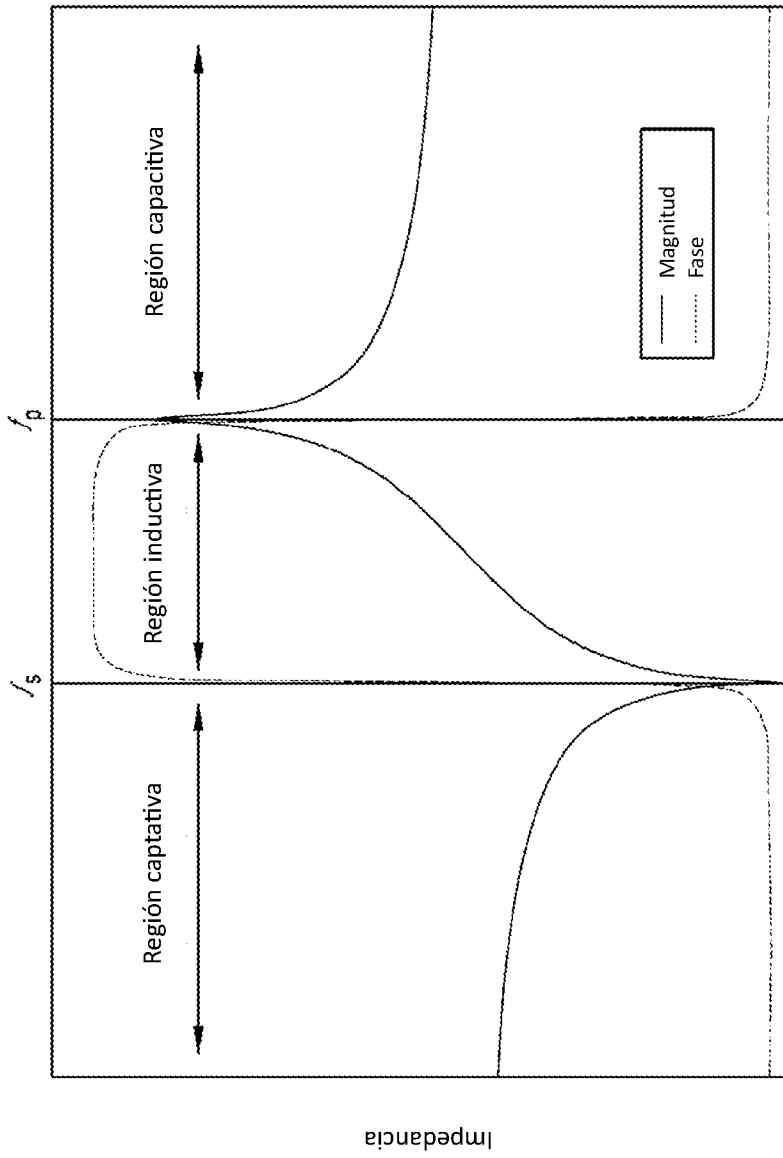


FIG. 6



Frecuencia **FIG. 7**

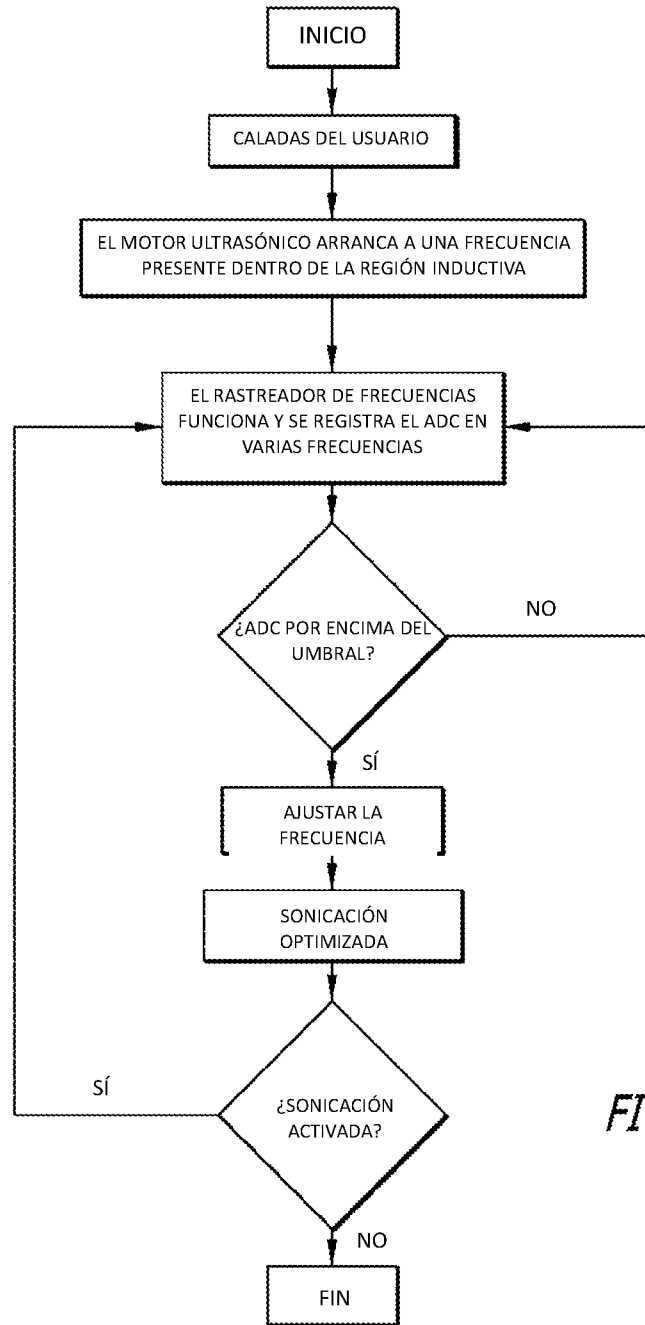
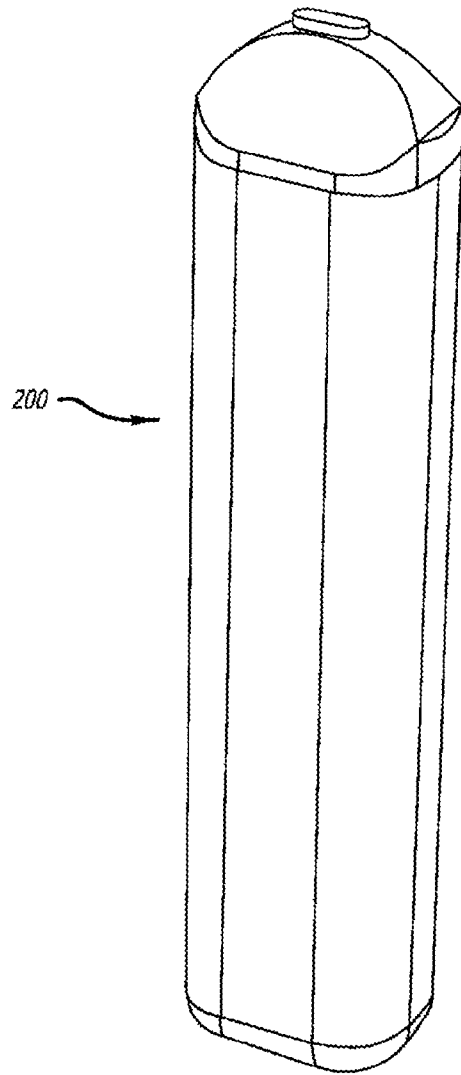
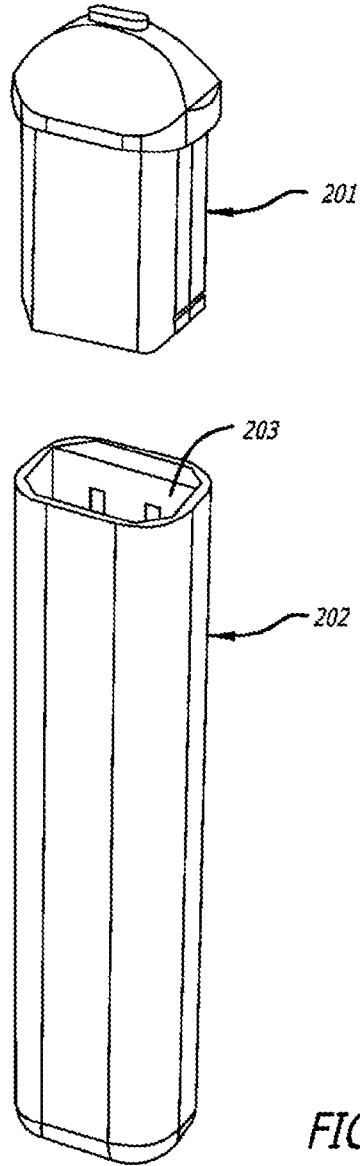


