

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 443 795**

51 Int. Cl.:

**A61M 11/00** (2006.01)

**A61M 15/00** (2006.01)

**B05B 17/06** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.02.2010 E 10704574 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.11.2013 EP 2401014**

54 Título: **Dispositivo para terapia por inhalación**

30 Prioridad:

**20.02.2009 DE 102009001037**

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

**20.02.2014**

73 Titular/es:

**PARI PHARMA GMBH (100.0%)  
Moosstrasse 3  
82319 Starnberg, DE**

72 Inventor/es:

**ACHTZEHNER, WOLFGANG**

74 Agente/Representante:

**FÚSTER OLAGUIBEL, Gustavo Nicolás**

**ES 2 443 795 T3**

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

**DESCRIPCIÓN**

Dispositivo para terapia por inhalación

5 La invención se refiere a un dispositivo para terapia por inhalación con un generador de aerosol de membrana para la nebulización de un líquido terapéuticamente eficaz.

10 Para la nebulización de líquidos con fines de inhalación se utilizan diferentes generadores de aerosol. Por ejemplo se utilizan nebulizadores de chorro o nebulizadores ultrasónicos, que sin embargo en comparación con los generadores de aerosol de membrana del tipo en cuestión presentan una fase de encendido prolongada ( $> 1$  s), antes de que se genere y se suministre un aerosol.

15 El documento WO2004/004813A describe un dispositivo para terapia por inhalación, en el que se detecta la temperatura del líquido que debe nebulizarse y el control de la nebulización se produce de tal manera que la nebulización sólo tiene lugar en determinados intervalos de tiempo, cuya duración y/o frecuencia se establecen en función de la temperatura detectada por la unidad de mando.

20 El documento WO2004/039442A1 describe un dispositivo para terapia por inhalación, en el que se generan al menos dos frecuencias de vibración diferentes ( $f_1$  y  $f_2$ ) para las membranas y se alimentan de manera alterna a las membranas, tratándose en el caso de  $f_1$  de la frecuencia de activación para hacer vibrar las membranas, y en el caso de  $f_2$  de una frecuencia para la determinación de un estado operativo, que por tanto únicamente sirve para fines de medición.

25 El documento US2003/196660A1 describe un dispositivo con el que pretende suministrarse un aerosol a una corriente de gas. A este respecto, en este dispositivo se aumenta la tensión de un elemento piezoeléctrico en la fase de inspiración de tal manera que se produce una nebulización. En la fase de espiración se reduce a continuación o se desconecta en parte completamente la tensión del elemento piezoeléctrico, de modo que no se produce una nebulización.

30 El documento EP0635312A1 describe un atomizador ultrasónico, en el que se consigue una transición al modo intermitente automático porque el usuario pulsa un interruptor de accionamiento tres veces durante en cada caso menos de 4 segundos.

35 Los documentos WO2008/117264A1 y US2009/0241948 describen un humidificador para humidificar la tráquea con agua estéril o una solución salina.

40 Por el documento WO93/10910A se conoce un generador de aerosol de membrana, que comprende una membrana y un dispositivo de generación de vibraciones. En el caso del dispositivo de generación de vibraciones se trata de un vibrador piezoeléctrico, al que se le alimenta una señal de activación mediante la que se hace vibrar el vibrador piezoeléctrico. Dado que el vibrador piezoeléctrico está conectado con la membrana, ésta también se hace vibrar, de modo que se hace pasar un líquido presente en un lado de la membrana a través de las aberturas en la membrana y se suministra en el otro lado de la membrana en forma de aerosol. En el caso de la señal de activación para el vibrador piezoeléctrico se trata de una tensión alterna, que se aplica desde un circuito de activación al vibrador piezoeléctrico del generador de aerosol cuando debe generarse un aerosol.

45 Los generadores de aerosol de membrana de este tipo se utilizan ventajosamente en nebulizadores para terapia por inhalación, dado que el generador de aerosol puede encenderse y apagarse fácilmente con ayuda del circuito de activación. En este contexto, los periodos de tiempo se denominan fases de encendido del generador de aerosol, en las que al generador de aerosol del nebulizador para terapia por inhalación se alimenta una señal de activación. A este respecto se distinguen habitualmente dos tipos de funcionamiento.

