



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS
ESPAÑA



⑪ Número de publicación: **2 983 274**

⑮ Int. Cl.:

A24B 15/167 (2010.01)
A24F 40/05 (2010.01)
A24F 40/10 (2010.01)
A61M 11/00 (2006.01)
A61M 15/00 (2006.01)
B05B 17/06 (2006.01)
A24F 40/485 (2010.01)
B06B 1/02 (2006.01)
B05B 17/00 (2006.01)

⑫

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

⑥ Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **15.12.2021** PCT/GB2021/053312

⑦ Fecha y número de publicación internacional: **23.06.2022** WO22129907

⑨ Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.12.2021** E 21834858 (9)

⑨ Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.02.2024** EP 4041003

⑮ Título: **Dispositivos inhaladores nebulizadores**

⑯ Prioridad:

15.12.2020 US 202017122025
01.04.2021 US 202117220189

⑮ Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
22.10.2024

⑯ Titular/es:

SHAHEEN INNOVATIONS HOLDING LIMITED
(100.0%)
Unit 2, Level 7, Al Sila Tower, Abu Dhabi Global Market Square, Al Maryah Island
Abu Dhabi, AE

⑯ Inventor/es:

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

⑯ Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 983 274 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 presente invención se refiere a dispositivos inhaladores nebulizadores. Más específicamente, la presente invención se refiere a dispositivos inhaladores nebulizadores ultrasónicos para atomizar un líquido que comprende una sustancia terapéutica para su inhalación por un usuario.

Antecedentes

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

15 La administración de aerosoles terapéuticos es la base fundamental para el tratamiento del asma, la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) y la fibrosis quística. El aerosol terapéutico también tiene aplicaciones para el tratamiento de la gripe, la osteoporosis y la administración de vacunas.

20 La administración pulmonar de sustancias terapéuticas para el tratamiento de enfermedades sistémicas no respiratorias es particularmente interesante debido a la gran vascularidad pulmonar, la delgada barrera hematoalveolar, la gran superficie, la ausencia de enzimas gástricas y el metabolismo hepático de primer paso. También es particularmente interesante respecto a una mayor comodidad y adherencia del paciente. El sistema pulmonar puede servir para administrar anticuerpos, proteínas, analgésicos y ácidos nucleicos. El tratamiento de los trastornos del sistema nervioso central, como la dependencia del tabaco, podría mejorarse significativamente mediante la administración eficaz de nicotina a la circulación sistemática a través de los pulmones.

25 La efectividad del aerosol terapéutico está relacionada con la cantidad de fármaco depositado más allá de la región orofaríngea. La región en la que se produce el depósito depende del tamaño de las partículas inhaladas.

30 Los dispositivos utilizados actualmente para la administración de fármacos inhalados se dividen en tres categorías: nebulizadores, inhaladores dosificadores e inhaladores de polvo seco. Los nebulizadores normalmente se dividen en dos tipos: de chorro y ultrasónicos, pero en los dispositivos convencionales ambos tipos tienen puntos débiles y presentan problemas. El documento de patente GB 2570439 describe un cigarrillo electrónico que comprende una placa que actúa como elemento generador de vapor. La vibración de la placa se genera mediante un transductor ultrasónico accionado por una señal de CA (corriente alterna).

35 Los nebulizadores de chorro se basan en el principio de Bernoulli y producen gotas relativamente grandes que suelen depositarse en la región orofaríngea, por lo que no son especialmente eficaces. Los nebulizadores ultrasónicos utilizan cristales piezoelectrónicos que vibran a frecuencias que oscilan entre 1 MHz y 1,7 MHz, y transmiten la energía vibratoria al líquido convirtiéndolo en aerosol. Se sabe que los nebulizadores ultrasónicos no son eficaces si se utilizan suspensiones o soluciones viscosas y tienden a calentar el medicamento, por lo que destruyen las moléculas y suprimen los beneficios de la inhalación.

40 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.

Resumen

La presente invención proporciona un dispositivo inhalador nebulizador según se reivindica en la reivindicación 1. La presente invención también proporciona realizaciones preferentes como se reivindica en las reivindicaciones dependientes.

45 Los diversos ejemplos de la presente divulgación que se describen a continuación presentan múltiples beneficios y ventajas con respecto a los dispositivos inhaladores nebulizadores convencionales. Estos beneficios y ventajas se establecen en la descripción siguiente.

Dado que el dispositivo inhalador nebulizador de los ejemplos de esta divulgación permite un funcionamiento más eficiente que los dispositivos inhaladores nebulizadores convencionales, los dispositivos inhaladores nebulizadores de los ejemplos de esta divulgación presentan un beneficio medioambiental debido a la menor necesidad de energía.

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 de 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.
- 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 1.000 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.
- 20 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 45 50 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.
- 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.
- La ecuación utilizada deriva como sigue:

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

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

donde:

V es el volumen de la burbuja

5 V_0 es el volumen de la burbuja de equilibrio

ρ_0 es la densidad del líquido (se supone constante)

σ 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

10 K es el índice politrópico del gas 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

ϕ es el potencial de velocidad

15 λ 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 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.

30 Además, las propiedades inherentes del material propuesto incluyen una buena higroscopidad, y se mantiene una buena permeabilidad. Esto permite que el líquido aspirado permeé 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.

35 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:

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

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^2) es la superficie total del elemento capilar

5 T (cm) es el espesor del elemento capilar,

W_f (gm) es la masa del elemento capilar seco,

P_f (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,

10 V_d (cc) es la cantidad de líquido dispersado en el elemento capilar,

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

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

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

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

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

η (m^2/seg) es la viscosidad del líquido.

Breve descripción de las ilustraciones

Para facilitar la comprensión de la presente invención, a continuación, se describirán, a modo de ejemplo, las realizaciones de la presente invención con referencia a las ilustraciones acompañantes, en las que:

20 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.

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

La Figura 4 A 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.

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

La Figura 5 es un diagrama esquemático que muestra un transductor piezoelectrónico 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 piezoelectrónico.

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

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

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.

35 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.
- 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.
- 5 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.
- 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.
- 10 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.
- La Figura 28 es una vista en perspectiva diagramática de una placa de circuitos de esta divulgación.
- 15 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 diagramática de un dispositivo generador de nebulización de esta divulgación.
- La Figura 31 es una vista en perspectiva 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.
- 20 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.
- 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.
- 25 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.
- 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 un diagrama esquemático de una disposición de circuito integrado de esta divulgación.
- 30 La Figura 44 es un diagrama esquemático de un circuito integrado de esta divulgación.
- La Figura 45 es un diagrama esquemático de un generador de modulación de ancho de impulsos de esta divulgación.
- La Figura 46 es un diagrama de temporización de un ejemplo de esta divulgación.
- La Figura 47 es un diagrama de temporización de un ejemplo de esta divulgación.
- La Figura 48 es una tabla de las funciones de los puertos de un ejemplo de esta divulgación.
- 35 La Figura 49 es un diagrama esquemático de un circuito integrado de esta divulgación.
- La Figura 50 es un diagrama de circuito de un puente-H de un ejemplo de esta divulgación.
- La Figura 51 es un diagrama de circuito de una disposición de detección de corriente de un ejemplo de esta divulgación.
- La Figura 52 es un diagrama de circuito de un puente-H de un ejemplo de esta divulgación.

La Figura 53 es un gráfico que muestra los voltajes durante las fases de funcionamiento del puente-H de la Figura 50.

La Figura 54 es un gráfico que muestra los voltajes durante las fases de funcionamiento del puente-H de la Figura 50.

La Figura 55 es un gráfico que muestra el voltaje y la corriente en un terminal de un transductor ultrasónico mientras el transductor ultrasónico es accionado por el puente-H de la Figura 50.

- 5 La Figura 56 es un diagrama esquemático que muestra las conexiones entre los circuitos integrados de esta divulgación.
- La Figura 57 es un diagrama esquemático de un circuito integrado de esta divulgación.
- La Figura 58 es un diagrama que ilustra los pasos de un método de autenticación de un ejemplo de esta divulgación.
- La Figura 59 es una vista en perspectiva diagramática de una tapa de extremo de un dispositivo activador de esta divulgación.
- 10 La Figura 60 es una vista en perspectiva diagramática de la carcasa de un dispositivo activador de esta divulgación.
- La Figura 61 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

15 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.

20 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 disponer 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.

25 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.

30 Algunas partes de la presente divulgación están dirigidas a un inhalador vaporizador electrónico. El ejemplo específico que se describe más abajo se refiere a nicotina. Sin embargo, se prevén otros ejemplos, como un inhalador para sustancias terapéuticas, medicamentos y suplementos herbales. Además, el dispositivo se puede disponer para que parezca un dispositivo médico y no un cigarrillo.

35 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.

40 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.

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

45 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 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.

- 5 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 deseable, 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 deseable, 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.
- 10

- 15 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.

- 20 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.

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

- 30 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.

- 35 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.

- 40 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.

- 45 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.

- 50 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.

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.

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

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.

5 La boquilla 1 y el elemento frustocónico 20a están separados radialmente y hay una cámara de flujo de aire 28 entre ellos.

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.

10 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.

15 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.

20 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.

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 desecharable son las adaptaciones que se hacen para sustituir la estructura de depósito de líquido 2.

30 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.

35 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.

40 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.

45 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.

La pared superior 23 de la cámara de líquido 21 es una tapa 23 que cierra la cámara de líquido 23.

5 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.

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.

10 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.

15 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/m² y 48 g/m².

20 Como se puede ver en la Figura 3, los medios de vibraciones ultrasónicas 5 están dispuestos directamente debajo del elemento capilar 7.

Los medios de vibraciones ultrasónicas 5 pueden ser un transductor. Por ejemplo, los medios de vibraciones ultrasónicas 5 pueden ser un transductor piezoelectrónico, que puede estar diseñado con forma de placa circular. El material del transductor piezoelectrónico puede ser de cerámica.

También se pueden utilizar diversos materiales para el transductor de los medios de vibraciones ultrasónicas 5.

25 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.

30 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.

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

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.

40 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. Despues, 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.

- 5 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.
- 10 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 piezoelectrónico, la frecuencia o rango de frecuencia óptimos dependerán al menos de los siguientes cuatro parámetros:
1. Procesos de fabricación del transductor
- 15 En algunos ejemplos, los medios de vibraciones ultrasónicas 5 comprenden una cerámica piezoelectrónica. La cerámica piezoelectrónica 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 piezoelectrónica curada.
- 20 Si la frecuencia resonante de la cerámica piezoelectrónica 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 terapéutico, incluso un leve desplazamiento en la frecuencia resonante de la cerámica piezoelectrónica es suficiente para afectar la producción de nebulización, lo que significa que el dispositivo no suministrará los niveles de sustancia terapéutica adecuados al usuario.
2. Carga en el transductor
- 25 Durante el funcionamiento, cualquier cambio en la carga del transductor piezoelectrónico inhibirá el desplazamiento general de la oscilación del transductor piezoelectrónico. Para lograr un desplazamiento óptimo de la oscilación del transductor piezoelectrónico, deberá ajustarse la frecuencia de accionamiento para permitir que el circuito suministre la energía adecuada para un máximo desplazamiento.
- 30 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
- 35 Las oscilaciones ultrasónicas del transductor piezoelectrónico 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.
- 40 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.
- 45 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.
4. Distancia a la fuente de alimentación
- 50 La frecuencia de oscilación del circuito electrónico puede cambiar según las longitudes del cable entre el transductor y el oscilador-activador. La frecuencia del circuito electrónico es inversamente proporcional a la distancia entre el transductor y el circuito restante.

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.

- 5 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.
- 10 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.
- 15

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.

- 20 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 (ADC) de un convertidor analógico-digital que está acoplado al transductor. En algunos ejemplos, el valor ADC es un parámetro de ADC que es proporcional al voltaje a través del transductor. En otros ejemplos, el valor ADC es un parámetro de ADC que es proporcional al flujo de corriente a través del transductor.
- 25

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.

- 30 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 ADC 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.

- 35 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.

- 40 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 la administración de la sustancia terapéutica al usuario.

- 45 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.

- 50 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 ADC para determinar si está por encima de un umbral predeterminado, lo cual es indicativo de una oscilación óptima del transductor.

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.

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.

Para garantizar la adecuada producción de aerosol, el dispositivo inhalador nebulizador comprende un transductor ultrasónico/piezoelectrónico 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.

Un transductor ultrasónico de 16 mm de diámetro con forma de disco colocado horizontalmente produciría 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 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.

Con respecto a las Figuras 9 y 10 de las ilustraciones acompañantes, el dispositivo inhalador nebulizador 200 de algunos ejemplos comprende un dispositivo generador de nebulización 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 generador de nebulización 201. Por lo tanto, el generador de nebulización 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.

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

En este ejemplo, la carcasa del generador de nebulización 204 es de plástico moldeado por inyección, específicamente polipropileno que se suele utilizar para aplicaciones médicas. En este ejemplo, la carcasa del generador de nebulización 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 generador de nebulización moldeadas con este material presentan un buen rendimiento antiestático.

Un copolímero heterofásico como el polipropileno es particularmente adecuado para la carcasa del generador de nebulización 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.

En las Figuras 9, 10 y 12, el puerto de salida de la nebulización 208 está cerrado con 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.

Con respecto ahora a las Figuras 14 y 15, el dispositivo generador de nebulización 200 comprende un soporte de transductor 210 que va sujeto dentro de la carcasa del generador de nebulización 204. El soporte de transductor 210 comprende un 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 un borde de un transductor ultrasónico 215, como se muestra en la Figura 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 generador de nebulización 201 comprende una cámara de líquido 218 que se encuentra dentro de la carcasa del generador de nebulización 204. La cámara de líquido 218 está destinada para contener

un líquido, como un líquido terapéutico, para 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

Preferiblemente, el líquido incluye al menos una sustancia terapéutica adecuada para su administración en aerosol a los pulmones a través de la inhalación de un paciente para proporcionar un tratamiento deseado al paciente. Algunos ejemplos de sustancias terapéuticas incluyen, entre otras, la administración en aerosol de agentes farmacológicos a los pulmones para fomentar un efecto clínico sistémico o directo produciendo un efecto adverso mínimo. Una sustancia terapéutica también puede incluir, por ejemplo, entre otros, medicamentos naturales, derivados cannabinoides como el CBD para el alivio del dolor y otros tratamientos; productos botánicos; opioides; ARN; ADN; quimioterapias; componentes subcelulares, incluyendo por ejemplo, ribosomas, retículo endoplásmico, citoesqueleto y mitocondrias; suplementos para mejorar el rendimiento; albuterol/salbutamol para pacientes asmáticos; agentes como betalactámicos, polimixinas y antibióticos bactericidas aminoglucósidos; anfotericina B; morfina; fentanilo; prostaciclina, amilorida e interferón-g; y ciclosporina como terapia de rescate en casos de rechazo en pacientes trasplantados de pulmón y tratamiento del asma.

La siguiente descripción se refiere a la nicotina, pero en otros ejemplos de esta divulgación la nicotina se sustituye por una sustancia terapéutica, como, entre otras, una o más de las sustancias terapéuticas aquí descritas.

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

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,

20 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,

25 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, 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 generador de nebulización 201 contiene un líquido electrónico que tiene una viscosidad cinemática entre 1,05 Pa·s y 1,412 Pa·s.

30 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.

35 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 gotas donde el 90% de las gotas mide menos de 1 micra y, de ellas, el 50% mide menos de 0,5 micras.

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

40 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.

50 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 los bordes de la abertura capilar 221 proporcionan una fuerza de desviación que actúa sobre un elemento capilar que se extiende a través de la abertura capilar 221 para proporcionar más control del flujo de líquido a la cámara de sonicación 219.

- 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.
- 5 Por tanto, se elige este material LSR y la dureza por su rendimiento óptimo con concesiones mínimas.
- Como se observa ahora en las Figuras 16 y 17, el dispositivo generador de nebulización 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.
- 10 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.
- 15 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.
- 20 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.
- 25 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.
- 30 La primera porción 223 del elemento capilar 222 se extiende a través de la abertura capilar 221 en el soporte de transductor 210.
- Con respecto a las Figuras 20 a 22, la segunda porción 206 de la carcasa del generador de nebulización 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.
- 35 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, una punta absorbente o elemento absorbente 234 se proporciona 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.
- 40 Con respecto ahora a las Figuras 23 a 25, la primera porción 205 de la carcasa del generador de nebulización 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.
- 45 En este ejemplo, la primera porción 205 de la carcasa del generador de nebulización 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.
- 50 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 generador de nebulización 204, antes de que las dos porciones 205 y 206 de la carcasa del generador de nebulización 204 se conecten entre sí.

Con respecto a las Figuras 28 a la 31, en este ejemplo, el dispositivo generador de nebulización 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.

5 El circuito integrado 242 tiene una memoria que almacena un identificador único para el dispositivo generador de nebulización 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 generador de nebulización 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 15 generador de nebulización 204.

15 En este ejemplo, el circuito integrado 242 es un dispositivo programable una sola vez (OTP) que es una característica contra la falsificación que solo permite utilizar dispositivos generadores de nebulización originales del fabricante para usar con el dispositivo. La característica contra la falsificación está implementada en el dispositivo generador de nebulización 201 como un circuito integrado (CI) personalizado específico que está unido (con la placa de circuitos impresos 240) al dispositivo generador de nebulización 201. El OTP como CI contiene información realmente única que permite obtener una trazabilidad completa del dispositivo generador de nebulización 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 generador de nebulización 201 funcione para generar la nebulización solo cuando está autorizado.

20 Más abajo se describe en detalle una implementación del CI OTP de un ejemplo de esta divulgación.

25 El OTP como característica, dicta el estado autorizado de un dispositivo generador de nebulización específico 201. De hecho, para evitar emisiones de carbonilos y mantener el aerosol dentro de estándares seguros, los experimentos han demostrado que el dispositivo generador de nebulización 201 se considera sin líquido en la cámara de líquido 218 después de aproximadamente 1.000 segundos de aerosolización. De esta manera, un dispositivo generador de nebulización 201 que no es original o está vacío no podrá activarse pasado este periodo de tiempo predeterminado.

30 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 generador de nebulización 201. Solo un dispositivo generador de nebulización 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 generador de nebulización 201, garantiza el uso seguro de un contenido seguro conocido durante una cantidad segura de tiempo que dura el puff.

35 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 OTP y puede reconocer el dispositivo generador de nebulización 201 introducido y la prescripción asociada al mismo. El dispositivo activador 202 no puede utilizarse con este dispositivo generador de nebulización 201 durante más tiempo o fuera del periodo especificado en la prescripción médica. Además, se puede enviar un recordatorio a la aplicación móvil complementaria para evitar que el usuario olvide una dosis.

40 En algunos ejemplos, el CI OTP es desecharable de la misma manera que el dispositivo generador de nebulización 201. Cuando el dispositivo generador de nebulización 201 se considere vacío, no se activará al insertarlo en un dispositivo activador 202. Del mismo modo, un dispositivo generador de nebulización 201 falsificado no funcionará en el dispositivo activador 202.

45 Las Figuras 32 a 34 muestran cómo fluye el aire a través del dispositivo generador de nebulización 201 durante el funcionamiento.

50 La sonicación del terapéutico líquido (soluciones médicas, suspensiones médicas, soluciones proteicas, suplementos, etc.) lo transforma en nebulización (aerosolización). No obstante, esta nebulización debería asentarse 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 mm², 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.

55 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

ultrásónico 215). Aquí, gira 90° hacia el interior. Después, la ruta de flujo continúa hasta aproximadamente 1,5 mm del transductor ultrásónico 215. Este enrutamiento garantiza un mayor suministro de aire ambiental directamente en la dirección de la superficie de atomización del transductor ultrásónico 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 generador de nebulización 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 ultrásónico 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 ultrásónico a medida que el flujo de aire entra en la cámara de sonicación.
- 15 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.).
- 20 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 generador de nebulización 201.
- 25 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.
- 30 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 10C. La alta tasa de descarga es necesaria para la amplificación del voltaje de hasta 15 V que el transductor ultrásónico 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.
- 35 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 258 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.
- 40 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.
- 45 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 generador de nebulización 201 cuando se inserta en el dispositivo activador 202.
- 50 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 ello, se ha diseñado un puente de flujo de aire 259, tal como se muestra en las Figuras 39 a 41, con canales internos 260, 261 que dirigen el aire del entorno a través del puente 259 a la cámara de aerosol 262. La estructura 252 comprende canales opuestos 256, 257 para recibir las porciones del puente de flujo de aire 259, como se muestra en la Figura 42.
- 55 Los canales internos en el puente de flujo de aire 259 tienen un microcanal 263 (0,5 mm de diámetro) que desciende hacia una cámara 264 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 262, crea una presión negativa en el microcanal 263 que dispara 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 se dividen de la siguiente manera:

5 1. Sección de sonicación

Con el fin de obtener la aerosolización más eficiente hasta la fecha para la inhalación en un dispositivo portátil, con un tamaño de partículas inferior a 1 µm, la sección de sonicación debe proporcionar a los adaptadores de contacto que reciben el transductor ultrasónico 215 (disco cerámico piezoeléctrico (PZT)) una frecuencia adaptativa alta (aproximadamente 3 MHz).

10 Esta sección no solo debe proporcionar alta frecuencia, sino también proteger al transductor ultrasónico 215 contra posibles fallos y proporcionar a la vez una cavitación constante y optimizada.

La deformación mecánica del PZT está vinculada con la amplitud de voltaje de CA que se le aplica y, para garantizar un funcionamiento y una administración óptimos del sistema en cada sonicación, debe suministrarse deformación máxima al PZT en todo momento.

15 Sin embargo, para evitar que falle el PZT, la potencia activa que se le transfiere se debe controlar con precisión.

Esto podría lograrse diseñando un chip de circuitos integrados de administración de energía (PMIC) personalizado inexistente en el mercado, que se encuentre en la placa de circuitos impresos del dispositivo activador 202. Este PMIC permite la modulación de la potencia activa proporcionada al PZT en cada instante sin comprometer la amplitud mecánica de la vibración del PZT.

20 Mediante la modulación por ancho de impulso (PWM) del voltaje de CA aplicado al PZT, la amplitud mecánica de la vibración se mantiene igual.

La única opción disponible "en el comercio" habría sido modificar el voltaje de CA de salida utilizando un convertidor digital-analógico (CDA). La energía transmitida al PZT se reduciría, pero también lo haría la deformación mecánica que, como resultado, se degrada por completo y evita una adecuada aerosolización. De hecho, el voltaje RMS aplicado sería el mismo con la modulación efectiva del ciclo de trabajo que con la modulación del voltaje, pero se degradaría la potencia activa transferida al PZT. De hecho, dada la siguiente fórmula:

$$P_a = \frac{2\sqrt{2}}{\pi} I_{rms} * V_{rms} * \cos\phi$$

Potencia activa visualizada en el PZT siendo

donde

ϕ es el cambio de fase entre la corriente y el voltaje

30 I_{rms} es la media cuadrática de la corriente

V_{rms} es la media cuadrática del voltaje.

Cuando se considera el primer armónico, el I_{rms} es una función de la amplitud de voltaje real aplicada al transductor, ya que la modulación del ancho de impulso altera la duración del voltaje suministrado al transductor, controlando I_{rms} .

35 El diseño específico del PMIC es un diseño vanguardista, lo que permite un control ultrapreciso del rango de frecuencia y de los pasos que se aplican al PZT, incluyendo una serie completa de bucles de retroalimentación y ruta de monitorización para la sección de control a utilizar.

El resto de la sección de aerosolización está compuesta por el convertidor de refuerzo de CC/CC y el transformador que lleva la alimentación necesaria desde una batería de 3,7 V a los adaptadores de contacto del PZT.

40 Haciendo referencia ahora a la Figura 43 de las ilustraciones acompañantes, el dispositivo activador 202 comprende un microchip activador del transductor ultrasónico al que se refiere en esta especificación como circuito integrado de gestión de energía o PMIC 300. El PMIC 300 es un microchip que acciona un circuito resonante. El circuito resonante es un depósito LC, una antena o, en este caso, un transductor piezoeléctrico (el transductor ultrasónico 215).

45 En esta divulgación, los términos chip, microchip y circuito integrado son intercambiables. El microchip o circuito integrado es una unidad individual que consta de una pluralidad de componentes y subsistemas integrados interconectados. El microchip es, por ejemplo, al menos parcialmente de un semiconductor, como silicio, y se fabrica utilizando técnicas de fabricación de semiconductores.

El dispositivo activador 202 también incluye un segundo microchip, aquí denominado circuito integrado del puente o CI del puente 301, el cual está conectado eléctricamente al PMIC 300. El CI del puente 301 es un microchip que acciona un circuito resonante, como un depósito LC, una antena o un transductor piezoelectrónico. El CI del puente 301 es una unidad individual que consta de una pluralidad de componentes y subsistemas integrados interconectados.

5 En este ejemplo, el PMIC 300 y el CI del puente 301 están montados en la misma placa PCB del dispositivo activador 202. En este ejemplo, las dimensiones físicas del PMIC 300 son de 1-3 mm de ancho y 1-3 mm de largo, y las dimensiones físicas del CI del puente 301 son de 1-3 mm de ancho y 1-3 mm de largo.

10 El dispositivo generador de nebulización 201 comprende un circuito integrado programable o un circuito integrado programable una sola vez o CI OTP 242. Cuando el dispositivo generador de nebulización 201 está acoplado al dispositivo activador 202, el CI OTP está conectado eléctricamente al PMIC 300 para recibir alimentación del PMIC 300 de tal forma que el PMIC 300 pueda gestionar el voltaje suministrado al CI OTP 242. El CI OTP 242 también está conectado a un bus de comunicación 302 en el dispositivo activador 202. En este ejemplo, el bus de comunicación 302 es un bus I2C, pero en otros ejemplos el bus de comunicación 302 es otro tipo de bus de comunicación en serie digital.

15 El transductor ultrasónico 215 en el dispositivo generador de nebulización 201 está conectado eléctricamente al CI del puente 301 para que el transductor ultrasónico 215 pueda ser accionado por una señal de accionamiento de CA generada por el CI del puente 301 cuando el dispositivo 200 está en uso.

20 El dispositivo activador 202 comprende un procesador en forma de microcontrolador 303 que está acoplado eléctricamente para la comunicación con el bus de comunicación 302. En este ejemplo, el microcontrolador 303 es un microcontrolador Bluetooth™ de baja energía (BLE). El microcontrolador 303 recibe alimentación de un regulador de baja caída (LDO) 304 accionado por la batería 250. El LDO 304 proporciona un voltaje regulado estable al microcontrolador 303 para permitir que el microcontrolador 303 opere de forma uniforme incluso cuando hay una variación en el voltaje de la batería 250.

25 El dispositivo activador 202 incluye un regulador de voltaje en forma de convertidor de refuerzo de CC-CC 305 alimentado por la batería 250. El convertidor de refuerzo 305 aumenta el voltaje de la batería 250 hasta un voltaje VBOOST programable. El voltaje VBOOST programable es establecido por el convertidor de refuerzo 305 en respuesta a una señal de control de voltaje VCTL del PMIC 300. Como se describirá detalladamente más adelante, el convertidor de refuerzo 305 emite el voltaje VBOOST al CI del puente 301. En otros ejemplos, el regulador de voltaje es un convertidor reductor u otro tipo de regulador de voltaje que emite el voltaje seleccionable.

30 La señal de control de voltaje VCTL la genera un convertidor digital-analógico (DAC) que, en este ejemplo, está implementado dentro del PMIC 300. El DAC no es visible en la Figura 43 ya que el DAC está integrado dentro del PMIC 300. El DAC y los beneficios técnicos de integrar el DAC dentro del PMIC 300 se describen en detalle más adelante.

35 En este ejemplo, el PMIC 300 está conectado a un conector de fuente de alimentación en forma de un conector bus en serie universal (USB) 306 de modo que el PMIC 300 puede recibir un voltaje de carga VCHRG cuando el conector USB 306 está acoplado a un cargador USB.

40 El dispositivo activador 202 incluye un primer sensor de presión 307 que, en este ejemplo, es un sensor de presión estática. El dispositivo activador 202 también incluye un segundo sensor de presión 308 que, en este ejemplo, es un sensor de presión dinámica. No obstante, en otros ejemplos, el dispositivo activador 202 comprende sólo uno de los dos sensores de presión 307, 308. Como se ha descrito antes, los sensores de presión 307, 308 detectan un cambio en la presión de la cámara de aerosol 262 para detectar el momento en que un usuario aspira en el dispositivo inhalador nebulizador 200.

45 En este ejemplo, el dispositivo activador 202 comprende una pluralidad de LEDs 308 que están controlados por el PMIC 300.

50 El microcontrolador 303 funciona como dispositivo maestro en el bus de comunicación 302, siendo el PMIC 300 un primer dispositivo esclavo, el CI OTP 242 un segundo dispositivo esclavo, el segundo sensor de presión 308 es un tercer dispositivo esclavo y el primer sensor de presión 307 es un cuarto dispositivo esclavo. El bus de comunicación 302 permite al microcontrolador 303 controlar las siguientes funciones dentro del dispositivo activador 202:

- 45 1. Todas las funciones del PMIC son altamente configurables por el microcontrolador 303.
2. La corriente que fluye a través del transductor ultrasónico 215 es detectada por un circuito de detección y rectificación de gran ancho de banda a un voltaje de modo común alto (lado alto del puente). La corriente detectada se convierte en un voltaje proporcional a la corriente rms y se suministra como un voltaje amortiguado en un pin de salida de detección de corriente 309 del CI del puente 301. Este voltaje es alimentado y muestrado en el PMIC 300 y puesto a disposición como una representación digital a través de solicitudes I2C. La detección de la corriente que fluye a través del transductor ultrasónico 215 forma parte de la funcionalidad de seguimiento de la frecuencia resonante. Como aquí se ha descrito, la capacidad del dispositivo para facilitar esta funcionalidad dentro del CI del puente 301 aporta importantes beneficios técnicos.

3. El DAC (no mostrado en la Figura 43) integrado dentro del PMIC 300 permite que el voltaje del convertidor de refuerzo de DC-DC VBOOST se programe para situarse entre 10V y 20V.

4. El microcontrolador 303 permite al subsistema cargador del dispositivo 202 gestionar la carga de la batería 250, que en este ejemplo es una batería de una sola celda.

5 5. Un módulo activador del diodo emisor de luz (LED) (no mostrado) es alimentado por el PMIC 300 para accionar y atenuar digitalmente los LEDs 308 ya sea en modo lineal o en modo corregido gamma.

6. El microcontrolador 303 es capaz de leer los valores del sensor Presión nº 1 y Presión nº 2 de los sensores de presión 307, 308.

10 Haciendo referencia ahora a la Figura 44 de las ilustraciones acompañantes, el PMIC 300 es, en este ejemplo, un chip autónomo o circuito integrado que comprende subsistemas integrados y una pluralidad de pines que proporcionan las entradas y salidas eléctricas al PMIC 300. Las referencias a un circuito integrado o chip en la presente divulgación son intercambiables y ambos términos engloban un dispositivo semiconductor que puede ser, por ejemplo, de silicio.

El PMIC 300 comprende un núcleo analógico 310 con componentes analógicos que incluyen un bloque de referencia (BG 311, un LDO 312, un sensor de corriente 313, un sensor de temperatura 314 y un oscilador 315.

15 Como se describe detalladamente más adelante, el oscilador 315 está acoplado a un bucle bloqueado por retardo (DLL) que emite fases A y B de modulación de ancho de impulsos (PWM). El oscilador 315 y el DLL generan una salida PWM bifásica alineada en el centro que acciona un puente-H en el CI del puente 301.