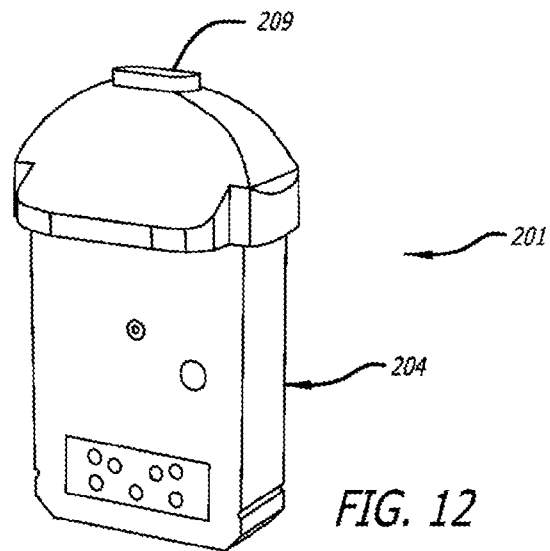
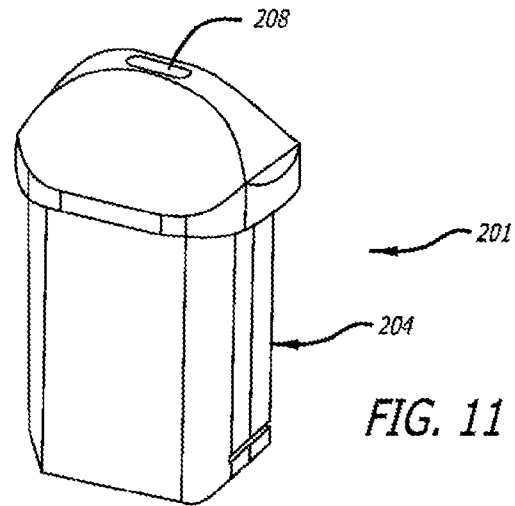
FIG. 8



*FIG. 9*



**FIG. 10**



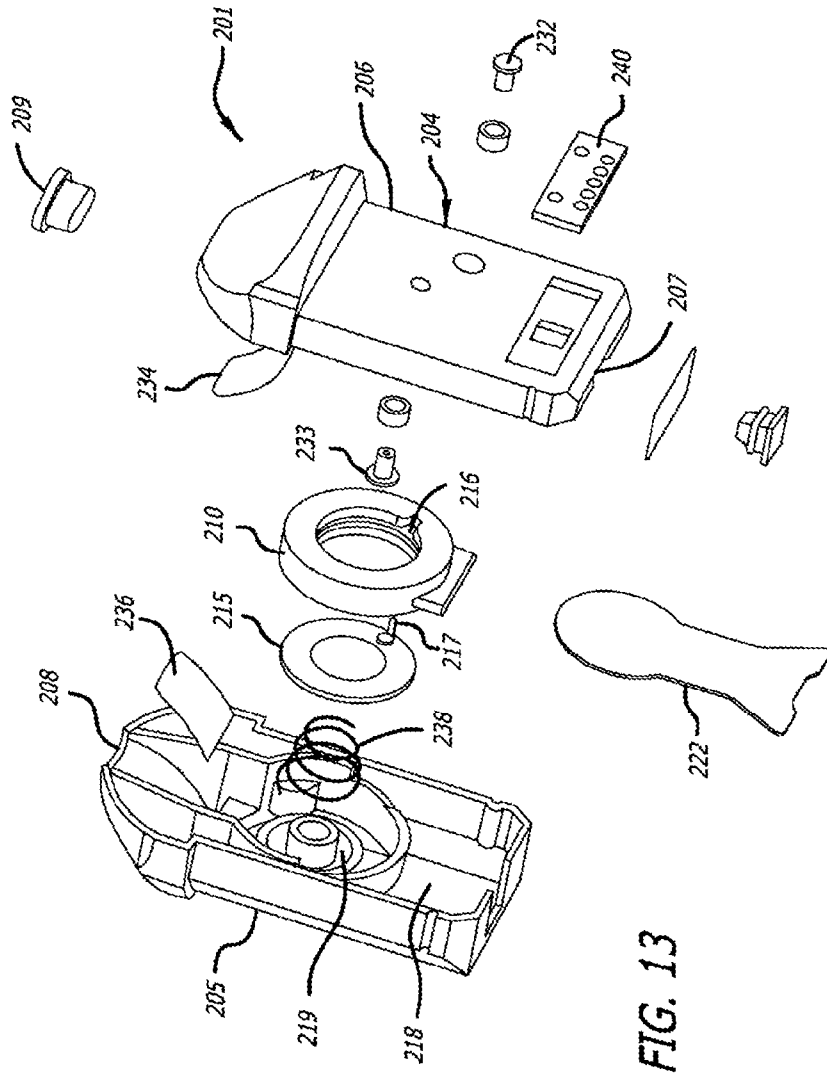
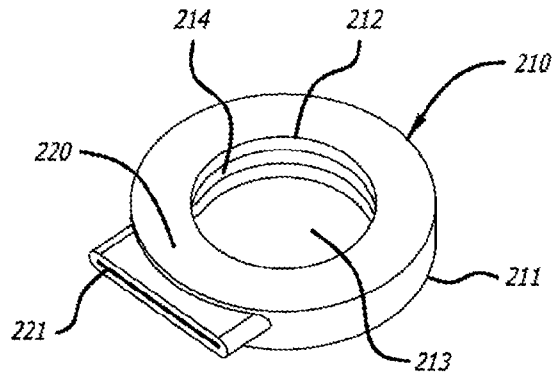
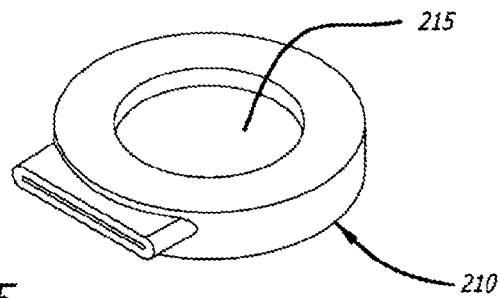