50 En un nebulizador para terapia por inhalación que funciona de manera continua, la fase de encendido del generador de aerosol comienza generalmente justo al comienzo de una sesión de terapia y se inicia mediante la activación de la generación de aerosol por el paciente (encendido del nebulizador). La fase de encendido del generador de aerosol termina cuando el paciente interrumpe la generación de aerosol (apagado del nebulizador) o cuando se ha agotado el líquido que debe nebulizarse.

55 En un nebulizador para terapia por inhalación controlado por la respiración del paciente se considera como fase de encendido el periodo de tiempo correspondiente que determina una unidad de mando que detecta la respiración del paciente. La unidad de mando inicia la generación de aerosol (encendido del generador de aerosol) en un instante de tiempo establecido por la respiración del paciente e interrumpe la generación de aerosol (apagado del generador de aerosol) en otro instante de tiempo establecido por la respiración del paciente. En el caso de este mando durante una sesión de terapia se producen varias fases de encendido consecutivas, que están adaptadas a la respiración, habitualmente las fases de inspiración, del paciente.

60 En la fase de encendido o las fases de encendido el generador de aerosol genera un aerosol formado por gotitas de

líquido, que se proporcionan al usuario del dispositivo para terapia por inhalación como aerosol para su inspiración.

Los generadores de aerosol con una membrana y un dispositivo de generación de vibraciones son especialmente adecuados para fines de terapia por inhalación, dado que el aerosol generado por estos generadores de aerosol es de una calidad especialmente alta y constante, puesto que las gotitas de líquido generadas se encuentran en el caso de los generadores de aerosol de membrana en un porcentaje muy alto en un tamaño respirable de entre 0,1 y 10  $\mu$ m (MMD) y preferiblemente de entre 0,5 y 5  $\mu$ m (MMD). Aparte de esto, la tasa de suministro total (*Total Output Rate* = TOR) es elevada, de modo que las sesiones de terapia en el caso de un nebulizador para terapia por inhalación con generador de aerosol de membrana son por regla general comparativamente cortas. En muchos casos esto es ventajoso y deseable, dado que el paciente sólo debe someterse a una sesión de terapia corta. Sin embargo, en otros casos existe el deseo de una sesión de terapia prolongada, pero que no debe ir asociada con una dosis elevada. También en otros casos, con una duración constante de las sesiones de terapia, la dosis administrada en cada caso debe ser distinta. A la vista de estos requisitos básicos sería deseable que la cantidad del líquido suministrado como aerosol por unidad de tiempo pudiera reducirse de manera variable. Sin embargo, esta influencia sobre la tasa de suministro del generador de aerosol no puede ir acompañada de un empeoramiento de la calidad del aerosol.

También otras consideraciones representan un argumento para una reducción dirigida de la dosis del aerosol medicinal (TOR) en una terapia por inhalación. A continuación se resumen algunas de estas consideraciones:

- Evitación de una irritación (dosificación en exceso) de todas las vías respiratorias o de vías respiratorias regionales (locales), como por ejemplo:

- o irritación en la faringe y en la glotis, que puede producir tos;
- o dosificación en exceso local del pulmón, por ejemplo: en ramificaciones (bifurcación) o en determinadas zonas de las vías respiratorias (tráquea, bronquios, bronquiolos y alveolos) o posibles estrechamientos de las vías respiratorias (obstrucciones) y que provocan con ello un mayor efecto secundario o daño no deseado del tejido pulmonar.

- Reducción de la tasa de suministro de medicamento (TOR), por ejemplo en el tratamiento neonatal de bebés prematuros con volúmenes de ventilación pulmonar pequeños y frecuencias respiratorias altas, para posibilitar una aplicación exacta en los pulmones pequeños y conseguir una deposición lo más eficaz posible del principio activo, tal como por ejemplo un "tensioactivo" caro.

- Evitación de reacciones de hipersensibilidad, irritaciones y daños del tejido pulmonar locales en relación con inmunosupresores en el caso de trasplantes de pulmón. Posibles principios activos son glucocorticoides, citostáticos (alquilantes, antimetabolitos, intercalantes), anticuerpos, inmunofilinas modificadas y otras sustancias.

- Proporción de una dosis de medicamento adecuada en el caso de ensayos en el marco de autorizaciones para medicamentos y sustancias para aplicaciones en animales para el tratamiento general en el veterinario o para estudios toxicológicos (TOX); especialmente para los pulmones de animales más pequeños, tales como ratones, ratas y perros. Un uso en otros animales, tales como caballos, es igualmente posible.

