(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 673 293**

(51) Int. Cl.:
B05B 17/06 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(86) Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **26.02.2009 PCT/US2009/035305**

(87) Fecha y número de publicación internacional: **11.09.2009 WO09111267**

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.02.2009 E 09716395 (0)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.04.2018 EP 2249970**

(54) Título: **Método y aparato para accionar un transductor de un dispositivo de inhalación**

(30) Prioridad:

29.02.2008 US 32883
25.02.2009 US 392686

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
21.06.2018

(73) Titular/es:

MICRODOSE THERAPEUTX, INC. (100.0%)
7 Graphics Drive
Ewing, NJ 08628, US

(72) Inventor/es:

GUMASTE, ANAND, V.;
BOWERS, JOHN y
WEITZEL, DOUGLAS

(74) Agente/Representante:

PONS ARIÑO, Ángel

ES 2 673 293 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

Método y aparato para accionar un transductor de un dispositivo de inhalación

La presente invención se refiere, en general, al campo de los dispositivos de inhalación y, más específicamente, a dispositivos de inhalación que utilizan la vibración para facilitar la suspensión de partículas de un medicamento en una corriente de gas inhalado (por ejemplo, de aire inhalado). La invención se describirá en detalle en relación con la administración de medicamentos en polvo a un paciente, y se describirá en relación con dicha utilidad, aunque se contemplan otras utilidades, que incluyen específicamente la administración de gotitas de líquido.

Se conocen ciertas enfermedades del tracto respiratorio que responden al tratamiento mediante la aplicación directa de agentes terapéuticos. Como estos agentes están más fácilmente disponibles en forma de polvo seco, su aplicación se logra más cómodamente inhalando el material en polvo a través de la nariz o la boca. Esta forma en polvo da como resultado una mejor utilización del medicamento porque el fármaco se deposita exactamente en el sitio deseado y donde puede requerirse su acción; por lo tanto, las dosis muy pequeñas del fármaco a menudo son igualmente eficaces que las dosis más grandes administradas por otros medios, con una marcada reducción consecuente en la incidencia de efectos secundarios no deseados y el coste del medicamento. Como alternativa, el medicamento en esta forma puede usarse para el tratamiento de enfermedades distintas a las del sistema respiratorio. Cuando el fármaco se deposita en las áreas superficiales muy grandes de los pulmones, puede absorberse muy rápidamente en el torrente sanguíneo; por lo tanto, este método de aplicación puede tomar el lugar de la administración mediante inyecciones, tabletas u otros medios convencionales.

La industria farmacéutica opina que la biodisponibilidad del fármaco es óptima cuando las partículas de fármaco administradas al tracto respiratorio tienen un tamaño de entre 1 y 5 micrómetros. Cuando las partículas de fármaco deben estar en este intervalo de tamaño, el sistema de administración de polvo seco debe abordar una serie de problemas:

(1) Las partículas de pequeño tamaño pueden desarrollar una carga electrostática sobre sí mismas durante la fabricación y el almacenamiento. Esto puede hacer que las partículas se aglomeren o se agreguen, dando como resultado grupos de partículas que tienen un tamaño efectivo superior a 5 micrómetros. La probabilidad de que estos grupos grandes lleguen a continuación a la parte profunda de los pulmones disminuye. Esto a su vez da como resultado un porcentaje de probabilidades más bajo de que el fármaco envasado esté disponible para su absorción por parte del paciente.
(2) La cantidad de fármaco activo que debe administrarse al paciente puede ser del orden de 10 microgramos. Por ejemplo, en el caso del albuterol, un fármaco utilizado para el asma, normalmente es de 25 a 50 microgramos. El equipo de fabricación actual puede administrar de manera eficaz alícuotas de fármacos en un intervalo de dosis de miligramos con una precisión aceptable. Por lo tanto, la práctica estándar es mezclar el fármaco activo con un agente de relleno o de carga como la lactosa. Este aditivo también hace que el fármaco sea “fácil de fluir”. Este relleno también se denomina portador, ya que las partículas de fármaco también se adhieren a estas partículas a través de enlaces electrostáticos o químicos. Estas partículas portadoras son mucho más grandes en tamaño que las partículas de fármaco. La capacidad del inhalador de polvo seco para separar el fármaco del portador es un parámetro de rendimiento importante en la eficacia del diseño.
(3) Las partículas de fármaco activo con tamaños superiores a 5 micrómetros se depositarán en la boca o en la garganta. Esto presenta otro nivel de incertidumbre ya que la biodisponibilidad y absorción del fármaco en estas localizaciones es diferente de los pulmones. Los inhaladores de polvo seco necesitan minimizar el medicamento depositado en estas localizaciones para reducir la incertidumbre asociada con la biodisponibilidad del fármaco.