FIG. 13



**FIG. 14**



**FIG. 15**

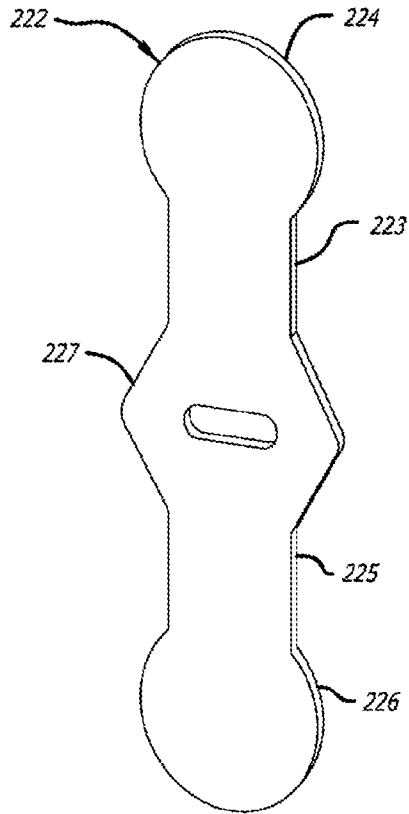


FIG. 16

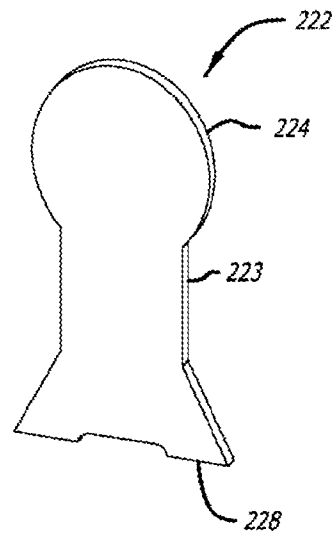
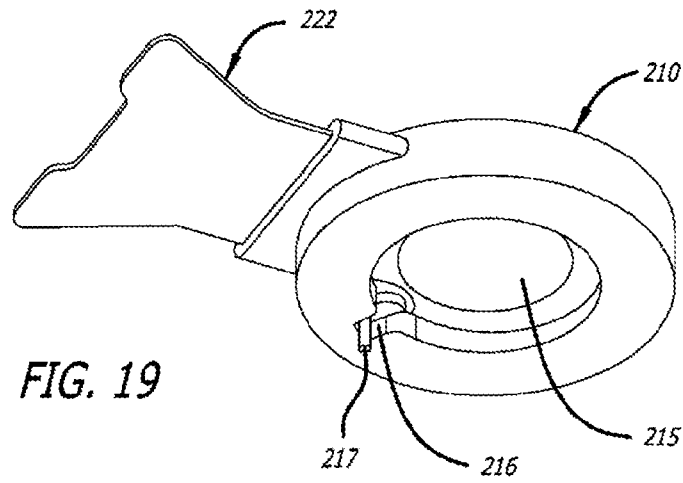
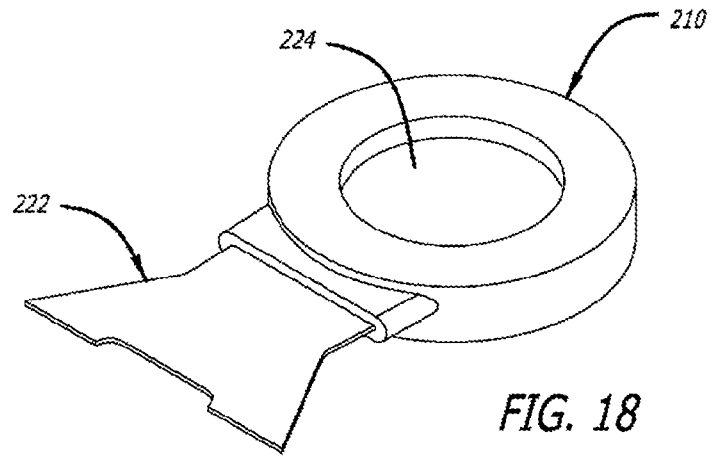
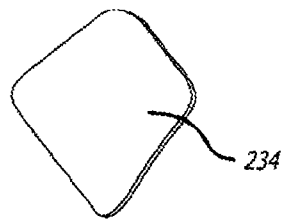
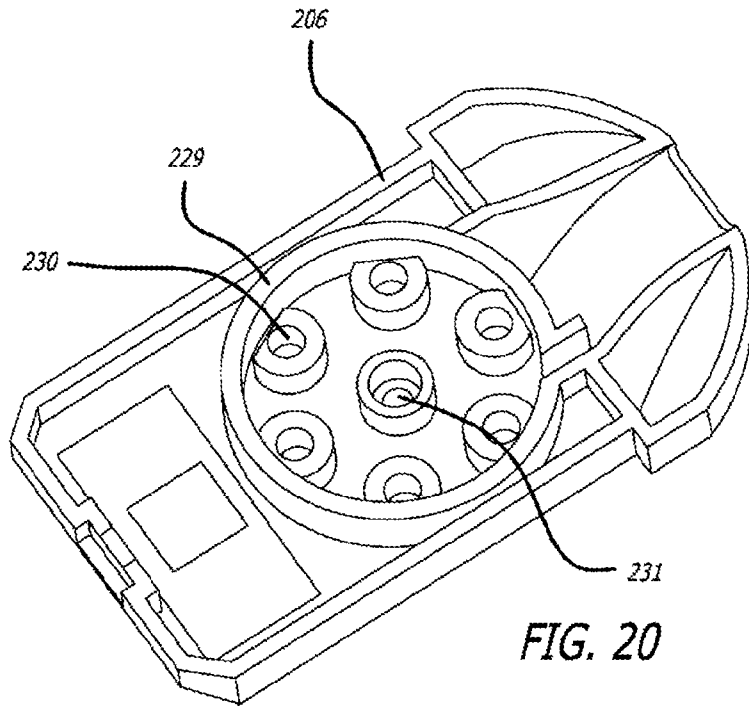
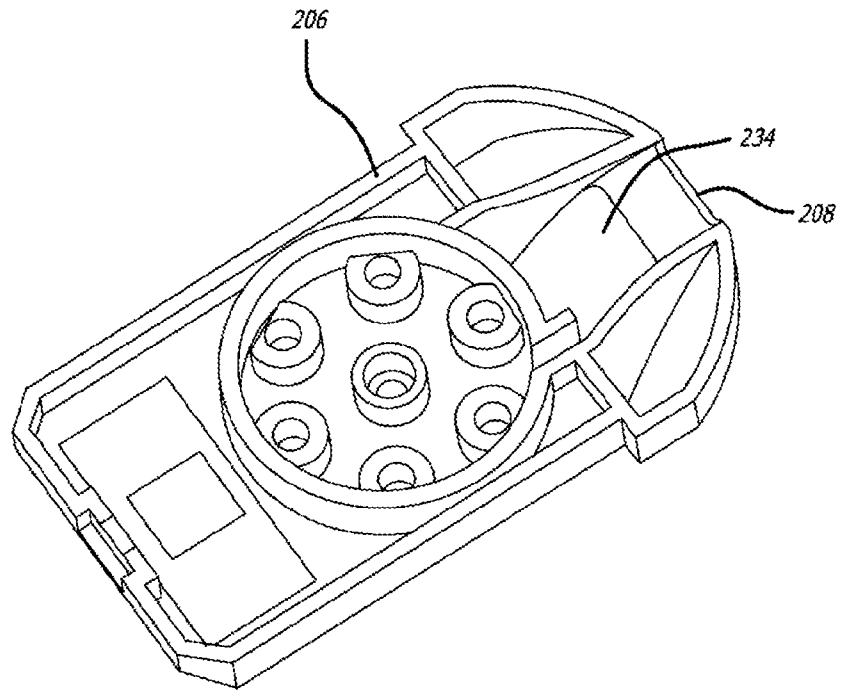