- Sometimiento a prueba del pulmón de un paciente para determinar la hipersensibilidad del sistema bronquial (sistema bronquial hiperreactivo) en una prueba de provocación específica o no específica para el diagnóstico del pulmón. A este respecto se inhala por ejemplo histamina, metacolina o un alérgeno con dosis creciente. A este respecto, las primeras dosis de sustancia son a menudo muy pequeñas y deben aplicarse en una dosis exacta y de manera segura.

- Administración de nuevos medicamentos muy potentes por motivos de seguridad y para una mayor precisión de la dosis con una duración de la terapia por inhalación más larga.

- Protección de personas que están implicadas indirectamente en la terapia por inhalación, tales como familiares, personal médico en clínicas y consultas de médicos.

Ante este trasfondo, el problema técnico que pretende solucionarse mediante la invención consiste en crear un nebulizador para terapia por inhalación con generador de aerosol de membrana, en el que se pueda actuar sobre la cantidad de líquido suministrado como aerosol por unidad de tiempo, sin que la calidad del aerosol se vea perjudicada.

Este problema se soluciona mediante un dispositivo para terapia por inhalación con las características indicadas en la reivindicación 1. Configuraciones ventajosas resultan de las reivindicaciones dependientes.

Según la invención la señal de activación, que provoca que el dispositivo de generación de vibraciones del generador de aerosol vibre y que consiste en una tensión alterna, se alimenta en las fases de encendido del

generador de aerosol en intervalos comparativamente cortos, que son consecutivos con separaciones cortas entre sí. Los valores para las fases de activación de ENCENDIDO/APAGADO se encuentran en el intervalo comprendidos entre 10 ms y 350 ms, preferiblemente entre 10 y 150 ms, para la fase de ENCENDIDO y entre 10 ms y 500 ms, preferiblemente entre 10 y 250 ms, para la fase de APAGADO. Esta alimentación a modo de intervalos de la señal de activación/de la tensión alterna y la elección de relaciones adecuadas de las fases de ENCENDIDO/APAGADO durante las fases de encendido permiten influir en la cantidad de líquido suministrada como aerosol por unidad de tiempo y con ello en la tasa de suministro total (*Total Output Rate* = TOR), modificando la relación de pulsación de los intervalos. Si se prolongan los intervalos en los que se alimenta la señal de activación/señal variable y se reducen las separaciones entre los intervalos, aumenta la tasa de suministro; si se reducen los intervalos y se aumentan las separaciones entre los intervalos, se reduce la tasa de suministro.

A este respecto es absolutamente sorprendente, que la calidad de aerosol del aerosol suministrado por el generador de aerosol de membrana no varía ni empeora, a pesar de que el generador de aerosol se encienda y apague muy seguidamente. No podía esperarse que este tipo de funcionamiento convencionalmente poco común del generador de aerosol no diera lugar a una variación o empeoramiento del espectro de las gotitas (MMD, GSD), es decir de la calidad del aerosol.

A la vista de esta circunstancia, puede recurrirse también a la solución según la invención para compensar fluctuaciones debidas a la fabricación, por ejemplo con respecto al número de orificios de la membrana. A este respecto se ajusta una dosis de sustancia constante o TOR para todas las membranas de una especificación de aparato (configuración de aparato adaptada al medicamento y al grupo de pacientes). En caso de cambio de aparato o cambio del generador de aerosol esto podría ser necesario para aplicar nuevas sustancias críticas con respecto a la dosis con la misma precisión. Un cambio de aparato puede ser necesario por diferentes motivos, posibles ejemplos son mantenimiento, reparación, defecto, fin de ciclo del aparato y transferencia del paciente de la aplicación doméstica a la aplicación en una consulta o en una clínica.

Además, puede recurrirse a la solución según la invención para compensar variaciones provocadas probablemente por procesos de envejecimiento que se producen en la membrana. Estas variaciones pueden mostrarse en forma de una TOR decreciente a lo largo del ciclo de vida de una membrana. En caso de aplicaciones con procesos de envejecimiento conocidos, con ayuda de la invención puede ajustarse una dosis de sustancia constante a lo largo de la vida útil del generador de aerosol. Para ello al principio se ajusta una TOR reducida y a lo largo del tiempo o del número de aplicaciones se compensa de nuevo esta reducción de la TOR con ayuda de la invención, de modo que en general existe una TOR constante a lo largo de todo el periodo de vida.