Habitualmente, los inhaladores de polvo seco (DPI) de la técnica anterior tienen un medio para introducir el fármaco (fármaco activo más portador) en una corriente de aire de alta velocidad. La corriente de aire de alta velocidad se usa como el mecanismo principal para romper el grupo de partículas micronizadas o separar las partículas de fármaco del portador. En la técnica anterior, se conocen varios dispositivos de inhalación útiles para dispensar esta forma de medicamento en polvo. Por ejemplo, en las patentes de Estados Unidos n.º 3.507.277, 3.518.992, 3.635.219, 3.795.244 y 3.807.400, se desvelan dispositivos de inhalación que tienen medios para perforar una cápsula que contiene un medicamento en polvo, que tras la inhalación se extrae de la cápsula perforada y se introduce la boca del usuario. Varias de estas patentes desvelan medios propulsores, que tras la inhalación ayudan a dispensar el polvo fuera de la cápsula, de manera que no es necesario depender únicamente del aire inhalado para aspirar el polvo de la cápsula. Por ejemplo, en la patente de Estados Unidos n.º 2.517.482, se desvela un dispositivo que tiene una cápsula que contiene polvo colocada en una cámara inferior antes de la inhalación, donde se perfora por la depresión manual de un pasador de perforación por parte del usuario. Después de la perforación, se inicia la inhalación y la cápsula se introduce en una cámara superior del dispositivo donde se mueve en todas las direcciones para provocar una dispensación de polvo a través de los orificios perforados y en la corriente de aire inhalado. La patente de Estados Unidos n.º 3.831.606 desvela un dispositivo de inhalación que tiene múltiples pasadores de perforación, un medio propulsor y una fuente de alimentación autónoma para operar el medio propulsor a través de una manipulación manual externa, de manera que, tras la inhalación, el propulsor ayuda a dispensar el polvo en la corriente de aire inhalado. Véase también la patente de Estados Unidos n.º 5.458.135.

Estos dispositivos de la técnica anterior presentan varios problemas y poseen varias desventajas que se solucionan con los dispositivos de inhalación de la presente invención. Por ejemplo, estos dispositivos de la técnica anterior requieren que el usuario ejerza un esfuerzo considerable en la inhalación para efectuar la dispensación o la extracción del polvo de una cápsula perforada en la corriente de aire inhalado. Con estos dispositivos de la técnica anterior, la aspiración de polvo a través de los orificios perforados en la cápsula provocada por inhalación no extrae, en general, todo ni siquiera la mayor parte del polvo de la cápsula, provocando de este modo un desperdicio del medicamento. Además, dichos dispositivos de la técnica anterior dan como resultado cantidades o masas no controladas de material en polvo que se inhalan en la boca del usuario, en lugar de una inhalación constante de cantidades controladas de polvo finamente dispersado.

La exposición precedente de la técnica anterior se toma en gran parte de la patente de Estados Unidos. n.º 3.948.264 de Wilke et al., que desvela un dispositivo para facilitar la inhalación de un medicamento en polvo que incluye una porción de cuerpo que tiene unos canales de entrada de aire primario y secundario y un canal de salida. El canal de entrada secundario proporciona un recinto para una cápsula que contiene la medicación en polvo y el canal de salida se forma como una boquilla que sobresale del cuerpo. Se proporciona una estructura de perforación de cápsula, que tras la rotación coloca uno o más orificios en la cápsula de manera que tras la vibración de la cápsula mediante un vibrador electromecánico, una gran parte del fármaco en polvo se libera de la cápsula. El medio de perforación desvelado por Wilke et al. incluye tres agujas de perforación empujadas por resorte montadas radialmente en una cámara trocoidal. Tras la rotación manual de la cámara, el movimiento radial hacia dentro simultáneo de las agujas perfora la cápsula. La rotación adicional de la cámara permite que las agujas se retraigan mediante sus soportes de resorte a sus posiciones originales para retirar las agujas de la cápsula.