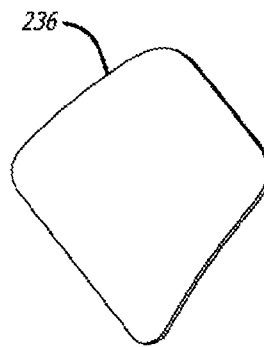
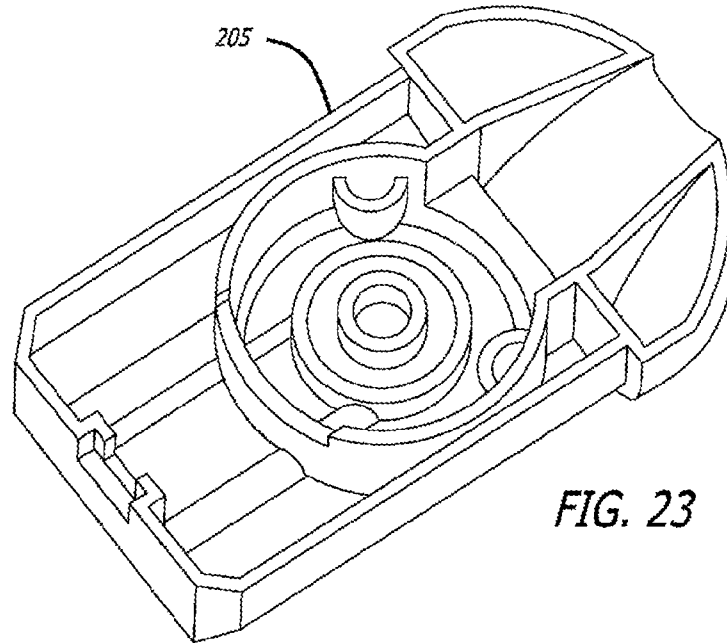
FIG. 17