A continuación se explica más detalladamente la invención mediante los dibujos, en los que muestran:

la figura 1 la estructura básica de un generador de aerosol de membrana;

las figuras 2A y 2B las fases de encendido del generador de aerosol en el funcionamiento continuo y controlado por los movimientos respiratorios;

la figura 3 una señal de activación según la invención para el generador de aerosol;

la figura 4 una representación esquemática de las partes relevantes de un ejemplo de realización de un nebulizador para terapia por inhalación según la invención; y

la figura 5 un diagrama que representa valores de medición, que se obtuvieron con un generador de aerosol según la invención.

En la figura 1 se muestra a modo de ejemplo para comprender mejor la invención la estructura del generador de aerosol 1, que comprende una membrana 2 y un generador de vibraciones 3. La membrana mostrada en la figura 1 está abombada y presenta en la zona del abombamiento aberturas u orificios, a través de los que pasa un líquido cuando se hace vibrar la membrana. Para ello, la membrana está conectada con el generador de vibraciones 3, que en el ejemplo mostrado en la figura 1 está constituido por un sustrato 4, un elemento piezoeléctrico 5 y un electrodo 6. A través del sustrato 4 conductor y el electrodo 6 se alimenta una tensión alterna al elemento piezoeléctrico 5, que hace vibrar el conjunto vibratorio constituido por el elemento piezoeléctrico y el sustrato, y que se proporciona a través de un circuito de activación 10. Las vibraciones se transmiten a la membrana fijada al conjunto vibratorio, de modo que también se hace vibrar la membrana cuando se alimenta una tensión alterna al elemento piezoeléctrico.

La frecuencia de la tensión alterna alimentada está determinada esencialmente por el comportamiento resonante del generador de aerosol. En el caso de los generadores de aerosol que son adecuados para su utilización en nebulizadores para terapia por inhalación para la generación de un aerosol adecuado para la terapia, se usan regularmente señales variables con frecuencias superiores a 100 kHz.

Según la invención, esta tensión alterna en las fases de encendido del generador de aerosol no se alimenta de manera continua sino en varios intervalos sucesivos y separados entre sí al dispositivo de generación de vibraciones

del generador de aerosol. Por tanto, la señal de activación según la invención es una tensión alterna, que durante la duración de la(s) fase(s) de encendido del generador de aerosol se alimenta al generador de aerosol para su activación en varios intervalos individuales del orden de magnitud de varios milisegundos, que están separados entre sí varios milisegundos. A modo de ejemplo, en series de ensayos se estudiaron diferentes intervalos y separaciones entre los intervalos y se estableció que para los intervalos de entre 10 y 150 ms en separaciones de entre 10 y 250 ms puede conseguirse una reducción que presenta una correlación lineal, que puede predecirse de manera precisa de la tasa de suministro total (*Total Output Rate* = TOR) con valores de MMD (calidad de aerosol) buenos estables. A modo de ejemplo, la figura 5 muestra los resultados de mediciones que se realizaron en 6 generadores de aerosol de membrana. A este respecto, se estudió el funcionamiento continuo (nebulizador continuo), en el que la alimentación de la señal de activación tenía lugar de manera continua, en contraposición con la activación por intervalos según la invención en los intervalos de ENCENDIDO/APAGADO (on/off) indicados en la figura 5. Las barras indican el valor medio de los 6 generadores de aerosol, representándose para cada valor medio en la figura 5 también la desviación estándar.

La figura 2A muestra la fase de encendido E del generador de aerosol en un nebulizador para terapia por inhalación, en el que la generación de aerosol tiene lugar de manera continua durante toda la sesión de terapia. Tras el encendido del nebulizador para terapia por inhalación se alimenta la señal de activación al generador de aerosol, de modo que en el instante de tiempo  $t_0$  comienza la generación del aerosol y termina en un instante de tiempo  $t_1$ . Generalmente se trata en este caso del instante de tiempo en el que el líquido que debe nebulizarse se ha agotado. Sin embargo, el paciente puede terminar también la sesión de terapia por sí mismo, apagando el nebulizador para terapia por inhalación. En caso de una generación de aerosol continua la fase de encendido E es independiente de la respiración del paciente.

