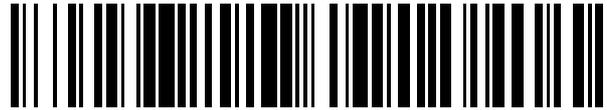


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 477 641**

51 Int. Cl.:

A61M 16/00

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.06.2005 E 05752330 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.06.2014 EP 1768729**

54 Título: **Métodos y aparatos con cambio de ciclo del soporte por ventilación mejorado**

30 Prioridad:

23.06.2004 US 582580 P

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

17.07.2014

73 Titular/es:

**RESMED LIMITED (100.0%)
1 ELIZABETH MACARTHUR DRIVE
BELLA VISTA, NSW 2153, AU**

72 Inventor/es:

BASSIN, DAVID JOHN

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 477 641 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

Métodos y aparatos con cambio de ciclo del soporte por ventilación mejorado

Campo de la invención

5 La invención se refiere a un aparato para la provisión de ayuda a la ventilación, sincronizada con el ciclo respiratorio de un sujeto. Más específicamente, la invención se refiere a la sincronización del ventilador para el cambio de ciclo de su respuesta de presión, en conjunción con el ciclo respiratorio del paciente.

Antecedentes de la invención

10 La presente invención es aplicable a cualquier forma de ventilación en la que se utilice el flujo respiratorio para el cambio de ciclo, si bien resulta fundamentalmente útil en la ventilación con soporte por presión no invasiva. La invención también encuentra uso en la ventilación invasiva, especialmente de la variedad de soporte por presión. La invención encuentra su mayor utilidad en presencia de grados más elevados de soporte por presión, con pacientes que, por lo común, no padecen apnea del sueño pero sí sufren de insuficiencia o fallo respiratorio, para los que la ayuda a la ventilación se proporciona, por lo común, principalmente por la noche, si bien puede proporcionarse de igual manera durante un cierto tiempo del día. El cambio de ciclo llega a ser un problema importante cuando la mecánica de la respiración es anormal, especialmente en la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (COPD – “chronic obstructive pulmonary disease” –).

20 En un ventilador, es a menudo necesario disponer de un procedimiento de control que detecte cuándo el ciclo respiratorio real del paciente pasa de la inspiración a la espiración o viceversa, de tal manera que el ventilador pueda llevar a efecto una respuesta de ventilación apropiada. Por ejemplo, algunos dispositivos de ventilación proporcionan un procedimiento para determinar cuándo ha de activarse una presión de inspiración, con el propósito de suministrar una presión apropiada durante la porción de inspiración del ciclo respiratorio del paciente. De forma similar, tal dispositivo puede también disponer de un procedimiento para determinar cuándo ha de cambiarse de ciclo a una presión de espiración para el propósito de proporcionar una respuesta máquina-paciente apropiada durante la espiración del paciente. Tales procedimientos sirven para sincronizar el ventilador con el ciclo respiratorio real del paciente. Los expertos de la técnica constatarán que la “activación” es el suceso asociado con el inicio de los niveles de presión destinados a la inspiración del paciente, y el “cambio de ciclo” es el suceso asociado con el paso a las magnitudes de presión destinadas a la espiración del paciente.

30 Por ejemplo, un ventilador de dos niveles proporciona un nivel de presión más alto durante la porción de inspiración del ciclo respiratorio del paciente, una denominada IPAP, y un nivel de presión más bajo durante la porción de espiración del ciclo respiratorio, una denominada EPAP. Convencionalmente, el cambio puede llevarse a efecto supervisando el flujo respiratorio o la presión y definiendo un nivel de umbral, tal como cero o un porcentaje del flujo de pico. Cuando el valor de flujo respiratorio medido cae por debajo del umbral, el dispositivo suministrará la EPAP. Otra alternativa para semejante cambio puede implicar caudales de respiración registrados y la supervisión del tiempo transcurrido desde el comienzo de la inspiración; la máquina puede cambiar a la porción de espiración del ciclo respiratorio una vez que se llega a un instante que es el tiempo esperado para la porción de inspiración del ciclo respiratorio.