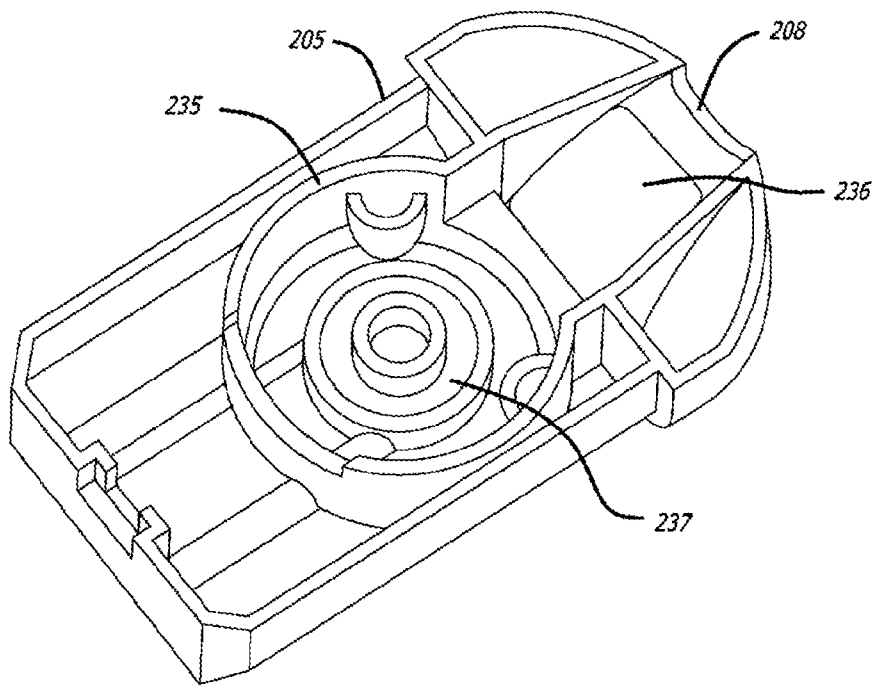




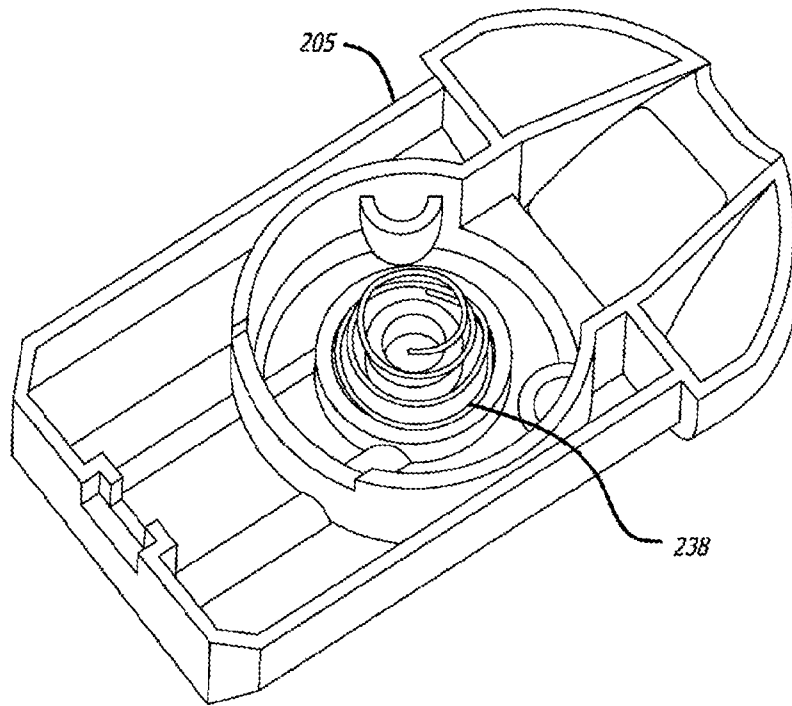


**FIG. 22**

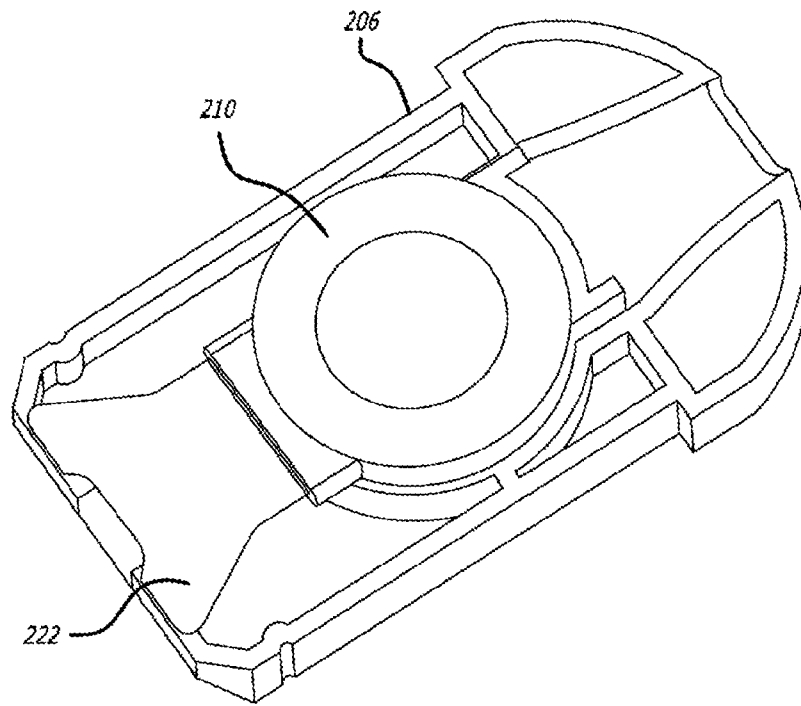




**FIG. 25**



**FIG. 26**



**FIG. 27**

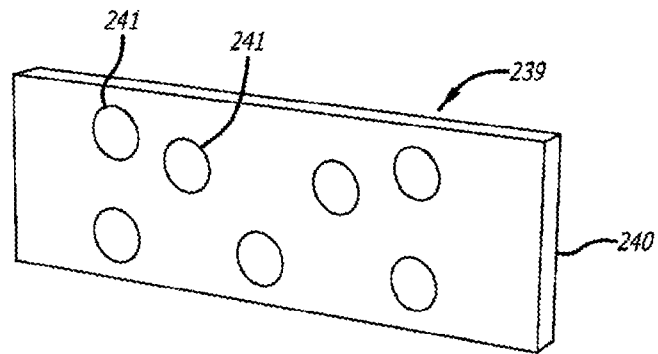