En comparación con ello, la figura 2B muestra el caso de un nebulizador para terapia por inhalación con una generación de aerosol controlada por los movimiento respiratorios. Tal como puede deducirse de la figura 2B, un dispositivo de mando (no representado) se encarga de que se generen varias fases de encendido  $E_1...E_n$  en función de la respiración del paciente, cuya evolución está indicada mediante la curva A en la figura 2B. A este respecto, la figura 2B muestra el caso habitual en el que las fases de encendido  $E_1...E_n$  se producen en coordinación con las fases de inspiración  $e_1...e_n$ , mientras que en las fases de espiración  $a_1...a_n$  el generador de aerosol no está encendido.

La figura 3 muestra la señal de activación según la invención mediante la fase de encendido  $E_x$  a modo de ejemplo, en cuyo caso se trata o bien de la fase de encendido E según la figura 2A o bien una de las fases de encendido  $E_1...E_n$  según la figura 2B. A este respecto debe tenerse en cuenta que la representación en la figura 3 sólo es esquemática, para ilustrar el carácter de la señal de activación según la invención para el generador de aerosol. En particular, la señal de activación según la invención no se limita a la señal variable rectangular mostrada en la figura 3. A partir de la figura 3 puede deducirse que en la fase de encendido  $E_x$  se alimenta una tensión alterna al generador de aerosol en varios intervalos sucesivos  $I_1...I_m$ , que están separados entre sí. Finalmente, según la invención el dispositivo de generación de vibraciones y con ello la membrana del generador de aerosol sólo se hace vibrar en los intervalos  $I_1...I_m$ , de modo que también sólo en estos intervalos tiene lugar un suministro de aerosol. A través del número de los intervalos durante una fase de encendido  $E_x$  se puede influir en la cantidad de aerosol suministrada en la fase de encendido  $E_x$  y con ello en la tasa de suministro total (*Total Output Rate* = TOR) del nebulizador para terapia por inhalación.

En la figura 3 se muestra que los intervalos  $I_1...I_m$  presentan la duración  $T_D$  y las separaciones entre los mismos la duración  $T_A$ . Variando los valores  $T_D$  y  $T_A$  puede variarse la tasa de suministro. En la figura 3 se indica que los valores  $T_D$  y  $T_A$  son constantes para una fase de encendido  $E_x$ . Sin embargo, alternativamente también pueden variarse los valores  $T_D$  y  $T_A$  dentro de una fase de encendido  $E_x$ .

La figura 4 muestra esquemáticamente los componentes relevantes en este caso de un nebulizador para terapia por inhalación según un ejemplo de realización de la invención.

Con el número de referencia 1 se designa el generador de aerosol, cuya estructura se deduce en detalle de la figura 1. En este sentido se hace referencia a la figura 1.

Un dispositivo de activación 10 alimenta una tensión alterna al generador de aerosol 1, que hace vibrar al dispositivo de vibración y con ello a la membrana del generador de aerosol 1, de modo que se genera un aerosol. Según la invención, el dispositivo de activación 10 alimenta la tensión alterna en varios intervalos sucesivos y separados entre sí en las fases de encendido del generador de aerosol. Para ello el dispositivo de activación en el ejemplo de realización mostrado en la figura 4 comprende un dispositivo de control de fases de encendido 11, que establece las fases de encendido  $E_x$  para el funcionamiento continuo (figura 2A) o el funcionamiento controlado por los movimientos respiratorios (figura 2B). Durante estas fases de encendido un generador de tensión alterna 12 genera una señal de activación, por ejemplo una tensión alterna rectangular o sinusoidal (u otra adecuada), cuya frecuencia  $f_r$  está adaptada al generador de aerosol 1. La señal de partida del generador de tensión alterna 12 se alimenta a un dispositivo de conmutación de intervalo 13, que durante una fase de encendido  $E_x$  determina los intervalos, y la separación entre los mismos, en los que la señal de tensión alterna del generador de tensión alterna 12 se alimenta