20 El DLL comprende una pluralidad de líneas de retardo conectadas de extremo a extremo, donde el retardo total de las líneas de retardo es igual al periodo de la señal de reloj principal clk_m. En este ejemplo, el DLL está implementado en un subsistema de procesador digital, referido aquí como núcleo digital 316 del PMIC 300 que recibe una señal de reloj del oscilador 315 y un voltaje de la fuente de alimentación regulado del LDO 312. El DLL se implementa en un gran número (por ej. del orden de millones) de pueras de retardo que se conectan de extremo a extremo en el núcleo digital 316.

25 La implementación del oscilador 315 y el DLL en el mismo circuito integrado del PMIC 300 para generar una señal PWM bifásica alineada en el centro es única, ya que en la actualidad ningún componente generador de señales del mercado de circuitos integrados comprende esta implementación.

Como aquí se describe, PWM forma parte de la funcionalidad que permite al dispositivo activador 202 seguir con precisión la frecuencia resonante del transductor ultrasónico 215 para mantener una transferencia eficiente de energía eléctrica a energía cinética con el fin de optimizar la generación de nebulización.

30 En este ejemplo, el PMIC 300 comprende un circuito cargador 317 que controla la carga de la batería 250, por ejemplo, mediante energía procedente de una fuente de alimentación USB.

El PMIC 300 incluye un conmutador de potencia VSYS integrado que configura el PMIC 300 para alimentar el núcleo analógico 310 con energía de la batería 250 o con energía de una fuente de alimentación externa si la batería 250 se está cargando.

35 El PMIC 300 comprende un subsistema 318 de convertidor analógico-digital (ADC) integrado. La implementación del ADC 318 junto con el oscilador 315 en el mismo circuito integrado es, en sí misma, única, ya que no existe ningún otro circuito integrado en el mercado de circuitos integrados que comprenda un oscilador y un ADC implementados como subbloques dentro del circuito integrado. En un dispositivo convencional, un ADC normalmente se proporciona como un componente discreto separado de un oscilador con el ADC y el oscilador separados pero montados en la misma PCB. El problema de esta disposición convencional es que los dos componentes separados del ADC y el oscilador ocupan un espacio innecesario en la placa PCB. Otro problema es que el ADC y el oscilador convencionales suelen estar conectados entre sí mediante un bus de comunicación de datos en serie, como un bus I2C, que tiene una velocidad de comunicación limitada de tan sólo 400 kHz. A diferencia de los dispositivos convencionales, el PMIC 300 comprende el ADC 318 y el oscilador 315 integrados dentro del mismo circuito integrado, lo que elimina cualquier desfase en la comunicación entre el ADC 318 y el oscilador 315, lo que a su vez significa que el ADC 318 y el oscilador 315 pueden comunicarse entre sí a alta velocidad, como a la velocidad del oscilador 315 (por ej. de 3 MHz a 5 MHz).

40 En el PMIC 300 de este ejemplo, el oscilador 315 funciona a 5 MHz y genera una señal de reloj SYS CLOCK a 5 MHz. Sin embargo, en otros ejemplos, el oscilador 315 genera una señal de reloj a una frecuencia mucho mayor de hasta 105 MHz. Los circuitos integrados aquí descritos están todos configurados para operar a la alta frecuencia del oscilador 315.

45 El ADC 318 comprende una pluralidad de terminales de entrada de retroalimentación o entradas analógicas 319 que comprenden una pluralidad de entradas GPIO (IF_GPIO1-3). Al menos uno de los terminales de entrada de retroalimentación o de las entradas analógicas 319 recibe una señal de retroalimentación de un circuito en puente-H en el CI del puente 301, siendo la señal de retroalimentación indicativa de un parámetro del funcionamiento del circuito en

- puente-H o una señal de accionamiento de CA cuando el circuito en puente-H acciona un circuito resonante, como el transductor ultrasónico 215, con la señal de accionamiento de CA. Como se describe más adelante, las entradas GPIO se utilizan para recibir una señal de detección de corriente desde el CI del puente 301 que es indicativa de la corriente cuadrática media de ruta (rms) reportada por el CI del puente 301. En este ejemplo, una de las entradas GPIO es un terminal de entrada de retroalimentación que recibe una señal de retroalimentación del puente-H en el CI del puente 301.
- 5
- El subsistema ADC 318 muestrea las señales analógicas recibidas en la pluralidad de terminales de entrada ADC 319 a una frecuencia de muestreo que es proporcional a la frecuencia de la señal de reloj principal. El subsistema ADC 318 genera entonces señales digitales ADC utilizando las señales analógicas muestreadas.
- 10
- En este ejemplo, el ADC 318 que está incorporado en el PMIC 300 muestrea no sólo la corriente RMS que fluye a través del puente-H 334 y el transductor ultrasónico 215, sino también los voltajes disponibles en el sistema (por ej. VBAT, VCHRG, VBOOST), la temperatura del PMIC 300, la temperatura de la batería 250 y las entradas GPIO (IF_GPIO1-3) que permiten futuras ampliaciones.
- 15
- El núcleo digital 316 recibe las señales digitales generadas por el ADC desde el subsistema del ADC y procesa las señales digitales del ADC para generar la señal de control del activador. El núcleo digital 316 comunica la señal de control del activador al subsistema generador de señales PWM (DLL 332) para controlar el subsistema generador de señal PWM.
- 20
- Los circuitos de rectificación que existen actualmente en el mercado tienen un ancho de banda muy limitado (normalmente inferior a 1 MHz). Dado que el oscilador 315 del PMIC 300 funciona hasta a 5 MHz o incluso hasta 105 Mhz, en el PMIC 300 se implementa un circuito rectificador de un ancho de banda alto. Como se describirá más adelante, la detección de la corriente RMS dentro de un puente-H del CI del puente 301 forma parte de un bucle de retroalimentación que permite al dispositivo activador 202 accionar el transductor ultrasónico 215 con alta precisión. El bucle de retroalimentación cambia las reglas del juego en la industria del accionamiento de transductores ultrasónicos, ya que se adapta a cualquier variación del proceso de producción del transductor piezoelectrónico (variaciones de las frecuencias de resonancia) y compensa los efectos de la temperatura de la frecuencia de resonancia. Esto se consigue, en parte, mediante la realización inventiva de integrar el ADC 318, el oscilador 315 y el DLL dentro del mismo circuito integrado del PMIC 300. La integración permite que estos subsistemas se comuniquen entre sí a alta velocidad (por ej. a una frecuencia de reloj de 5 MHz o hasta 105 MHz). La reducción del desfase entre estos subsistemas supone un cambio en las reglas del juego en la industria de los ultrasonidos, especialmente en el campo de los dispositivos generadores de nebulización.
- 25
- El ADC 318 incluye una entrada de monitorización del voltaje de la batería VBAT y una entrada de monitorización del voltaje de entrada del cargador VCHG, así como entradas de monitorización de voltaje VMON y VRTH y una entrada de monitorización de la temperatura TEMP.
- 30
- 35
- La entrada de monitorización de temperatura TEMP recibe una señal de la temperatura del sensor de temperatura 314 que está integrado en el PMIC 300. Esto permite al PMIC 300 detectar la temperatura real dentro del PMIC 300 de forma precisa para que el PMIC 300 pueda detectar cualquier mal funcionamiento dentro del PMIC 300, así como el mal funcionamiento de otros componentes en la placa de circuitos impresos que afecte a la temperatura del PMIC 300. El PMIC 300 puede entonces controlar el CI del puente 301 para evitar la excitación del transductor ultrasónico 215 si se produce un mal funcionamiento con el fin de mantener la seguridad del dispositivo inhalador nebulizador 200.
- 40
- La entrada de sensor de temperatura adicional VRTH recibe una señal de detección de temperatura de un sensor de temperatura externo dentro del dispositivo activador 202 que controla la temperatura de la batería 250. De este modo, el PMIC 300 puede detener la carga de la batería 250 en caso de temperatura elevada de la batería o apagar el dispositivo activador 202 para reducir el riesgo de daños provocados por una temperatura excesivamente alta de la batería.
- 45
- El PMIC 300 comprende un activador de LED 320 que, en este ejemplo, recibe una señal de accionamiento digital del núcleo digital 316 y proporciona señales de salida de accionamiento de LED a seis LED 321-326 que están configurados para ser acoplados a los pines de salida del PMIC 300. El accionador de LEDs 320 puede entonces controlar y atenuar los LEDs 321 - 326 hasta en seis canales independientes.
- 50
- El PMIC 300 comprende un primer convertidor digital-analógico (ADC) 327 que convierte las señales digitales dentro del PMIC 300 en una señal analógica de control de voltaje que se emite desde el PMIC 300 a través de un pin de salida VDAC0. El primer DAC 327 convierte una señal de control digital generada por el núcleo digital 316 en una señal analógica de control de voltaje que se emite a través del pin de salida VDAC0 para controlar un circuito regulador del voltaje, como el convertidor de refuerzo 305. La señal de control de voltaje controla así el circuito regulador de voltaje para generar un voltaje predeterminado para la modulación por el circuito de puente-H para accionar un circuito resonante, como el transductor ultrasónico 215, en respuesta a señales de retroalimentación que son indicativas del funcionamiento del circuito resonante (el transductor ultrasónico 215).

En este ejemplo, el PMIC 300 comprende un segundo DAC 328 que convierte las señales digitales dentro del PMIC 300 en una señal analógica que se emite desde el PMIC 300 a través de un segundo pin de salida analógica VDAC1.

Integrar los DACs 327, 328 dentro del mismo microchip que los otros subsistemas del PMIC 300 permite a los DACs 327, 328 comunicarse con el núcleo digital 316 y otros componentes dentro del PMIC 300 a alta velocidad sin o con el mínimo desfase en la comunicación. Los DACs 327, 328 proporcionan salidas analógicas que controlan bucles de retroalimentación externos. Por ejemplo, el primer DAC 327 proporciona la señal de control VCTL al convertidor de refuerzo 305 para controlar el funcionamiento del convertidor de refuerzo 305. En otros ejemplos, los DACs 327, 328 están configurados para proporcionar una señal de accionamiento a un convertidor reductor DC-DC en lugar o además del convertidor de refuerzo 305. La integración de los dos canales DAC independientes en el PMIC 300 permite al PMIC 300 manipular el bucle de retroalimentación de cualquier regulador utilizado en el dispositivo activador 202 y permite al dispositivo activador 202 regular la potencia de sonicación del transductor ultrasónico 215 o establecer umbrales analógicos para los ajustes máximos absolutos de corriente y temperatura del transductor ultrasónico 215.

El PMIC 300 comprende una interfaz de comunicación en serie que, en este ejemplo, es una interfaz I2C que incorpora un conjunto de direcciones I2C externas a través de pines.

El PMIC 300 también comprende varios bloques funcionales que incluyen una máquina digital (FSM) para implementar la funcionalidad del microchip. Estos bloques se describirán con más detalle más adelante.

15 Con respecto ahora a la Figura 45 de las ilustraciones acompañantes, un subsistema generador de señales de modulación de ancho de impulso (PWM) 329 está integrado dentro del PMIC 300. El sistema generador de PWM 329 comprende el oscilador 315, y el divisor de frecuencia 330, un multiplexor 331 y un bucle bloqueado por retardo (DLL) 332. Como se describirá más adelante, el sistema generador de PWM 329 es un generador de PWM bifásico de alineamiento central.

20 El divisor de frecuencia 330, el multiplexor 331 y el DLL 332 se implementan en componentes lógicos digitales (por ej. transistores, puertas lógicas, etc.) dentro del núcleo digital 316.

25 En los ejemplos de esta divulgación, la gama de frecuencias cubierta por el oscilador 315 y, respectivamente, por el sistema generador de PWM 329 es de 50 kHz a 5 MHz o hasta 105 MHz. La precisión de frecuencia del sistema generador de PWM 329 es de $\pm 1\%$ y la dispersión sobre la temperatura es de $\pm 1\%$. En el mercado actual de circuitos integrados (CI), ningún CI dispone de un oscilador integrado y un generador PWM bifásico de alineamiento central que pueda proporcionar un rango de frecuencias de 50 kHz a 5 MHz o hasta 105 MHz.

30 El oscilador 315 genera una señal de reloj mam (clk_m) con una frecuencia de 50 kHz a 5 MHz o hasta 105 MHz. El reloj principal clk_m es la entrada al divisor de frecuencia 330 que divide la frecuencia del reloj principal clk_m por una o más cantidades divisoras predeterminadas. En este ejemplo, el divisor de frecuencia 330 divide la frecuencia del reloj principal clk_m entre 2, 4, 8 y 16 y proporciona los relojes de frecuencia dividida como salidas al multiplexor 331. El multiplexor 331 multiplexa los relojes de frecuencia dividida y proporciona una salida de frecuencia dividida al DLL 332. Esta señal que se pasa al DLL 332 es una señal de referencia de frecuencia que controla el DLL 332 para emitir señales a la frecuencia deseada. En otros ejemplos, el divisor de frecuencia 330 y el multiplexor 331 se omiten.

35 El oscilador 315 también genera dos fases; una primera señal de reloj de fase Fase 1 y una segunda señal de reloj de fase Fase 2. Las fases de la señal de reloj de primera fase y la señal de reloj de segunda fase están alineadas en el centro. Como se ilustra en la Figura 46:

- La señal de reloj de primera fase Fase 1 es alta durante un tiempo variable del semiperiodo positivo de clk_m's y baja durante el semiperiodo negativo de clk_m's.
- La señal de reloj de segunda fase Fase 2 es alta durante un tiempo variable del semiperiodo negativo de clk_m's y baja durante el semiperiodo positivo de clk_m's.

40 Las Fases 1 y 2 se envían entonces al DLL 332, que genera una señal de reloj de doble frecuencia utilizando la señal de reloj de la primera fase, Fase 1, y la señal de reloj de la segunda fase, Fase 2. La señal de reloj de doble frecuencia es el doble de la frecuencia de la señal de reloj principal clk_m. En este ejemplo, una puerta "OR" dentro del DLL 332 genera la señal de reloj de doble frecuencia utilizando la señal de reloj de primera fase Fase 1 y la señal de reloj de segunda fase Fase 2. Este reloj de doble frecuencia o la frecuencia dividida que llega del divisor de frecuencia 330 se selecciona en función de una frecuencia objetivo seleccionada y después se utiliza como referencia para el DLL 332.

45 Dentro del DLL 332, una señal denominada en adelante reloj, representa el reloj principal clk_m multiplicado por 2, mientras que una señal denominada en lo sucesivo "clock_del" es una réplica del reloj retrasado por un periodo de la frecuencia. El reloj y clock_del pasan a través de un detector de frecuencia de fase. A continuación, un nodo Vc se carga o descarga mediante una bomba de carga basada en la polaridad del error de fase. Un voltaje de control se alimenta directamente para controlar el retardo de cada unidad de retardo dentro del DLL 332 hasta que el retardo total del DLL 332 sea exactamente un periodo.

50 El DLL 332 controla el borde ascendente de la señal de reloj de primera fase BC 1 y la señal de reloj de segunda fase Fase 2 para que sean sincronas con el borde ascendente de la señal de reloj de doble frecuencia. El DLL 332 ajusta la

frecuencia y el ciclo de trabajo de la primera señal de reloj de fase Fase 1 y la segunda señal de reloj de fase Fase 2 en respuesta a una señal de referencia de frecuencia respectiva y una señal de control de ciclo de trabajo para producir una primera señal de salida de fase Fase A y una segunda señal de salida de fase Fase B para accionar un puente-H o un inversor para generar una señal de accionamiento de CA para accionar un transductor ultrasónico.

5 El PMIC 300 comprende un terminal de señal de salida de primera fase FASE_A que emite la señal de salida de la primera fase Fase A a un circuito de puente-H y un terminal de señal de salida de segunda fase FASE_B que emite la señal de salida de la segunda fase Fase B a un circuito en puente-H.

10 En este ejemplo, el DLL 332 ajusta el ciclo de trabajo de la señal de reloj de la primera fase Fase 1 y la señal de reloj de la segunda fase Fase 2 en respuesta a la señal de control del ciclo de trabajo variando el retardo de cada línea de retardo en el DLL 332 en respuesta a la señal de control del ciclo de trabajo.

15 El reloj se utiliza al doble de su frecuencia porque garantiza una mayor precisión. Como se muestra en la Figura 47, a efectos explicativos, si se utiliza la frecuencia del reloj principal clk_m (que no está en los ejemplos de esta divulgación), la Fase A es sincrónica con el borde ascendente R del reloj, mientras que la Fase B es sincrónica con el borde descendente F del reloj. La línea de retardo del DLL 332 controla el borde ascendente R y, por tanto, para el borde descendente F, el sistema generador de PWM 329 tendría que depender de una coincidencia perfecta de las unidades de retardo del DLL 332, que puede ser imperfecta. Sin embargo, para eliminar este error, el sistema generador de PWM 329 utiliza el reloj de doble frecuencia para que tanto la Fase A como la Fase B estén sincronizadas con el borde ascendente R del reloj de doble frecuencia.

20 Para realizar un ciclo de trabajo del 20% al 50% con un tamaño de paso del 2%, la línea de retardo del DLL 332 comprende 25 unidades de retardo, con la salida de cada unidad de retardo respectiva representando una Fase nth. Finalmente, la fase de la salida de la unidad de retardo final se corresponderá con el reloj de entrada. Considerando que todos los retardos serán casi iguales, se obtiene un ciclo de trabajo particular con la salida de la unidad de retardo específica con lógica simple en el núcleo digital 316.

25 Es importante extremar el cuidado del arranque del DLL 332 ya que el DLL 332 podría no ser capaz de bloquear un periodo de retardo sino dos o más períodos, llevando al DLL 332 a una zona de no convergencia. Para evitar este problema, se implementa un circuito de arranque en el sistema generador de PWM 329 que permite al DLL 332 arrancar desde una condición conocida y determinista. El circuito de arranque permite además que el DLL 332 arranque con el mínimo retardo.

30 En los ejemplos de esta divulgación, el rango de frecuencias cubierto por el sistema generador de PWM 329 se amplía, por lo que las unidades de retardo del DLL 332 pueden proporcionar retardos de 4 ns (para una frecuencia de oscilador de 5 MHz) a 400 ns (para una frecuencia de oscilador de 50 kHz). Para acomodar estos diferentes retardos, se incluyen condensadores Cb en el sistema generador de PWM 329, seleccionándose el valor del condensador para proporcionar el retardo necesario.

35 La Fase A y la Fase B se emiten desde el DLL 332 y pasan a través de una E/S digital al CI del puente 301 de modo que la Fase A y la Fase B se pueden usar para controlar el funcionamiento del CI del puente 301.

40 Ahora se describirá con más detalle la funcionalidad de la carga de la batería del dispositivo activador 202. El subsistema de carga de la batería comprende el circuito cargador 317 que está integrado en el PMIC 300 y controlado por un controlador de carga digital alojado en el PMIC 300. El circuito cargador 317 está controlado por el microcontrolador 303 a través del bus de comunicación 302. El subsistema de carga de la batería puede cargar una batería de una sola celda de polímero de litio (LiPo) o de iones de litio (Li-ion), como la batería 250 descrita anteriormente.

45 En este ejemplo, el subsistema de carga de batería es capaz de cargar una o varias baterías con una corriente de carga de hasta 1A a partir de una fuente de alimentación de 5 V (por ej. una fuente de alimentación USB). Uno o más de los siguientes parámetros pueden programarse a través del bus de comunicación 302 (interfaz I2C) para adaptar los parámetros de carga de la batería:

- El voltaje de carga puede ajustarse entre 3,9 V y 4,3 V en pasos de 100 mV.
- La corriente de carga puede ajustarse entre 150 mA y 1000 mA en pasos de 50 mA.
- La corriente de precarga es 1/10 de la corriente de carga.
- Los tiempos de precarga y de carga rápida pueden ajustarse entre 5 y 85 min, respectivamente 20 y 340 min.
- Opcionalmente se puede utilizar un termistor externo de coeficiente de temperatura negativo (NTC) para controlar la temperatura de la batería.

50 En algunos ejemplos, el subsistema de carga de batería informa de uno o más de los siguientes eventos emitiendo una interrupción al microcontrolador del host 303:

- Batería detectada
 - Batería cargando
 - Batería totalmente cargada
 - Batería no presente
- 5 • Tiempo de carga alcanzado
- La alimentación de carga está por debajo del límite de subvoltaje

La principal ventaja de tener el circuito cargador 317 integrado en el PMIC 300, es que permite que todas las opciones de programación e indicaciones de eventos citadas se implementen dentro del PMIC 300, lo que garantiza la operación segura del subsistema de carga de batería. Además, se puede conseguir un importante ahorro de costes de fabricación y de espacio en la PCB si se compara con los dispositivos inhaladores nebulizadores convencionales que incluyen componentes discretos de un sistema de carga montados por separado en una PCB. El circuito del cargador 317 también permite un ajuste muy versátil de la corriente de carga y el voltaje, diferentes tiempos límite de fallo y numerosos indicadores de eventos para un análisis detallado del estado.

10 A continuación, se describirá con más detalle el convertidor analógico-digital (ADC) 318. Los inventores tuvieron que superar importantes retos técnicos para integrar el ADC 318 dentro del PMIC 300 con el oscilador de alta velocidad 315. Además, la integración del ADC 318 en el PMIC 300 es contraria al enfoque convencional de la técnica, que se basa en utilizar uno de los muchos dispositivos ADC discretos disponibles en el mercado de los circuitos integrados (CI).

15 En este ejemplo, el ADC 318 muestrea al menos un parámetro dentro del chip del controlador del transductor ultrasónico (PMIC 300) a una frecuencia de muestreo que es igual a la frecuencia de la señal de reloj principal `clk_m`. En este ejemplo, el ADC 318 es un convertidor analógico-digital de 10 bits que es capaz de descargar el muestreo digital del microprocesador 303 para ahorrar recursos del microprocesador 303. La integración del ADC 318 dentro del PMIC 300 también evita la necesidad de utilizar un bus I2C que de otro modo ralentizaría la capacidad de muestreo del ADC (un dispositivo convencional depende de un bus I2C para comunicar datos entre un ADC discreto específico y un microcontrolador a una velocidad de reloj limitada de típicamente 400 kHz).

20 25 En los ejemplos de esta divulgación, el ADC 318 puede muestrear secuencialmente uno o más de los siguientes parámetros:

- i. Una señal de corriente rms que se recibe en el chip del activador del transductor ultrasónico (PMIC 300) desde un circuito inversor externo desde el que se acciona un transductor ultrasónico. En este ejemplo, este parámetro es una corriente cuadrática media (rms) reportada por el CI del puente 301. La detección de la corriente rms es importante para implementar el bucle de retroalimentación utilizado para accionar el transductor ultrasónico 215. El ADC 318 es capaz de detectar la corriente rms directamente desde el CI del puente 301 a través de una señal con un desfase mínimo o nulo, ya que el ADC 318 no depende de que esta información se transmita a través de un bus I2C. Esto aporta un beneficio significativo en velocidad y precisión con respecto a los dispositivos convencionales que están limitados por las velocidades comparativamente bajas de un bus I2C.
- ii. El voltaje de una batería conectada al PMIC 300.
- iii. El voltaje de un cargador conectado al PMIC 300.
- iv. Una señal de temperatura, como una señal de temperatura que es indicativa de la temperatura del chip PMIC 300. Como se ha descrito antes, esta temperatura puede medirse con gran precisión debido a que el sensor de temperatura 314 está integrado en el mismo CI que el oscilador 315. Por ejemplo, si la temperatura del PMIC 300 sube, la corriente, la frecuencia y el PWM los regula el PMIC 300 para controlar la oscilación del transductor que a su vez controla la temperatura.
- v. Dos pines externos.
- vi. Sensor de temperatura NTC externo para monitorizar la temperatura del pack de batería.

30 40 45 En algunos ejemplos, el ADC 318 muestrea una o más de las fuentes antes mencionadas secuencialmente, por ejemplo, en un esquema *round robin*. El ADC 318 muestrea las fuentes a alta velocidad, como la velocidad del oscilador 315, que puede ser de hasta 5 MHz o hasta 105 MHz.

45 50 En algunos ejemplos, el dispositivo 202 está configurado para que un usuario o el fabricante del dispositivo pueda especificar cuántas muestras se toman de cada fuente para promediar. Por ejemplo, un usuario puede configurar el sistema para que tome 512 muestras de la entrada de corriente rms, 64 muestras del voltaje de la batería, 64 del voltaje de entrada del cargador, 32 muestras de los pines externos y 8 del pin del NTC. Además, el usuario también puede especificar si una de las fuentes mencionadas debe saltarse.

En algunos ejemplos, para cada fuente el usuario puede especificar dos umbrales digitales que dividen el rango completo en una pluralidad de zonas, por ejemplo, 3 zonas. Posteriormente, el usuario puede configurar el sistema para que lance una interrupción cuando el valor muestreado cambia la zona, por ej. de una zona 2 a una zona 3.

5 Ningún CI convencional disponible actualmente en el mercado puede realizar las funciones mencionadas del PMIC 300. El muestreo con dicha flexibilidad y granularidad es primordial cuando se acciona un circuito o componente resonante, como un transductor ultrasónico.

En este ejemplo, el PMIC 300 comprende un puerto de entrada-salida digital de uso general (GPIO) de 8 bits. Cada puerto puede configurarse como entrada digital y salida digital. Algunos de los puertos tienen una función de entrada analógica, como se muestra en la tabla de la Figura 48.

10 Los puertos GPIO7-GPIO5 del PMIC 300 pueden utilizarse para configurar la dirección del dispositivo en el bus de comunicación (I2C) 302. De este modo, se pueden utilizar ocho dispositivos idénticos en el mismo bus I2C. Se trata de una característica única en la industria de los circuitos integrados, ya que permite utilizar ocho dispositivos idénticos en el mismo bus I2C sin que se produzcan conflictos de direcciones. Esto se implementa leyendo cada dispositivo el estado de GPIO7-GPIO5 durante los primeros 100 ps después del arranque del PMIC 300 y almacenando esa porción de la dirección internamente en el PMIC 300. Una vez el PMIC 300 ha arrancado, los GPIOs pueden utilizarse para cualquier otro fin.

15 Como se ha descrito antes, el PMIC 300 comprende un activador de LED 320 de seis canales. En este ejemplo, el activador de LED 320 comprende fuentes de corriente de semiconductor de óxido metálico de canal N (NMOS) que toleran 5 V. El activador de LED 320 está configurado para ajustar la corriente LED en cuatro niveles discretos: 5 mA, 10 mA, 15 mA y 20 mA. El activador de LED 320 está configurado para atenuar cada canal LED con una señal PWM de 12 bits con o sin corrección gamma. El activador de LED 320 está configurado para variar la frecuencia PWM de 300 Hz a 1,5 KHz. Esta característica es única en el campo de los dispositivos inhaladores nebulizadores ultrasónicos, ya que la funcionalidad está integrada como un subsistema del PMIC 300.

20 En este ejemplo, el PMIC 300 comprende dos Convertidores Digital-Analógico (DAC) independientes de 6 Bits 327, 328 que están incorporados en el PMIC 300. La finalidad de los DAC 327, 328 es emitir un voltaje analógico para manipular la ruta de retroalimentación de un regulador externo (por ej. el convertidor de refuerzo DC-DC (tipo Boost) 305, un convertidor reductor (tipo Buck) o un LDO). Además, en algunos ejemplos, los DAC 327, 328 también se pueden utilizar para ajustar dinámicamente el nivel de apagado por sobrecorriente del CI del puente 301, como se describe más adelante.

25 El voltaje de salida de cada DAC 327, 328 es programable entre 0 V y 1,5 V o entre 0 V y V_battery (Vbat). En este ejemplo, el control del voltaje de salida del DAC se realiza mediante comandos I2C. El hecho de contar con dos DAC incorporados en el PMIC 300 es único y permitirá el control dinámico de la monitorización de la corriente. Si cualquiera de los DAC 327, 328 fuera un chip externo, la velocidad caería bajo las mismas restricciones de limitación de velocidad debido al protocolo I2C. La disposición de la monitorización de la potencia activa del dispositivo 202 funciona con una eficiencia óptima si todas estas características integradas están en el PMIC. Si hubieran sido componentes externos, la disposición de la monitorización de la potencia activa sería totalmente ineficiente.

30 35 Con respecto ahora a la Figura 49 de las ilustraciones acompañantes, el CI del puente 301 es un microchip que comprende un circuito de conmutación de potencia 333 integrado. En este ejemplo, el circuito de conmutación de potencia 333 es un puente-H 334 que se muestra en la Figura 50 y que se describe en detalle más adelante. Sin embargo, se aprecia que el CI del puente 301 de otros ejemplos puede incorporar un circuito de conmutación de potencia alternativo para el puente-H 334, siempre que el circuito de conmutación de potencia realice una función equivalente para generar una señal de accionamiento de CA para accionar el transductor ultrasónico 215.

40 45 El CI del puente 301 comprende un terminal de primera fase FASE A que recibe una señal de salida de primera fase Fase A del subsistema generador de señales PWM del PMIC 300. El CI del puente 301 también comprende un terminal de segunda fase FASE B que recibe una señal de salida de segunda fase Fase B del subsistema generador de señales PWM del PMIC 300.

50 55 El CI del puente 301 comprende un circuito de detección de corriente 335 que detecta directamente el flujo de corriente en el puente-H 334 y proporciona una señal de salida de corriente RMS a través del pin RMS_CURR del CI del puente 301. El circuito de detección de corriente 335 está configurado para la monitorización de sobrecorriente, para detectar cuando la corriente que fluye en el puente-H 334 está por encima de un umbral predeterminado. La integración del circuito de conmutación de potencia 333 que comprende el puente-H 334 y el circuito de detección de corriente 335 dentro del mismo circuito integrado del CI del puente 301 es una combinación única en el mercado de los CI. En la actualidad, no existe ningún otro circuito integrado en el mercado de los CI que incluya un puente-H con circuitos integrados para detectar la corriente RMS que fluye a través del puente-H.

El CI del puente 301 comprende un sensor de temperatura 336 que incluye la monitorización de sobretemperatura. El sensor de temperatura 336 está configurado para apagar el CI del puente 301 o deshabilitar al menos parte del CI del puente 336 en caso de que el sensor de temperatura 336 detecte que el CI del puente 301 está operando a una temperatura

superior a un umbral predeterminado. Por tanto, el sensor de temperatura 336 proporciona una función de seguridad integrada que evita que pueda dañarse el CI del puente 301 u otros componentes del dispositivo activador 202 en caso de que el CI del puente 301 opere a una temperatura excesivamente alta.

5 El CI del puente 301 comprende una máquina de estado digital 337 que está conectada integralmente al circuito de commutación de potencia 333. La máquina de estado digital 337 recibe las señales de fase A y fase B del PMIC 300 y una señal ENABLE (HABILITAR), por ejemplo, del microcontrolador 303. La máquina de estado digital 337 genera señales de temporización basadas en la señal de salida de la primera fase Fase A y la señal de salida de la segunda fase Fase B.

10 La máquina de estado digital 337 envía señales de temporización correspondientes a las señales de fase A y fase B, así como señales BRIDGE_PR y BRIDGE_EN (PUENTE_PR y PUENTE_EN) al circuito de commutación de potencia 333 para controlar dicho circuito. La máquina de estado digital 337 emite así las señales de temporización a los commutadores T₁-T₄ del circuito del puente-H 334 para controlar los commutadores T₁-T₄ para que se enciendan y se apaguen en una secuencia tal que el circuito del puente-H emite una señal de accionamiento de CA para accionar un circuito resonante, como el transductor ultrasónico 215.