40 Un objetivo de estos procedimientos para el cambio de ciclo es hacer que un dispositivo ventilador sea más confortable para un usuario, debido a que, si los procesos respiratorios no son apropiadamente sincronizados, el dispositivo puede resultar muy incómodo para un paciente. Un objetivo considerablemente más importante es optimizar el intercambio de gases y, especialmente en COPD con una limitación seria del flujo de espiración, evitar tiempos de inspiración prolongados que conducirían a una hiperinflación dinámica. Los métodos actuales para el cambio de ciclo pueden, en ocasiones, detectar incorrectamente la espiración y dar como resultado un cambio de presión inapropiado. Por ejemplo, sin el ventilador pasa en su ciclo a la espiración demasiado pronto, se proporcionará menos ayuda al paciente durante la inspiración, cuando es necesaria. De esta forma, existe la necesidad de mejorar tales procedimientos minimizando la sincronización inadecuada.

50 El documento EP 1.205.202 describe un método para la activación adaptativa de las fases respiratorias en dispositivos de respiración, que comprende las etapas de determinar una primera señal indicadora de respiración, basada en al menos uno de los parámetros de flujo y presión, comparar la señal indicadora de respiración con un requisito de activación, y generar una señal de activación cuando la señal indicadora de respiración cumple el requisito de activación, según se ha descrito.

Breve descripción de la invención

La invención proporciona un ventilador de acuerdo con los dibujos que se acompañan. Aspectos adicionales de la invención se describen con mayor detalle en la siguiente memoria.

Descripción de los dibujos

55 La Figura 1 representa la estructura del aparato ventilador preferido que funciona de acuerdo con el principio de la

presente invención;

La Figura 2 es un gráfico de una realización de un umbral de sincronización de espiración que varía con el tiempo dentro de un ciclo;

5 La Figura 2B es un gráfico de una función de sensibilidad destinada a variar un umbral de sincronización de espiración con el tiempo dentro de un ciclo;

La Figura 3 es un gráfico de otra realización de un umbral de sincronización de espiración que varía con el tiempo dentro de un ciclo;

La Figura 4 es un gráfico de una realización de un umbral de sincronización de espiración que incluye un periodo de ausencia de respuesta dentro de un ciclo;

10 La Figura 5 es un gráfico de una realización de un umbral de sincronización de espiración que varía con el tiempo dentro de un ciclo e incluye un periodo de ausencia de respuesta; y

La Figura 6 es un gráfico de otra realización de un umbral de sincronización de espiración que varía con el tiempo dentro de un ciclo.

Descripción detallada de la invención

15 Haciendo referencia a la Figura 1, el dispositivo de suministro de presión incluye una soplante servocontrolada 2, una máscara 6 y un conducto 8 de suministro de aire destinado a conectarse entre la soplante 2 y la máscara 6. El gas de exhalación es venteado a través de un escape 13. Opcionalmente, pueden utilizarse también un sensor de flujo 4f y/o un sensor de presión 4p, en cuyo caso el flujo de la máscara puede ser medido utilizando un neumotacógrafo y un transductor de presión diferencial o dispositivo similar para obtener una señal de flujo $F(t)$, y se mide la presión de la máscara en una toma de presión, utilizando un transductor de presión para obtener una señal de presión $P_{máscara}(t)$. El sensor de presión 4f y el sensor de flujo 4p tan solo se han mostrado simbólicamente en la Figura 1, puesto que se entiende que los expertos de la técnica comprenderán cómo se ha de medir el flujo y la presión. Las señales de flujo $F(t)$ y de presión $P_{máscara}(t)$ son enviadas a un controlador o microprocesador 15 para obtener una señal de petición de presión $P_{petición}(t)$. Alternativamente, pueden estimarse o calcularse una señal de flujo $f(t)$ y una señal de presión $P_{máscara}(t)$ en relación con el motor de soplante, mediante la supervisión de la corriente suministrada al motor y/o la velocidad del motor, según se ha divulgado en las Patentes de los EE.UU. Nos. 5.740.795, 6.332.463 y 6.237.593, sin la provisión de sensores de flujo y de presión, como se ha descrito anteriormente. De manera opcional, la velocidad del motor de soplante puede mantenerse generalmente constante y pueden efectuarse cambios de presión dentro de la máscara mediante el control de la apertura de una servoválvula que puede desviar o suministrar, de forma variable, un flujo de aire a la máscara.

20

25

30

Un controlador 15 o procesador se ha configurado y adaptado para llevar a efecto la metodología descrita con mayor detalle en esta memoria, y puede incluir chips integrados, una memoria y/u otro medio de almacenamiento de instrucciones o datos. Por ejemplo, las instrucciones programadas con la metodología de control pueden haberse codificado en chips integrados, dentro de la memoria del dispositivo, o pueden haberse cargado como software.