El vibrador electromecánico incluye, en su extremo más interior, un vástago de émbolo vibratorio que sobresale en la intersección del canal de entrada y el canal de salida. Conectado al vástago de émbolo hay un zumbador de solenoide mecánico para energizar la varilla para que vibre. El zumbador se alimenta por una célula eléctrica de alta energía y se activa por un conmutador de botón externo. De acuerdo con Wilke et al, tras la inhalación a través de un canal de salida y la presión concurrente de un interruptor para activar el medio de vibración electromecánico, se aspira el aire a través de los canales de entrada y la corriente de aire a través de un canal de entrada secundario levanta la cápsula contra un vástago de émbolo vibratorio. Por lo tanto, la cápsula se hace vibrar rápidamente, fluidificándose y dispensándose el polvo en la misma desde los orificios perforados. (Esta técnica se usa habitualmente en la fabricación para dispensar polvo a través de una tolva, haciéndose vibrar la tolva para fluidificar el polvo y moverlo a través de la salida de tolva. Los orificios perforados en la cápsula representan la salida de tolva). De acuerdo con Wilke et al, la corriente de aire a través de los canales de entrada ayuda a retirar el polvo de la cápsula y lleva este polvo a través del canal de salida a la boca del usuario. (Wilke et al, columna 3, líneas 45-55). Wilke et al. desvelan, además, que el medio de vibración electromecánico puede colocarse en un ángulo recto con respecto a la cámara de entrada y que la amplitud y la frecuencia de la vibración pueden modificarse para regular las características de dispensación del inhalador.

El documento EP 0 084 458 desvela un aparato de expulsión de líquido ultrasónico.

El documento WO 92/11050 desvela un dispositivo inhalador para dispensar gotas de medicamento líquido a un paciente.

El documento WO 2007/096111 desvela un inhalador para dispensar una formulación de inhalación en polvo a partir de una tira de blíster con una multiplicidad de cavidades de blíster.

Los dispositivos de la técnica anterior, tal como se ha descrito anteriormente, tienen una serie de inconvenientes que los hace menos deseables para el suministro de polvo seco a los pulmones. Algunas de estas desventajas incluyen:

- El rendimiento de los inhaladores de la técnica anterior depende del caudal generado por el usuario. Un caudal más bajo no da como resultado que el polvo se desagregue por completo y, por lo tanto, afecta negativamente a la dosis administrada al paciente.
- Inconsistencia en la biodisponibilidad de los fármacos de dosis a dosis debido a la falta de consistencia en el proceso de desagregación.
- Grandes requisitos de energía para accionar los inhaladores de base electromecánica, lo que aumenta el tamaño de los dispositivos haciéndolos inadecuados para el uso portátil.
- Pérdida de medicamento de cápsulas abiertas o cubiertas.
- Deterioro de la medicación en cápsulas abiertas o cubiertas debido a la exposición al oxígeno o a la humedad.

En las patentes de Estados Unidos números 7.318.434 y 7.334.577 anteriores cedidas al cesionario común MicroDose Technologies, Inc., se ofrece una mejora sobre los inhaladores de la técnica anterior que utilizan la vibración para facilitar la suspensión del polvo en una corriente de gas inhalada y que utilizan un chorro sintético para pulverizar polvo de fármaco de un envase blíster o similar. Como se enseña en las patentes de Estados Unidos números 7.318.434 y 7.334.577 mencionadas anteriormente, se proporciona un inhalador de polvo seco que tiene una primera cámara, tal como un envase blíster u otro recipiente, para contener un polvo seco, y una segunda cámara conectada a la primera cámara a través de un conducto para recibir una forma pulverizada del polvo seco de

la primera cámara y para administrar el polvo seco pulverizado a un usuario. Un vibrador está acoplado al polvo seco en la primera cámara. El vibrador se energiza y se acopla a la primera cámara e impulsa el polvo desde la cámara mediante una inyección sintética.

El medicamento para inhaladores de polvo seco está contenido habitualmente en un envase blíster u otro recipiente de fondo plano que se coloca en contacto con la cara de un transductor piezoeléctrico o un vibrador, tras lo cual la energía de vibración del transductor se transfiere a las partículas de medicamento. Sin embargo, las pérdidas por fricción entre la superficie de acoplamiento del envase blíster u otro recipiente y la cara del transductor pueden limitar el movimiento de la cara del transductor y reducir la eficiencia general del dispositivo.