15 Como se describe detalladamente más adelante, la secuencia de commutación comprende un periodo de flotación libre en el cual el primer commutador T₁ y el segundo commutador T₂ están apagados y el tercer commutador T₃ y el cuarto commutador T₄ están encendidos para disipar la energía almacenada por el circuito resonante (el transductor ultrasónico 215).

20 El CI del puente 301 incluye un controlador de prueba 338 que permite probar el CI del puente 301 para determinar si los componentes integrados dentro del CI del puente 301 operan correctamente. El controlador de prueba 338 está acoplado a los pines TEST_DATA, TEST_CLK y TEST_LOAD (PRUEBA_DATOS, PRUEBA_RELOJ y PRUEBA_CARGA) para que el CI del puente 301 pueda conectarse a un dispositivo de control externo que alimenta datos dentro y fuera del CI del puente 301 para probar el funcionamiento del CI del puente 301. El CI del puente 301 también comprende un BUS DE PRUEBA que permite probar el bus de comunicación digital dentro del CI del puente 301 a través de un pin TST_PAD.

25 El CI del puente 301 comprende un circuito de restablecimiento de encendido (POR) 339 que controla la operación de arranque del CI del puente 301. El POR 339 asegura que el CI del puente 301 arranque correctamente sólo si el voltaje de la fuente de alimentación está dentro de un rango predeterminado. Si el voltaje de la fuente de alimentación está fuera del rango predeterminado, por ejemplo, si el voltaje de la fuente de alimentación es demasiado alto, el POR 339 retrasa el arranque del CI del puente 301 hasta que el voltaje de alimentación esté dentro del rango predeterminado.

30 El CI del puente 301 comprende un bloque de referencia (BG) 340 que proporciona un voltaje de referencia precisa para usar por los otros subsistemas del CI del puente 301.

El CI del puente 301 comprende una referencia de corriente 341 que proporciona una corriente precisa al circuito de commutación de potencia 333 y/o a otros subsistemas dentro del CI del puente 301, como el sensor de corriente 335.

35 El sensor de temperatura 336 controla continuamente la temperatura del silicio del CI del puente 301. Si la temperatura supera el umbral de temperatura predeterminado, el circuito de commutación de potencia 333 se desconecta automáticamente. Además, la sobretemperatura puede notificarse a un host externo para informarle que se ha producido un evento de sobretemperatura.

La máquina de estado digital (FSM) 337 genera las señales de temporización para el circuito de commutación de potencia 333 que, en este ejemplo, son señales de temporización para controlar el puente-H 334.

40 El CI del puente 301 comprende comparadores 342, 343 que comparan señales de los diversos subsistemas del CI del puente 301 con las referencias de voltaje y corriente 340, 341 y proporcionan señales de salida de referencia a través de los pines del CI del puente 301.

45 Con referencia de nuevo a la Figura 50 de las ilustraciones acompañantes, el puente-H 334 de este ejemplo comprende cuatro commutadores en forma de commutadores transistores de efecto de campo (FET) NMOS a ambos lados del puente-H 334. El puente-H 334 comprende cuatro commutadores o transistores T₁-T₄ que están conectados en una configuración de puente-H, siendo cada transistor T₁-T₄ accionado por una entrada lógica A-D respectiva. Los transistores T₁-T₄ están configurados para ser accionados por un voltaje de arranque que se genera internamente con dos condensadores externos C_b que se conectan tal como se ilustra en la Figura 50.

50 El puente-H 334 comprende varias entradas y salidas de alimentación que están conectadas a los pines respectivos del CI del puente 301. El puente-H 334 recibe el voltaje programable VBOOST que se emite desde el convertidor de refuerzo 305 a través de un primer terminal de la fuente de alimentación, etiquetado VBOOST en la Figura 50. El puente-H 334 incluye un segundo terminal de fuente de alimentación, etiquetado VSS_P en la Figura 50.

El puente-H 334 incluye salidas OIITP, OIITN que están configuradas para conectar a los terminales respectivos del transductor ultrasónico 215 de modo que la salida de la señal de accionamiento de CA del puente-H 334 puede accionar el transductor ultrasónico 215.

5 La conmutación de los cuatro conmutadores o transistores T_1-T_4 se controla mediante señales de conmutación procedentes de la máquina de estado digital 337 a través de la entrada lógica A-D. Debe apreciarse que, mientras que la Figura 50 muestra cuatro transistores T_1-T_4 , en otros ejemplos, el puente-H 334 incorpora un número mayor de transistores u otros componentes de conmutación para implementar la funcionalidad del puente-H.

10 En este ejemplo, el puente-H 334 opera con una potencia de conmutación de 22 W a 50 W con el fin de emitir una señal de accionamiento de CA con potencia suficiente para accionar el transductor ultrasónico 215 para que genere la nebulización de forma óptima. El voltaje que conmuta el puente-H 334 de este ejemplo es de ± 15 V. En otros ejemplos, el voltaje es de ± 20 V.

15 En este ejemplo, el puente-H 334 conmuta a una frecuencia de 3 MHz a 5 MHz o hasta 105 MHz. Se trata de una velocidad de conmutación elevada en comparación con los circuitos de los puentes-H convencionales disponibles en el mercado de CI. Por ejemplo, un circuito integrado convencional de puente-H disponible actualmente en el mercado de CI está configurado para operar a una frecuencia máxima de sólo 2 MHz. Aparte del CI del puente 301 aquí descrito, ningún circuito integrado de puente-H convencional disponible en el mercado de CI es capaz de operar a una potencia de 22 V a 50 V a una frecuencia de hasta 5 MHz, y no digamos de hasta 105 MHz.

20 Con referencia a la Figura 51 de las ilustraciones acompañantes, el sensor de corriente 335 comprende resistencias de detección de corriente positivas y negativas RshuntP, RshuntN que están conectadas en serie con los lados alto y bajo respectivos del puente-H 334, como se muestra en la Figura 50. Las resistencias de detección de corriente RshuntP, RshuntN son resistencias de valor bajo que, en este ejemplo, son de $0,1 \Omega$. El sensor de corriente 335 comprende un primer sensor de voltaje en forma de un primer amplificador operacional 344 que mide la caída de voltaje a lo largo de la primera resistencia del sensor de corriente RshuntP y un segundo sensor de voltaje en forma de un segundo amplificador operacional 345 que mide la caída de voltaje a lo largo de la segunda resistencia del sensor de corriente RshuntN. En este ejemplo, la ganancia de cada amplificador operacional 344, 345 es de 2 V/V . La salida de cada amplificador operacional 344, 345 es, en este ejemplo, de 1 mA/V . El sensor de corriente 335 comprende una resistencia a masa R_{cs} que, en este ejemplo, es de $2k \Omega$. Las salidas de los amplificadores operacionales 344, 345 proporcionan una salida CSout que pasa a través de un filtro de paso bajo 346 que elimina los transitorios en la señal CSout. Un Vout (voltaje de salida) del filtro de paso bajo 346 es la señal de salida del sensor de corriente 335.

25 30 De este modo, el sensor de corriente 335 mide la corriente alterna (CA) que fluye a través del puente-H 334 y, respectivamente, a través del transductor ultrasónico 215. El sensor de corriente 335 convierte la corriente CA en un voltaje de salida RMS equivalente (Vout) relativo a tierra. El sensor de corriente 335 tiene una gran capacidad de ancho de banda, ya que el puente-H 334 puede operar a una frecuencia de hasta 5 MHz o, en algunos ejemplos, de hasta 105 MHz. El Vout (voltaje de salida) del sensor de corriente 335 notifica un voltaje positivo que es equivalente a la corriente CA rms medida que fluye a través del transductor ultrasónico 215. El Vout del voltaje de salida del sensor de corriente 335 es, en este ejemplo, retroalimentado al circuito de control dentro del CI del puente 301 para permitir que el CI del puente 301 apague el puente-H 334 en caso de que la corriente que fluye a través del puente-H 334 y por tanto a través del transductor 215 supere un umbral predeterminado. Además, el evento de umbral de sobrecorriente es notificado al primer comparador 342 en el CI del puente 301 para que el CI del puente 301 pueda notificar el evento de sobrecorriente a través del pin OVC_TRIGGER del CI del puente 301.

35 40 Haciendo referencia ahora a la Figura 52 de las ilustraciones acompañantes, el control del puente-H 334 se describirá ahora también con referencia al modelo piezoelectrónico equivalente del transductor ultrasónico 215.

45 Para desarrollar un voltaje positivo a través de las salidas OIITP, OIITN del puente-H 334 tal como se indica por V_{out} en la Figura 52 (observar la dirección de la flecha) la secuencia de conmutación de los transistores T_1-T_4 a través de las entradas A-D es la siguiente:

1. Voltaje de salida positivo a través del transductor ultrasónico 215: A-ON, B- OFF, C-OFF, D-ON
2. Transición del voltaje de salida positivo a cero: A-OFF, B-OFF, C-OFF, D-ON. Durante esta transición, C se desconecta primero para minimizar o evitar la pérdida de potencia minimizando o evitando que la corriente fluya a través de A y C si hay un error de conmutación o retardo en A.
3. Voltaje de salida cero: A-OFF, B-OFF, C-ON, D-ON. Durante esta fase de voltaje de salida cero, los terminales de las salidas OIITP, OIITN del puente-H 334 se ponen a tierra mediante los conmutadores C y D que se mantienen encendidos. Esto disipa la energía almacenada por los condensadores en el circuito equivalente del transductor ultrasónico, lo que minimiza el sobrepaso de voltaje en la forma de onda de conmutación que se aplica al transductor ultrasónico.

4. Transición de cero a voltaje de salida negativo: A-OFF, B-OFF, C-ON, D-OFF.

5. Voltaje de salida negativo a través del transductor ultrasónico 215: A-OFF, B- ON, C-ON, D-OFF

A altas frecuencias de hasta 5 MHz o incluso hasta 105 MHz, se apreciará que el tiempo para cada parte de la secuencia de conmutación es muy corto y del orden de nanosegundos o picosegundos. Por ejemplo, a una frecuencia de conmutación de 6 MHz, cada parte de la secuencia de conmutación se produce en aproximadamente 80 ns.

En la Figura 53 de las ilustraciones acompañantes se muestra un gráfico del voltaje de salida OIITP, OIITN del puente-H 334 según la secuencia de conmutación anterior. La porción de voltaje de salida cero de la secuencia de conmutación se incluye para acomodar la energía almacenada por el transductor ultrasónico 215 (por ej. la energía almacenada por los condensadores en el circuito equivalente del transductor ultrasónico). Como se ha descrito antes, esto minimiza el sobrepaso de voltaje en el voltaje de la forma de onda de conmutación que se aplica al transductor ultrasónico y, en consecuencia, minimiza la disipación de potencia y el calentamiento innecesarios en el transductor ultrasónico.

Al minimizar o eliminar el sobrepaso de voltaje también se reduce el riesgo de que se dañen los transistores del CI del puente 301, ya que se evita que los transistores estén sometidos a voltajes superiores a su voltaje nominal. Además, la minimización o eliminación del sobrepaso de voltaje permite al CI del puente 301 accionar el transductor ultrasónico con precisión de forma que se minimiza la interrupción en el bucle de retroalimentación de detección de corriente aquí descrito. En consecuencia, el CI del puente 301 es capaz de accionar el transductor ultrasónico a una potencia elevada de 22 W a 50 W o incluso hasta 70 W a una frecuencia elevada de hasta 5 MHz o incluso hasta 105 MHz.

El CI del puente 301 de este ejemplo está configurado para ser controlado por el PMIC 300 para operar en dos modos diferentes, referidos aquí como un modo forzado y un modo de frecuencia nativa. Estos dos modos de operar son novedosos respecto a los CI de puente existentes. En particular, el modo de frecuencia nativa es una innovación importante que ofrece ventajas sustanciales en la precisión y la eficiencia del accionamiento de un transductor ultrasónico en comparación con los dispositivos convencionales.

Modo de frecuencia forzada (FFM)

En el modo de frecuencia forzada, el puente-H 334 se controla en la secuencia descrita más arriba, pero a una frecuencia seleccionable por el usuario. Como consecuencia, los transistores del puente-H T₁-T₄ se controlan de manera forzada independientemente de la frecuencia de resonancia inherente del transductor ultrasónico 215 para conmutar el voltaje de salida a través del transductor ultrasónico 215. Por tanto, el modo de frecuencia forzada permite al puente-H 334 accionar el transductor ultrasónico 215, que tiene una frecuencia de resonancia f₁, a una frecuencia diferente f₂.

Accionar un transductor ultrasónico a una frecuencia distinta de su frecuencia de resonancia puede ser apropiado para adaptar el funcionamiento a distintas aplicaciones. Por ejemplo, puede ser conveniente accionar un transductor ultrasónico a una frecuencia ligeramente distinta de la frecuencia de resonancia (por razones mecánicas, para evitar daños mecánicos al transductor). Alternativamente, puede ser apropiado accionar un transductor ultrasónico a una frecuencia baja, pero el transductor ultrasónico tiene, debido a su tamaño, una frecuencia de resonancia nativa diferente.

El dispositivo activador 202 controla el CI del puente 301 para accionar el transductor ultrasónico 215 en el modo de frecuencia forzada en respuesta a la configuración del dispositivo activador 202 para una aplicación particular o un transductor ultrasónico particular. Por ejemplo, el dispositivo activador 202 puede configurarse para operar en el modo de frecuencia forzada cuando el dispositivo inhalador nebulizador 200 se utiliza para una aplicación en particular, como generar una nebulización de un líquido de una viscosidad en particular que contiene un fármaco para la administración a un usuario.

Modo de frecuencia nativa (NFM)

El siguiente modo de operación de frecuencia nativa es un desarrollo significativo y aporta beneficios en la mejora de la precisión y la eficiencia con respecto a los activadores ultrasónicos convencionales que están disponibles en el mercado de CI en la actualidad.

El modo de operación de frecuencia nativa sigue la misma secuencia de conmutación descrita anteriormente, pero la temporización de la porción de salida cero de la secuencia está ajustada para minimizar o evitar los problemas que pueden surgir debido a los picos de corriente al funcionar en el modo de frecuencia forzada. Estos picos de corriente se producen cuando el voltaje a través del transductor ultrasónico 215 conmuta a su polaridad de voltaje opuesta. Un transductor ultrasónico que comprende un cristal piezoelectrónico tiene un circuito eléctrico equivalente que incorpora un condensador conectado en paralelo (por ej. ver el modelo piezoelectrónico de la Figura 52). Si el voltaje a través del transductor ultrasónico se conmuta bruscamente de un voltaje positivo a un voltaje negativo, debido al elevado dV/dt puede producirse un gran flujo de corriente a medida que se disipa la energía almacenada en el condensador.

El modo de frecuencia nativa evita la conmutación brusca del voltaje a través del transductor ultrasónico 215 de un voltaje positivo a un voltaje negativo (y viceversa). En su lugar, antes de aplicar el voltaje inverso, el transductor ultrasónico 215

(cristal piezoelectrónico) se deja en flotación libre con voltaje cero aplicado a través de sus terminales durante un periodo de flotación libre. El PMIC 300 ajusta la frecuencia de accionamiento del CI del puente 301 de manera que el puente 334 ajusta el periodo de flotación libre de manera que el flujo de corriente dentro del transductor ultrasónico 215 (debido a la energía almacenada dentro del cristal piezoelectrónico) invierte el voltaje a través de los terminales del transductor ultrasónico 215 durante el periodo de flotación libre.

Por consiguiente, cuando el puente-H 334 aplica el voltaje negativo en los terminales del transductor ultrasónico 215, el transductor ultrasónico 215 (el condensador en el circuito equivalente) ya se ha cargado inversamente y no se producen picos de corriente porque no hay un dV/dt alto.

- 5 No obstante, debe tenerse en cuenta que la carga dentro del transductor ultrasónico 215 (cristal piezoelectrónico) tarda un tiempo en acumularse cuando el transductor ultrasónico 215 se activa por primera vez. Así pues, la situación ideal en la que la energía dentro del transductor ultrasónico 215 invierte el voltaje durante el periodo de flotación libre se produce sólo después de que la oscilación dentro del transductor ultrasónico 215 haya acumulado la carga. Para que esto sea posible, cuando el CI del puente 301 activa el transductor ultrasónico 215 por primera vez, el PMIC 300 controla la potencia suministrada a través del puente-H 334 al transductor ultrasónico 215 a un primer valor que es un valor bajo (por ej. 5 V).
- 10 15 Despues, el PMIC 300 controla la potencia suministrada a través del puente-H 334 al transductor ultrasónico 215 para que aumente durante un periodo de tiempo hasta un segundo valor (por ej. 15 V), que es superior al primer valor con el fin de acumular la energía almacenada dentro del transductor ultrasónico 215. Todavía se producen picos de corriente durante esta rampa de la oscilación hasta que la corriente dentro del transductor ultrasónico 215 se haya desarrollado lo suficiente. Sin embargo, al utilizar un primer voltaje bajo en el arranque, esos picos de corriente se mantienen lo suficientemente bajos como para minimizar el impacto en el funcionamiento del transductor ultrasónico 215.

20 Para implementar el modo de frecuencia nativa, el dispositivo controlador 202 controla la frecuencia del oscilador 315 y el ciclo de trabajo (ratio entre el tiempo de encendido y el tiempo de flotación libre) de la salida de señal de accionamiento de CA del puente-H 334 con alta precisión. En este ejemplo, el dispositivo activador 202 ejecuta tres bucles de control para regular la frecuencia del oscilador y el ciclo de trabajo de forma que la inversión del voltaje en los terminales del transductor ultrasónico 215 sea lo más precisa posible y los picos de corriente se reduzcan al mínimo o se eviten en la medida de lo posible. El control preciso del oscilador y del ciclo de trabajo mediante los bucles de control es un avance significativo en el campo de los activadores ultrasónicos de CI.

25 30 Durante el modo de operación de frecuencia nativa, el sensor de corriente 335 detecta la corriente que fluye a través del transductor ultrasónico 215 (circuito resonante) durante el periodo de flotación libre. La máquina de estado digital 337 adapta las señales de temporización para activar el primer conmutador T_1 o el segundo conmutador T_2 cuando el sensor de corriente 335 detecta que la corriente que fluye a través del transductor ultrasónico 215 (circuito resonante) durante el periodo de flotación libre es cero.

35 40 En la Figura 54 de las ilustraciones adjuntas se muestra la forma de onda del voltaje del oscilador 347 (V_{osc}), una forma de onda de conmutación 348 resultante del encendido y apagado del conmutador de lado alto T_1 izquierdo del puente-H 334 y una forma de onda de conmutación 349 resultante del encendido y apagado del conmutador de lado alto T_2 derecho del puente-H 334. Durante un periodo de flotación libre 350, ambos conmutadores de lado alto T_1, T_2 del puente-H 334 están apagados (fase de flotación libre). La duración del periodo de flotación libre 350 se controla mediante la magnitud del voltaje de control de flotación libre 351 (V_{phioff}).

45 50 La Figura 55 de las ilustraciones acompañantes muestra la forma de onda del voltaje 352 en un primer terminal del transductor ultrasónico 215 (la forma de onda del voltaje se invierte en el segundo terminal del transductor ultrasónico 215) y la corriente piezoelectrónica 353 que fluye a través del transductor ultrasónico 215. La corriente piezoelectrónica 353 representa una forma de onda sinusoidal (casi) ideal (esto nunca es posible en el modo de frecuencia forzada ni en ningún puente del mercado de los CI).

55 Antes de que la onda sinusoidal de la corriente piezoelectrónica 353 llegue a cero, se apaga el conmutador de T_1 del lado alto izquierdo T_1 del puente H 334 (aquí, el conmutador de T_1 se apaga cuando la corriente piezoelectrónica 353 es de aproximadamente 6 A). La corriente piezoelectrónica restante 353 que fluye dentro del transductor ultrasónico 215 debido a la energía almacenada en el transductor ultrasónico 215 (el condensador del circuito piezoelectrónico equivalente) es responsable de la inversión del voltaje durante el periodo de flotación libre 350. La corriente piezoelectrónica 353 decae a cero durante el periodo de flotación libre 350 y en el dominio de flujo de corriente negativa a partir de entonces. El voltaje terminal en el transductor ultrasónico 215 cae del voltaje de alimentación (en este caso 19 V) a menos de 2 V y la caída se detiene cuando la corriente piezoelectrónica 353 llega a cero. Este es el momento perfecto para activar el conmutador de lado bajo T_3 del puente-H 334 a fin de minimizar o evitar un pico de corriente.

Comparado con el modo de frecuencia forzada descrito antes, el modo de frecuencia nativa presenta al menos tres ventajas:

1. El pico de corriente asociado a la commutación brusca del condensador del paquete se reduce significativamente o se evita por completo.
2. La pérdida de potencia debida a la commutación brusca prácticamente desaparece.
3. La frecuencia se regula mediante los bucles de control y se mantendrá cerca de la resonancia del cristal piezoelectrónico (es decir, la frecuencia de resonancia nativa del cristal piezoelectrónico).

5 En el caso de la regulación de frecuencia por los bucles de control (ventaja 3 anterior), el PMIC 300 empieza controlando el CI del puente 301 para accionar el transductor ultrasónico 215 a una frecuencia superior a la resonancia del cristal piezoelectrónico. El PMIC 300 controla entonces el CI del puente 301 para que la frecuencia de la señal de CA disminuya/se reduzca durante el arranque. En cuanto la frecuencia se aproxima a la frecuencia de resonancia del cristal piezoelectrónico, la corriente piezoelectrónica se desarrollará/aumentará rápidamente. Una vez que la corriente piezoelectrónica es lo suficientemente alta como para provocar la inversión de voltaje deseada, el PMIC 300 detiene la disminución/reducción de la frecuencia. Los bucles de control del PMIC 300 se encargan entonces de regular la frecuencia y el ciclo de trabajo de la señal de accionamiento de CA.

10 15 En el modo de frecuencia forzada, la potencia suministrada al transductor ultrasónico 215 se controla mediante el ciclo de trabajo y/o un desplazamiento de frecuencia y/o variando el voltaje de alimentación. Sin embargo, en este ejemplo, en el modo de frecuencia nativa, la potencia suministrada al transductor ultrasónico 215 se controla sólo por el voltaje de alimentación.

20 25 En este ejemplo, durante una fase de configuración del dispositivo activador, el CI del puente 301 está configurado para medir el tiempo que tarda la corriente que fluye a través del transductor ultrasónico 215 (circuito resonante) en llegar a cero cuando el primer conmutador T₁ y el segundo conmutador T₂ están apagados y el tercer conmutador T₃ y el cuarto conmutador T₄ están encendidos. El CI del puente 301 ajusta entonces la longitud de tiempo del periodo de flotación libre para que sea igual a la longitud de tiempo medida.

30 35 Con respecto ahora a la Figura 56 de las ilustraciones acompañantes, el PMIC 300 y el CI del puente 301 de este ejemplo están diseñados para trabajar juntos como un conjunto de chips complementario. El PMIC 300 y el CI del puente 301 están conectados eléctricamente para comunicarse entre sí. En este ejemplo, hay interconexiones entre el PMIC 300 y el CI del puente 301 que permiten las dos siguientes categorías de comunicación:

1. señales de control
2. señales de retroalimentación

40 45 Las conexiones entre los pines FASE_A y FASE_B del PMIC 300 y el CI del puente 301 transportan las señales de control moduladas PWM que accionan el puente-H 334. La conexión entre los pasadores EN_BR del PMIC 300 y el CI del puente 301 transporta la señal de control EN_BR que dispara el arranque del puente-H 334. La sincronización entre las señales de control FASE_A, FASE_B y EN_BR es importante y es gestionada por el control del puente digital del PMIC 300.

50 55 Las conexiones entre los pines CS, OC y OT del PMIC 300 y el CI del puente 301 transportan las señales de retroalimentación CS (detección de corriente), OC (sobrecorriente) y OT (sobretemperatura) desde el CI del puente 301 de vuelta al PMIC 300. En particular, la señal de retroalimentación CS (detección de corriente) comprende un voltaje equivalente a la corriente rms que fluye a través del transductor ultrasónico 215, medida por el sensor de corriente 335 del CI del puente 301.

60 65 Las señales de retroalimentación OC (sobrecorriente) y OT (sobretemperatura) son señales digitales que indican que el CI del puente 301 ha detectado un evento de sobrecorriente o de sobrevoltaje. En este ejemplo, los umbrales de sobrecorriente y sobretemperatura se ajustan con una resistencia externa. Alternativamente, los umbrales también pueden ajustarse dinámicamente en respuesta a las señales transmitidas al pin OC_REF del CI del puente 301 desde uno de los dos canales DAC VDAC0, VDAC1 del PMIC 300.

70 75 En este ejemplo, el diseño del PMIC 300 y del CI del puente 301 permite que los pines de estos dos circuitos integrados se conecten directamente entre sí (por ej. mediante pistas de cobre en una PCB) para que haya un desfase mínimo o nulo en la comunicación de señales entre el PMIC 300 y el CI del puente 301. Esto proporciona una importante ventaja de velocidad con respecto a los puentes convencionales del mercado de CI, que normalmente se controlan mediante señales a través de un bus de comunicación digital. Por ejemplo, un bus I2C estándar se sincroniza a sólo 400 kHz, lo cual es demasiado lento para comunicar datos muestreados a las altas velocidades de reloj de hasta 5 MHz de los ejemplos de esta divulgación.

80 85 90 Si bien los ejemplos de la presente divulgación se han descrito anteriormente en relación con el hardware del microchip, debe apreciarse que otros ejemplos de la presente divulgación comprenden un método para operar los componentes y subsistemas de cada microchip para realizar las funciones aquí descritas. Por ejemplo, los métodos para operar el PMIC 300 y el CI del puente 301 en el modo de frecuencia forzada o en el modo de frecuencia nativa.

Con referencia ahora a la Figura 57 de las ilustraciones acompañantes, el CI OTP 242 comprende un circuito de restablecimiento de encendido (POR) 354, una referencia de bandgap (banda prohibida) (BG) 355, un regulador de baja caída (LDO) *capless* 356, una interfaz de comunicación (por ej. I2C) 357, un banco de memoria programable una sola vez (eFuse) 358, un oscilador 359 y una interfaz de entrada-salida de uso general 360. El CI OTP 242 también comprende un núcleo digital 361 que incluye un autenticador criptográfico. En este ejemplo, el autenticador criptográfico utiliza el Algoritmo de Firma Digital de Curva Elíptica (ECDSA) para cifrar/descifrar los datos almacenados dentro del CI OTP 242, así como los datos transmitidos a y desde el CI OTP 242.

El POR 354 asegura que el CI OTP 242 arranque correctamente sólo si el voltaje de alimentación está dentro de un rango predeterminado. Si el voltaje de alimentación está fuera del rango predeterminado, el POR 354 reinicia el CI OTP 242 y espera hasta que el voltaje de alimentación esté dentro del rango predeterminado.

El BG 355 proporciona voltajes y corrientes de referencia precisos al LDO 356 y al oscilador 359. El LDO 356 alimenta el núcleo digital 361, la interfaz de comunicación 357 y el banco de memoria eFuse 358.

El CI OTP 242 está configurado para operar al menos en los siguientes modos:

- Programación de Fusibles (Fusing): Durante la programación de los efusibles (programación de la memoria programable de un solo tiempo) se requiere una corriente alta para quemar los fusibles relevantes dentro del banco de memoria eFuse 358. En este modo se proporcionan corrientes de polarización más altas para mantener la ganancia y el ancho de banda del bucle de regulación.
- Lectura de fusibles: En este modo se requiere una corriente de nivel medio para mantener la lectura del efusible dentro del banco de memoria eFuse 358. Este modo se ejecuta durante el arranque del CI OTP 242 para transferir el contenido de los fusibles a los registros sombra. En este modo, la ganancia y el ancho de banda del bucle de regulación se ajustan a un valor inferior que en el Modo Fusible.
- Operación normal: En este modo, el LDO 356 es accionado en una condición de corriente de polarización muy baja para operar el CI OTP 242 con baja potencia, para que el CI OTP 242 consuma la menor energía posible.

El oscilador 359 proporciona el reloj necesario para el núcleo/motor digital 361 durante las pruebas (SCAN Test), durante el modo fusible y la operación normal. El oscilador 359 se recorta para hacer frente a los estrictos requisitos de temporización durante el modo fusible.

En este ejemplo, la interfaz de comunicación 357 cumple con la especificación FM+ del estándar I2C, pero también cumple con el modo lento y rápido. El CI OTP 242 utiliza la interfaz de comunicación 357 para comunicarse con el dispositivo controlador 202 (el Host) para el intercambio de datos y claves.

El núcleo digital 361 implementa la funcionalidad de control y comunicación del CI OTP 242. El autenticador criptográfico del núcleo digital 361 permite al CI OTP 242 autenticarse (por ej. utilizando mensajes cifrados ECDSA) con el dispositivo activador 202 (por ej. para una aplicación particular) para garantizar que el CI OTP 242 es auténtico y que el CI OTP 242 está autorizado para conectarse al dispositivo activador 202 (u otro producto).

Con referencia a la Figura 58 de las ilustraciones acompañantes, el CI OTP 242 realiza el siguiente procedimiento PKI con el fin de autenticar el CI OTP 242 para usar con un Host (por ej. el dispositivo activador 202):

1. Verificar la Clave Pública del Firmante: El Host solicita la clave Pública de Fabricación y el Certificado. El Host verifica el certificado con la Clave Pública de la Autoridad.
2. Verificar la Clave Pública del Dispositivo: Si la verificación se realiza correctamente, el Host solicita la Clave Pública y el Certificado del Dispositivo. El Host verifica el certificado con la Clave Pública de Fabricación.
3. Reto - Respuesta: Si la verificación se realiza correctamente, el Host crea un reto numérico aleatorio y lo envía al Dispositivo. El Producto Final firma el reto del número aleatorio con la Clave Privada del Dispositivo.
4. La firma se envía de vuelta al Host para su verificación usando la Clave Pública del Dispositivo.

Si todos los pasos del procedimiento de autenticación se completan correctamente, la Cadena de Confianza se ha verificado hasta la Raíz de Confianza y el CI OTP 242 queda correctamente autenticado para el uso con el Host. Pero si alguno de los pasos del procedimiento de autenticación falla, entonces el CI OTP 242 no está autenticado para el uso con el Host y el uso del dispositivo que incorpora el CI OTP 242 queda restringido o denegado.

El dispositivo activador comprende un activador de CA para convertir el voltaje de la batería en una señal de accionamiento de CA a una frecuencia predeterminada para activar el transductor ultrasónico.

El dispositivo activador comprende una disposición de monitorización de potencia activa para monitorizar la potencia activa utilizada por el transductor ultrasónico (como se ha descrito antes) cuando el transductor ultrasónico se activa mediante la

señal de accionamiento de CA. La disposición de monitorización de potencia activa transmite una señal de monitorización que es indicativa de una potencia activa utilizada por el transductor ultrasónico.

El procesador dentro del dispositivo activador controla el activador de CA y recibe la activación de la señal de monitorización desde la disposición de monitorización de potencia activa.