FIG. 28

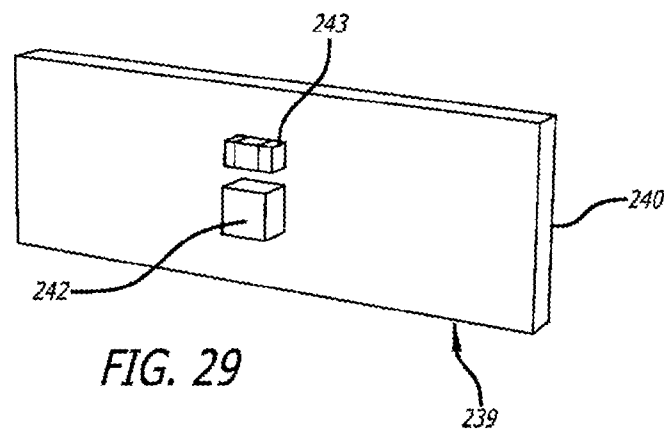


FIG. 29

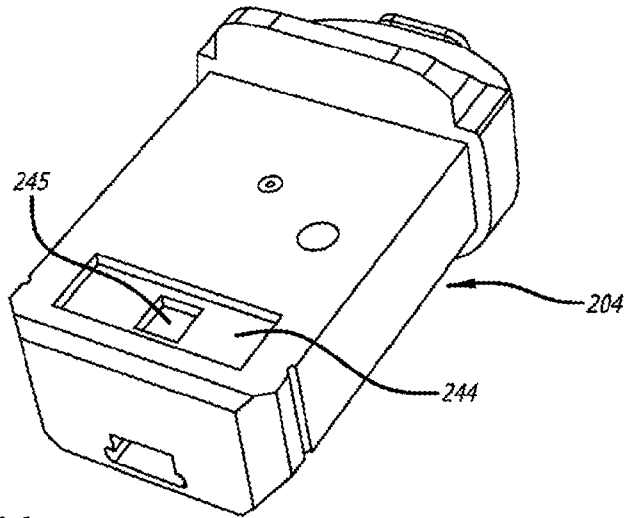


FIG. 30

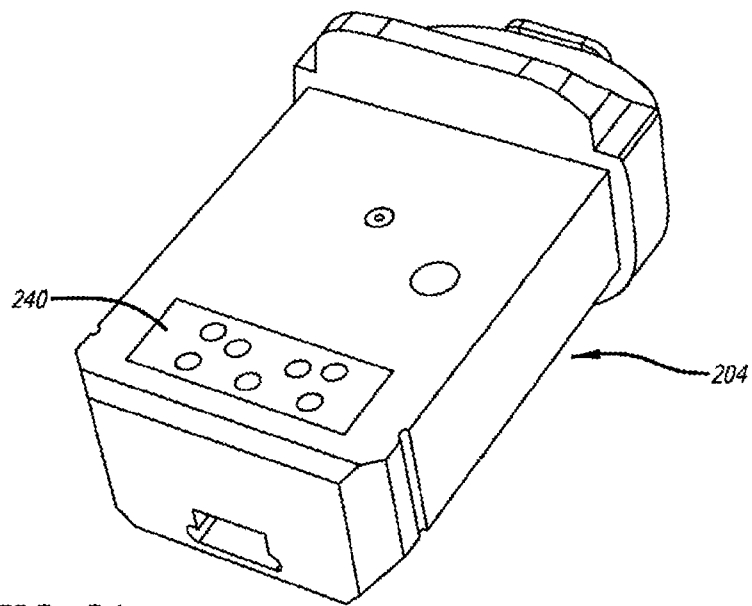
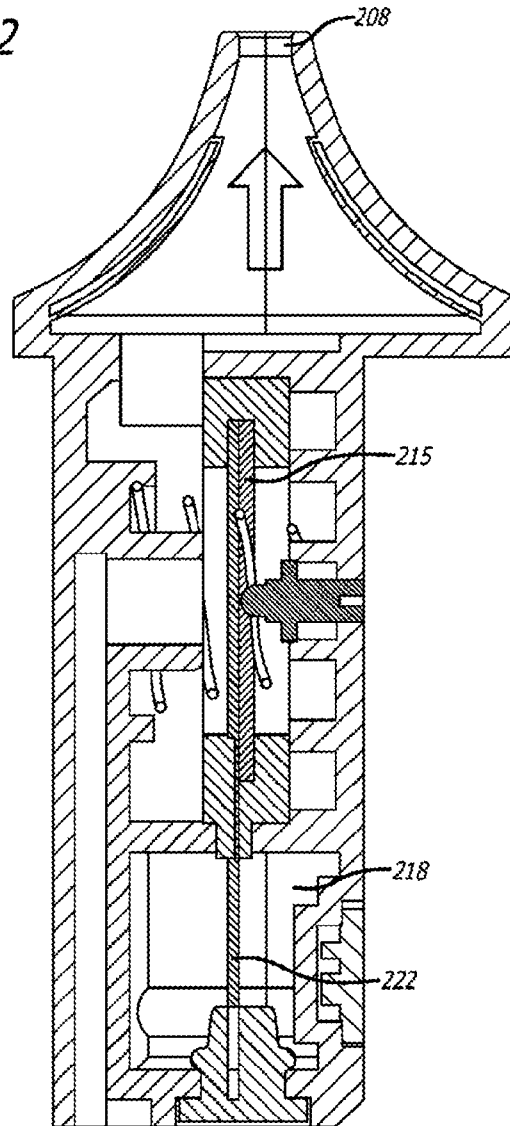