5 al generador 1 de aerosol. El dispositivo de conmutación de intervalo 13 obtiene para ello valores por defecto durante la duración de los intervalos  $T_D$  y la separación entre los intervalos  $T_A$ . Durante la fase de encendido  $E_x$ , el dispositivo de conmutación de intervalo 13 interconecta periódicamente la señal de tensión alterna del generador de tensión alterna 12 durante un periodo de tiempo  $T_D$  con el generador de aerosol 1, de modo que en estos intervalos el generador de aerosol suministra un aerosol. A continuación de esto, durante un periodo de tiempo  $T_A$  se interrumpe la transmisión de la señal de tensión alterna desde el generador de tensión alterna 12 al generador de aerosol 1. En este tiempo, el generador de aerosol no genera aerosol. Esta transmisión de la señal de tensión alterna desde el generador de tensión alterna 12 a través del dispositivo de conmutación de intervalo 13 al generador de aerosol 1 en cada caso durante un periodo de tiempo  $T_D$  se repite periódicamente durante toda la fase de encendido  $E_x$ .  
10

Mediante el ajuste de la duración de los intervalos  $T_D$  y de las separaciones de los intervalos  $T_A$  puede fijarse la cantidad de aerosol que se suministra por el generador de aerosol 1 durante una fase de encendido  $E_x$ . A este respecto puede preverse que los valores por defecto para el dispositivo de conmutación 13 de intervalo pueden seleccionarse/ajustarse de manera continua u obtenerse de un dispositivo de almacenamiento.  
15

**REIVINDICACIONES**

1. Dispositivo para terapia por inhalación con
- 5 - un generador de aerosol (1), que comprende
- una membrana (2), que genera gotitas de líquido a partir de un líquido presente en un lado, y las suministra como aerosol en el otro lado, cuando se hace vibrar la membrana, y
  - 10 - un dispositivo de generación de vibraciones (3), que está conectado con la membrana de tal manera que se hace vibrar la membrana cuando se provoca que el dispositivo de generación de vibraciones vibre en las fases de encendido del generador de aerosol mediante una señal de activación alimentada, y
  - 15 - un dispositivo de activación (10), que está conectado con el dispositivo de generación de vibraciones, estando diseñado el dispositivo de activación (10) para alimentar una tensión alterna al dispositivo de generación de vibraciones (3) en las fases de encendido ( $E_x$ ) del generador de aerosol (1) en varios intervalos sucesivos y separados entre sí ( $I_1...I_n$ ),
  - 20 caracterizado porque el dispositivo de activación (10) presenta un generador de tensión alterna (12) y un dispositivo de conmutación de intervalo (13), a la que se le alimenta la tensión alterna generada por el generador de tensión alterna y que transmite la tensión alterna en los intervalos ( $I_1...I_n$ ) al generador de aerosol (1), y
  - 25 porque al dispositivo de conmutación de intervalo (13) se le alimentan la duración ( $T_D$ ) de los intervalos y las separaciones ( $T_A$ ) entre los intervalos ( $I_1...I_n$ ), y la duración ( $T_D$ ) se encuentra comprendida en el intervalo entre 10 ms y 350 ms, preferiblemente entre 10 y 150 ms y las separaciones ( $T_A$ ) se encuentran comprendidas en el intervalo entre 10 ms y 500 ms, preferiblemente entre 10 y 250 ms.
- 30 2. Dispositivo para terapia por inhalación según la reivindicación 1, caracterizado porque la duración ( $T_D$ ) y las separaciones ( $T_A$ ) son variables, en particular pueden ajustarse de manera continua.
3. Dispositivo para terapia por inhalación según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 2, caracterizado porque
- 35 el dispositivo de activación (10) comprende un dispositivo de control de fases de encendido (11), que establece las fases de encendido del generador de aerosol (1).
4. Dispositivo para terapia por inhalación según la reivindicación 3, caracterizado porque el dispositivo de control de fases de encendido (11) establece una fase de encendido (E) continua.
- 40 5. Dispositivo para terapia por inhalación según la reivindicación 3, caracterizado porque el dispositivo de control de fases de encendido (11) establece varias fases de encendido ( $E_1...E_n$ ) en función de los movimientos respiratorios.
- 45 6. Dispositivo para terapia por inhalación según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizado porque el dispositivo de generación de vibraciones (3) comprende un sustrato (4) y un elemento piezoeléctrico (5).