- 5 La memoria del dispositivo activador almacena las instrucciones que, cuando las ejecuta el procesador, hacen que el procesador:
- controle el activador de CA para que envíe una señal de accionamiento de CA al transductor ultrasónico a una frecuencia de barrido predeterminada;
 - calcule la potencia activa utilizada por el transductor ultrasónico en base a la señal de monitorización;
- 10 C. controle el activador de CA para modular la señal de accionamiento de CA para maximizar la potencia activa que utiliza el transductor ultrasónico;
- guarda un registro en la memoria de la potencia activa máxima utilizada por el transductor ultrasónico y la frecuencia de barrido de la señal de accionamiento de CA;
 - repita los pasos A-D para un número predeterminado de iteraciones donde la frecuencia de barrido se incrementa o se reduce con cada iteración, de manera que, después de que se haya producido el número predeterminado de iteraciones, la frecuencia de barrido se haya incrementado o reducido de una frecuencia de barrido inicial a una frecuencia de barrido final;
 - identifique, a partir de los registros guardados en la memoria, la frecuencia óptima para la señal de accionamiento de CA, que es la frecuencia de barrido de la señal de accionamiento de CA a la que el transductor ultrasónico utiliza una potencia activa máxima; y
 - controle el activador de CA para enviar una señal de accionamiento de CA al transductor ultrasónico a la frecuencia óptima para accionar el transductor ultrasónico para atomizar un líquido.

En algunos ejemplos, la disposición de la monitorización de potencia activa comprende una disposición de detección de corriente para detectar una corriente de accionamiento de la señal de accionamiento de CA que acciona 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 accionamiento detectada.

En algunos ejemplos, la disposición de detección de corriente comprende un convertidor analógico-digital que convierte la corriente de accionamiento detectada en una señal digital para que el procesador la procese.

25 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.

30 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.

35 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 emitir una señal de accionamiento de CA al transductor ultrasónico a una frecuencia que se desplaza en una proporción de desplazamiento predeterminada con respecto a la frecuencia óptima.

40 En algunos ejemplos, la proporción de desplazamiento predeterminada se sitúa 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.

45 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 (accionando 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.

A diferencia de otros dispositivos inhaladores nebulizadores del 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 optimizar la aerosolización y comprender el comportamiento de los datos médicos.

5 Esto fue posible gracias al uso del microcontrolador Bluetooth™ de baja energía (BLE). De hecho, esto permite que el 10 ajuste suministre tiempos de inhalación extremadamente precisos, una aerosolización optimizada, la monitorización de varios parámetros para garantizar un nebulizado seguro y evitar el uso de líquidos electrónicos o cámaras de aerosol no originales, y proteja 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.

15 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.

3. Sección de Gestión de Energía (PM)

La sección de gestión de energía está formada por la ruta de 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 batería (BMS) que ofrece un alto nivel de protección y carga a la batería Li-Po interna.

20 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 la alimentación estable de la sección de control e información.

25 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 por debajo de 0,3 V, por encima de los valores mínimos de los componentes de esta sección, razón por la cual el LDO desempeña aquí un papel fundamental. Una pérdida en la sección del CI interrumpiría, o incluso detendría el funcionamiento de todo el dispositivo.

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

Aerosolización controlada

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

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

1. Sonicación

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

Frecuencia

40 Las propiedades electromecánicas de la cerámica piezoelectrónica 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 en fallo y la ruptura del componente que hará que la cámara de aerosol sea inutilizable.

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

45 La resonancia de un PZT a 3 MHz para crear gotas de un tamaño $<1 \mu\text{m}$ exige un método adaptativo para localizar y focalizar el "punto óptimo" del PZT, en particular, dentro de cada cámara de aerosol utilizada con el dispositivo para cada inhalación individual.

Barido

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

El primer barrido se usa 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.

5

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.

10 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.

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

15 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.

20 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.

25 La selección de la dirección de desplazamiento es crucial, ya que el componente piezoelectrónico 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 capacativo.

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.

30 Ajuste

Debido a la naturaleza intrínseca de los PZT, cada inhalación es diferente. Numerosos parámetros distintos del elemento piezoelectrónico 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.

35 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

40 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.

45 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, en primer lugar, que la sección de control e información del dispositivo siempre funcione y no se detenga en detrimento de la sección de sonicación.

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

5 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.

10 1. Control de la inhalación

El dispositivo es 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

15 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

20 Dado que el dispositivo depende de un componente piezoelectrónico, 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.

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)

25 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 teléfono inteligente (smartphone).

30 La conectividad a través de Bluetooth de baja energía con una aplicación móvil complementaria garantiza que 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.

35 Lo que es más importante, esta conectividad es lo que activa la programación de una sola vez (OTP) como una función, y el completo control y seguridad 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.

40 Además, toda esta información es fundamental cuando el dispositivo se utiliza en programas médicos 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 prescritas y el uso.

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 desplegar rápidamente. Esto proporciona una gran escalabilidad al dispositivo y que se mantenga la seguridad según lo previsto.

Recopilación de datos con fines clínicos

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

45 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 podría reducir gradualmente las dosis a lo largo del tiempo de una forma controlada y segura para el usuario.

Límites de los puffs

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

5 Un límite de la duración de los puffs 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.

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

10 Debido a que la aerosolización del líquido electrónico se logra a través de la acción mecánica del disco piezoelectrónico 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 velocidad observada en los EXTREMOS tradicionales

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

20 Como se observa en las Figuras 59 y 60, 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 61.

25 Un dispositivo inhalador nebulizador de otros ejemplos de esta divulgación comprende la mayoría o preferiblemente todos los elementos del dispositivo generador de nebulización 200 descrito anteriormente, pero la memoria del dispositivo activador 202 almacena las instrucciones que, cuando son ejecutadas por el procesador, proporcionan funcionalidad adicional al dispositivo inhalador nebulizador.

30 En un ejemplo, el dispositivo inhalador nebulizador 200 incluye un monitor de potencia activo que incorpora un sensor de corriente, como el sensor de corriente 335 descrito antes, para detectar una corriente de accionamiento rms de la señal de accionamiento de CA que activa el transductor ultrasónico 215. El monitor de potencia activa proporciona una señal de monitorización que es indicativa de la corriente de accionamiento detectada, como se ha descrito antes.

35 La funcionalidad adicional de este ejemplo permite al dispositivo inhalador nebulizador 200 controlar el funcionamiento del transductor ultrasónico mientras éste está activado. El dispositivo inhalador nebulizador 200 calcula un valor de eficacia o índice de calidad que es indicativo de la efectividad con la que opera el transductor ultrasónico para atomizar un líquido dentro del dispositivo. El dispositivo utiliza el valor de efectividad para calcular la cantidad real de nebulización que se ha generado durante el tiempo de activación del transductor ultrasónico.

40 Una vez calculada la cantidad real de nebulización, el dispositivo está configurado para calcular la cantidad real de una sustancia terapéutica presente en la nebulización y, por tanto, la cantidad real de una sustancia terapéutica que el usuario ha inhalado en base a la concentración de la sustancia terapéutica en el líquido. Conocer la cantidad exacta de una sustancia terapéutica que se suministra a un usuario es especialmente importante cuando el dispositivo inhalador nebulizador se utiliza en el marco de un programa de tratamiento terapéutico. Conocer la cantidad exacta de la sustancia terapéutica que se administra a un usuario durante cada inhalación o puff permite que el programa de tratamiento terapéutico funcione con mayor precisión y eficacia en comparación con el uso de un dispositivo convencional que simplemente cuenta el número de inhalaciones o puffs, suponiendo que cada inhalación o puff administre la misma cantidad de sustancia terapéutica a un usuario.

45 En la práctica, como se ha descrito antes, hay muchos factores diferentes que afectan al funcionamiento de un transductor ultrasónico y que tienen un impacto en la cantidad de nebulización que genera el transductor ultrasónico y por tanto la cantidad real de una sustancia terapéutica que se administra a un usuario.

50 Por ejemplo, si el transductor ultrasónico de un dispositivo inhalador nebulizador no funciona de forma óptima debido a que la carga de la batería es baja y se reduce la corriente que fluye a través del transductor ultrasónico, se generará una menor cantidad de nebulización y se administrará una menor cantidad de la sustancia terapéutica al usuario que si el dispositivo funcionara de forma óptima. De este modo, el dispositivo puede permitir un mayor número de puffs a un usuario

para administrarle una cantidad determinada de una sustancia terapéutica durante un periodo de tiempo, en comparación con el número de puffs que se permitiría si el transductor ultrasónico funcionara de forma óptima. Esto permite que el programa de tratamiento terapéutico funcione con mayor eficacia y precisión en comparación con un programa convencional que se base en el uso de un dispositivo que simplemente cuenta y restringe el número de puffs que hace un usuario.

Más adelante se describe con detalle la configuración del dispositivo inhalador nebulizador y un método para generar vapor utilizando el dispositivo inhalador nebulizador de algunos ejemplos.

En este ejemplo, el dispositivo inhalador nebulizador incorpora los componentes del dispositivo inhalador nebulizador 200 descritos antes, pero la memoria del dispositivo controlador 202 almacena además instrucciones que, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador active el dispositivo generador de nebulización 200 durante un primer tiempo predeterminado. Como se ha descrito antes, el dispositivo generador de nebulización se activa accionando el transductor ultrasónico 215 en el dispositivo generador de nebulización 200 con la señal de accionamiento de CA, de modo que el transductor ultrasónico 215 atomiza el líquido transportado por el elemento capilar 222.

Las instrucciones ejecutadas hacen que el procesador detecte, mediante un sensor de corriente, periódicamente durante el primer tiempo predeterminado la corriente de la señal de accionamiento de CA que fluye a través del transductor ultrasónico 215 y almacene en la memoria los valores de corriente medidos periódicamente.

Las instrucciones ejecutadas hacen que el procesador calcule un valor de efectividad utilizando los valores actuales almacenados en la memoria. El valor de efectividad es indicativo de la efectividad con la que funciona el transductor ultrasónico al atomizar el líquido.

En un ejemplo, las instrucciones ejecutadas hacen que el procesador calcule el valor de efectividad utilizando esta ecuación:

$$Q_1 = \frac{\sum_{t=0}^{t=D} \sqrt{Q_{A(t)}^2 + Q_{F(t)}^2}}{\sqrt{2}N}$$

donde:

Q_1 es el valor de efectividad,

Q_F es un valor de subefectividad de frecuencia que se basa en el valor de frecuencia monitorizado (la frecuencia a la que se acciona el transductor ultrasónico 215),

Q_A es un valor de subefectividad del convertidor analógico-digital que se basa en el valor de la corriente medida (la corriente rms que fluye a través del transductor ultrasónico 215),

$t=0$ es el inicio del primer tiempo predeterminado,

$t=D$ es el final del primer tiempo predeterminado,

N es el número de mediciones periódicas (muestras) durante el primer tiempo predeterminado, y

$\sqrt{2}$ es el factor de normalización.

En un ejemplo, la memoria almacena instrucciones que, cuando son ejecutadas por el procesador, provocan que el procesador mida periódicamente durante el primer tiempo predeterminado el ciclo de trabajo de la señal de accionamiento de CA que activa el transductor ultrasónico y almacene en la memoria los valores del ciclo de trabajo medidos periódicamente. Después, el dispositivo inhalador nebulizador modifica el valor de subefectividad Q_A del convertidor analógico-digital en base a los valores actuales almacenados en la memoria. En consecuencia, el dispositivo inhalador nebulizador de este ejemplo tiene en cuenta las variaciones en el ciclo de trabajo que pueden producirse a lo largo de la activación del transductor ultrasónico 215 cuando el dispositivo calcula el valor de efectividad. De este modo, el dispositivo inhalador nebulizador puede calcular con precisión la cantidad real de nebulización que se genera teniendo en cuenta las variaciones en el ciclo de trabajo de la señal de accionamiento de CA que pueden producirse mientras el transductor ultrasónico está activado.

En un ejemplo, la memoria almacena instrucciones que, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador mida periódicamente, durante el primer tiempo predeterminado, el voltaje de una batería que alimenta el dispositivo generador de nebulización y almacene en la memoria los valores de voltaje de la batería medidos periódicamente. Después, el dispositivo inhalador nebulizador modifica el valor de subefectividad Q_A del convertidor analógico-digital en base a los

- valores del voltaje de la batería almacenados en la memoria. En consecuencia, el dispositivo inhalador nebulizador de este ejemplo tiene en cuenta las variaciones en el voltaje de la batería que pueden producirse a lo largo de la activación del transductor ultrasónico 215 cuando el dispositivo calcula el valor de efectividad. De este modo, el dispositivo inhalador nebulizador puede calcular con precisión la cantidad real de nebulización que se genera teniendo en cuenta las variaciones en el voltaje de la batería que pueden producirse mientras el transductor ultrasónico está activado.
- El dispositivo inhalador nebulizador utiliza el valor de efectividad como ponderación para calcular la cantidad real de nebulización generada por el dispositivo inhalador nebulizador mediante la reducción proporcional de un valor de una cantidad máxima de nebulización que se generaría si el dispositivo funcionara de forma óptima.
- En un ejemplo, la memoria almacena instrucciones que, cuando son ejecutadas por el procesador, provocan que el procesador mida periódicamente durante el primer tiempo predeterminado la frecuencia de la señal de accionamiento de CA que acciona el transductor ultrasónico 215 y almacene en la memoria los valores de la frecuencia medidos periódicamente. Entonces, el dispositivo calcula el valor de efectividad utilizando los valores de frecuencia almacenados en la memoria, además de los valores actuales como se ha descrito anteriormente.
- En un ejemplo, la memoria almacena instrucciones que, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador calcule un valor máximo de cantidad de nebulización que se generaría si el transductor ultrasónico 215 funcionara de forma óptima durante el primer tiempo predeterminado. En un ejemplo, el valor de la cantidad máxima de nebulización se calcula en base a un modelo que determina la cantidad máxima de nebulización que se generaría si el transductor ultrasónico funcionara de forma óptima.
- Una vez calculado el valor de la cantidad máxima de nebulización, el dispositivo inhalador nebulizador puede calcular un valor de la cantidad real de nebulización reduciendo proporcionalmente el valor de la cantidad máxima de nebulización en base al valor de efectividad para determinar la cantidad real de nebulización que se generó mientras duró el primer tiempo predeterminado.
- Una vez calculada la cantidad de nebulización real, el dispositivo inhalador nebulizador puede calcular un valor de cantidad terapéutica que es indicativo de la cantidad de una sustancia terapéutica en la cantidad de nebulización real que se generó mientras duró el primer tiempo predeterminado. El dispositivo inhalador nebulizador entonces un registro del valor de la cantidad terapéutica en la memoria. De este modo, el dispositivo inhalador nebulizador puede registrar con precisión la cantidad real de la sustancia terapéutica que se ha administrado a un usuario en cada inhalación o puff.
- En un ejemplo, la memoria almacena instrucciones que, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador seleccione un segundo tiempo predeterminado en respuesta al valor de efectividad. En este caso, el segundo tiempo predeterminado es un periodo de tiempo durante el cual el transductor ultrasónico 215 se activa durante una segunda inhalación o puff por parte de un usuario. En un ejemplo, el segundo tiempo predeterminado es igual al primer tiempo predeterminado, pero con el tiempo reducido o aumentado proporcionalmente según el valor de efectividad. Por ejemplo, si el valor de efectividad indica que el transductor ultrasónico 215 no está funcionando de forma efectiva, el segundo tiempo predeterminado se hace más largo por el valor de efectividad de tal manera que se genera una cantidad deseada de nebulización durante el segundo tiempo predeterminado.
- Cuando llega el momento de la siguiente inhalación, el dispositivo inhalador nebulizador activa el dispositivo generador de nebulización durante el segundo tiempo predeterminado, de modo que el dispositivo generador de nebulización genera una cantidad predeterminada de nebulización durante el segundo tiempo predeterminado. De este modo, el dispositivo inhalador de nebulización controla con precisión la cantidad de nebulización generada durante el segundo tiempo predeterminado, teniendo en cuenta los distintos parámetros que se reflejan en el valor de efectividad y que afectan al funcionamiento del dispositivo inhalador de nebulización.
- En un ejemplo, la memoria almacena instrucciones que, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador active el dispositivo generador de nebulización para una pluralidad de tiempos predeterminados. Por ejemplo, el dispositivo generador de nebulización se activa durante una pluralidad de inhalaciones o puffs sucesivos de un usuario.
- El dispositivo inhalador nebulizador almacena una pluralidad de valores de cantidad terapéutica en la memoria, siendo cada valor de cantidad terapéutica indicativo de la cantidad de una sustancia terapéutica en la nebulización que se generó durante la duración de uno de los respectivos tiempos predeterminados. En un ejemplo, el dispositivo inhalador nebulizador impide la activación adicional del dispositivo generador de nebulización durante un tiempo predeterminado si la cantidad total de la sustancia terapéutica en la nebulización que se generó durante los tiempos predeterminados es igual o superior a un umbral predeterminado. En un ejemplo, el tiempo predeterminado oscila entre 1 y 24 horas. En otros ejemplos, el tiempo predeterminado es de 24 horas o 12 horas.
- El inhalador nebulizador de algunos ejemplos de esta divulgación está configurado para transmitir datos indicativos de los valores de la cantidad terapéutica del dispositivo generador de nebulización a un dispositivo informático (por ej. mediante comunicación Bluetooth™ Low Energy) para el almacenamiento en una memoria del dispositivo informático (por ej. un teléfono inteligente). De este modo, una aplicación ejecutable que se ejecuta en el dispositivo informático puede registrar

la cantidad de sustancia terapéutica que se ha administrado al usuario. La aplicación ejecutable también puede controlar el funcionamiento del dispositivo inhalador nebulizador para limitar la activación del dispositivo inhalador nebulizador con el fin de restringir la cantidad de sustancia terapéutica que se suministra al usuario durante un periodo de tiempo.

5 El dispositivo inhalador nebulizador de algunos ejemplos de esta divulgación está configurado por lo tanto para impedir la activación posterior una vez que el usuario ha consumido una cantidad determinada de una sustancia terapéutica durante un marco de tiempo establecido, como la cantidad de sustancia terapéutica consumida durante un día.

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

10 Cabe destacar que las divulgaciones aquí presentes no se limitan al uso para suministrar nicotina. De hecho, en algunos ejemplos, el dispositivo inhalador nebulizador contiene un líquido que comprende una sustancia terapéutica que no contempla nicotina. Algunos ejemplos están configurados para utilizarse para varios fines médicos (por ej., administración de CBD para aliviar dolores, 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 sustancias terapéuticas, 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 publicados aquí están destinados al uso con sustancias terapéuticas, fármacos y compuestos que pueden ser, entre otros, los siguientes:

Broncodilatadores respiratorios

Olodaterol

Levalbuterol

20 Berodual (bromuro de ipratropio/fenoterol)

Combivent (bromuro de ipratropio/salbutamol)

Antiinflamatorios

Betametasona

25 Dexametasona

Metilprednisolona

Hidrocortisona

Mucolíticos

30 N-acetilcisteína

Hipertensión pulmonar

Sildenafil

Tadalafil

35 Epoprostenol

Treprosténil Iloprost

Enfermedades infecciosas

Antimicrobianos

40 Aminoglicósidos (gentamicina, tobramicina, amikacina, colomicina, neomicina, amikacina liposomal)

Quinolonas (ciprofloxacino, levofloxacino, moxifloxacino, ofloxacino) Macrólidos (azitromicina) Minociclina

Betalactámicos (piperacilina-tazobactam, ceftazidima ticarcilina) cefalosporinas (cefotaxima, cefepima, ceftriaxona, cefotaxima) glucopéptidos (vancomicina)

| | |
|----|--------------------------------------|
| | Meropenem |
| | Polimixina (colistina, polimixina B) |
| 5 | <u>Antifúngicos</u> |
| | Anfotericina |
| | Fluconazol |
| | Caspofungina |
| 10 | <u>Antivirales</u> |
| | Valganciclovir |
| | Favipiravir |
| | Remdisivir |
| | Acilovir |
| | Tratamiento antituberculosis |
| 15 | Isoniacida |
| | Pirazinamida |
| | Rifampicina |
| | Etambutol |
| 20 | <u>Oncología</u> |
| | Biológicos |
| | Gilotrif |
| | Afatinib |
| | Caplacizumab |
| 25 | Dupilumab |
| | Isarilumab |
| | Alirucomab |
| | Volasertib |
| | Nintedanib |
| 30 | Imatinib |
| | Sirolimus |
| | <u>Quimioterapia</u> |
| 35 | Azacitidina |
| | Decitabina |
| | Docetaxel |
| | Gemcitabina |
| | Cisplatino |

| | |
|----|--|
| | <u>Sistema nervioso central y psicología</u> |
| | Ácido valproico |
| | Teriflunomida |
| 5 | Zolmitriptán |
| | <u>METABÓLICO/HORMONAL</u> |
| | Insulina |
| | Estrógenos |
| 10 | |
| | <u>INMUNOLOGÍA</u> |
| | Vacunas |
| | Anticuerpos monoclonales |
| | Células madre |
| 15 | |
| | <u>Vitaminas</u> |
| | Zinc |
| | Ácido ascórbico |
| 20 | <u>Varios</u> |
| | Niclosamida |
| | Hidroxicloroquina |
| | Ivermectina |
| 25 | El inhalador nebulizador ultrasónico 100 de algunos ejemplos es una versión más potente de los nebulizadores médicos portátiles actuales. |
| | Se pueden concebir fácilmente otros ejemplos de dispositivos inhaladores nebulizadores ultrasónicos, incluyendo dispositivos para la administración de medicamentos que no tienen la apariencia de un cigarrillo. |
| 30 | Lo anterior esboza las características de varios ejemplos o realizaciones, para que aquellos expertos en la materia puedan entender mejor los distintos aspectos de la presente divulgación. Debe observarse y entenderse que pueden realizarse mejoras y modificaciones de las realizaciones descritas más arriba, dentro del alcance de las reivindicaciones anexas. |
| 35 | Aunque la materia se ha descrito en lenguaje específico en referencia a características estructurales o actos metodológicos, debe entenderse que la materia de las reivindicaciones anexas no se limita necesariamente a las características o actos específicos descritos anteriormente. Más bien, las características y los actos específicos descritos anteriormente se divultan como formas ejemplares de implementación de al menos algunas de las reivindicaciones. El alcance de la invención se define por las reivindicaciones anexas. |
| | En este documento se proporcionan diversas operaciones de 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. La ordenación alternativa se apreciará teniendo en cuenta el beneficio de esta descripción. |
| 40 | Además, "ejemplar" se utiliza aquí para referirse a servir como ejemplo, caso, ilustración, etc., y no necesariamente como ventajoso. Tal como se utiliza en esta solicitud, "o" pretende significar un "o" inclusivo en lugar de un "o" exclusivo. Además, "un" y "una", tal como se utilizan en esta solicitud y en las reivindicaciones adjuntas, se interpretan generalmente como "uno(a) o más", salvo que se especifique lo contrario o se especifique claramente en el contexto para que se contemple 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 "que comprende". Asimismo, salvo que se especifique lo contrario, "primer", "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, artículos, 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.

5 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 las ilustraciones anexas. 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 10 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, 15 dicha característica puede ser combinada con una o más características de las otras implementaciones como podría ser deseable y ventajoso para cualquier aplicación determinada o particular. El alcance de la invención se define por las reivindicaciones anexas.

Los ejemplos o realizaciones de la materia y las operaciones funcionales descritas en el presente documento pueden 20 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.

Algunos ejemplos o realizaciones se implementan utilizando uno o más módulos de instrucciones de un programa 25 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.

30 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 35 como servicios web, informática distribuida e infraestructuras informáticas en red.

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.

40 Los procesadores adecuados para la ejecución de un programa informático incluyen, a modo de ejemplo, microprocesadores de uso 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 o discos 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.

45 En la presente especificación, "comprender" significa "incluir o consistir en" y "que comprende" significa "que incluye o consiste en".

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo inhalador nebulizador que genera una nebulización que contiene una sustancia terapéutica para su inhalación por un usuario, el dispositivo comprende:
- un dispositivo generador de nebulización (201) que incorpora:
- 5 una carcasa del generador de nebulización (204) de forma alargada que comprende un puerto de entrada de aire (207) y un puerto de salida de la nebulización (208);
- una cámara de líquido (218) provista dentro de la carcasa del generador de nebulización (204), la cámara de líquido (218) contiene un líquido para atomizar, el líquido comprende una sustancia terapéutica;
- una cámara de sonicación (219) provista dentro de la carcasa del generador de nebulización (204);
- 10 un elemento capilar (222) que se extiende entre la cámara de líquido (218) y la cámara de sonicación (219) de manera que una primera porción (223) del elemento capilar (222) está dentro de la cámara de líquido (218) y una segunda porción (224) del elemento capilar (222) está dentro de la cámara de sonicación (219);
- un transductor ultrasónico (215) que tiene una superficie de atomización, donde parte de la segunda porción (224) del elemento capilar (222) está superpuesta sobre parte de la superficie de atomización, y donde cuando el transductor ultrasónico (215) es accionado por una señal de accionamiento de CA, la superficie de atomización vibra para atomizar el líquido transportado por la segunda porción (224) del elemento capilar (222) para generar una nebulización que comprende el líquido atomizado y aire dentro de la cámara de sonicación (219); y
- una disposición de flujo de aire que proporciona una ruta de flujo de aire entre el puerto de entrada de aire (207), la cámara de sonicación (219) y el puerto de salida de aire, de manera que un usuario que aspira en el puerto de salida de la nebulización (208) aspira aire a través del puerto de entrada (207), que pasa a través de la cámara de sonicación (219) y sale a través del puerto de salida de la nebulización (208), y la nebulización generada en la cámara de sonicación (219) es transportada por el aire a través del puerto de salida de la nebulización (208) para que el usuario la inhale, y donde el dispositivo comprende además:
- 20 un dispositivo activador (202) que incorpora:
- 25 una batería (250);
- caracterizado en que el dispositivo activador (202) comprende, además:
- un circuito en puente-H (334) que está conectado al transductor ultrasónico (215), donde el circuito en puente-H (334) está configurado para generar una señal de accionamiento de CA que acciona el transductor ultrasónico (215);
- 30 un microchip (300) conectado al circuito en puente-H (334) que controla el circuito en puente-H (334) para generar la señal de accionamiento de CA, donde el microchip (300) es una sola unidad que comprende una pluralidad de componentes y subsistemas integrados interconectados que comprenden:
- un oscilador (315) que está configurado para generar:
- 35 una señal de reloj principal,
- una primera señal de reloj de fase que es alta para un primer tiempo durante el semiperiodo positivo de la señal de reloj principal y baja durante el semiperiodo negativo de la señal de reloj principal, y
- una segunda señal de reloj de fase que es alta para un segundo tiempo durante el semiperiodo negativo de la señal de reloj principal y baja durante el semiperiodo positivo de la señal de reloj principal, donde las fases de la primera señal de reloj de fase y la segunda señal de reloj de fase están alineadas en el centro;
- 40 un subsistema generador de señales de modulación de ancho de impulsos "PWM" (329) que comprende:
- 45 un bucle bloqueado por retardo (332) configurado para generar una señal de reloj de doble frecuencia utilizando la primera señal de reloj de fase y la segunda señal de reloj de fase, siendo la señal de reloj de doble frecuencia el doble de la frecuencia de la señal de reloj principal, donde el bucle de retardo está configurado para controlar el borde ascendente de la primera señal de reloj de fase y la segunda señal de reloj de fase para que sean sincronas con el borde ascendente de la señal de reloj de doble frecuencia, y donde el bucle de retardo está configurado para ajustar la frecuencia y el ciclo de trabajo de la señal de reloj de primera fase y de la señal de reloj de segunda fase en respuesta a una señal de control del activador para producir una señal de salida de primera fase y una señal de salida de segunda fase, donde la señal de salida de primera fase y la señal de salida de segunda fase están configuradas para activar el circuito en puente-H (334) para generar una señal de accionamiento de CA para que se active el transductor ultrasónico (215);

- un terminal de señal de salida de primera fase configurado para emitir la señal de salida de primera fase al circuito en puente-H (334);
- un terminal de señal de salida de segunda fase configurado para emitir la señal de salida de segunda fase al circuito en puente-H (334);
- 5 un terminal de entrada de retroalimentación configurado para recibir una señal de retroalimentación del circuito en puente-H (334), siendo la señal de retroalimentación indicativa de un parámetro del funcionamiento del circuito en puente-H (334) o de la señal de accionamiento de CA cuando el circuito en puente-H (334) está accionando el transductor ultrasónico (215) con la señal de accionamiento de CA para atomizar el líquido; un subsistema convertidor analógico-digital "ADC" (318) que comprende:
- 10 una pluralidad de terminales de entrada ADC (319) configurados para recibir una pluralidad de señales analógicas respectivas, donde un terminal de entrada ADC de la pluralidad de terminales de entrada ADC (319) está conectado al terminal de entrada de retroalimentación de manera que el subsistema ADC (318) recibe la señal de retroalimentación del circuito en puente-H (334), y donde el subsistema ADC (318) está configurado para muestrear las señales analógicas recibidas en la pluralidad de terminales de entrada ADC (319) a una frecuencia de muestreo que es proporcional a la frecuencia de la señal de reloj principal y el subsistema ADC está configurado para generar señales digitales ADC utilizando las señales analógicas muestreadas;
- 15 un subsistema procesador digital (316) configurado para recibir las señales digitales ADC del subsistema ADC (318) y procesar las señales digitales ADC para generar la señal de control del activador, donde el subsistema procesador digital (316) está configurado para comunicar la señal de control del activador al subsistema generador de señal PWM (329) para controlar el subsistema generador de señal PWM (329); y
- 20 un subsistema convertidor digital-analógico "DAC" que comprende:
- un convertidor digital-analógico "DAC" (327) configurado para convertir una señal de control digital generada por el subsistema de procesador digital (316) en una señal analógica de control de voltaje para controlar un circuito regulador de voltaje que genera un voltaje para la modulación por el circuito en puente-H (334); y
- 25 un terminal de salida DAC configurado para emitir la señal analógica de control de voltaje para controlar el circuito regulador de voltaje para generar un voltaje predeterminado para su modulación por el circuito en puente-H (334) que acciona el transductor ultrasónico (215) en respuesta a las señales de retroalimentación que son indicativas del funcionamiento del transductor ultrasónico (215).
2. El dispositivo de la reivindicación 1, donde el microchip comprende, además:
- 30 un divisor de frecuencia (330) que está conectado al oscilador (315) para recibir la señal de reloj principal del oscilador (315), estando el divisor de frecuencia (330) configurado para dividir la señal de reloj principal por una cantidad divisoria predeterminada y emitir la señal de referencia de frecuencia al bucle bloqueado por retardo (332).
3. El dispositivo de la reivindicación 1 o reivindicación 2, donde el bucle bloqueado por retardo (332) comprende una pluralidad de líneas de retardo conectadas de extremo a extremo, donde el retardo total de las líneas de retardo es igual al periodo de la señal de reloj principal; y opcionalmente
- 35 donde el bucle de bloqueo por retardo (332) está configurado para ajustar el ciclo de trabajo de la señal de reloj de primera fase y la señal de reloj de segunda fase en respuesta a la señal de control del activador variando el retardo de cada línea de retardo en el bucle de bloqueo por retardo (332).
4. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde el terminal de entrada de retroalimentación está configurado para recibir una señal de retroalimentación del circuito en puente-H (334) en forma de un voltaje que es indicativo de una corriente rms de una señal de accionamiento de CA que acciona el transductor ultrasónico I1.
- 40 5. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, donde el subsistema ADC (318) comprende una pluralidad de terminales de entrada ADC adicionales que están configurados para recibir señales de retroalimentación indicativas de al menos uno de los voltajes de la batería (250) o del voltaje de un cargador de batería conectado al dispositivo.
- 45 6. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, donde el microchip (300) comprende, además:
- 50 un sensor de temperatura (314) integrado en el microchip (300), donde el sensor de temperatura (314) está configurado para generar una señal de temperatura indicativa de la temperatura del microchip (300), y donde la señal de temperatura es recibida por otro terminal de entrada ADC del subsistema ADC (318) y la señal de temperatura es muestreada por el ADC.

7. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, donde el subsistema ADC (318) está configurado para muestrear las señales recibidas en la pluralidad de terminales de entrada ADC (319) secuencialmente con cada señal muestreada por el subsistema ADC (318) un respectivo número predeterminado de veces.
8. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, donde el microchip (300) comprende, además:
- 5 un subsistema de carga de batería configurado para controlar la carga de la batería (250).
9. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, donde el subsistema ADC comprende, además:
- otro convertidor digital-analógico "DAC" (327) configurado para convertir una señal de control digital adicional generada por el subsistema de procesador digital (316) en una señal de control de voltaje analógica adicional para controlar el circuito regulador de voltaje.
10. 10. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, donde el dispositivo comprende, además:
- un microchip adicional (301), donde el microchip adicional (301) es una unidad única que comprende una pluralidad de componentes y subsistemas integrados interconectados que comprenden:
- un primer terminal de fuente de alimentación;
- un segundo terminal de fuente de alimentación;
- 15 el circuito en puente-H (334) que incorpora un primer conmutador, un segundo conmutador, un tercer conmutador y un cuarto conmutador, donde:
- el primer conmutador y el tercer conmutador están conectados en serie entre el primer terminal de la fuente de alimentación y el segundo terminal de la fuente de alimentación;
- 20 un primer terminal de salida está conectado eléctricamente entre el primer conmutador y el tercer conmutador, donde el primer terminal de salida está conectado a un primer terminal del transductor ultrasónico (215),
- el segundo conmutador y el cuarto conmutador están conectados en serie entre el primer terminal de la fuente de alimentación y el segundo terminal de la fuente de alimentación, y
- un segundo terminal de salida está conectado eléctricamente entre el segundo conmutador y el cuarto conmutador, donde el segundo terminal de salida está conectado a un segundo terminal del transductor ultrasónico (215);
- 25 un primer terminal de fase que está configurado para recibir la señal de salida de la primera fase del subsistema generador de señales de modulación de ancho de impulsos "PWM" (329):
- un segundo terminal de fase que está configurado para recibir una segunda señal de salida de fase del subsistema generador de señales PWM (329);
- 30 una máquina de estado digital (337) configurada para generar señales de temporización basadas en la señal de salida de primera fase y la señal de salida de segunda fase, y emitir las señales de temporización a los conmutadores del circuito en puente-H (334) para controlar los conmutadores para que se activen y desactiven en una secuencia en la que el circuito en puente-H (334) envía una señal de accionamiento de CA para activar el transductor ultrasónico (215), donde la secuencia comprende un periodo de flotación libre en el que el primer conmutador y el segundo conmutador están apagados y el tercer conmutador y el cuarto conmutador están encendidos para disipar la energía almacenada por el transductor ultrasónico (215);
- 35 un sensor de corriente (335) que incorpora:
- una primera resistencia de detección de corriente conectada en serie entre el primer conmutador y el primer terminal de la fuente de alimentación;
- 40 un primer sensor de voltaje (344) configurado para medir la caída de voltaje a través de la primera resistencia de detección de corriente y proporcionar una primera salida de voltaje indicativa de la corriente que fluye a través de la primera resistencia de detección de corriente;
- una segunda resistencia de detección de corriente conectada en serie entre el segundo conmutador y el primer terminal de la fuente de alimentación;
- 45 un segundo sensor de voltaje (345) configurado para medir la caída de voltaje a través de la segunda resistencia de detección de corriente y proporcionar una segunda salida de voltaje indicativa de la corriente que fluye a través de la segunda resistencia de detección de corriente;
- un terminal de salida del sensor de corriente (335) que está configurado para proporcionar un voltaje de salida rms relativo a tierra que es equivalente a la primera salida de voltaje y a la segunda salida de voltaje, donde el voltaje de salida rms es

indicativo de una corriente rms que fluye a través del primer conmutador o segundo conmutador y la corriente que fluye a través del transductor ultrasónico (215) que está conectado entre el primer terminal de salida y el segundo terminal de salida.

- 5 11. El dispositivo de la reivindicación 10, donde el circuito en puente-H (334) está configurado para emitir una potencia de 22 W a 50 W al transductor ultrasónico (215) que está conectado al primer terminal de salida y al segundo terminal de salida; y opcionalmente donde el microchip adicional (301) comprende:
- un sensor de temperatura (336) que está integrado dentro del microchip adicional (301), donde el sensor de temperatura (336) está configurado para
- 10 medir la temperatura del microchip adicional (301) y deshabilitar al menos parte del microchip adicional (301) en caso de que el sensor de temperatura (336) detecte que el microchip adicional (301) está a una temperatura que supera un umbral predeterminado; y opcionalmente donde el dispositivo comprende, además:
- 15 un circuito convertidor de refuerzo (305) que está configurado para aumentar el voltaje de la batería (250) a un voltaje de refuerzo en respuesta a la señal analógica de salida de voltaje del terminal de salida DAC, donde el circuito convertidor de refuerzo (305) está configurado para proporcionar el voltaje de refuerzo en el primer terminal de la fuente de alimentación de manera que el voltaje de refuerzo se modula por la conmutación de los conmutadores del circuito en puente-H (334).
12. El dispositivo de las reivindicaciones 10 u 11, donde el sensor de corriente (335) está configurado para detectar la corriente que fluye a través del circuito resonante del transductor ultrasónico durante el periodo de flotación libre y la máquina de estado digital (337) está configurada para adaptar las señales de temporización para conmutar el primer conmutador o el segundo conmutador cuando el sensor de corriente (335) detecta que la corriente que fluye a través del transductor ultrasónico durante el periodo de flotación libre es cero.
13. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones 10 a 12, donde, durante una fase de configuración del funcionamiento del dispositivo, el microchip adicional (301) está configurado para:
- 25 medir el tiempo necesario para que la corriente que fluye a través del transductor ultrasónico descienda hasta cero cuando el primer conmutador y el segundo conmutador están apagados y el tercer conmutador y el cuarto conmutador están encendidos; y ajustar la duración del periodo de flotación libre para que sea igual al tiempo medido.
14. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, donde el dispositivo comprende, además:
- 30 un procesador para controlar el dispositivo activador (202); y una memoria que almacena instrucciones que, al ser ejecutadas por el procesador, hacen que el dispositivo activador (202):
- A. controle el dispositivo activador (202) para que emita una señal de accionamiento de CA al transductor ultrasónico (215) a una frecuencia de barrido;
- 35 B. calcule la potencia activa a utilizar por el transductor ultrasónico (215) en base a la señal de retroalimentación;
- C. controle el dispositivo activador (202) para modular la señal de accionamiento de CA para maximizar la potencia activa a utilizar por el transductor ultrasónico (215);
- 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 accionamiento de CA;
- 40 E. repita los pasos A-D para un número predeterminado de iteraciones donde la frecuencia de barrido se incrementa o se reduce con cada iteración, de manera que, después de que se haya producido el número predeterminado de iteraciones, la frecuencia de barrido se haya incrementado o reducido de una frecuencia de barrido inicial a una frecuencia de barrido final;
- 45 F. identifique, a partir de los registros guardados en la memoria, la frecuencia óptima para la señal de accionamiento de CA, que es la frecuencia de barrido de la señal de accionamiento de CA a la que una potencia activa máxima se usa por el transductor ultrasónico (215); y
- G. controle el dispositivo activador para que emita una señal de accionamiento de CA al transductor ultrasónico (215) a la frecuencia óptima para que accione el transductor ultrasónico (215) y atomice un líquido.

15. El dispositivo de la reivindicación 14, donde la frecuencia de barrido inicial es 2900 kHz y la frecuencia de barrido final es 3100 kHz.

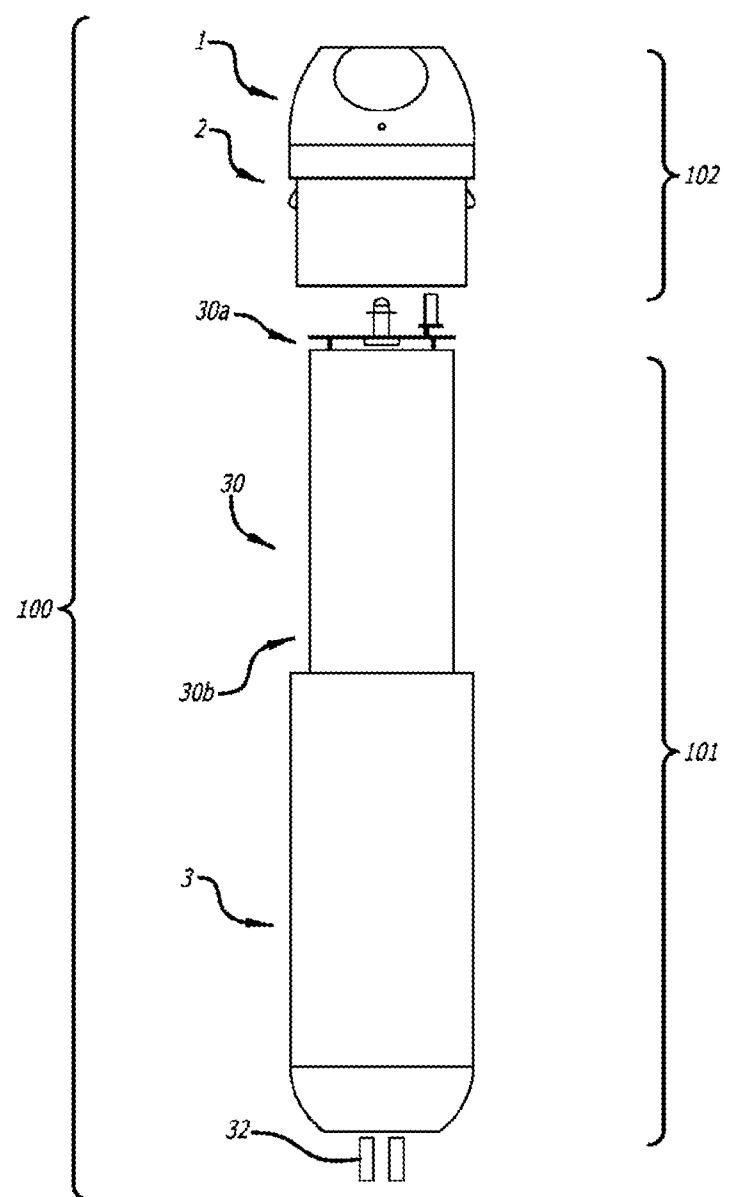


FIG. 1

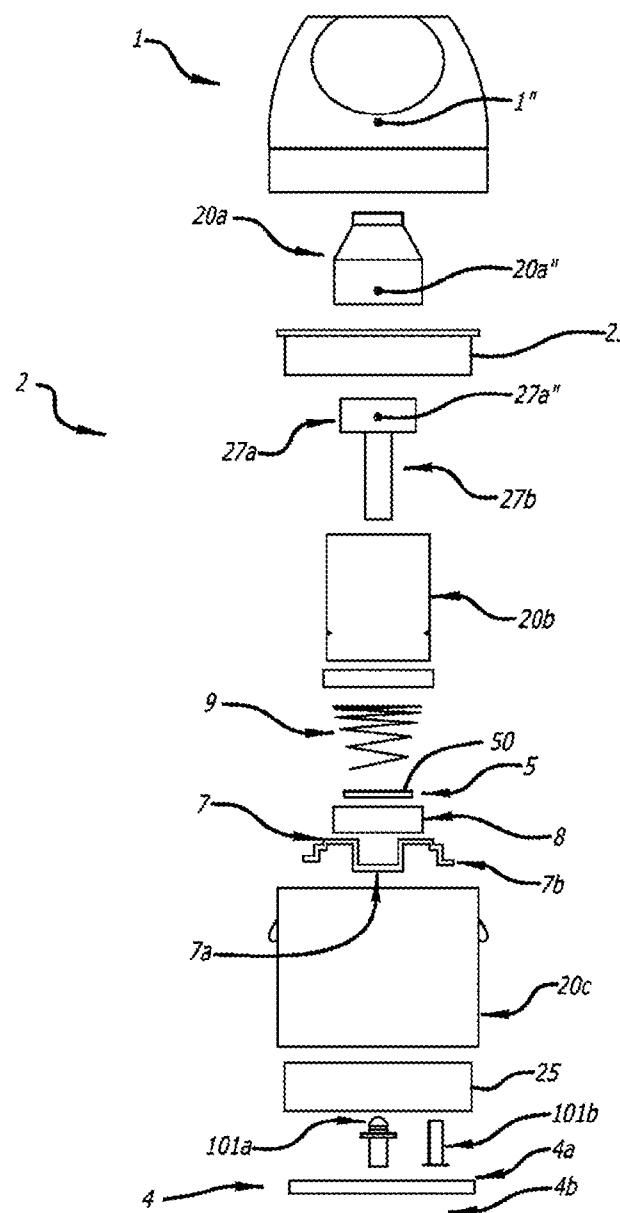


FIG. 2

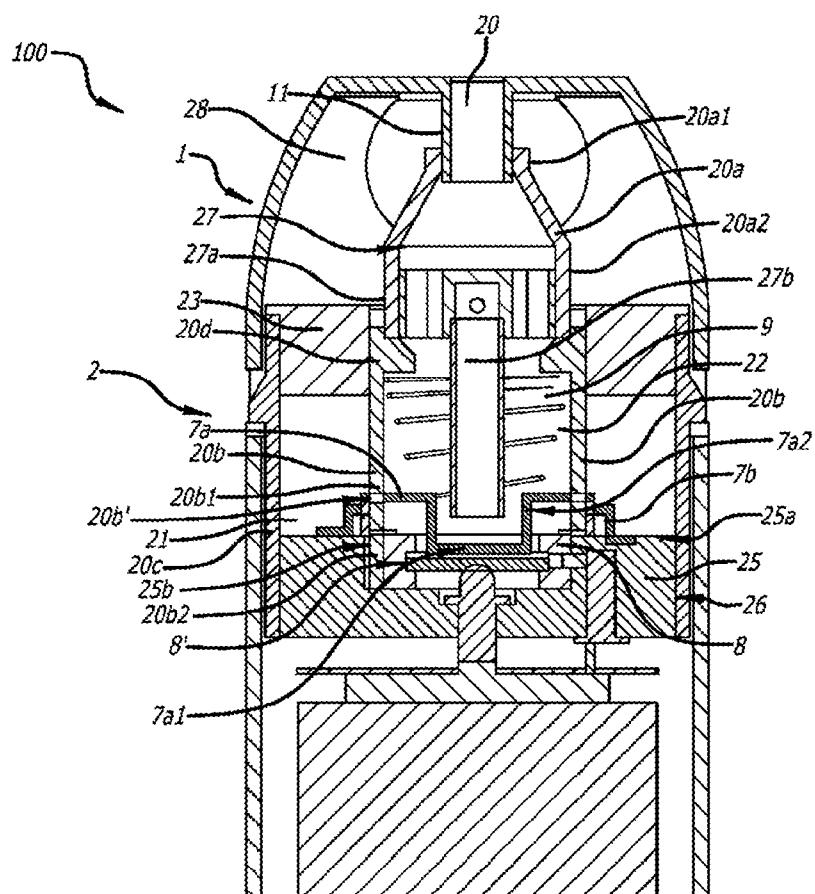


FIG. 3

FIG. 4B

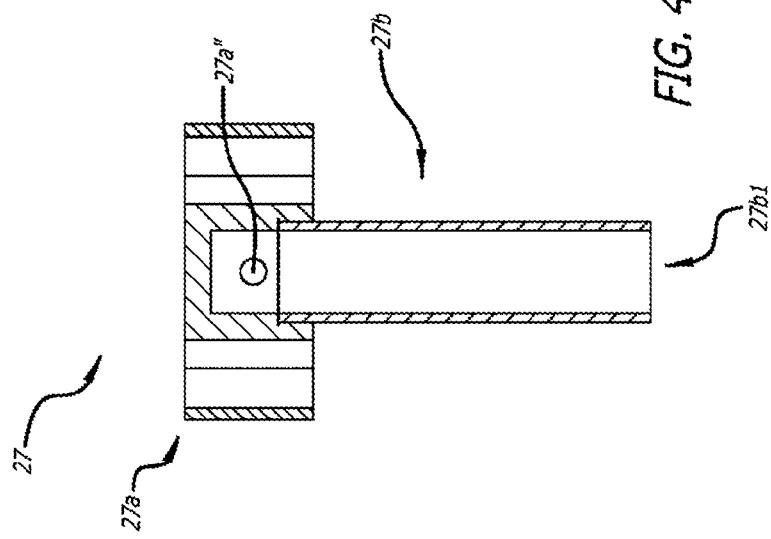
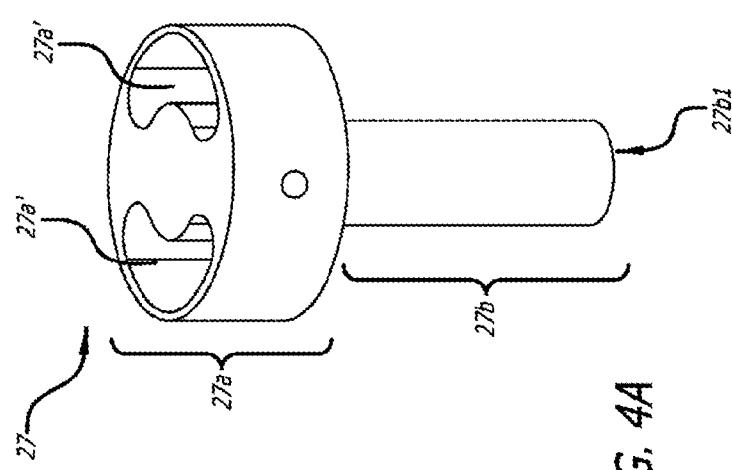
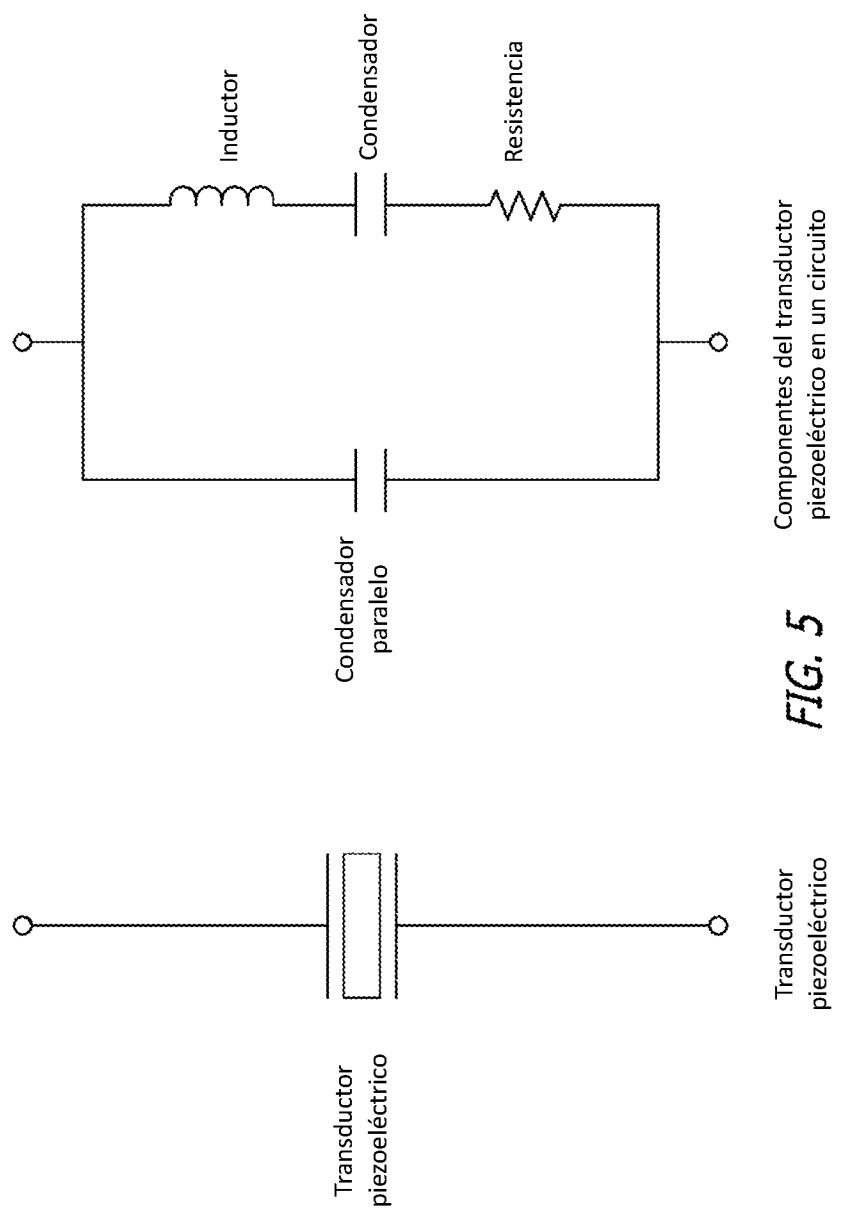