35 Preferiblemente, el dispositivo suministra niveles de presión variables de una presión de paso de aire positiva y continua, los cuales son generalmente más altos durante la inspiración que durante la espiración. Sin embargo, de forma consistente con los principios de control de la invención según se describe en esta memoria, pueden llevarse a la práctica en el aparato otros tipos de tratamiento de la presión de ventilación, tales como otras variantes más confortables de cambios de presión sincronizados con los naturales del paciente.

40 De acuerdo con los principios de la presente invención, el umbral de sincronización se varía dentro de un mismo ciclo respiratorio de inspiración, en función del tiempo de inspiración transcurrido. En otras palabras, el umbral no se mantiene constante durante el ciclo. En lugar de ello, el umbral aumenta con el tiempo para hacer que sea más sensible durante el ciclo de inspiración y, por tanto, hacer que sea más probable que el umbral dé lugar al cambio de ciclo del ventilador a medida que el ciclo de inspiración avanza hacia la espiración. Por ejemplo, puede calcularse de forma continua por parte del dispositivo un umbral de cambio de ciclo variable, a medida que transcurre el tiempo de inspiración, y este puede ser modificado durante ese periodo de tiempo hasta que se detecta la espiración por la caída del flujo por debajo del umbral. Otro modo de ver la invención es que el ventilador se vuelve cada vez más sensible al inicio del cambio de ciclo a medida que avanza la inspiración.

45

50 Un ejemplo de esta invención se ha ilustrado en la Figura 2. En la Figura, la función de umbral de cambio de ciclo (mostrada como una línea discontinua) para detectar la espiración se modifica en el curso de la inspiración, de menos sensible a más sensible. Este aumento de la sensibilidad mejora la sincronización debido a que, con dicho umbral variable dentro de un mismo ciclo, es menos probable que el dispositivo pase inadvertidamente a espiración en un estadio temprano de la inspiración, pero, a medida que avanza la inspiración, se hace más probable que el umbral provoque que el ventilador cambie a espiración. En otras palabras, es más difícil que se produzca un cambio de ciclo durante las partes tempranas de la inspiración, y más fácil durante las porciones últimas de la inspiración.

55

En la realización, el umbral varía en función del tiempo, T_{max} , que es, preferiblemente, el tiempo esperado de la inspiración. Es más, el umbral puede, opcionalmente, quedar limitado a variar entre un valor de umbral mínimo y/o un valor de umbral máximo. En una realización, los umbrales máximo y mínimo pueden ser una función del flujo de pico, tal como una proporción o porcentaje de un flujo de pico respiratorio previo, por ejemplo, el 50% y el 10%, respectivamente. De forma alternativa, los umbrales máximo y mínimo pueden ser alguna cantidad fija predefinida por encima de una medida del flujo basada en cero. Un profesional médico o fisiólogo puede seleccionar estos porcentajes o cantidades.

Entre el mínimo y el máximo, el umbral es, preferiblemente, una función creciente, tal como una función creciente del tiempo de inspiración transcurrido. Por ejemplo, la función creciente puede ser una relación entre el tiempo de inspiración transcurrido ($T_{insp_transcurrido}$) y el tiempo de inspiración esperado T_{max} (por ejemplo, $k * T_{insp_transcurrido} / T_{max}$), donde k es una constante de sensibilidad preestablecida que puede ajustarse en un valor más alto para pacientes que necesitan un crecimiento más rápido de la sensibilidad para permitir un más pronto cambio de ciclo hacia la espiración, para pacientes que necesitan un cambio de ciclo más rápido. En una realización, el T_{max} o tiempo de inspiración esperado se determina a partir de respiraciones previas, por ejemplo, como el tiempo de inspiración promedio de las cinco respiraciones normales anteriores (excluyendo tosidas, etc.). Alternativamente, T_{max} puede ser un tiempo de ciclo de inspiración máximo preestablecido. El contador del tiempo de inspiración transcurrido $T_{insp_transcurrido}$ puede ponerse a 0 durante la espiración y empezar a contar al comienzo de la inspiración. Por ejemplo, el umbral puede ajustarse como sigue:

$$\text{Umbral_Temp} = (k * T_{insp_transcurrido} / T_{max}) * \text{umbral_max}$$