Fig. 1

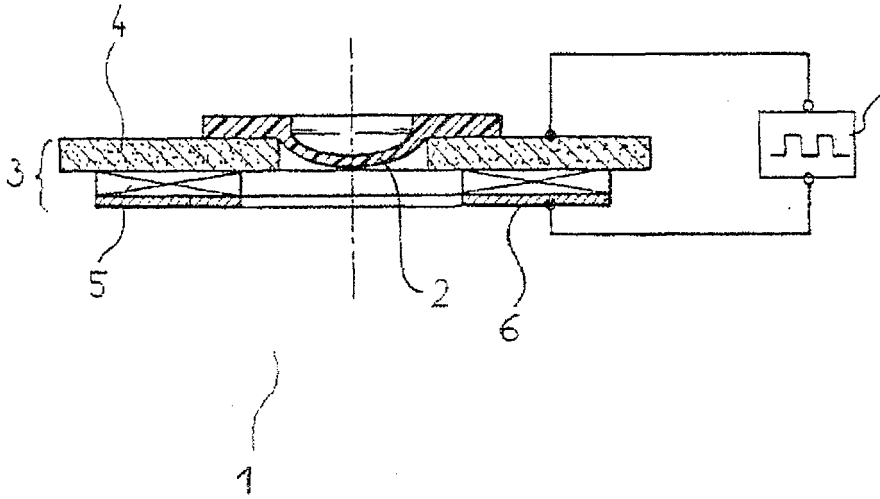




Fig. 2A

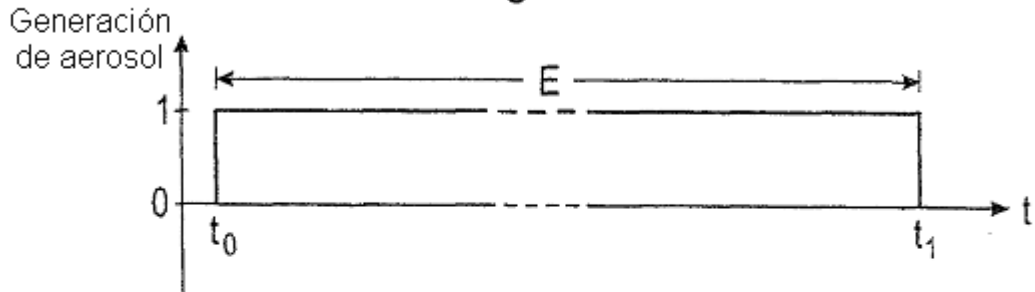


Fig. 2B

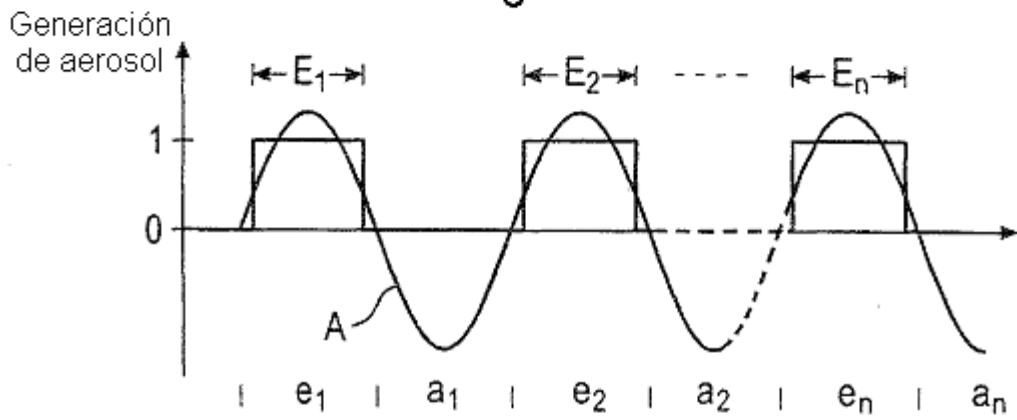
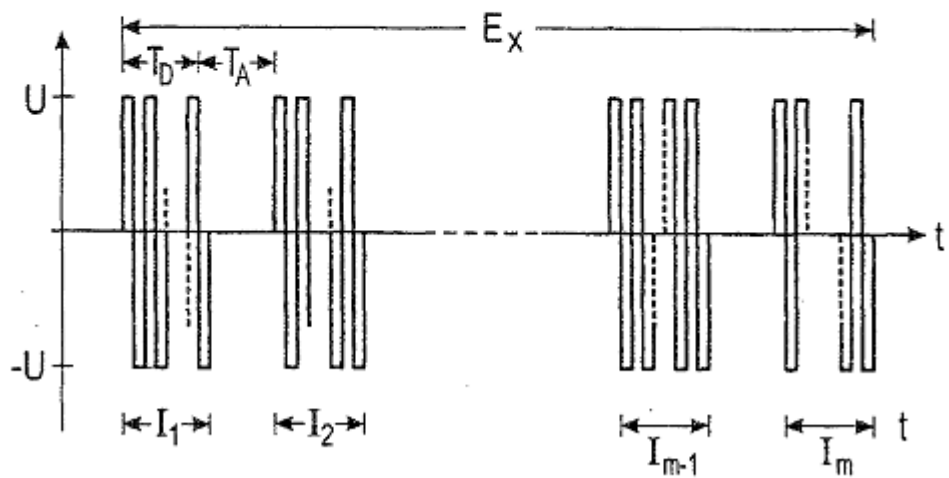