La presente invención proporciona una mejora sobre los dispositivos de la técnica anterior, tal como se ha expuesto anteriormente, proporcionando un inhalador que tiene un transductor piezoeléctrico para pulverizar un medicamento contenido en un envase blíster u otro recipiente de fondo plano, en el que la señal de accionamiento para el transductor tiene una forma de onda que excita tanto una frecuencia de resonancia primaria como una frecuencia de resonancia secundaria del transductor piezoeléctrico. La señal de accionamiento preferida para el transductor debe ser una que comprenda una forma de onda que tenga una frecuencia fundamental igual a la frecuencia de resonancia primaria del transductor y, además, una energía significativa en los harmónicos de la frecuencia fundamental.

Las frecuencias de resonancia secundarias del transductor se excitan por los harmónicos de la señal de accionamiento dando como resultado un movimiento más complejo de la cara del transductor. La cara del transductor se mueve de manera similar a la superficie de vibración de un tambor. Esto incluye una cantidad considerable de modos de vibración. El movimiento más complejo de la cara del transductor hace que se reduzca el área de contacto entre la superficie de acoplamiento del envase blíster u otro recipiente de fondo plano y la cara del transductor, y, a su vez, que también se reduzca la fricción entre las dos superficies. Esto se produce principalmente debido a la tendencia del fondo del blíster o recipiente a desplazarse sobre los picos del patrón de deflexión de la cara del transductor y no seguir la complejidad de su deformación debido al movimiento complejo. Una parte del movimiento relativo entre el fondo del blíster o recipiente y la cara del transductor es en la dirección radial, debido a la dimensión radial cambiante de la cara del transductor cuando vibra en una dirección perpendicular al plano de la cara. Este movimiento relativo es necesario para evitar la pérdida significativa de energía que se asocia con el intento de estirar periódicamente el material que comprende la superficie inferior del recipiente o envase blíster de manera que se ajuste o permanezca firmemente adherido a, es decir, en contacto con, la cara del transductor durante la vibración.

Otras características y ventajas de la presente invención se verán a partir de la siguiente descripción detallada, tomada en relación con los dibujos adjuntos, en los que:

la figura 1 es una vista en sección transversal de un accionador piezoeléctrico fabricado de acuerdo con la presente invención;
la figura 2 es una gráfica que muestra la forma de onda de una señal de accionamiento para un transductor piezoeléctrico de acuerdo con la presente invención;
la figura 3 es una gráfica que muestra la energía de harmónicos del transductor piezoeléctrico generada por la forma de onda mostrada en la figura 2;
la figura 4 es una gráfica que muestra la admitancia de un transductor piezoeléctrico a diversas frecuencias de harmónicos; y
la figura 5 es una representación esquemática que muestra un circuito de accionamiento para un transductor piezoeléctrico de acuerdo con la presente invención.

En la siguiente descripción, se hace referencia a los dibujos adjuntos, que forman parte de la misma, y en los que se muestra, a modo de ilustración, diversas realizaciones de la presente invención. Se entiende que pueden utilizarse otras realizaciones y que pueden realizarse cambios sin alejarse del alcance de la presente invención.

La presente invención proporciona un método y un dispositivo para administrar medicamento a los pulmones de un paciente desde un inhalador usando un transductor piezoeléctrico para desagregar y pulverizar el medicamento contenido en un envase blíster o similar. El transductor piezoeléctrico se activa mediante una señal de accionamiento que excita al transductor para que vibre a dos o más frecuencias diferentes, incluyendo su frecuencia de resonancia primaria y al menos una frecuencia secundaria que está cerca de un harmónico de la frecuencia de resonancia primaria.

Es decir, se elige la señal de accionamiento para excitar las frecuencias de resonancia secundarias del transductor piezoeléctrico, lo que da como resultado un patrón complejo de deformación en la cara del transductor. Sin estar limitados por la teoría, nuestras observaciones sugieren que el movimiento complejo de la cara del transductor hace que se reduzca el área superficial del contacto entre la superficie plana del fondo del blíster en contacto con la cara del transductor y, mediante dicha reducción, se reduzca en consecuencia la fricción entre las dos superficies. Esto puede producirse debido a la tendencia del fondo del blíster a desplazarse sobre los picos del patrón de deflexión de la cara del transductor y no seguir la complejidad de su deformación debido al movimiento complejo. Esto permite el

movimiento relativo entre el fondo del blíster y la cara del transductor en la dirección radial, algo que hemos encontrado necesario debido a la dimensión radial cambiante de la cara del transductor cuando vibra debido a la elasticidad del material que comprende la cara del transductor, permitiendo dicha elasticidad el movimiento vibratorio del transductor. Aunque no deseamos estar limitados por la teoría, nuestras observaciones respaldan la noción de que dicho movimiento relativo es necesario para evitar la pérdida significativa de energía asociada con el intento de estirar periódicamente el material polimérico que comprende la parte inferior del fondo del blíster, de tal manera que se ajuste o permanezca firmemente adherido a, es decir, en contacto con, la cara del transductor durante la vibración.