Si $\text{Umbral_Temp} < \text{umbral_min}$ entonces

Ajustar Umbral en el umbral_min

Si no, si $\text{Umbral_Temp} > \text{umbral_max}$, entonces

Ajustar Umbral en el umbral_max

Si no,

Ajustar Umbral en el umbral_temp

Pueden utilizarse otros esquemas alternativos para variar el umbral de cambio de ciclo en función del tiempo de inspiración. Por ejemplo, el umbral de sincronización puede ajustarse (a) en el umbral mínimo durante una primera porción del periodo de inspiración esperado, por ejemplo, aproximadamente el 25% del tiempo de ciclo esperado, (b) de manera que crezca en rampa desde el umbral mínimo hasta el umbral máximo durante una porción intermedia del periodo de inspiración esperado (por ejemplo, aproximadamente el 50% siguiente del tiempo de ciclo de inspiración esperado), y (c) en el umbral máximo para la última porción del periodo de inspiración esperado (por ejemplo, aproximadamente el último 25% del tiempo de ciclo esperado). Dicha función puede ser implementada por medio de un multiplicador de umbral o función de sensibilidad de umbral, tal y como se ha ilustrado mediante el gráfico de la Figura 2B. Utilizando la función de la Figura 2B, puede calcularse un umbral de sincronización para el cambio de ciclo, mediante la siguiente fórmula:

$$\text{Umbral} = Ts(t) * \text{Flujo_Pico}$$

donde:

$Ts(t)$ es una función de sensibilidad de umbral del tiempo de ciclo de inspiración, que da como resultado un multiplicador comprendido entre 0 y 1, según se ilustra en el gráfico de la Figura 2B; y

Flujo_Pico es el flujo de inspiración de pico.

En el gráfico ilustrado en la Figura 2B, durante la primera porción del ciclo de inspiración, el multiplicador puede ser 0 o un valor bajo (por ejemplo, 0,10), y, a medida que avanza el ciclo, el multiplicador puede crecer en rampa hasta un nivel máximo (por ejemplo, 0,60). Los expertos de la técnica constatarán diferentes formas del gráfico del multiplicador que pueden producirse para la función de sensibilidad de umbral, a fin de aumentar la sensibilidad del umbral a lo largo del tiempo, dentro de un ciclo, para llevar a efecto umbrales de cambio de ciclo efectivos. En todas las realizaciones de la presente invención, el umbral generalmente aumenta desde el comienzo de la inspiración hasta el final de la inspiración. En una forma, la velocidad de aumento es constante.

En otra realización según se ha ilustrado en la Figura 3, el umbral puede crecer en rampa a modo de una función monótonamente creciente. La rampa puede comenzar en un flujo 0 al comienzo de la inspiración y ascender a medida que avanza la porción de inspiración del ciclo respiratorio. Esta realización puede llevarse a efecto por medio de la fórmula descrita en relación con la realización de la Figura 2, mediante el ajuste del umbral mínimo en 0 y la constante de sensibilidad en 1. El umbral máximo puede ser ajustado en un cierto porcentaje deseado del flujo de pico. De esta manera, a medida que el tiempo de la inspiración del paciente se aproxima al tiempo esperado o a un tiempo máximo predeterminado, el umbral de cambio de ciclo crecerá gradualmente en forma de rampa hasta el

5 porcentaje máximo preestablecido del flujo de pico. Alternativamente, con respecto a la función de sensibilidad de la Figura 2B, el gráfico del multiplicador puede comenzar en 0 e incrementarse hasta un nivel más alto. Queda claro que, en el caso de respiraciones reguladas en el tiempo, puesto que el flujo es, por lo común, cero o negativo al comienzo de la respiración regulada en el tiempo, este algoritmo provocará un cambio de ciclo inmediato, ya que el flujo real es menor que el umbral de cambio de ciclo de 0. En consecuencia, esta función de umbral de cambio de ciclo es aplicable, según se ha establecido, únicamente con respiraciones activadas, pero puede ser utilizado en combinación con un periodo de ausencia de respuesta absoluto (tiempo de inspiración mínimo antes de que pueda producirse el cambio de ciclo), que deja tiempo para que el soporte por presión suministrado por el ventilador haga que el flujo sea significativamente positivo cuando llega el final del periodo de ausencia de respuesta absoluto. (Alternativamente, el cambio de ciclo puede ser controlado de manera que tenga lugar cuando el flujo traspasa el umbral únicamente en el sentido descendente.)