FIG. 31

FIG. 32



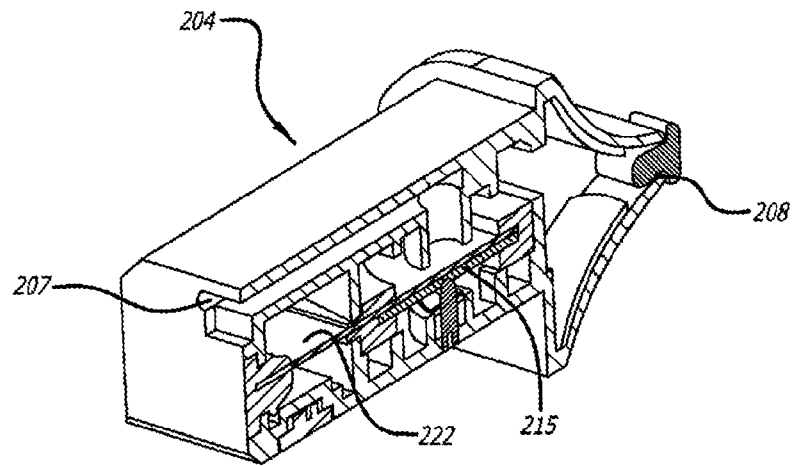


FIG. 33

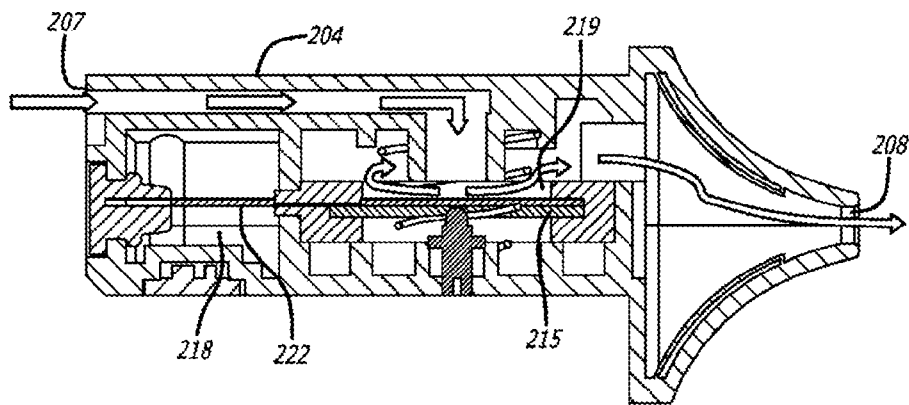


FIG. 34

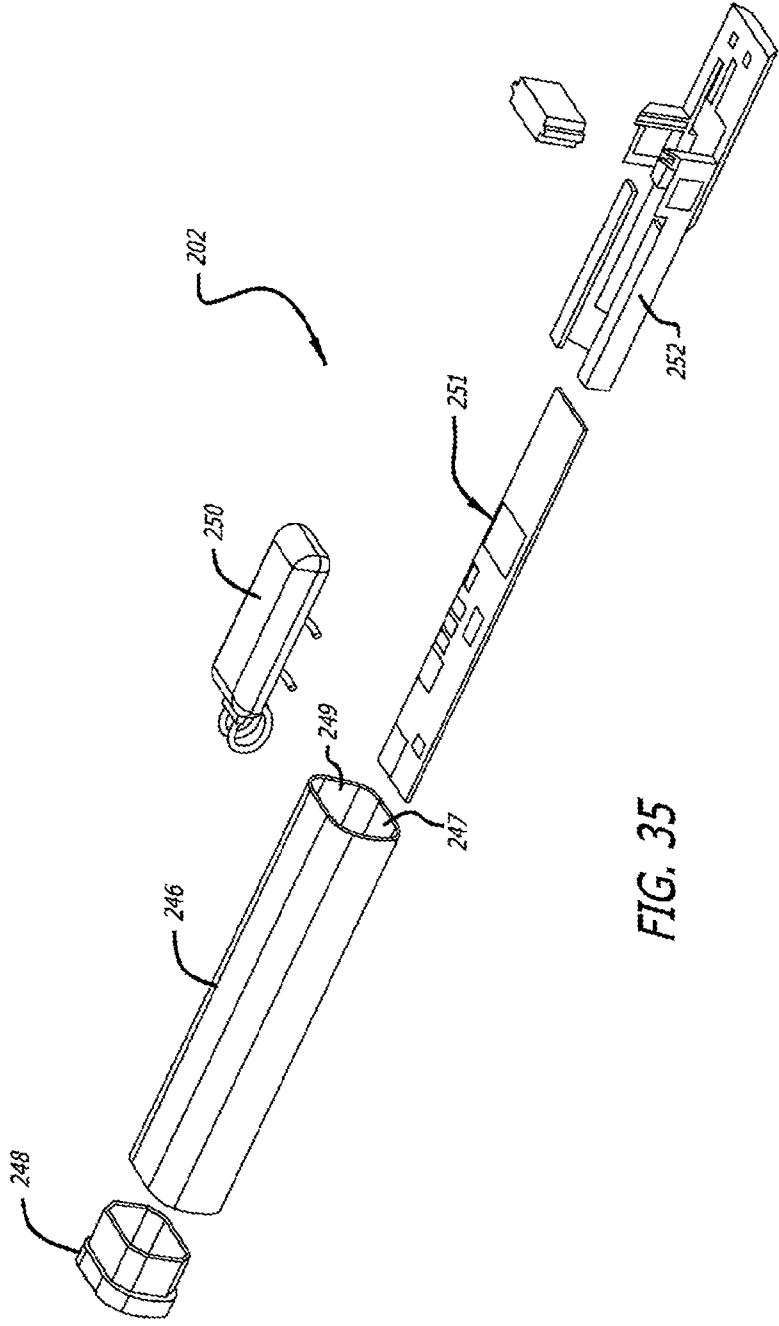


FIG. 35

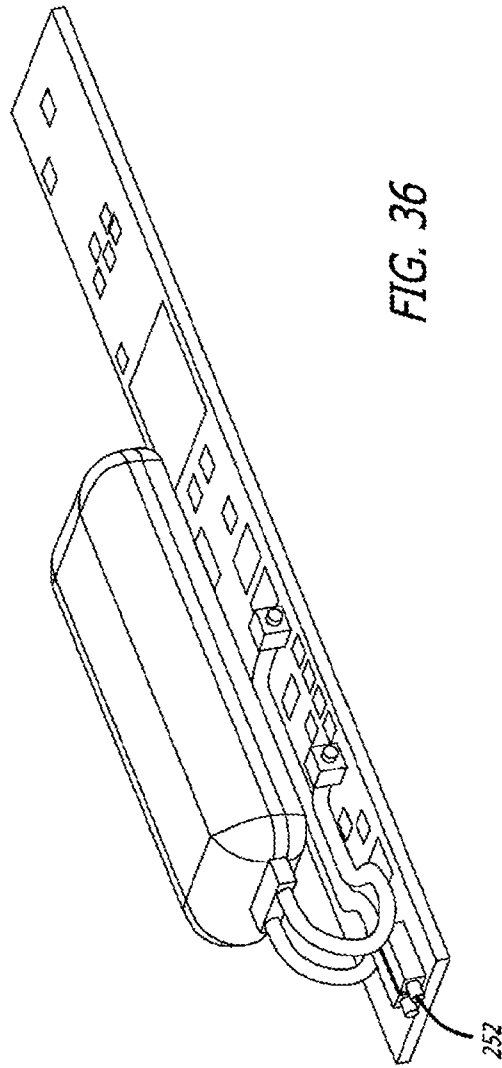


FIG. 36

FIG. 37

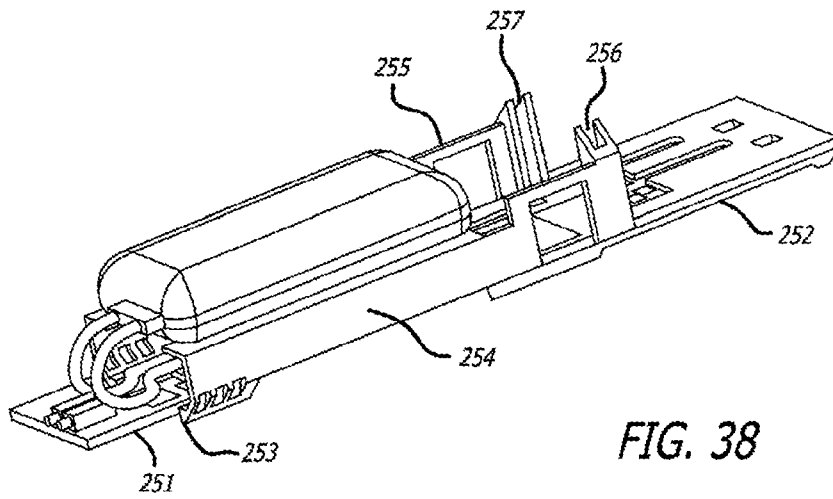
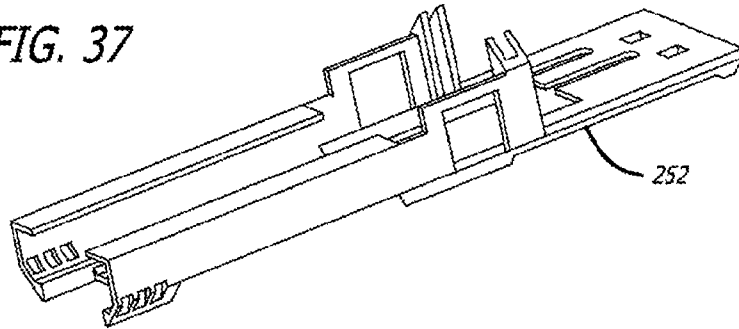
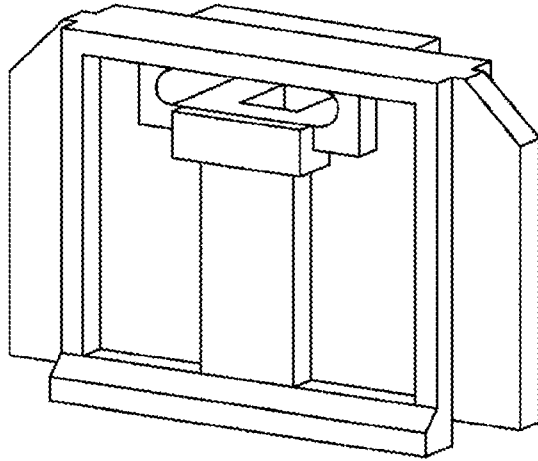
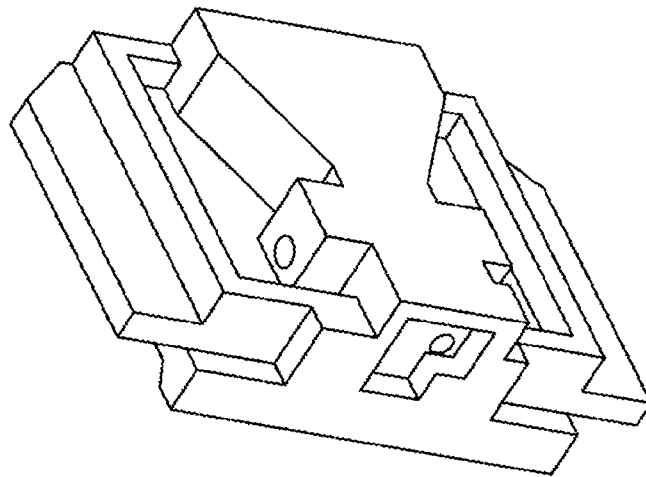