De acuerdo con una realización a modo de ejemplo de la presente invención, el transductor piezoeléctrico se acciona por una señal que tiene una forma de onda como se muestra por la figura 2. Esta forma de onda es preferible para accionar el movimiento descrito anteriormente en un transductor piezoeléctrico usado en un inhalador de polvo seco por la empresa cesionaria. El transductor piezoeléctrico (figura 1) es un transductor diseñado especialmente que comprende un cilindro de aluminio 20 que tiene 12,24 mm de altura, y tiene un diámetro exterior de 13,32 mm, que está cerrado en un extremo con un disco piezoeléctrico 22 de 0,25 mm de espesor que, a su vez, está unido a la superficie plana de una tapa 24 que se ajusta a presión en y cierra el cilindro 20. Un cable conductor positivo 26 se suelda a la superficie interior del disco piezoeléctrico 22 y se adhiere a la superficie de pared interior de la tapa 24 usando un adhesivo de silicona para proporcionar un alivio de tensión. Un cable conductor negativo 28 se une al cilindro de aluminio 20.

La figura 3 es una representación gráfica de la energía de harmónicos de la forma de onda mostrada en la figura 2. Como puede verse, hay una cantidad considerable de energía de harmónicos generada por esta forma de onda en cada uno de los harmónicos.

La figura 4 muestra la admitancia eléctrica del transductor piezoeléctrico usado en el inhalador de polvo seco. Los picos en la respuesta de admitancia indican las frecuencias de resonancia mecánica para el transductor. Como puede verse, hay varios puntos de resonancia mecánica significativa además de la frecuencia de resonancia primaria de 35 kHz. Sin embargo, diferentes transductores piezoeléctricos pueden tener diferentes frecuencias de resonancia. En nuestras observaciones, encontramos que el transductor piezoeléctrico mencionado anteriormente se excitaba mucho a 285 kHz, lo que corresponde al octavo harmónico de la forma de onda de accionamiento. Sin embargo, otros transductores pueden resonar fuertemente cerca de otros harmónicos (2º, 4º, 6º, etc.) de la forma de onda de accionamiento, actuando de este modo de manera similar a la descubierta con el transductor a modo de ejemplo. Es importante destacar que nuestros experimentos han descubierto de manera consistente que se necesita una señal de accionamiento con una gran cantidad de energía de harmónicos para crear de manera fiable un fuerte chorro sintético para todas las combinaciones de tipos de transductores y tipos de blíster de fondo plano que se han examinado.

La figura 5 es un ejemplo de un circuito de accionamiento que es capaz de generar la forma de onda preferida de la figura 2. El transductor 5 recibe alimentación de la fuente de alimentación 10. Los transistores de efecto de campo 21, 23 comprenden un conmutador electrónico que se abre y se cierra a la frecuencia de resonancia primaria del transductor. Como alternativa, el circuito de accionamiento puede construirse con un solo transistor. El inductor 12 almacena energía cuando el conmutador electrónico está cerrado. Cuando el conmutador electrónico está abierto, toda la energía en el inductor 12 se transfiere al transductor piezoeléctrico 5. El diodo 15 desconecta con eficacia el inductor del transductor después de que la energía del inductor se haya transferido al transductor, garantizando de este modo la máxima transferencia de energía durante un ciclo.

También pueden usarse otras formas de onda. El requisito principal es que la forma de onda de accionamiento produzca suficiente energía de harmónicos para que se excite una frecuencia de resonancia secundaria del transductor piezoeléctrico, por lo que se produce una oscilación mecánica en la resonancia secundaria. También es posible generar una forma de onda que comprenda dos señales sinusoidales a dos frecuencias diferentes correspondientes a las frecuencias de resonancia primaria y secundaria del transductor. Cualquier señal que tenga suficiente energía tanto en la frecuencia de resonancia primaria como en la frecuencia de resonancia secundaria, de manera que se cree un movimiento mecánico significativo de la cara del transductor en ambas frecuencias, crea el movimiento de la cara del transductor piezoeléctrico que tiene el efecto deseado de minimizar la fricción entre la cara del transductor y el fondo del blíster.