10 En una realización, se implementa un periodo de ausencia de respuesta con el fin de evitar que expire el cambio de ciclo durante un cierto periodo de tiempo. Por ejemplo, dicha implementación se ha ilustrado en el gráfico de la Figura 4. En la Figura 4 se ha ilustrado un umbral constante con un periodo de ausencia de respuesta que es una función del tiempo de inspiración. En el ejemplo ilustrado, el umbral de cambio de ciclo no puede ponerse en práctica al comienzo de la inspiración, con lo que se evita el cambio de ciclo durante el periodo de ausencia de respuesta. Si bien el umbral de cambio de ciclo puede encontrarse en un porcentaje deseado de un flujo de pico que hará cambiar el ciclo del ventilador de forma adecuada, durante el periodo de ausencia de respuesta puede ser ajustado en un nivel que evite el cambio de ciclo (por ejemplo, $-4 * \text{flujo de pico}$). Sin embargo, una vez transcurrido el periodo de ausencia de respuesta, el umbral realiza un incremento para retornar al nivel de umbral operativo deseado. Por ejemplo, el umbral puede ser ajustado de manera que no pueda ponerse en práctica durante el primer 25% del tiempo esperado para el ciclo de inspiración (T_{\max}), como sigue:

Si ($T_{\text{insp_transcurrido}} < 0,25 * T_{\max}$), entonces

Umbral = $-4 * \text{flujo de pico}$

25 Si no,

Umbral = $0,25 * \text{flujo de pico}$.

De forma similar, puede llevarse a efecto semejante periodo de ausencia de respuesta para las funciones crecientes de las realizaciones anteriores representadas en las Figuras 3 y 4. Por ejemplo, como se ha ilustrado mediante el umbral de cambio de ciclo de la Figura 5, la función creciente que está restringida entre umbrales mínimo y máximo presenta un periodo de ausencia de respuesta durante una porción temprana de la inspiración, y únicamente se hace efectiva después de esta.

35 Pueden combinarse diversos aspectos de las implementaciones anteriormente descritas, con el fin de crear otros umbrales dinámicos para la sincronización de un ventilador. Una de tales combinaciones se ha ilustrado en la Figura 6. En el gráfico, durante una primera porción de tiempo del ciclo, se hace valer un periodo de ausencia de respuesta. En la siguiente porción de tiempo del ciclo (A), se aplica un umbral mínimo. En la porción de tiempo que sigue (B), el umbral se hace crecer en rampa desde el umbral mínimo hasta un segundo umbral de plano inclinado. El segundo umbral de plano inclinado se aplica durante un cuarto periodo de tiempo (C). Por último, en el periodo final (D), el umbral es una función creciente de un máximo a partir del segundo umbral de plano inclinado.

40 La mecánica respiratoria de las respiraciones reguladas en el tiempo y las activadas difieren. En una respiración regulada en el tiempo, el flujo respiratorio puede ser significativamente negativo al comienzo de la respiración, y puede producirse un esfuerzo por parte del paciente únicamente un cierto tiempo después del comienzo de la respiración, o no producirse en absoluto. Con un nivel de soporte por presión bajo, puede producirse un temprano cambio de ciclo, particularmente si el umbral de cambio de ciclo es un valor fijo o es el máximo de una proporción del flujo de pico y algún umbral de cambio de ciclo mínimo fijo (positivo). En el caso de un servoventilador de soporte por presión, en el que el nivel de soporte por presión puede ser bastante bajo durante un periodo de respiración espontánea, la consecuencia puede ser que la primera de dos respiraciones después de una transición de respiraciones activadas a respiraciones reguladas en el tiempo puede ser relativamente ineficaz, y ciertamente menos efectiva que si no se hubiera producido un cambio de ciclo prematuro. Por esta y otras razones, hay una ventaja en el hecho de disponer de diferentes algoritmos de umbral de cambio de ciclo para respiraciones reguladas en el tiempo y activadas.