FIG. 4A





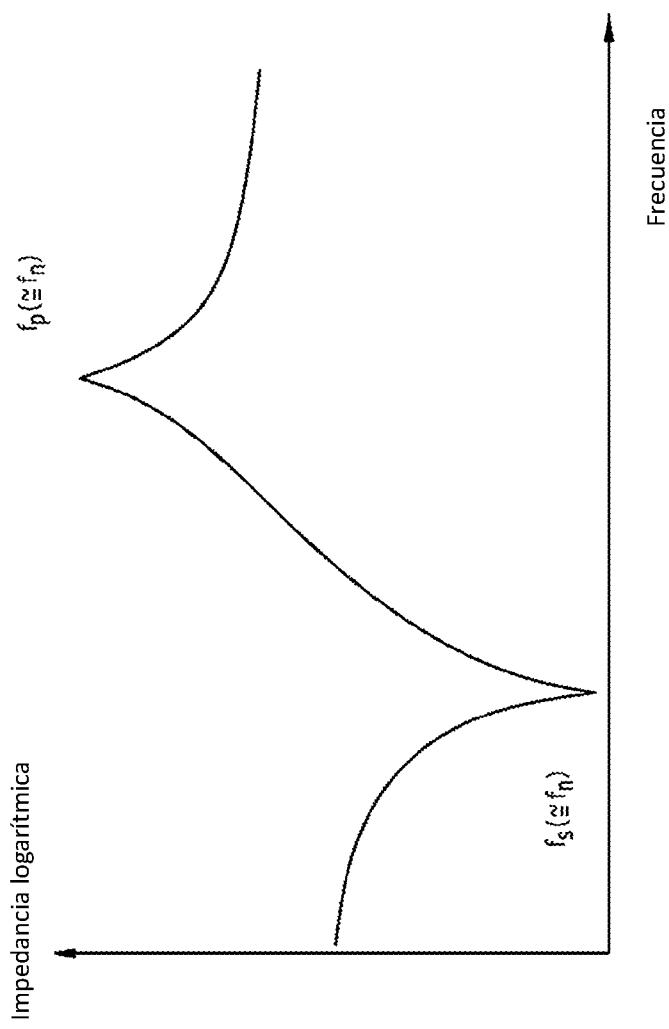


FIG. 6

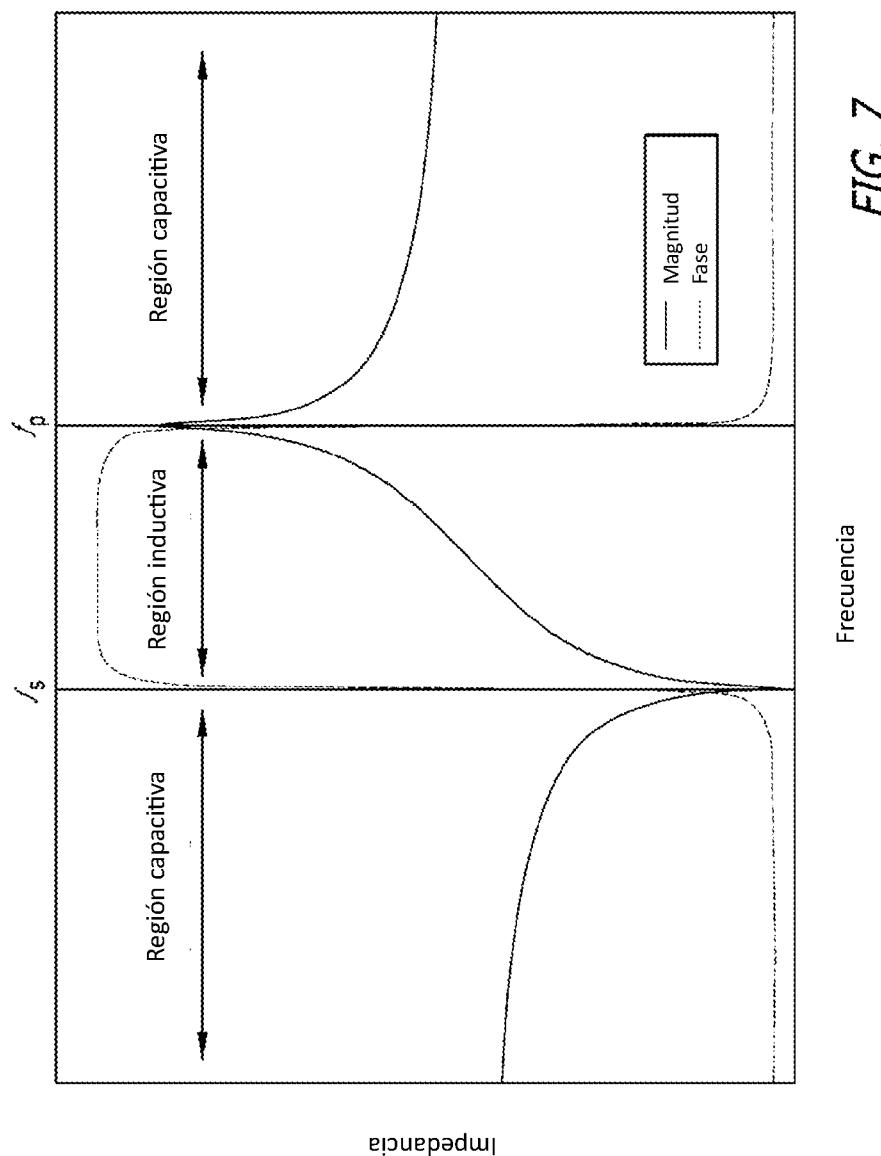


FIG. 7

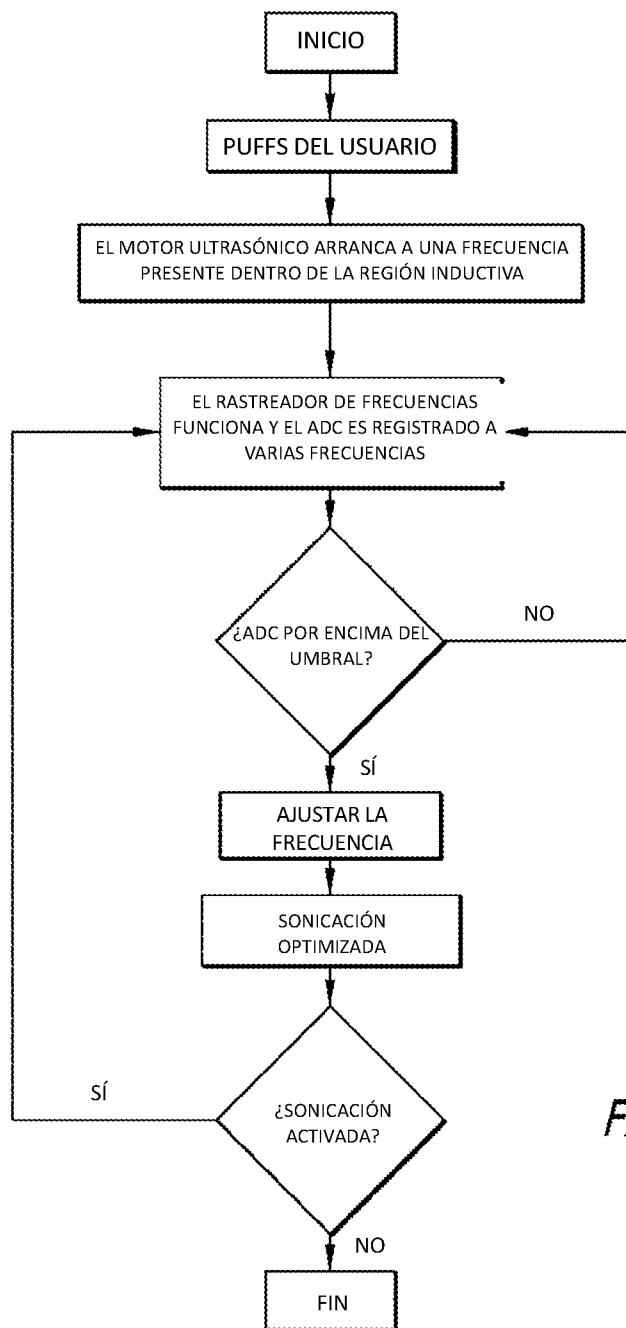


FIG. 8

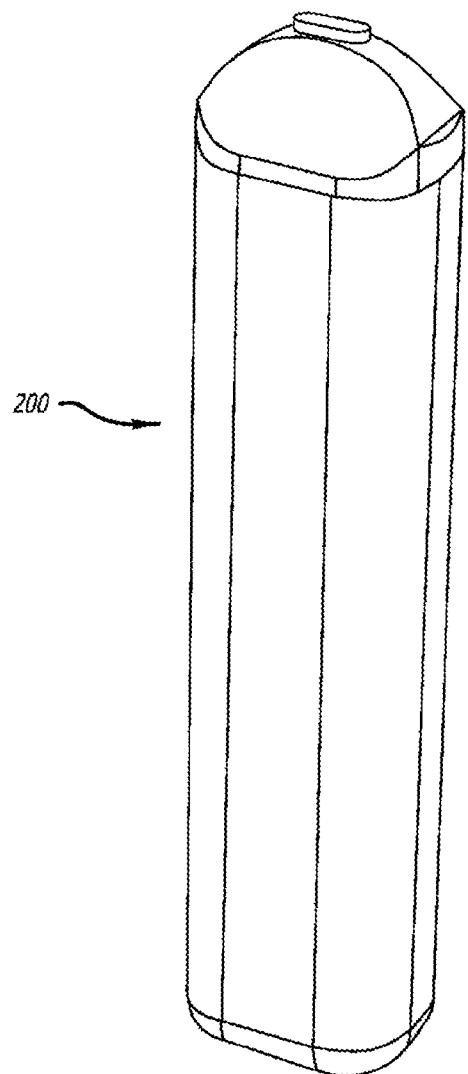


FIG. 9

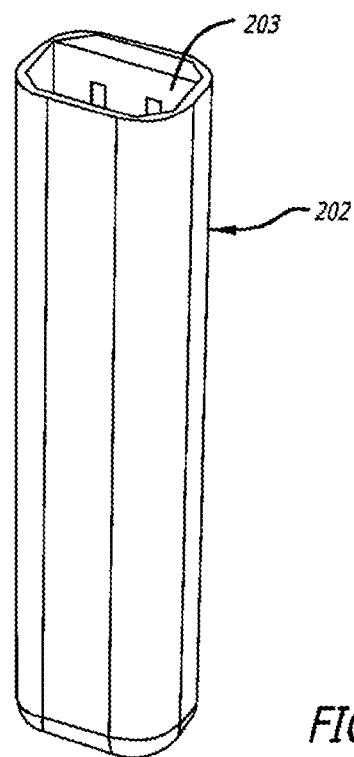
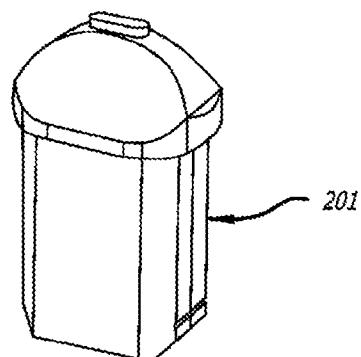
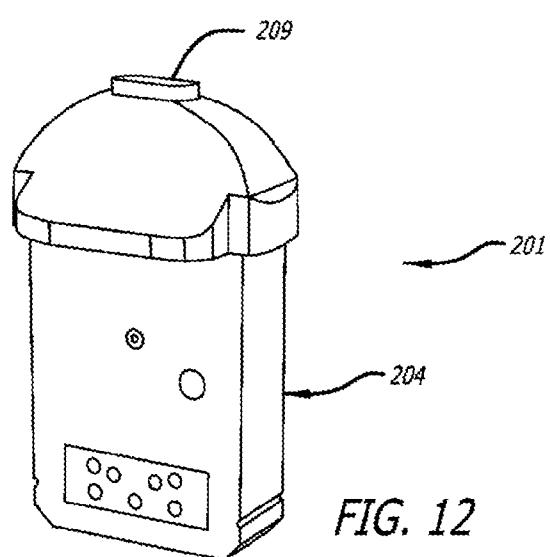
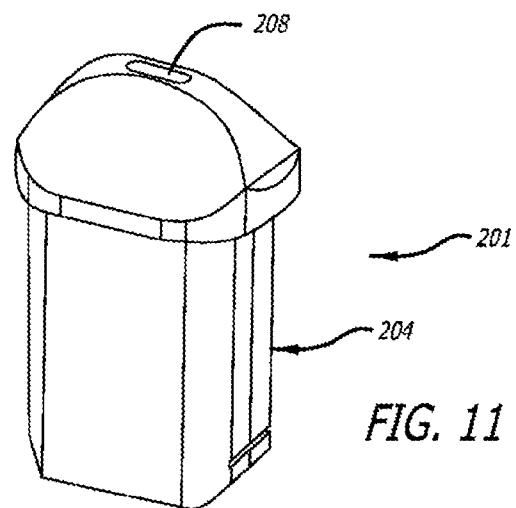
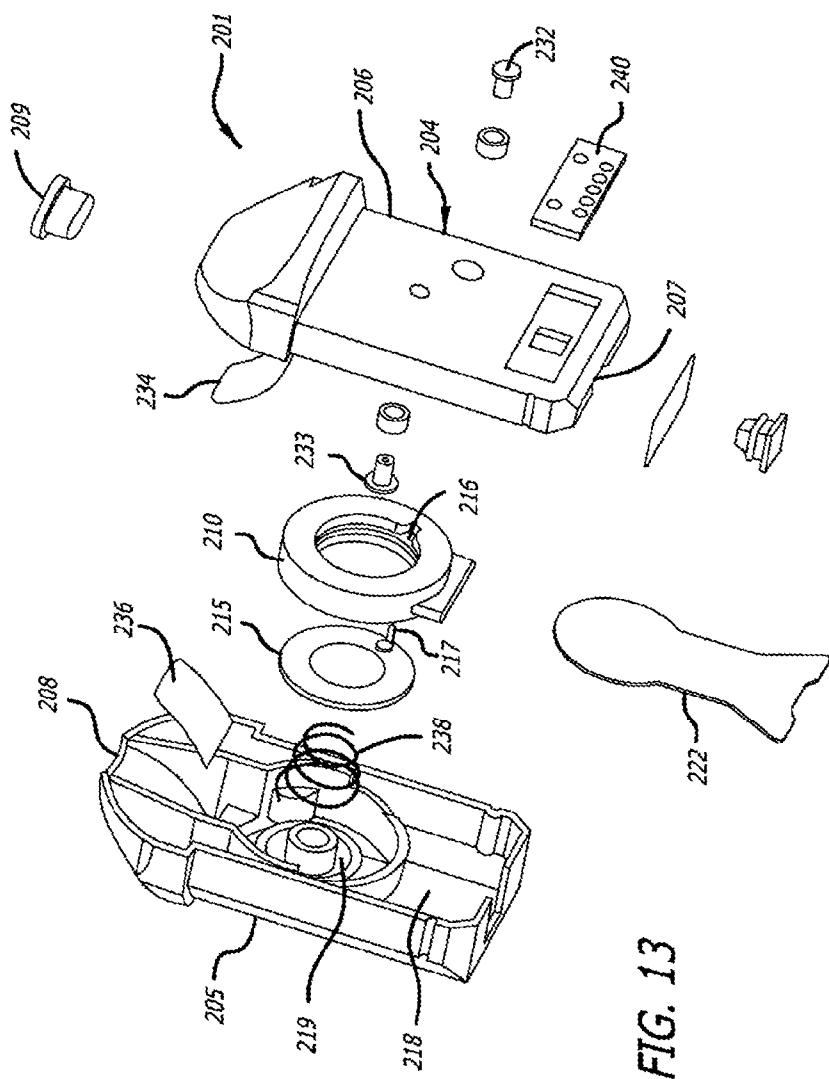


FIG. 10





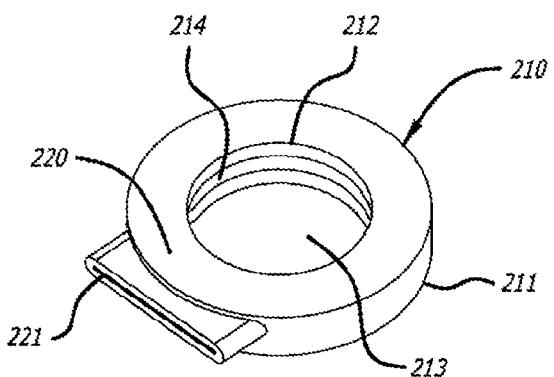


FIG. 14

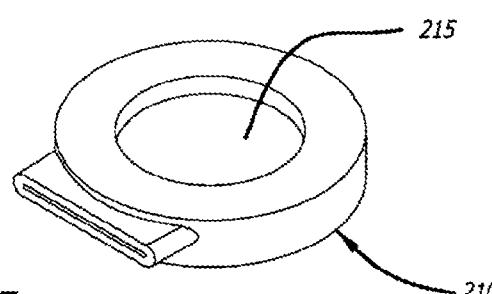
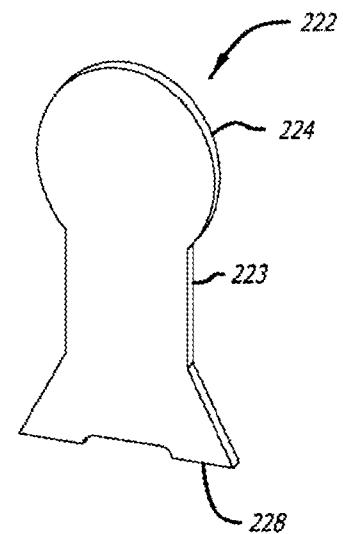
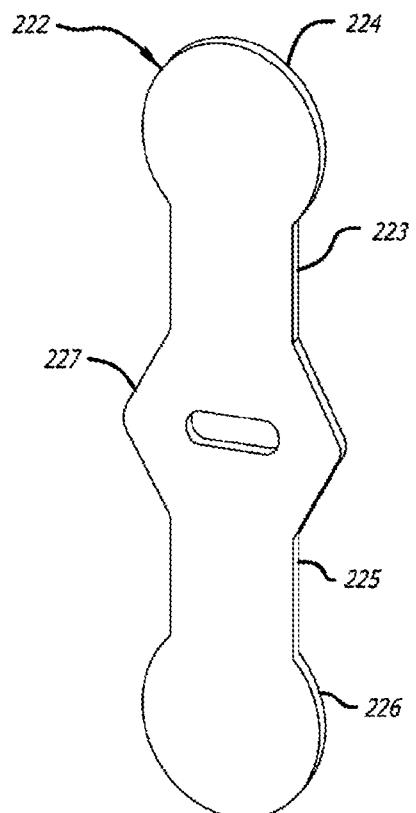
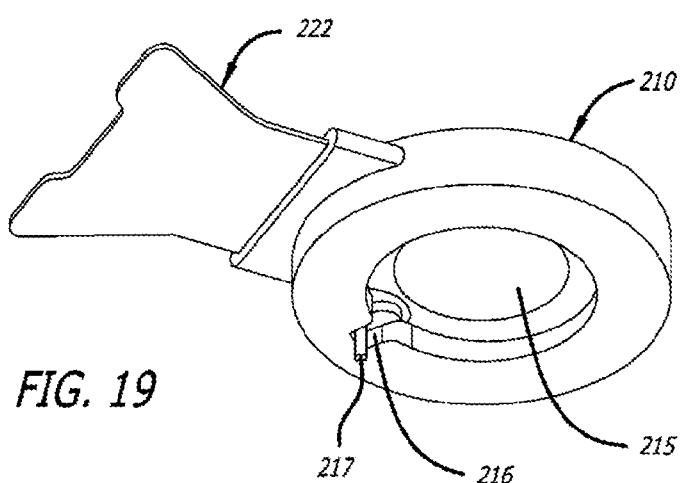
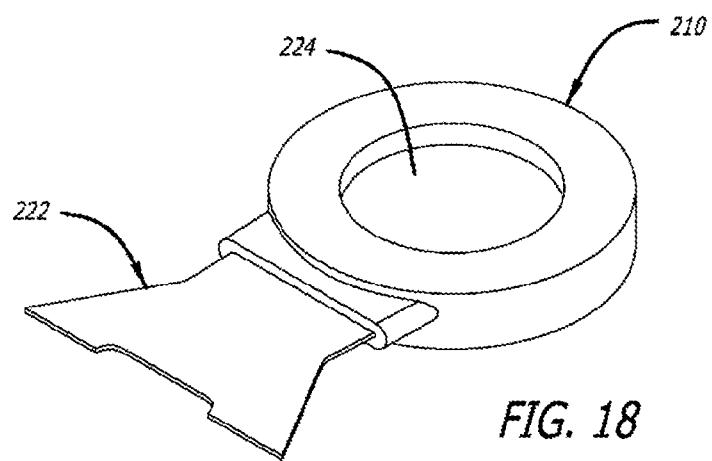
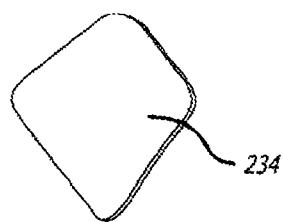
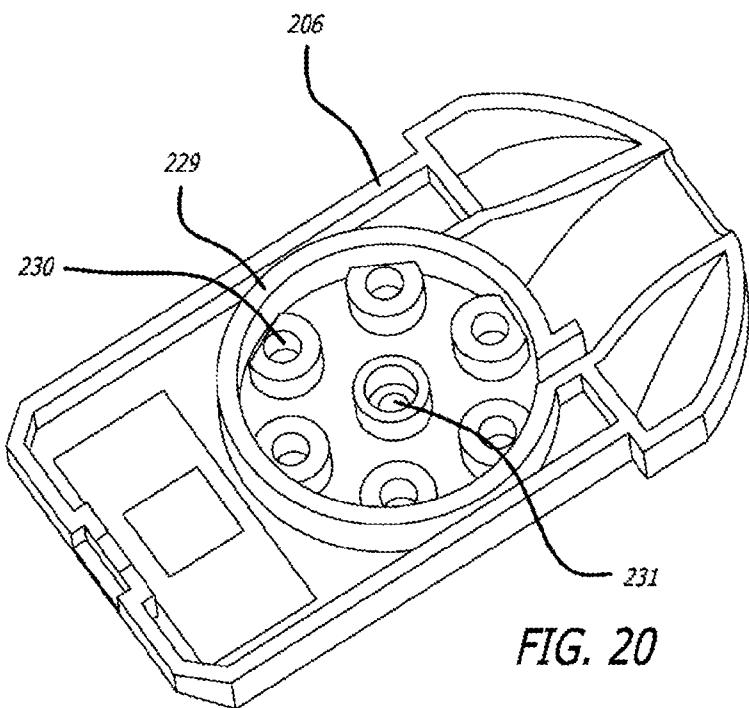


FIG. 15







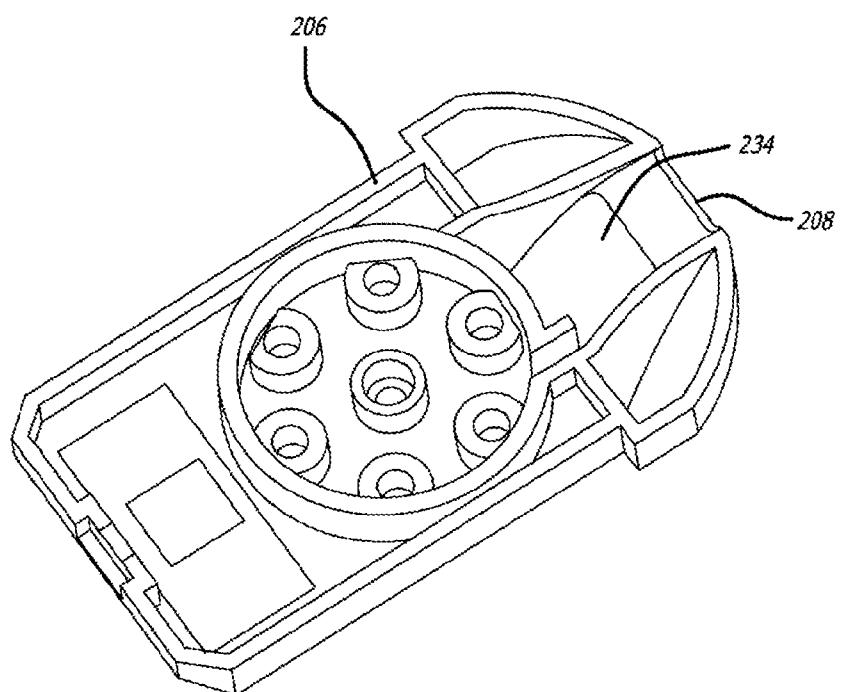


FIG. 22

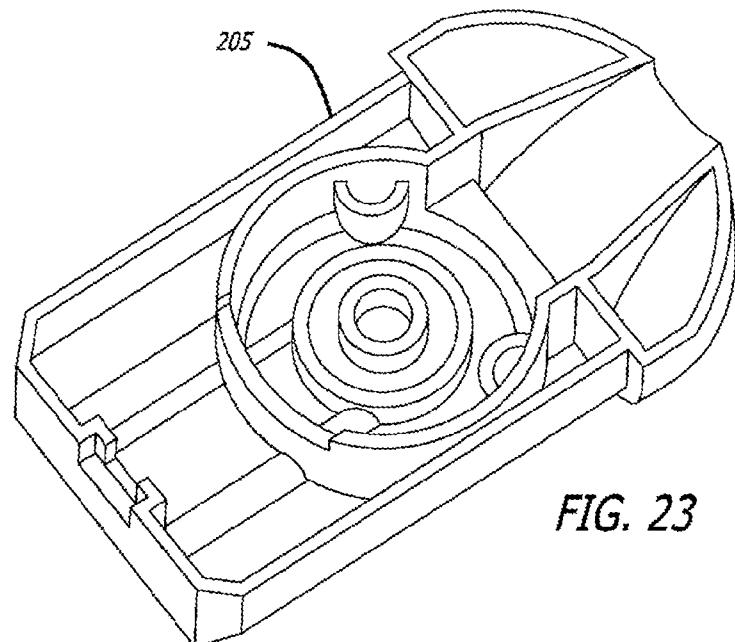


FIG. 23

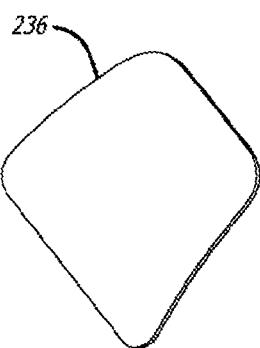


FIG. 24

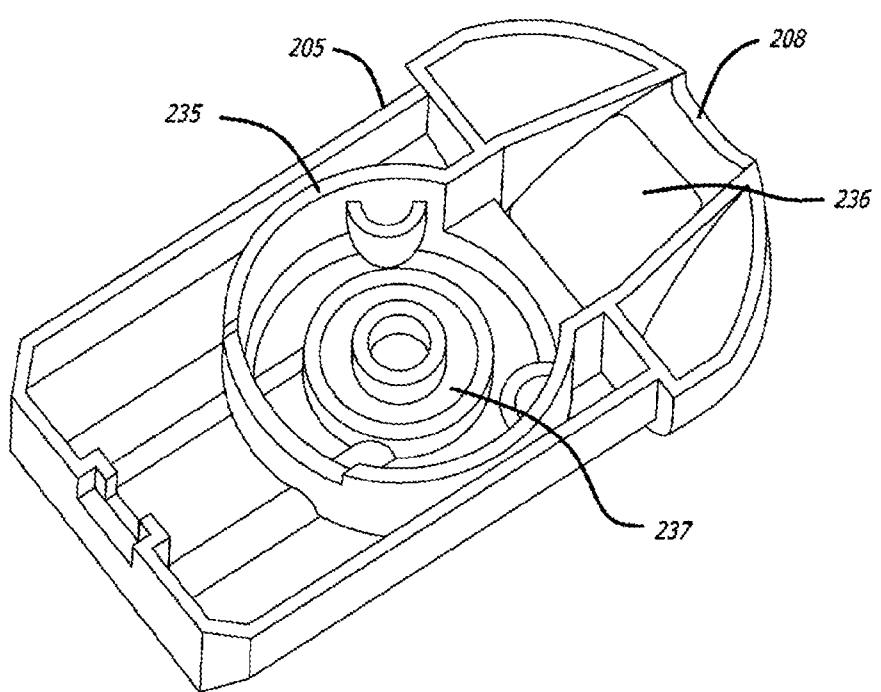


FIG. 25

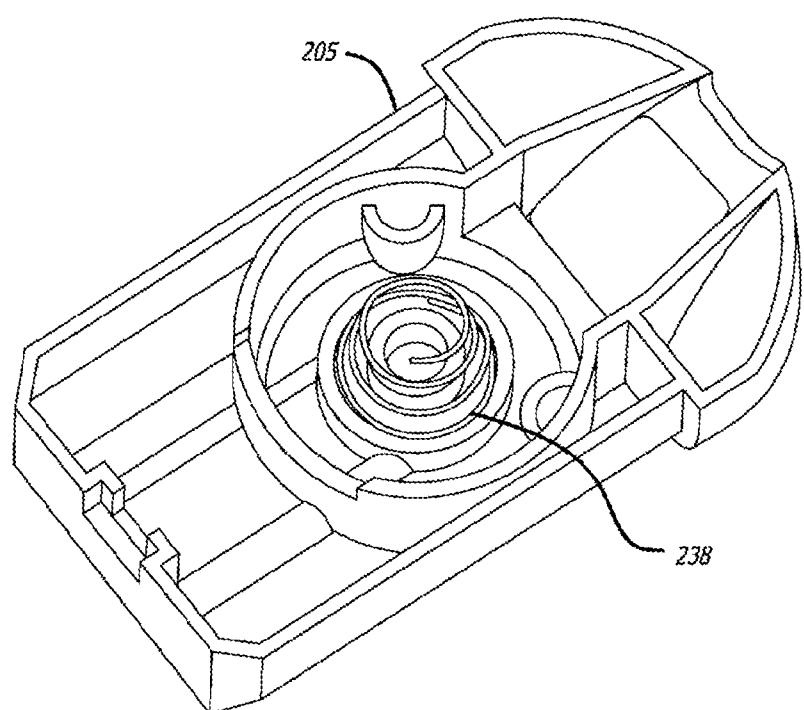


FIG. 26

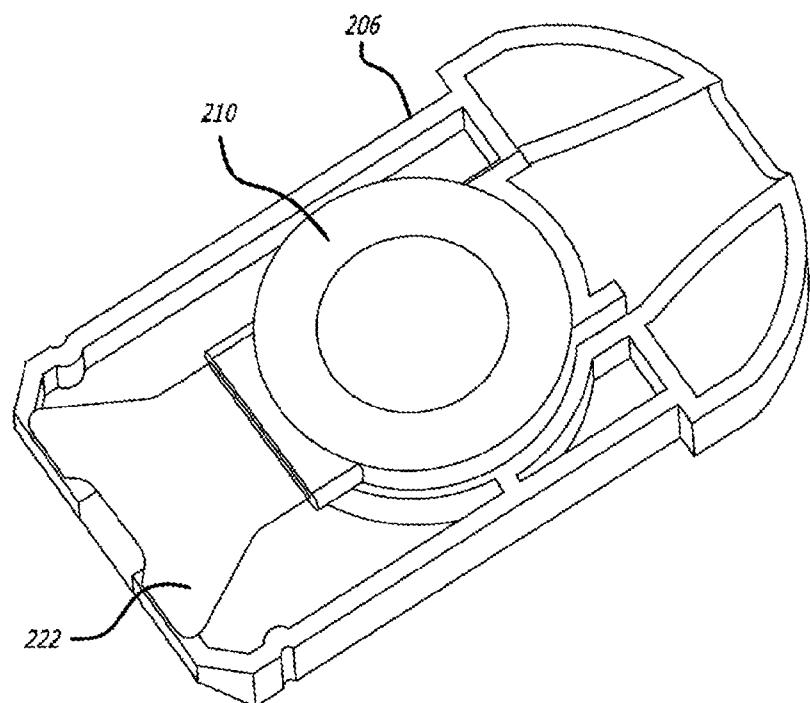


FIG. 27

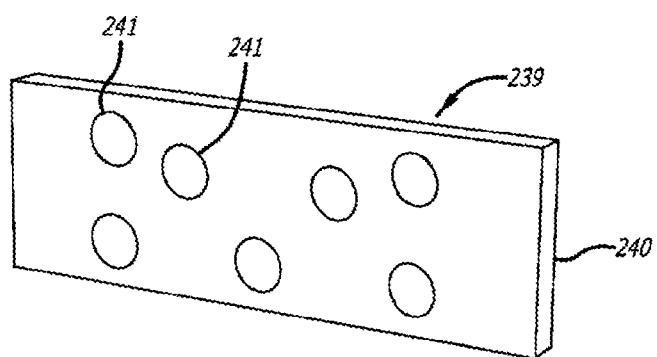


FIG. 28

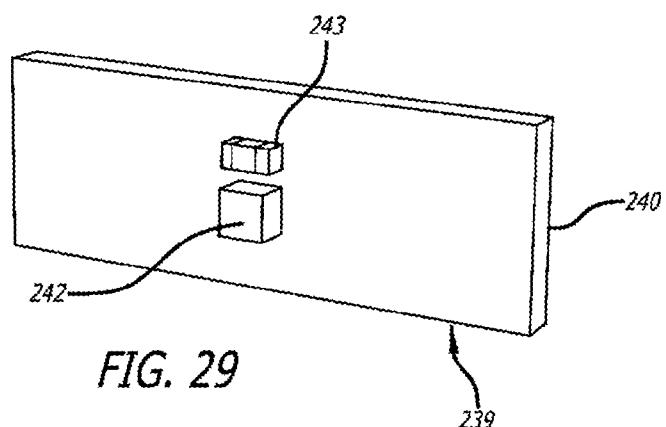


FIG. 29

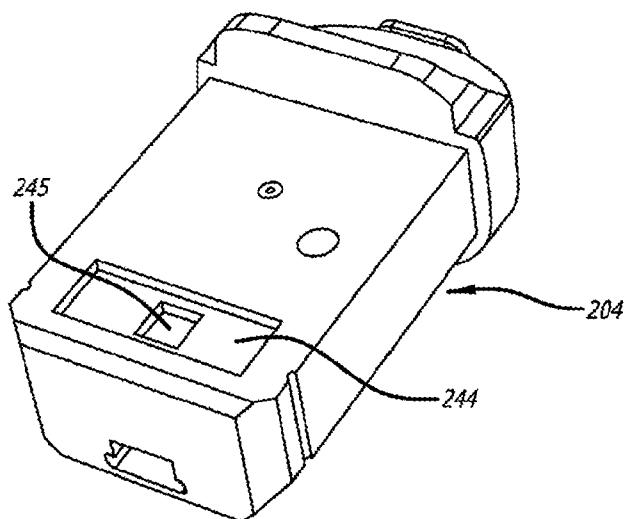


FIG. 30

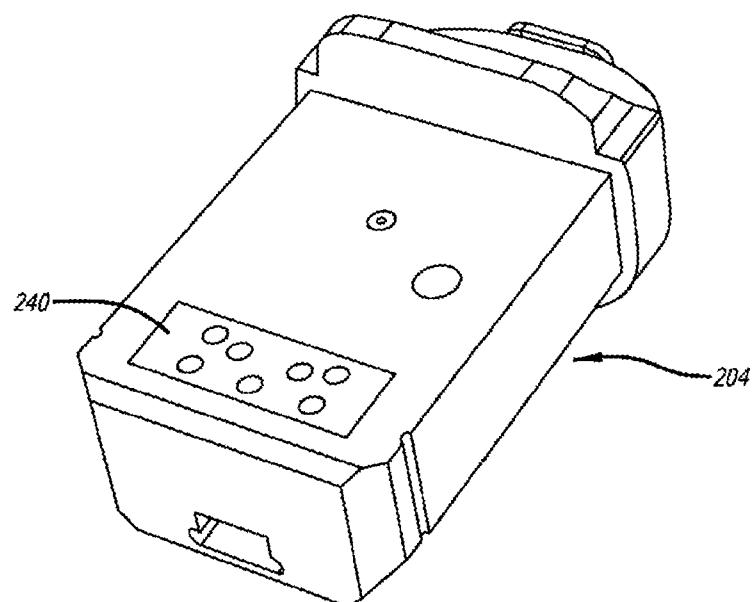
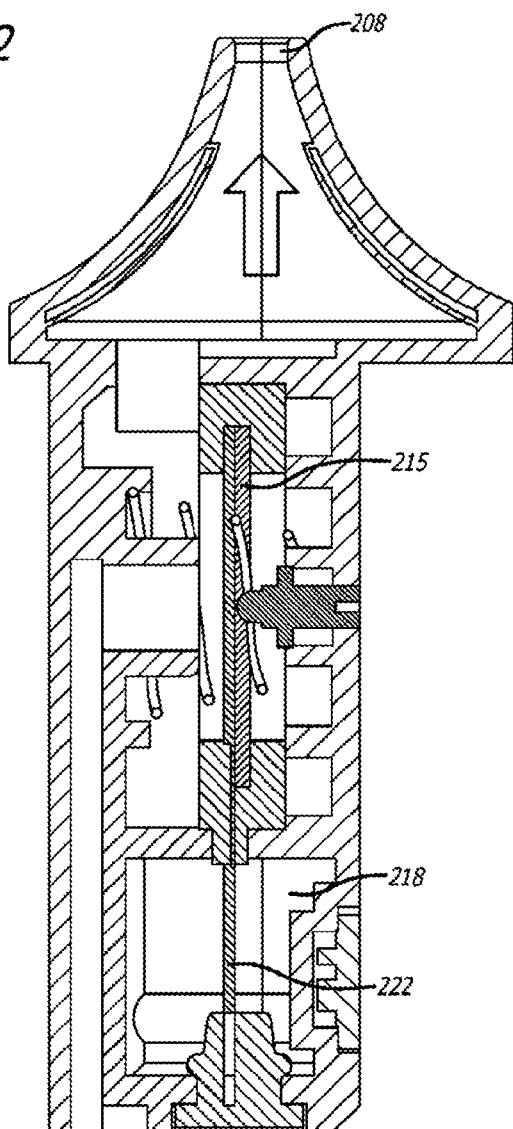