Debe enfatizarse que las realizaciones descritas anteriormente del presente dispositivo y proceso, en particular, y las realizaciones “preferidas”, son simplemente posibles ejemplos de implementaciones y simplemente se exponen para una clara comprensión de los principios de la invención. Muchas realizaciones diferentes de la invención descrita en el presente documento pueden diseñarse y/o fabricarse sin alejarse del alcance de la invención. Se pretende que todas estas y otras modificaciones y variaciones de este tipo queden incluidas en el presente documento dentro del alcance de la presente divulgación y protegidas por las siguientes reivindicaciones. Por lo tanto, no se pretende limitar el alcance de la invención, excepto, como se indica, por las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. En un inhalador que tiene un transductor piezoeléctrico como un vibrador (5), un método de accionamiento del transductor (5), que incluye proporcionar una señal, que comprende una forma de onda que tiene una frecuencia fundamental igual a una frecuencia primaria del transductor, al transductor para producir oscilaciones, excitando la señal una frecuencia de resonancia primaria del transductor y, además, al menos una frecuencia de resonancia secundaria del transductor (5).

2. El método de la reivindicación 1, en el que la señal es una forma de onda que comprende dos señales sinusoidales a dos frecuencias correspondientes a la frecuencia de resonancia primaria y a la frecuencia de resonancia secundaria.

3. El método de la reivindicación 1, en el que el transductor (5) se usa para pulverizar el medicamento contenido en un envase blíster.

4. El método de la reivindicación 3, en el que se minimiza la fricción entre el envase blíster y el transductor (5) debido a las oscilaciones.

5. El método de la reivindicación 3 o la reivindicación 4, en el que el medicamento es un polvo seco o un líquido.

6. El método de cualquiera de las reivindicaciones 1-5, en el que el transductor resuena en un enésimo harmónico de sus frecuencias de resonancia primarias, en el que n es un número entero seleccionado del grupo que consiste en 2, 4, 6 y 8.

7. Un circuito para accionar un transductor piezoeléctrico (5) en un inhalador que usa un recipiente de medicamento de fondo plano sustancialmente en contacto con la cara del transductor que comprende: una fuente de alimentación; un diodo (15); un inductor (12); y un conmutador electrónico (21, 23), en el que la fuente de alimentación, el diodo (15), el inductor (12) y el conmutador electrónico (22, 23) están conectados en serie, el transductor piezoeléctrico (5) está conectado a través del conmutador (22, 23), y en el que el conmutador (21, 23) se abre y se cierra a la frecuencia de resonancia más baja del transductor piezoeléctrico (5) y **caracterizado por que** el circuito está adaptado para suministrar energía sustancial en los harmónicos de la frecuencia de resonancia más baja del transductor (5) y al menos una frecuencia de resonancia secundaria del transductor (5).

8. El circuito de la reivindicación 7, en el que el conmutador electrónico está compuesto por al menos un transistor (21, 23).

9. El circuito de la reivindicación 8, en el que el conmutador electrónico está compuesto por dos transistores de efecto de campo (21, 23) que están adaptados para abrirse y cerrarse a la frecuencia de resonancia primaria del transductor piezoeléctrico (5).

10. El circuito de la reivindicación 7, en el que el inductor (12) está dimensionado para descargar sustancialmente toda su energía en el transductor (15) cuando el conmutador (21, 23) está abierto.

11. En un inhalador que comprende un transductor piezoeléctrico (5) para facilitar la suspensión de las partículas de un medicamento en una corriente de gas inhalado, un circuito para accionar el transductor piezoeléctrico (5) de acuerdo con la reivindicación 7.

12. El inhalador de acuerdo con la reivindicación 11, en el que el medicamento es un polvo seco o un líquido.

13. Un método para minimizar la fricción entre una cara de transductor oscilante (22) y un elemento en contacto con la misma, que comprende accionar el transductor (15) a dos o más frecuencias correspondientes a una frecuencia de resonancia primaria y al menos una frecuencia de resonancia secundaria del mismo.

14. El método de la reivindicación 13, en el que el transductor (5) se acciona en un enésimo harmónico de su frecuencia de resonancia primaria, en el que n es un número entero seleccionado del grupo que consiste en 2, 4, 6 y 8.