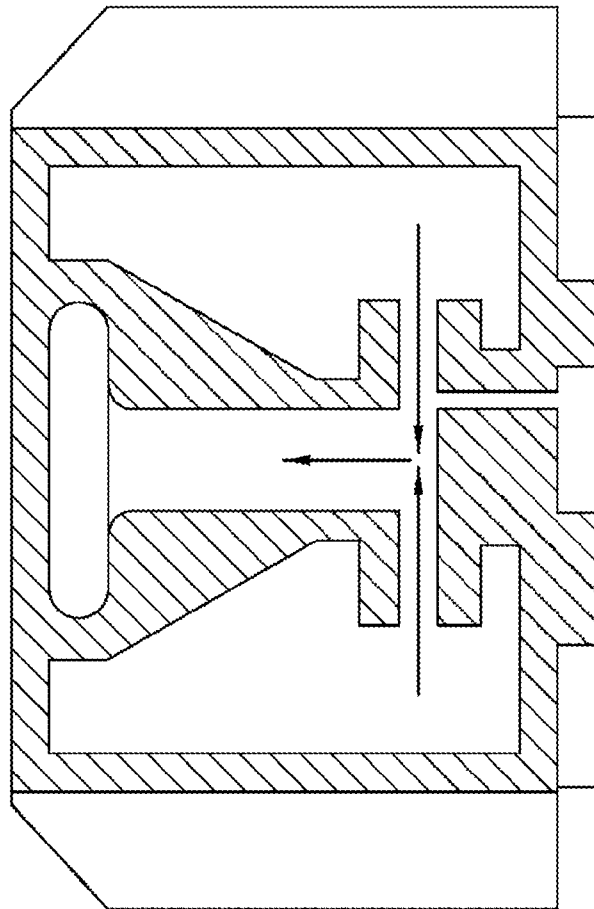
FIG. 38



*FIG. 39*



*FIG. 40*



*FIG. 41*

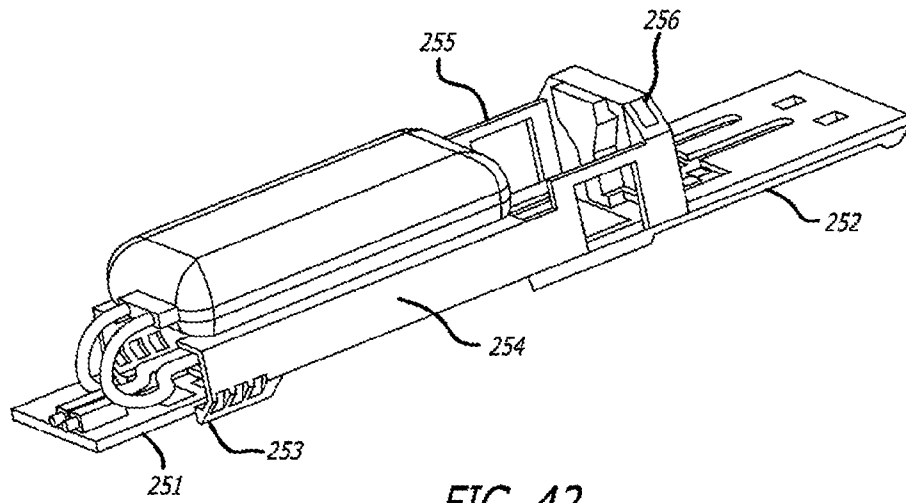
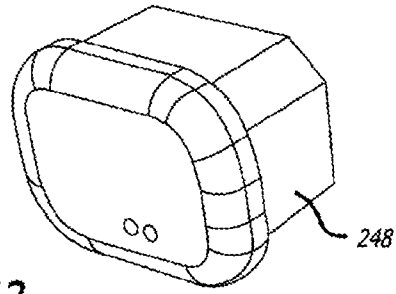
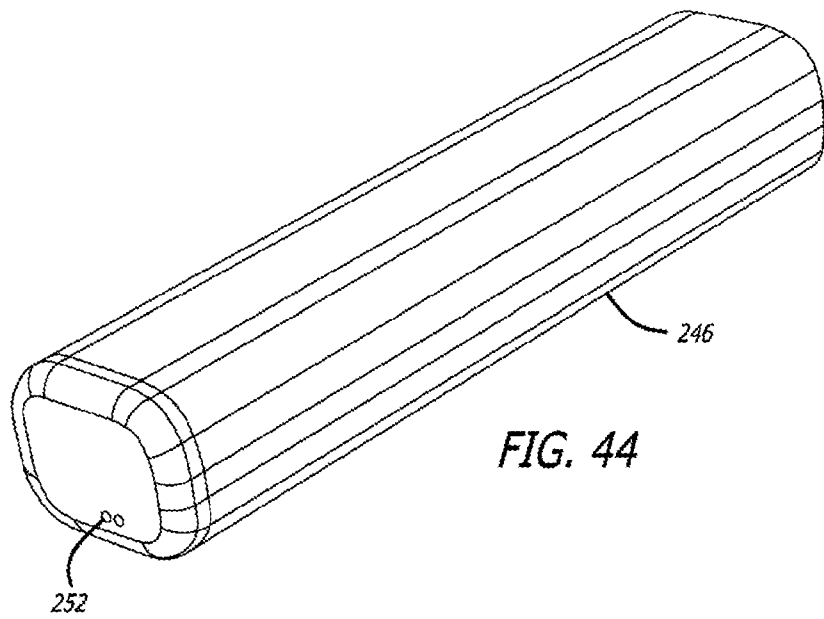


FIG. 42



**FIG. 43**



**FIG. 44**

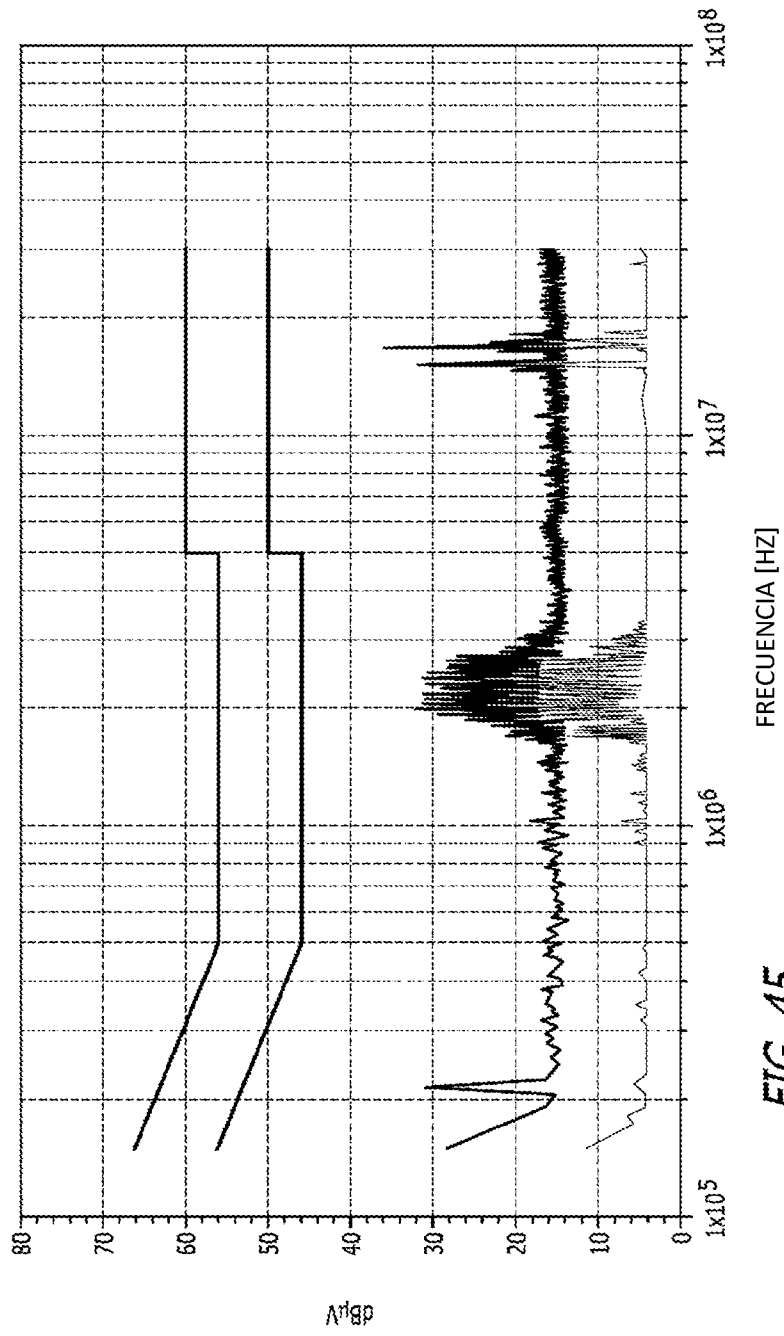


FIG. 45