FIG. 31

FIG. 32



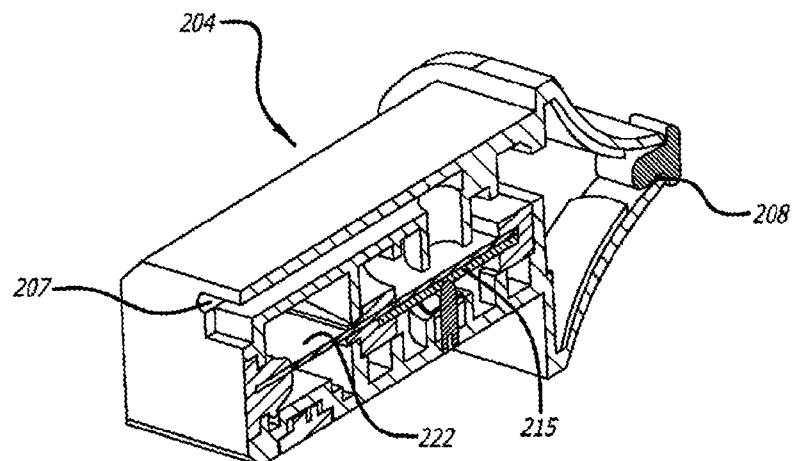


FIG. 33

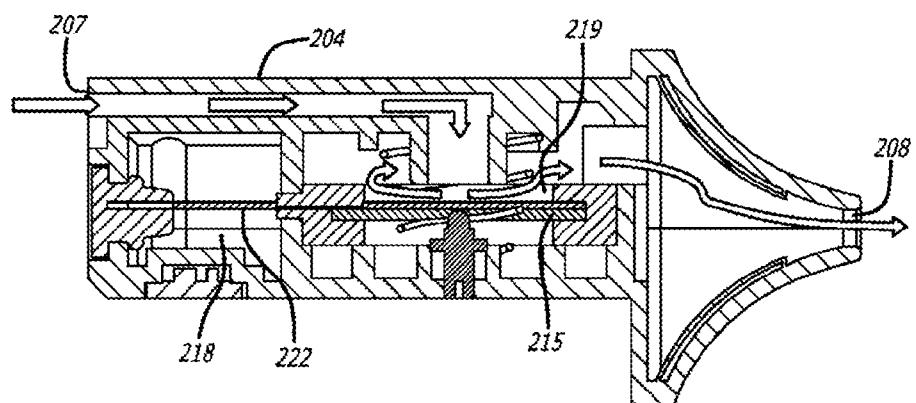


FIG. 34

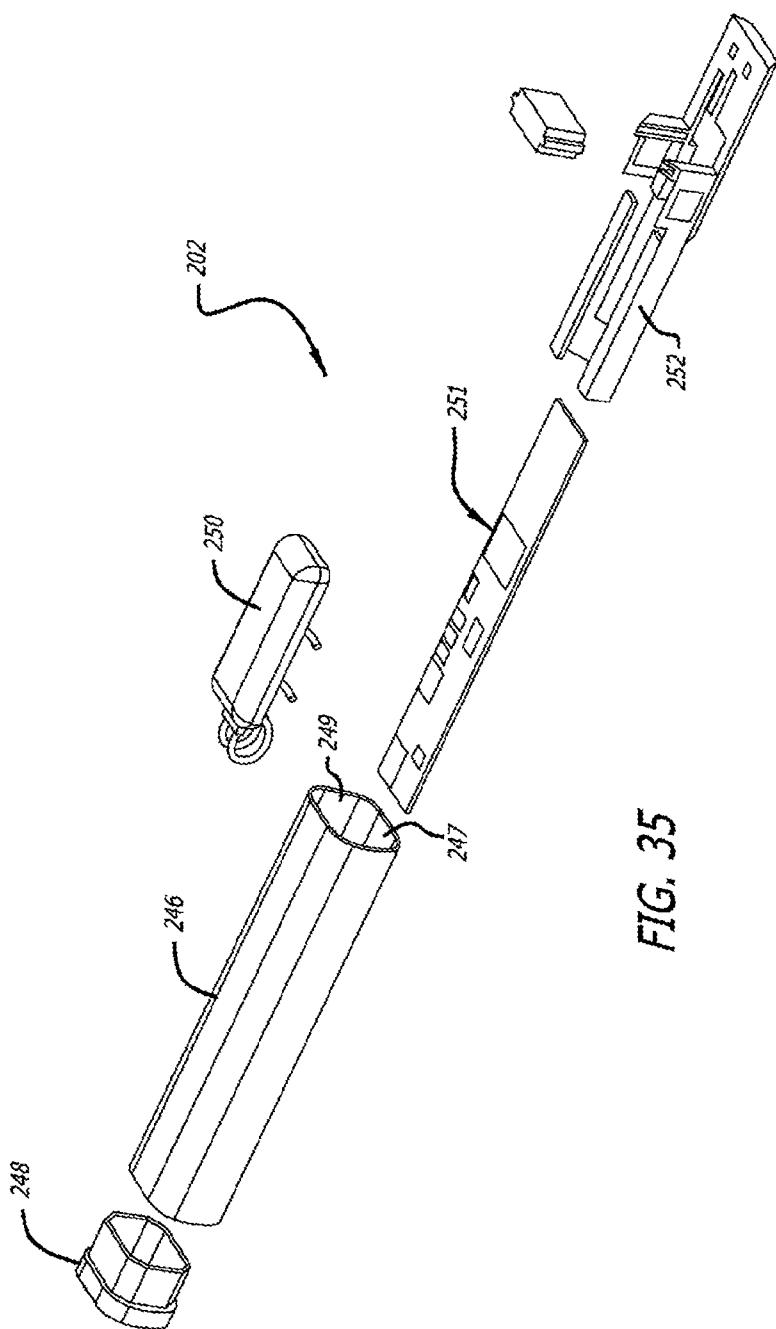


FIG. 35

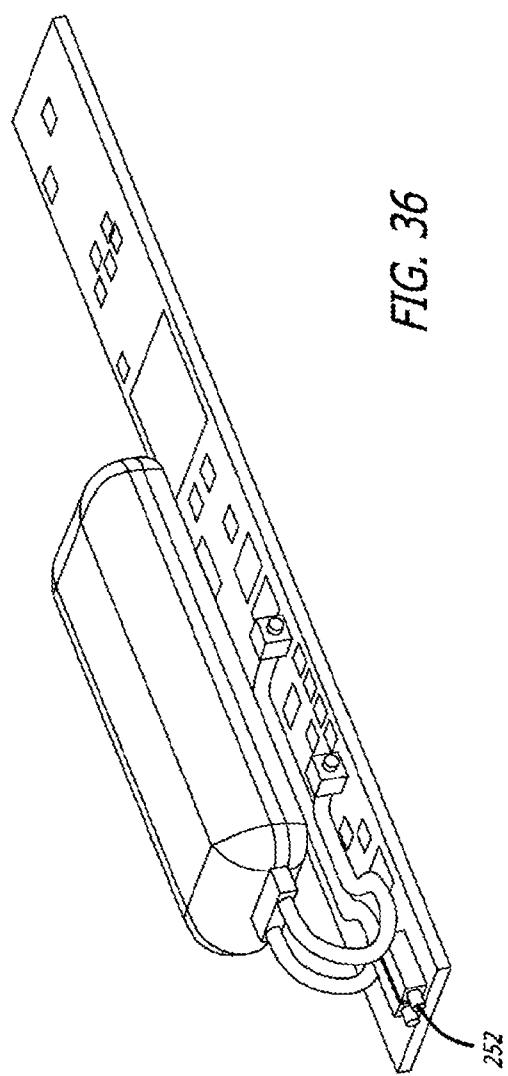


FIG. 37

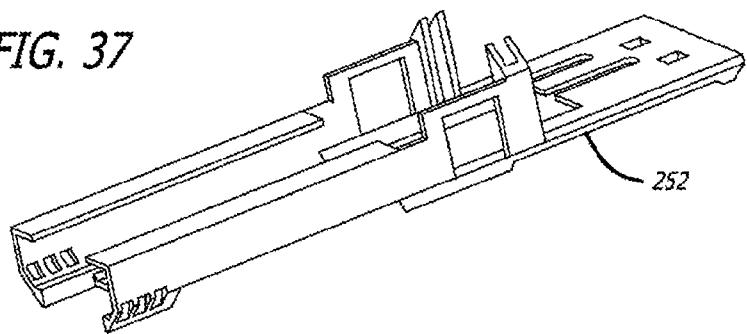
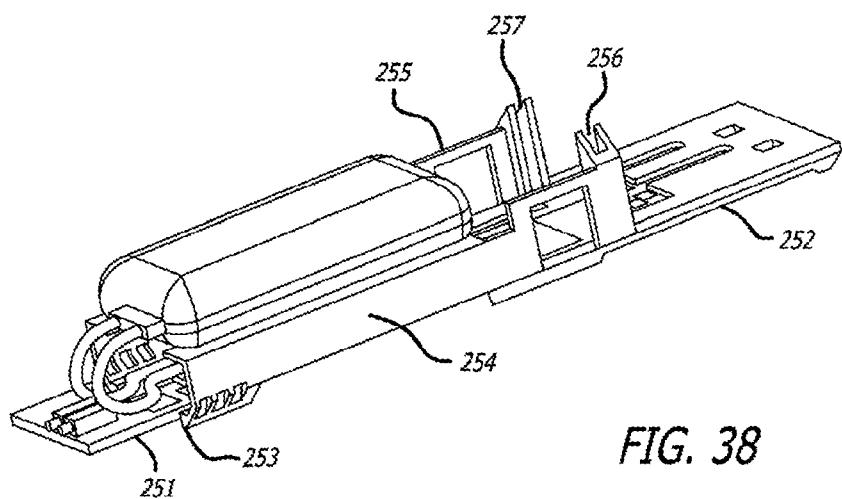


FIG. 38



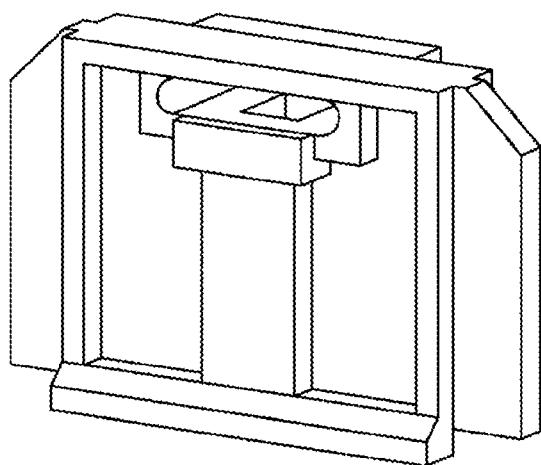


FIG. 39

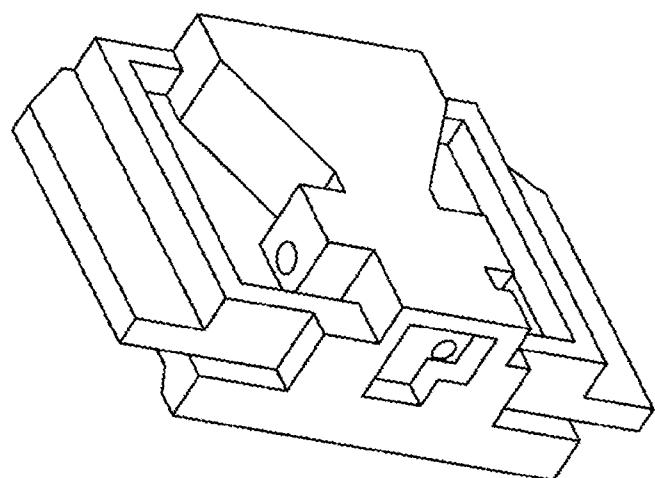


FIG. 40

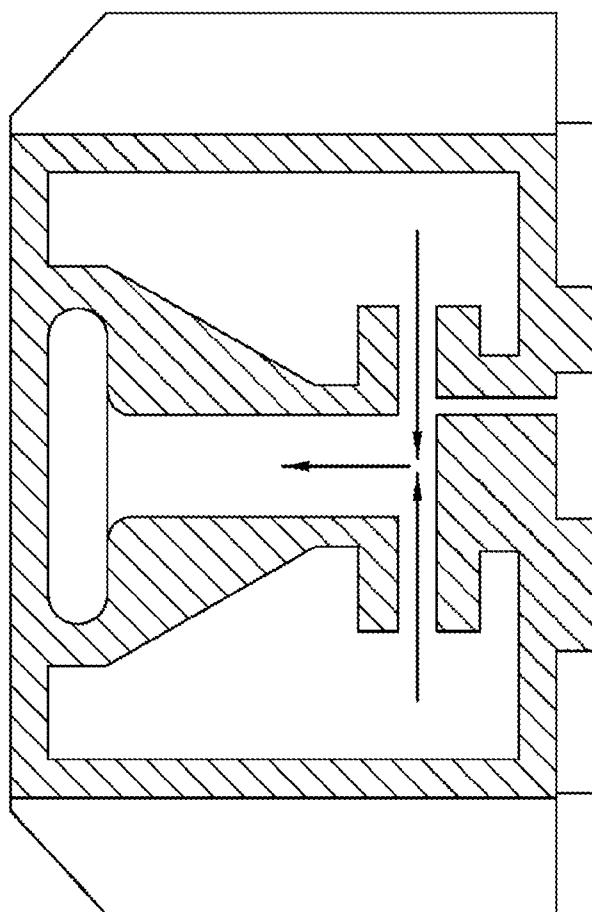


FIG. 41

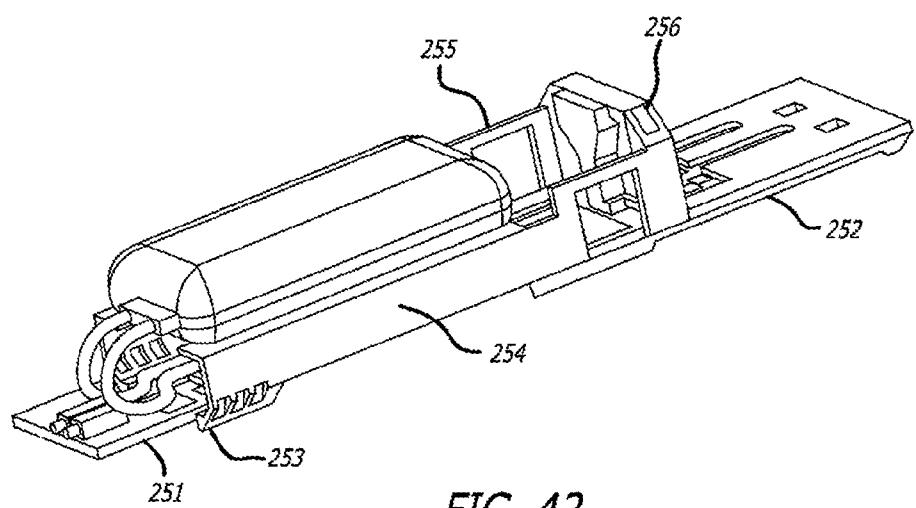


FIG. 42

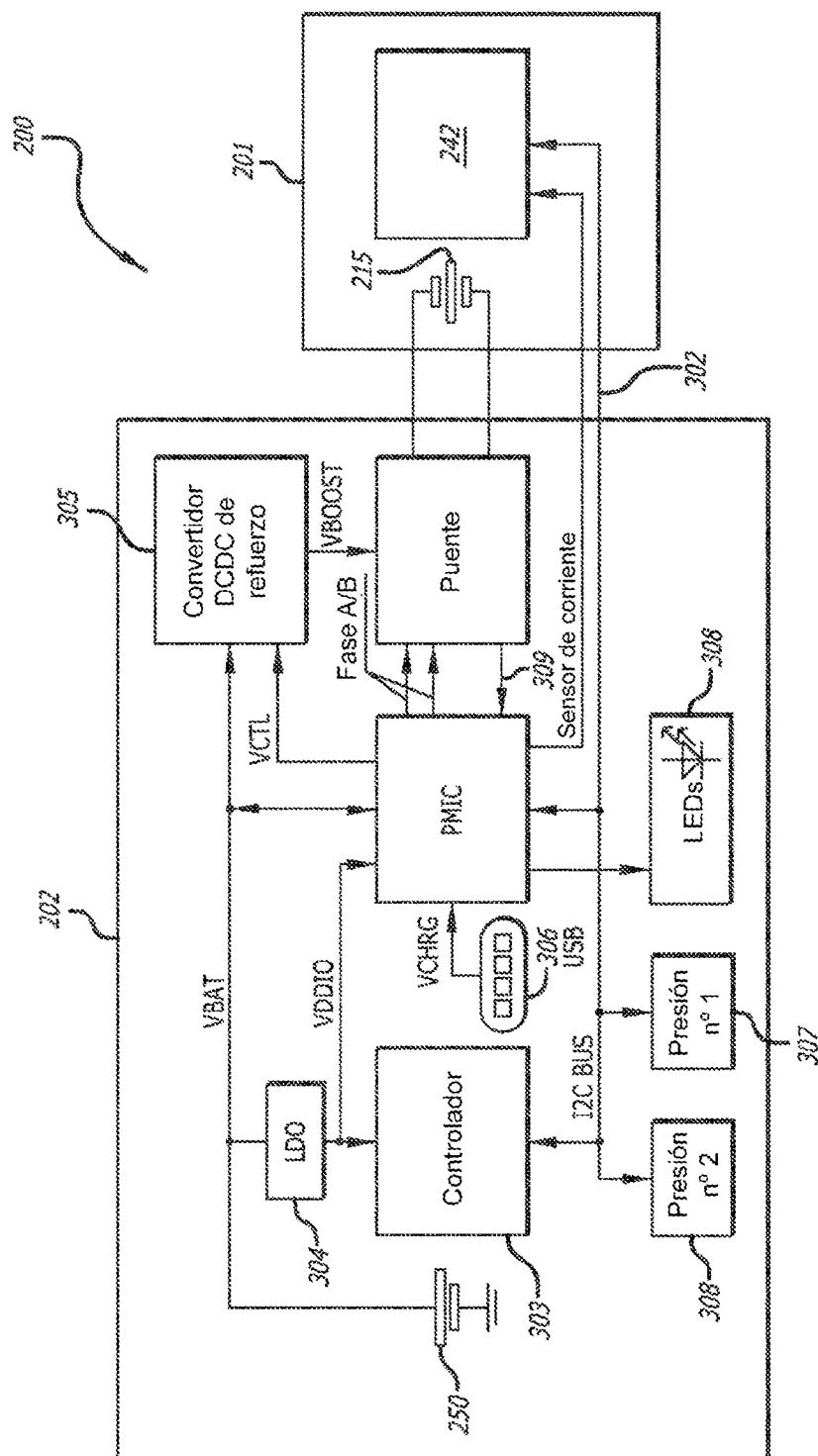


FIG. 43

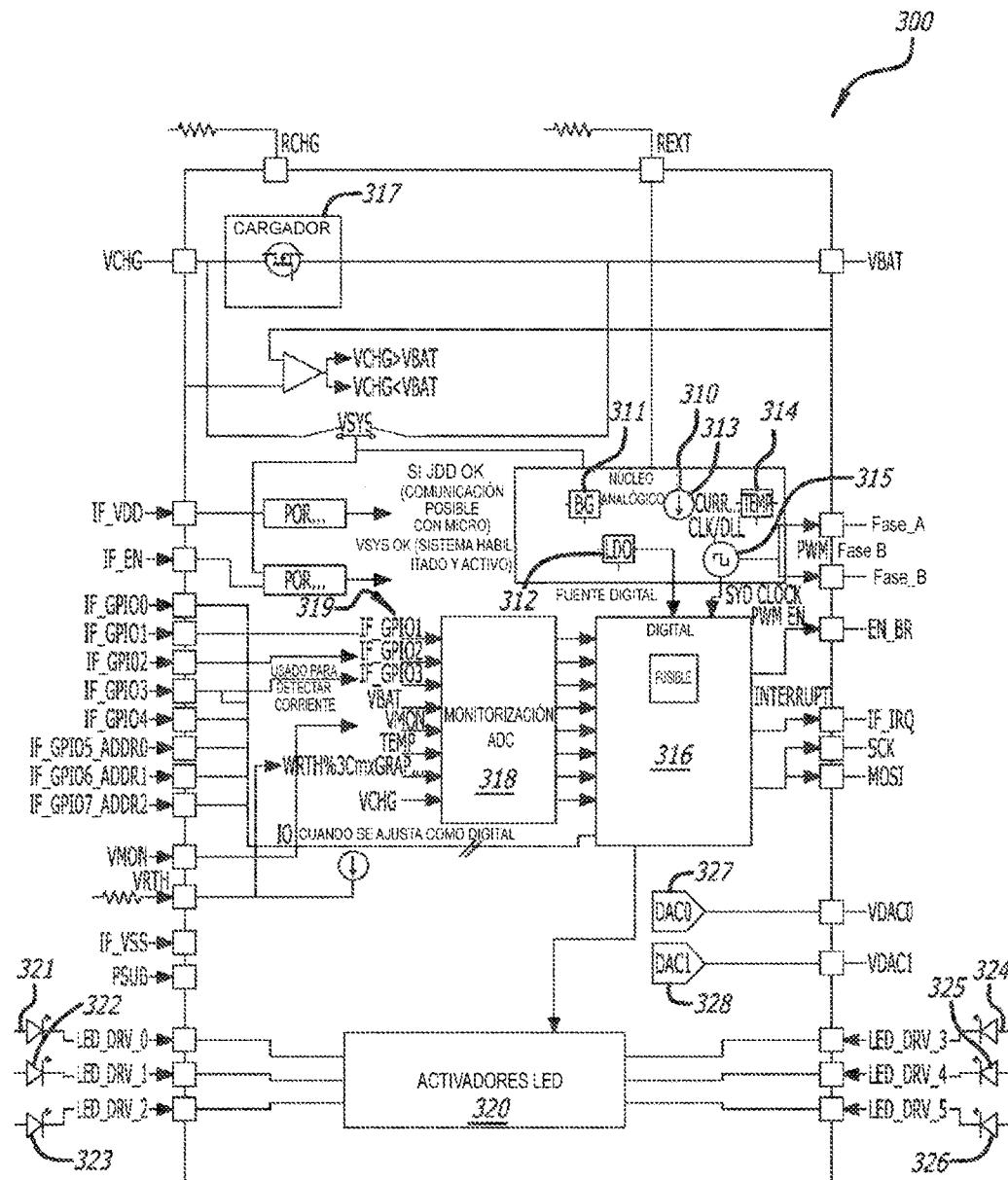


FIG. 44

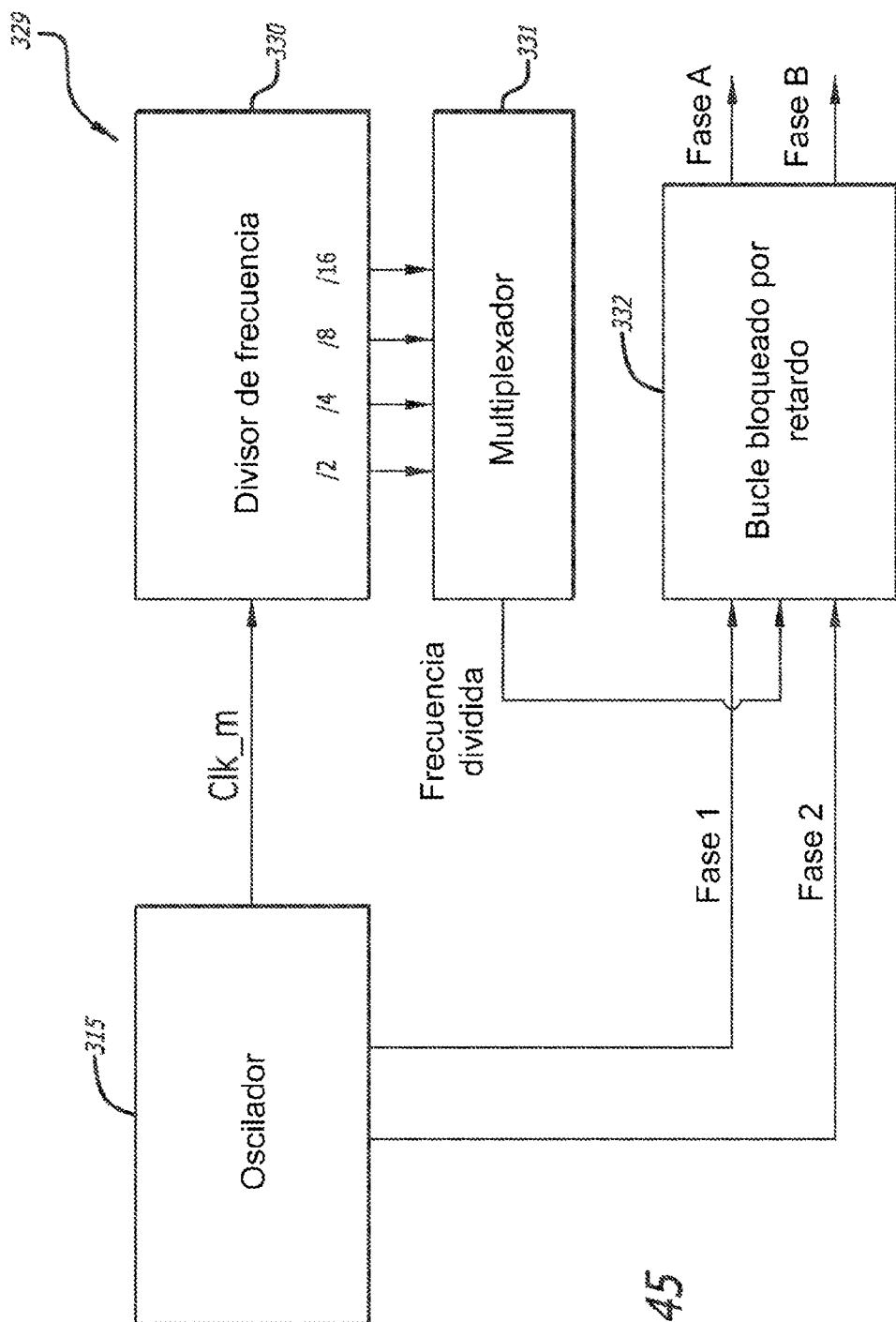


FIG. 45

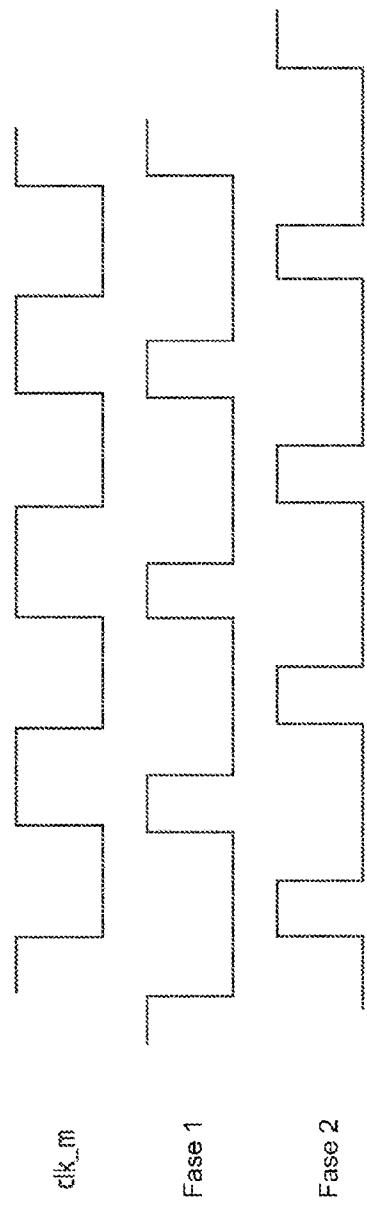


FIG. 46

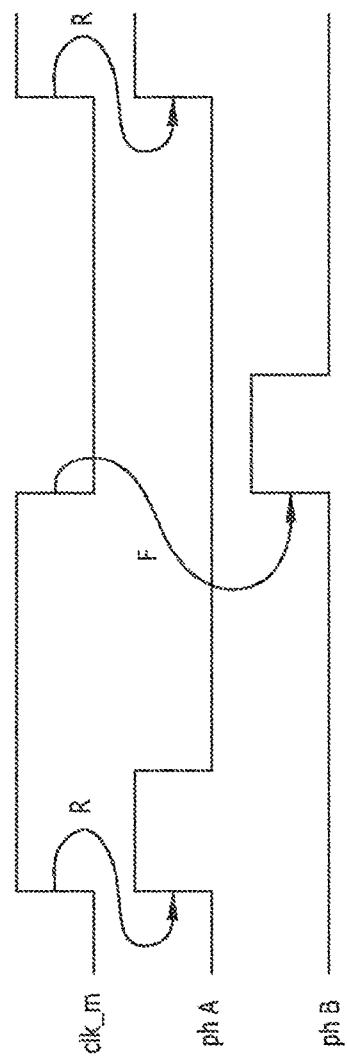
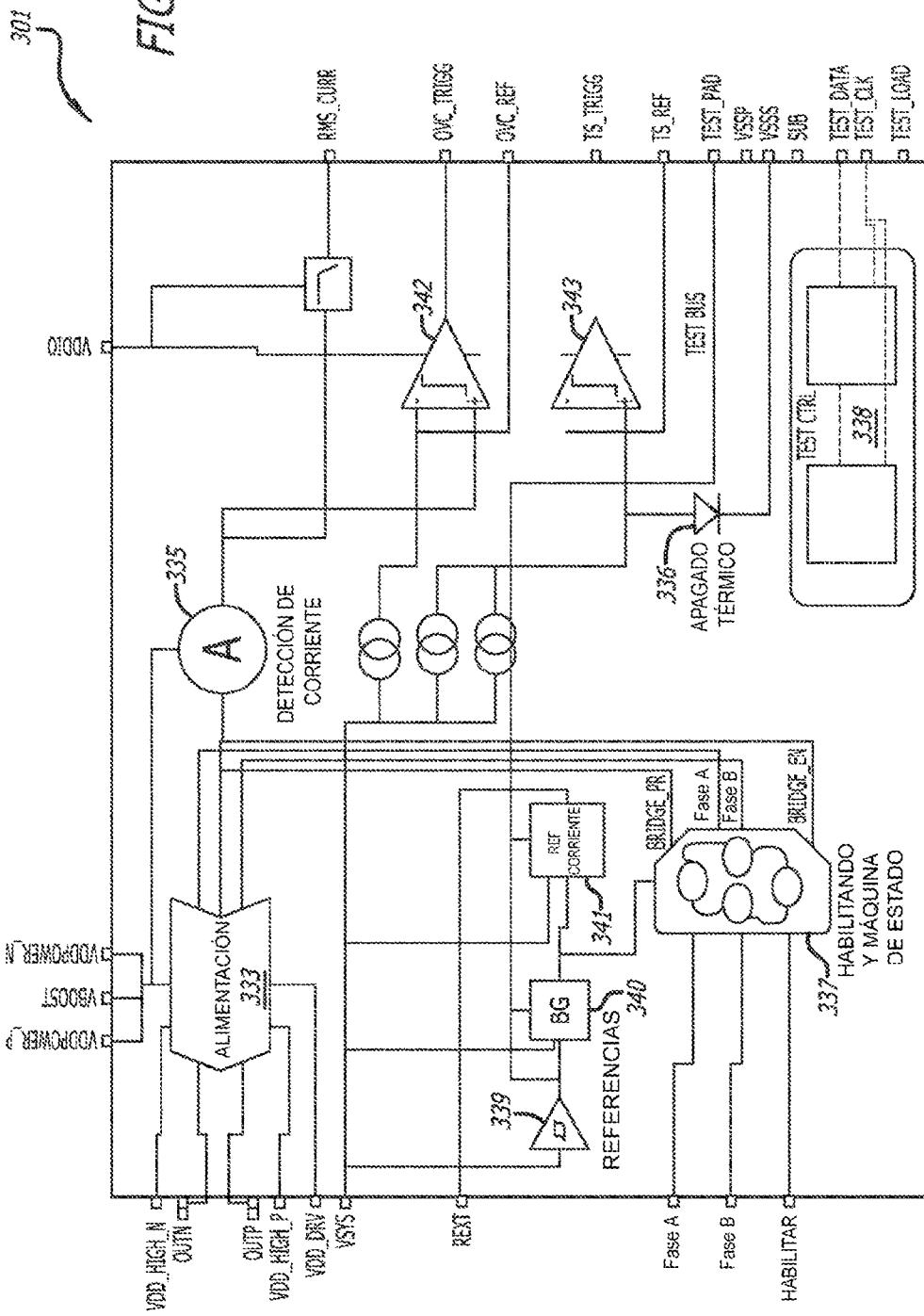


FIG. 47

| Puerto # | Función primaria | Función secundaria |
|----------|------------------|---------------------------|
| GPIO.0 | GPIO digital | usado para prueba de chip |
| GPIO.1 | GPIO digital | canal ADC 1 |
| GPIO.2 | GPIO digital | canal ADC 0 |
| GPIO.3 | corriente rms | GPIO digital |
| GPIO.4 | GPIO digital | usado para prueba de chip |
| GPIO.5 | GPIO digital | selec. dirección I2C ADR0 |
| GPIO.6 | GPIO digital | selec. dirección I2C ADR1 |
| GPIO.7 | GPIO digital | selec. dirección I2C ADR2 |