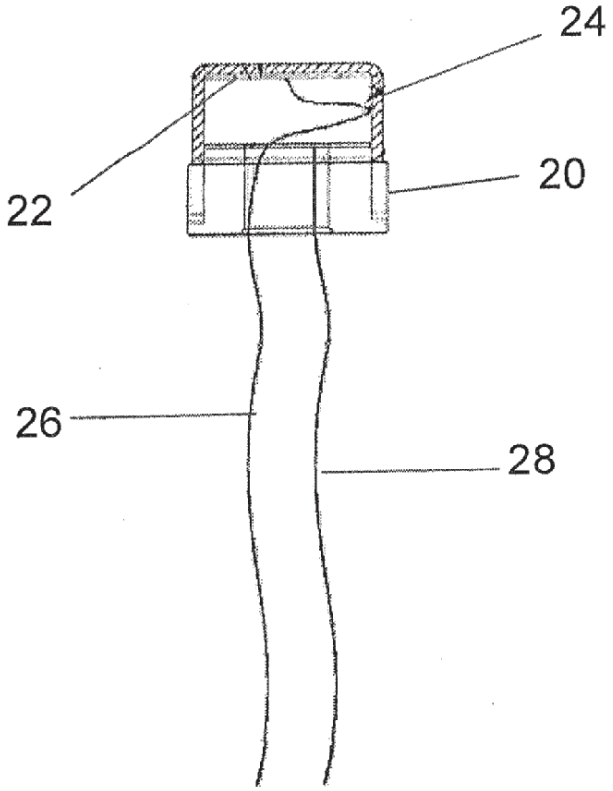

FIG. 1

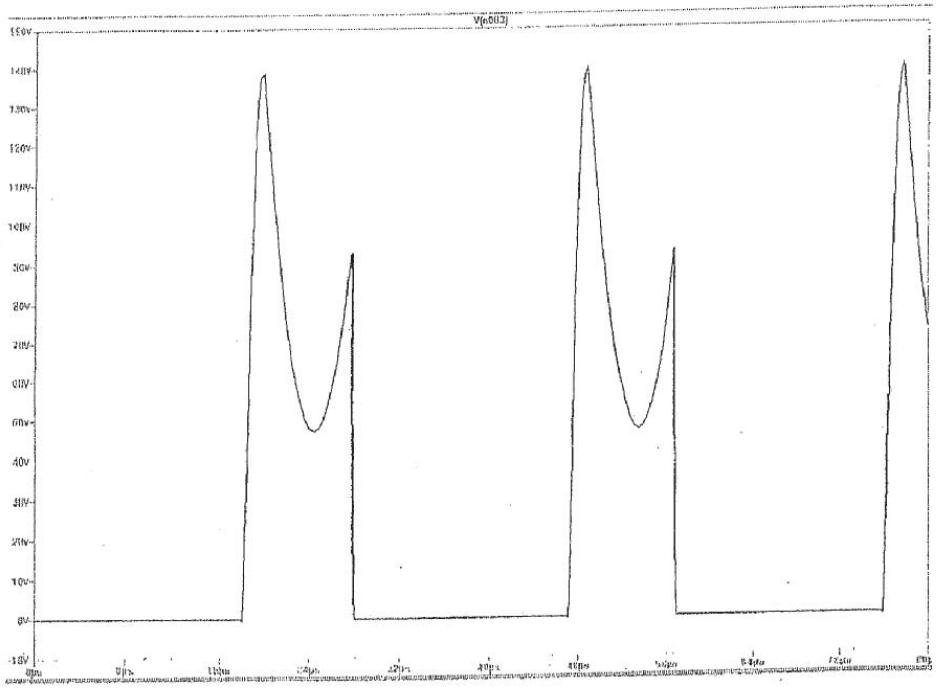

Figura 2 Señal de accionamiento de transductor piezoeléctrico

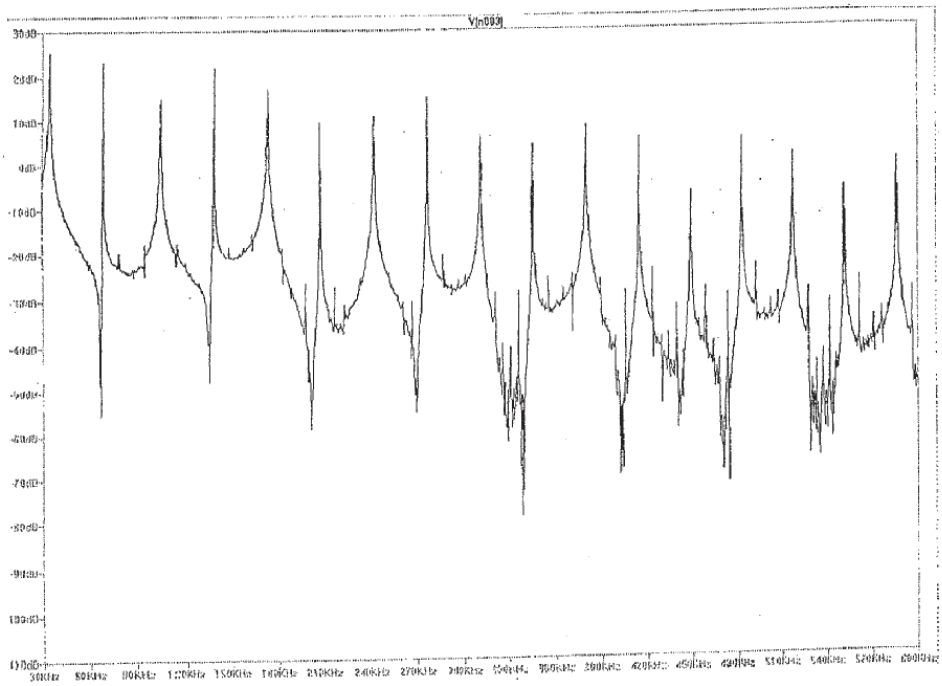

Figura 3 Energía de harmónicos de la forma de onda de accionamiento de transductor piezoeléctrico