Fig. 3



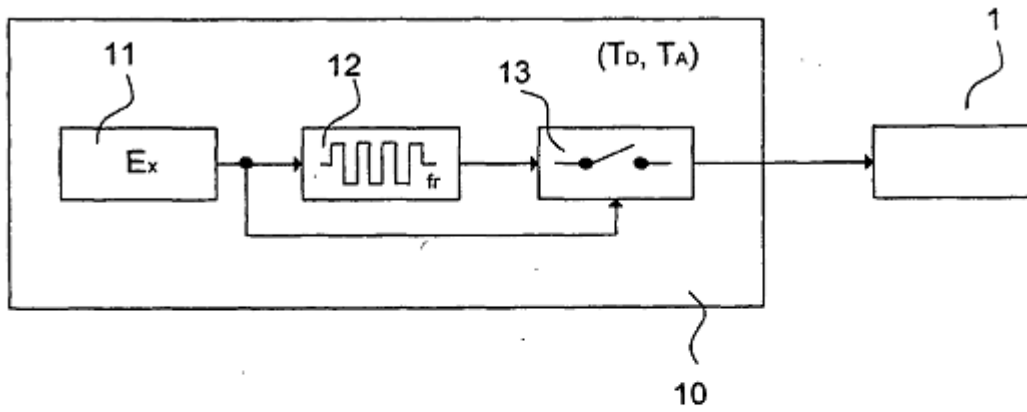


Fig. 4

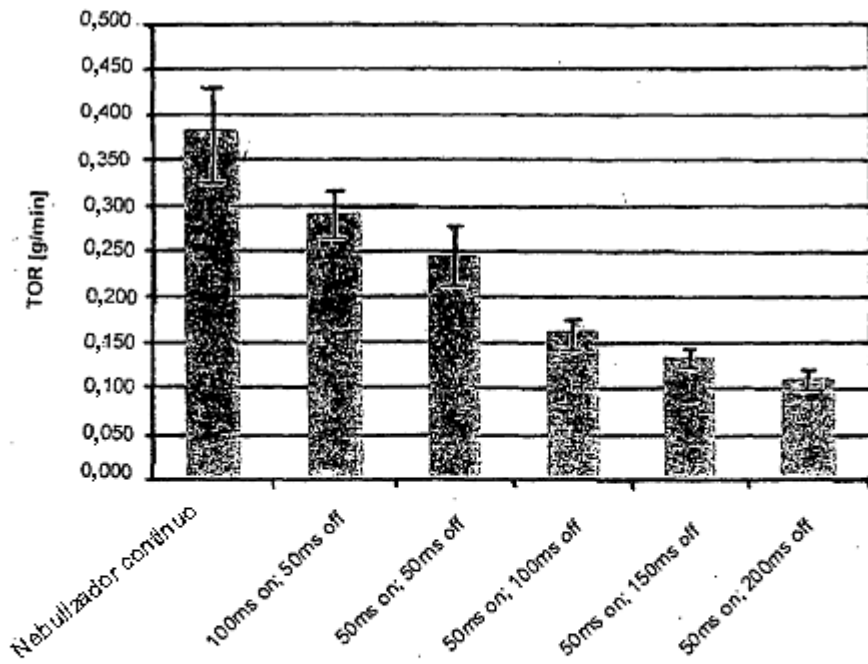


Fig. 5