FIG. 48

FIG. 49



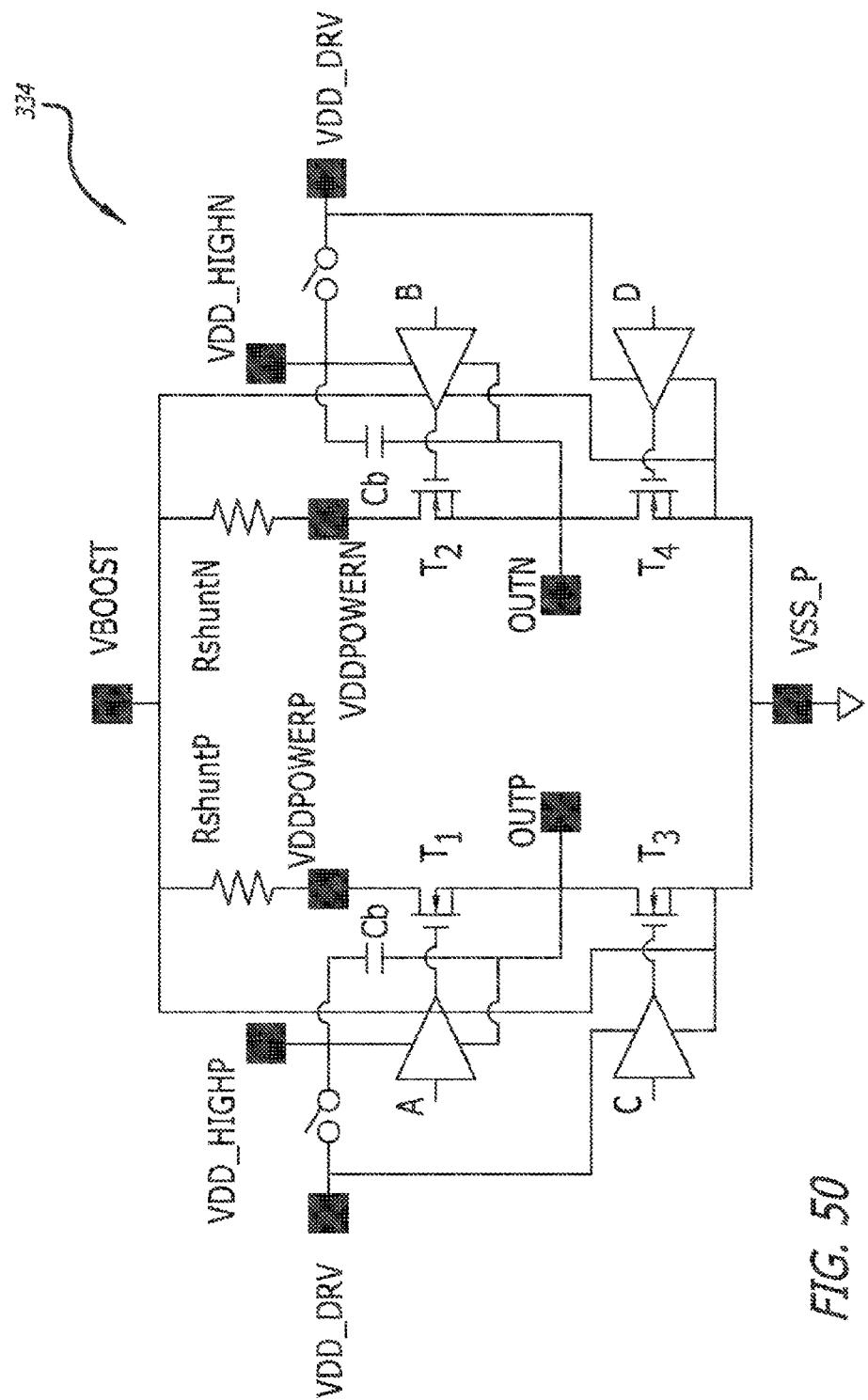


FIG. 50

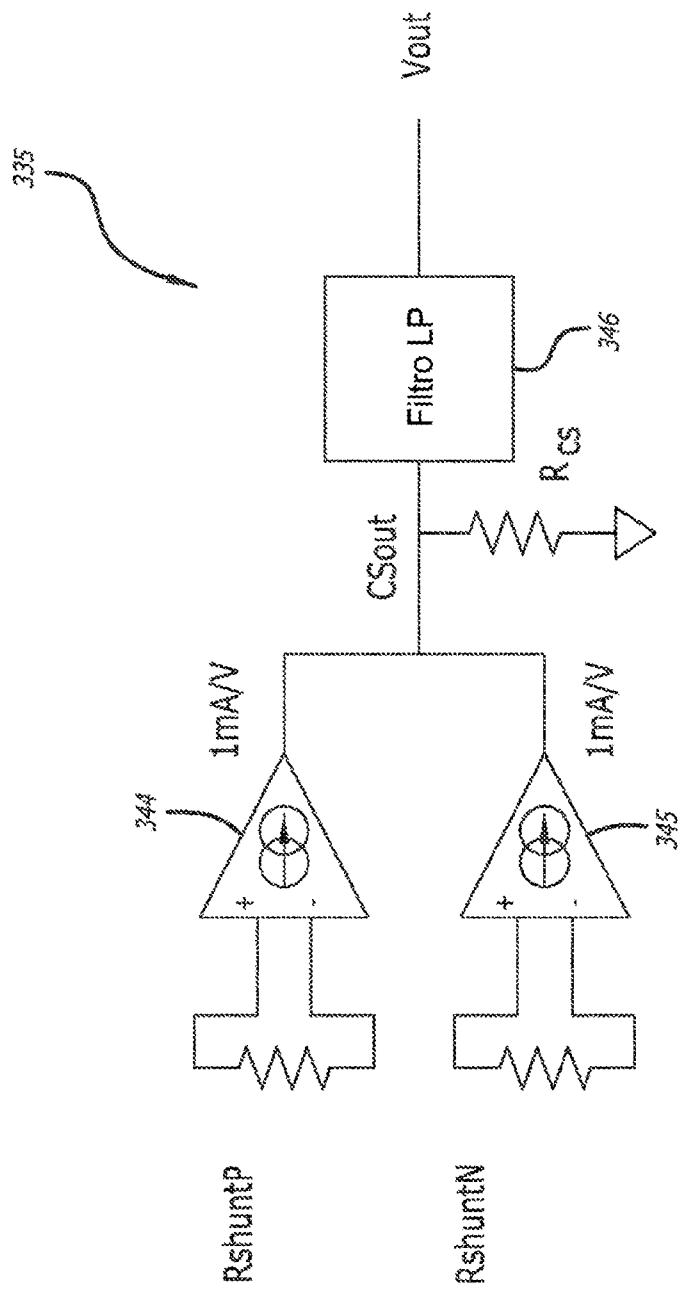
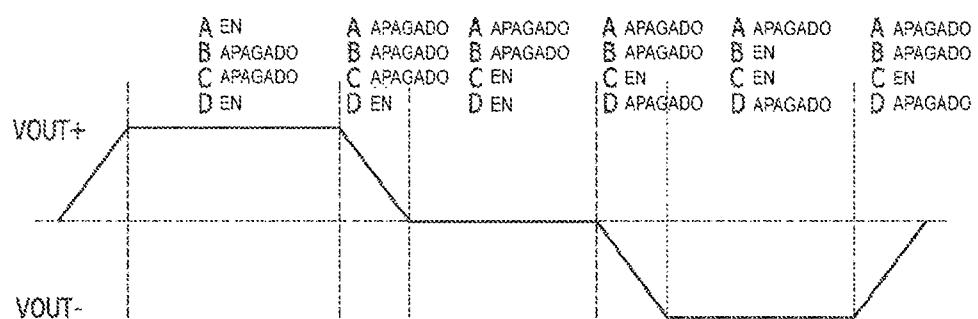
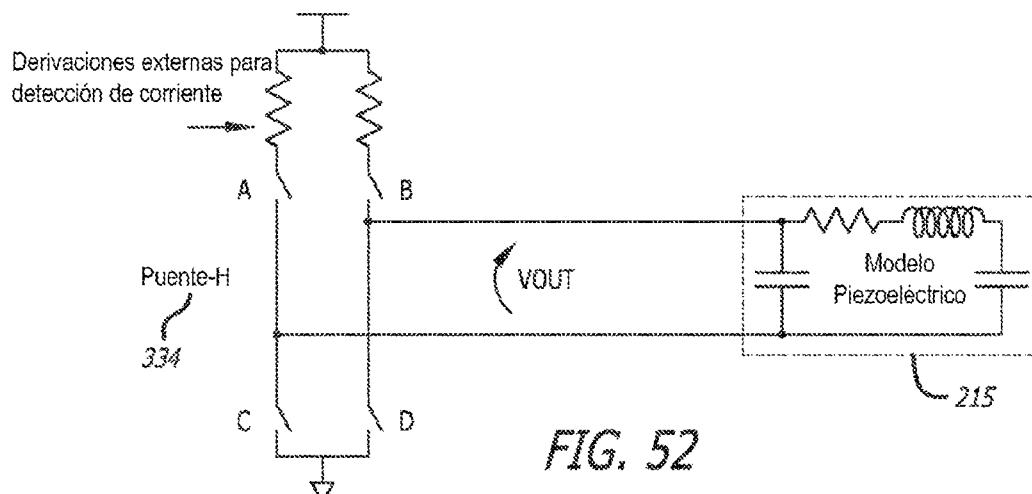


FIG. 51

*FIG. 53*

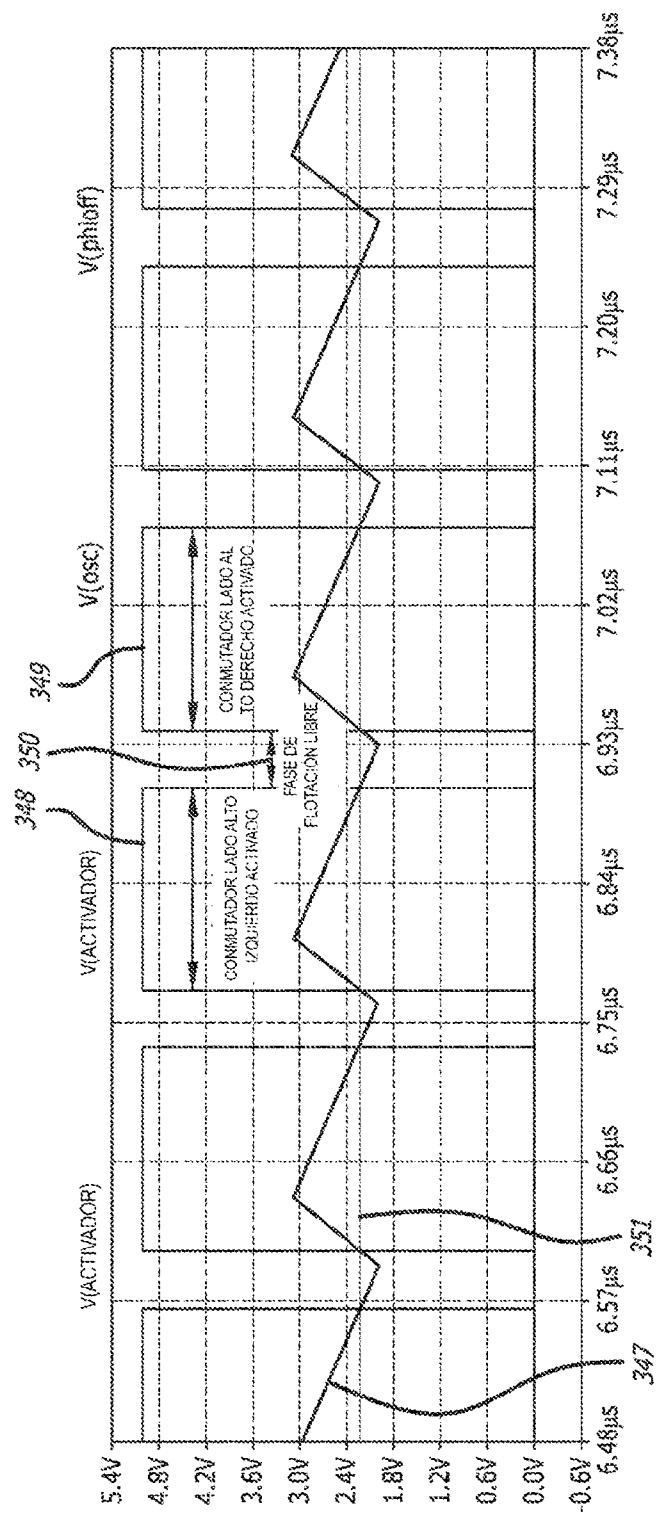


FIG. 54

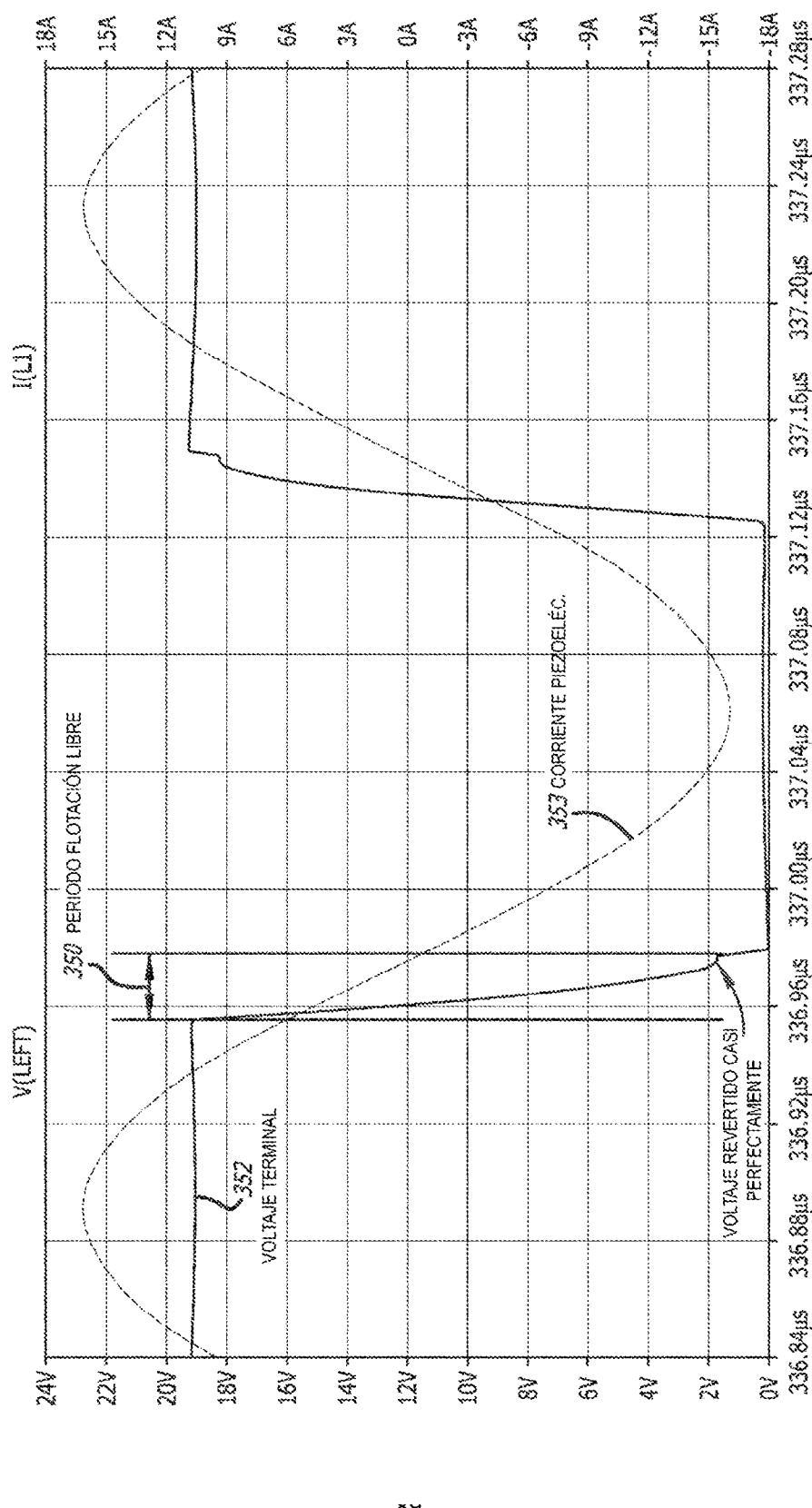


FIG. 55

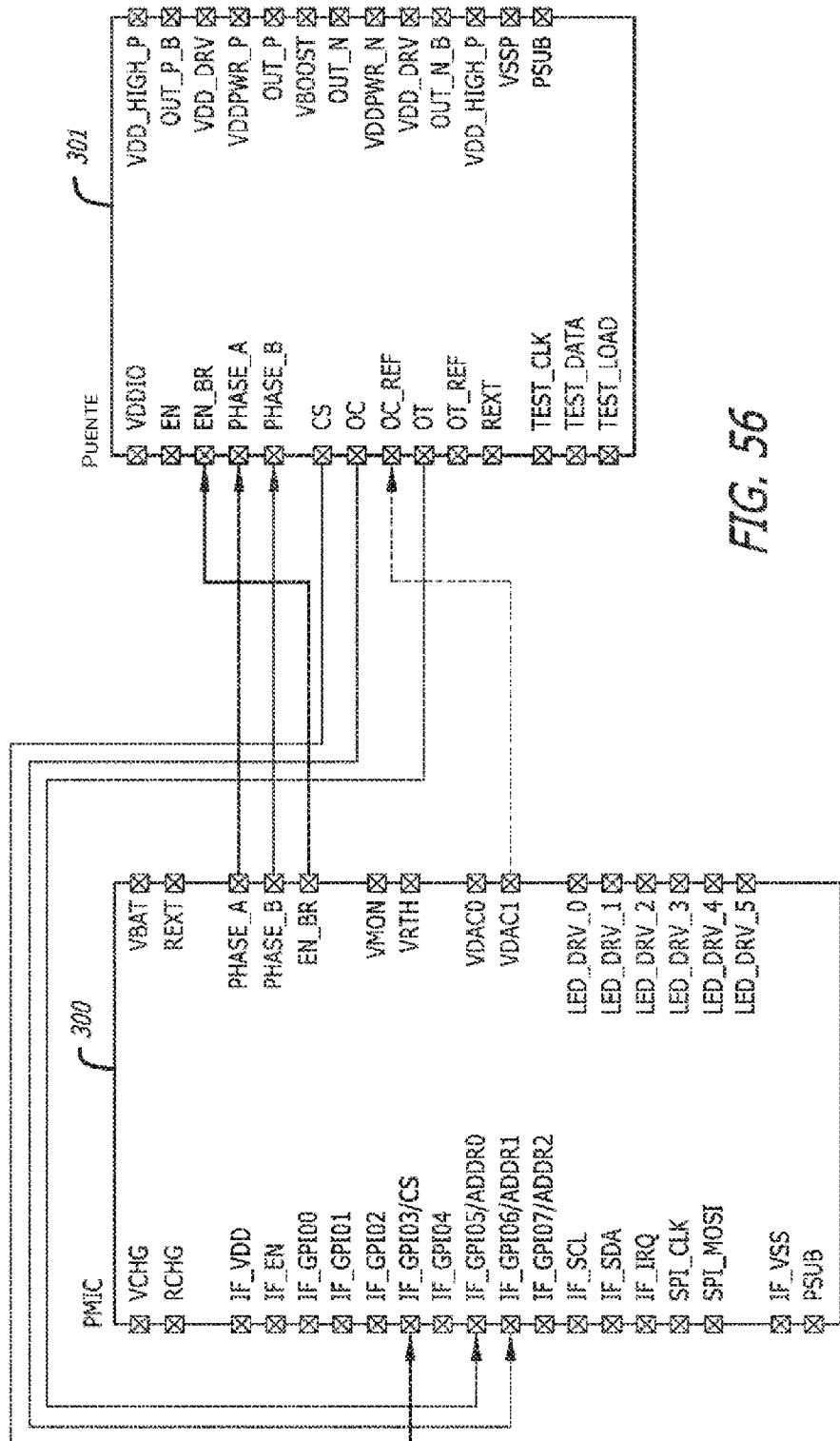


FIG. 56

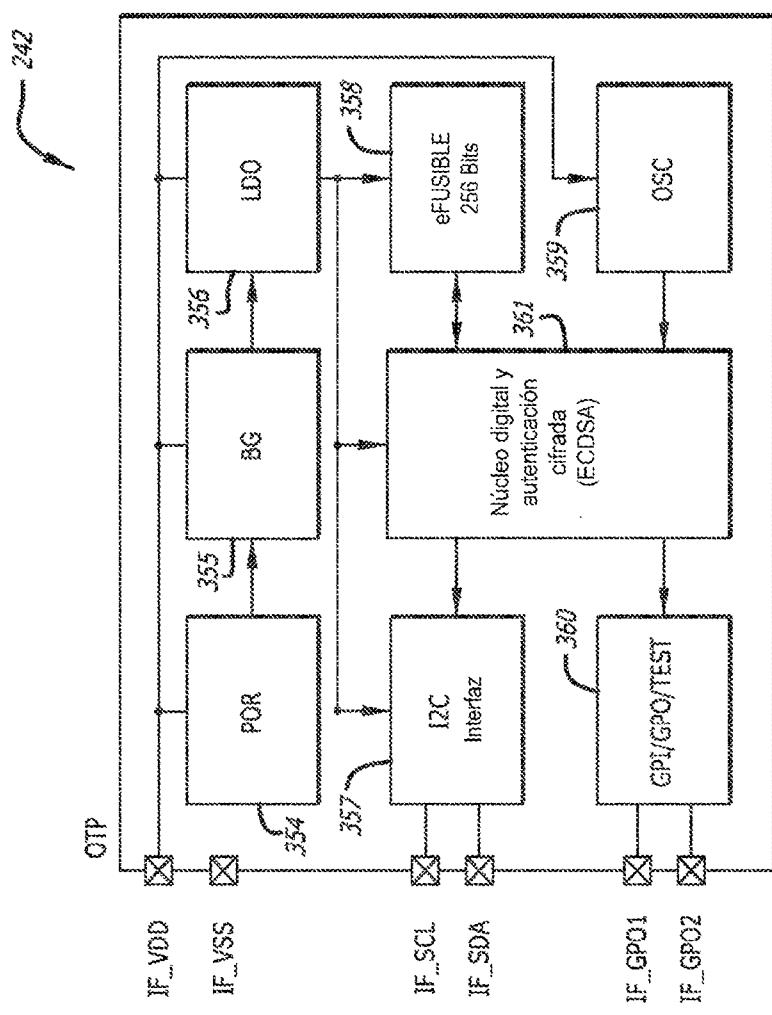


FIG. 57

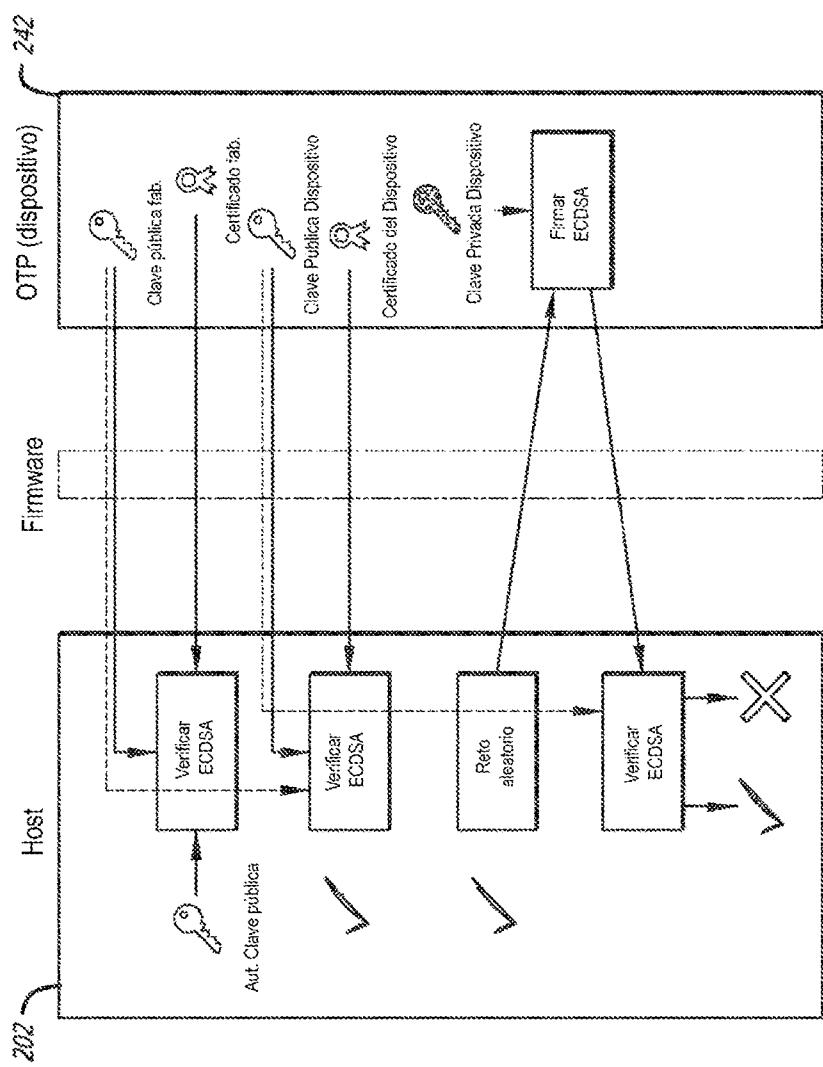


FIG. 58

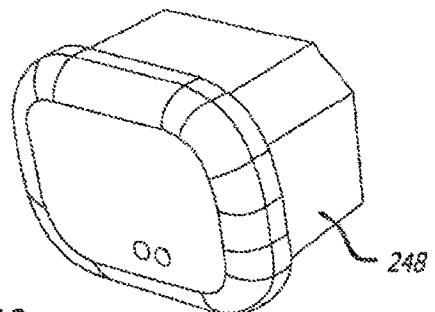


FIG. 59

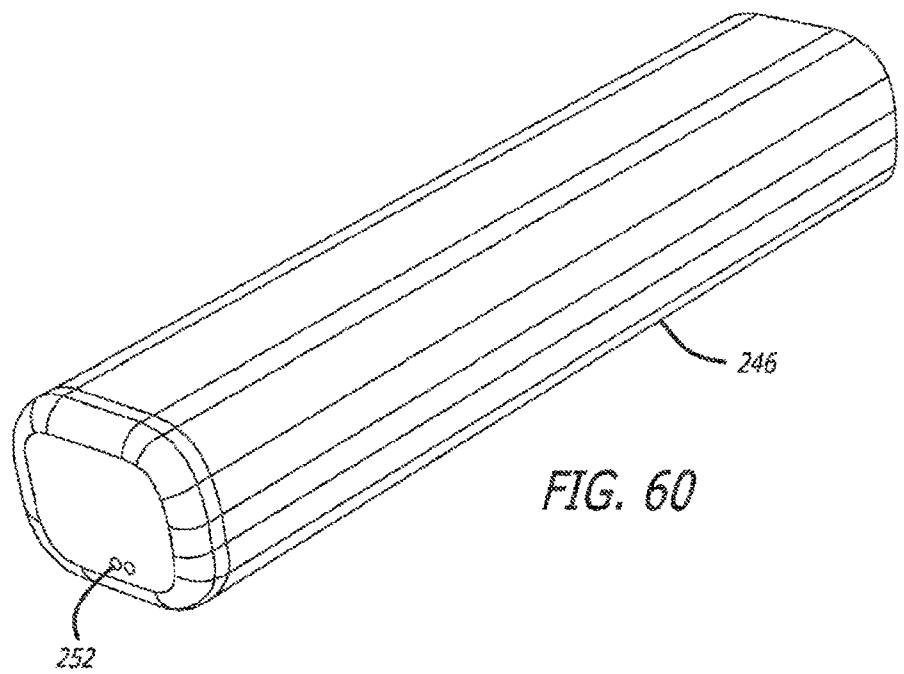


FIG. 60

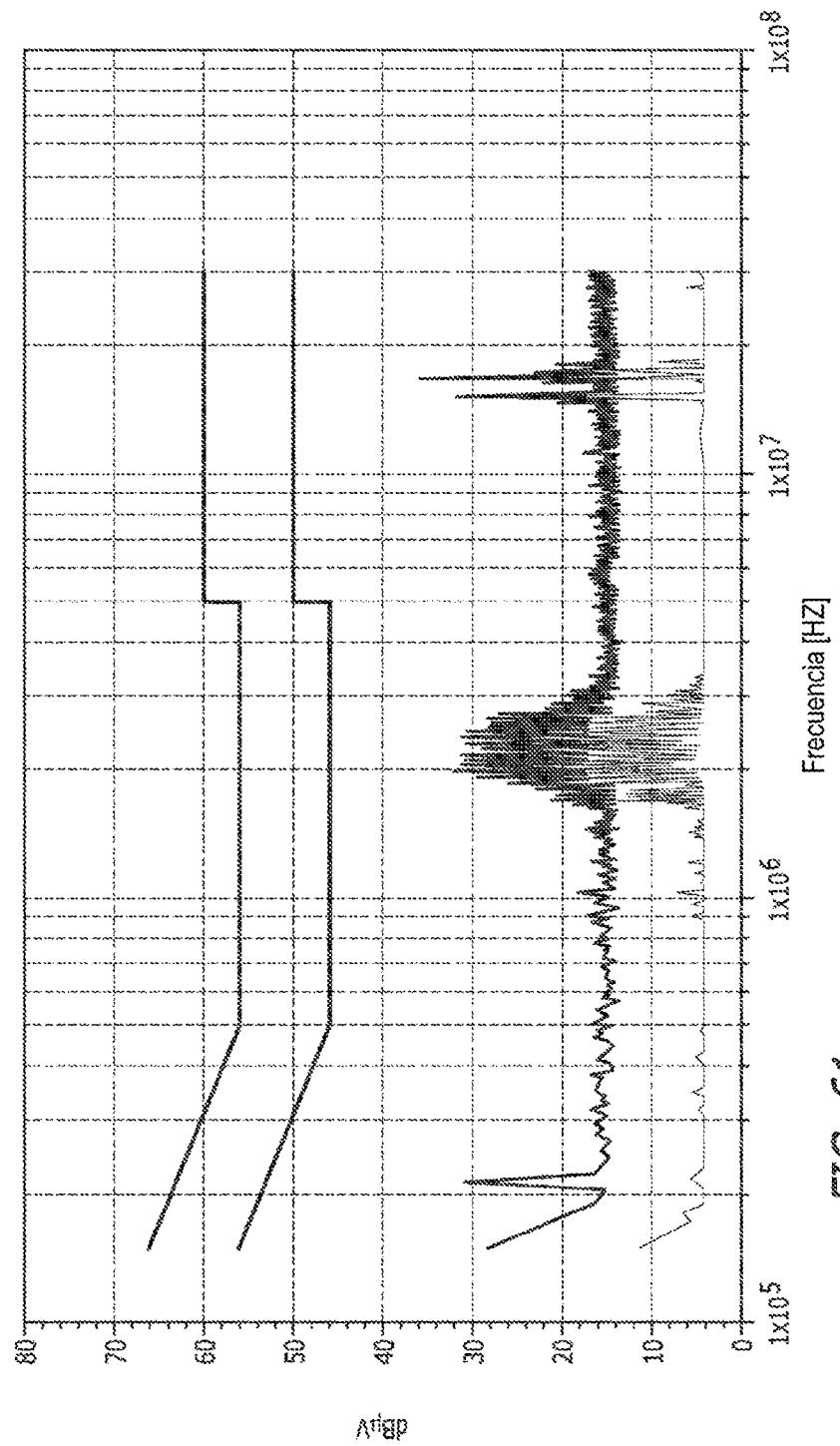


FIG. 61

Frecuencia [Hz]

Bitte beachten Sie, dass angeführte Nichtpatentliteratur (wie z. B. wissenschaftliche oder technische Dokumente) je nach geltendem Recht dem Urheberrechtsschutz und/oder anderen Schutzarten für schriftliche Werke unterliegen könnte. Die Vervielfältigung urheberrechtlich geschützter Texte, ihre Verwendung in anderen elektronischen oder gedruckten Publikationen und ihre Weitergabe an Dritte ist ohne ausdrückliche Zustimmung des Rechtsinhabers nicht gestattet.

Veuillez noter que les ouvrages de la littérature non-brevets qui sont cités, par exemple les documents scientifiques ou techniques, etc., peuvent être protégés par des droits d'auteur et/ou toute autre protection des écrits prévue par les législations applicables. Les textes ainsi protégés ne peuvent être reproduits ni utilisés dans d'autres publications électroniques ou imprimées, ni rediffusés sans l'autorisation expresse du titulaire du droit d'auteur.

Debe tenerse en cuenta que las obras citadas de bibliografía no relacionada con patentes, como documentos técnicos o científicos o similares, pueden estar sujetas a protección de derechos de autor y/o a cualquier otro tipo de protección de obras escritas, según proceda en función de la legislación aplicable. Los textos protegidos por derechos de autor no pueden copiarse ni utilizarse en otras publicaciones electrónicas o impresas ni redistribuirse sin la autorización expresa del titular de los derechos.