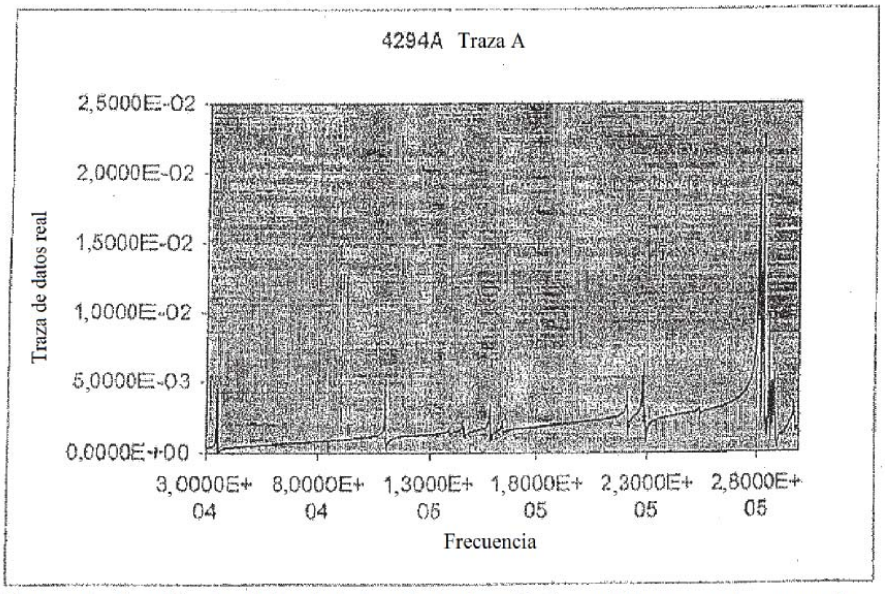

Figura 4 Representación gráfica de admitancia de transductor piezoeléctrico medida que muestra resonancias mecánicas

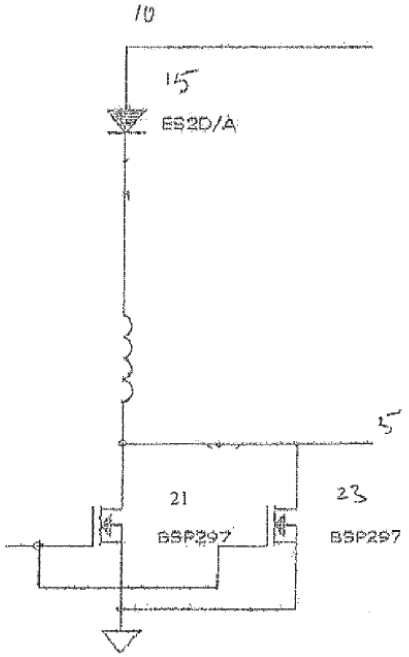

Figura 5 Circuito de accionamiento de transductor piezoeléctrico