45 Bajo ciertas circunstancias, típicamente durante una respiración regulada en el tiempo, existe una ventaja en el hecho de tener un umbral de cambio de ciclo moderadamente negativo durante alguna proporción de la inspiración. Esto significa que la inspiración puede ser finalizada por un esfuerzo del paciente, pero no se finalizará pasivamente. Al final del periodo de umbral de cambio de ciclo negativo, el umbral de cambio de ciclo puede cambiar brusca o suavemente hacia un valor más positivo.

50 El umbral de cambio de ciclo durante parte o la totalidad del tiempo de inspiración puede ser una función tanto de algunos valores predeterminados constantes, como de alguna función de flujo respiratorio, tal como el flujo respiratorio de pico (instantáneo).

En una realización preferida, se combina un cierto número de estas características de manera tal, que el algoritmo de cambio de ciclo durante una respiración regulada en el tiempo es como sigue:

5 Existe un tiempo de inspiración máxima, T_{iMax} , en el que se producirá el cambio de ciclo con independencia de cualquier otra condición. T_{iMax} se ajusta en un valor que sea razonable para respiraciones reguladas en el tiempo; por ejemplo, si el periodo respiratorio regulado en el tiempo (la inversa de la velocidad o ritmo de refuerzo) es $TTotTimed$, T_{iMax} es igual a una fracción de inspiración razonable para el paciente en cuestión (por lo común comprendida entre 0,25 y 0,4), multiplicada por $TTotTimed$.

Para un tiempo de inspiración comprendido en $[0, T_{iMax} / 6)$, el cambio de ciclo no puede producirse.

10 Para un tiempo de inspiración comprendido en $[T_{iMax} / 6, T_{iMax} / 3)$, el umbral de cambio de ciclo es algún valor negativo pequeño, $QCycMin$, tal como -0,1 l/s.

Denótese por $QPico(T_i)$ el flujo de pico instantáneo en un tiempo de inspiración T_i .

Sea $QPicoPos (T_i) = \max (\text{flujo de pico instantáneo } QPico(T_i), 0)$

15 Para un tiempo de inspiración T_i comprendido en $[T_{iMax} / 3, T_{iMax} * 2/3)$, el umbral de cambio de ciclo $QCyc$ viene dado por la interpolación entre el valor $QCycMin$ al comienzo de este intervalo de tiempo de inspiración y un umbral igual a una proporción $FCyc$ de $QPicoPos (T_i)$ al final de este intervalo de tiempo de inspiración, en particular por:

$$QCyc = (T_i - T_{iMax}/3) / (T_{iMax} * 2/3 - T_{iMax}/3) * (FCyc * QPicoPos (T_i) - QCycMin) + QCycMin$$

Para un tiempo de inspiración T_i comprendido en $[T_{iMax} * 2/3, T_{iMax})$, el umbral de cambio de ciclo $QCyc$ viene dado por una proporción $FCyc$ de $QPicoPos (T_i)$.

20 Si bien la invención se ha descrito con referencia a diversas realizaciones según se han descrito en toda esta memoria, se entenderá que estas realizaciones son meramente ilustrativas de una aplicación de los diversos principios de la invención. Pueden realizarse numerosas modificaciones, además de las realizaciones ilustrativas de la invención explicadas en esta memoria, y pueden concebirse otras disposiciones sin apartarse del alcance, tal y como se define por las reivindicaciones que se acompañan. Por ejemplo, si bien se han ilustrado generalmente de forma gráfica umbrales de cambio de ciclo en esta divulgación, pueden implementarse umbrales análogos como
25 umbrales de activación para la inspiración.

REIVINDICACIONES

- 5 1.- Un ventilador configurado para suministrar aire a diferentes presiones a un paciente durante los ciclos de inspiración y de espiración de la respiración, y a cambiar el ciclo de un funcionamiento en inspiración a uno en espiración cuando el flujo respiratorio del paciente sobrepasa un nivel de umbral, caracterizado por que el nivel del umbral aumenta generalmente desde el comienzo de la inspiración hasta el final de la inspiración.
- 2.- Un ventilador de acuerdo con la reivindicación 1, en el cual el nivel del umbral aumenta linealmente durante al menos una porción del ciclo de inspiración.
- 3.- Un ventilador de acuerdo con la reivindicación 2, en el cual el cambio de ciclo se impide durante la porción inicial de un ciclo de inspiración.
- 10 4.- Un ventilador de acuerdo con la reivindicación 1, en el cual el nivel de umbral aumenta desde un nivel mínimo hasta un nivel máximo, ambos cuales son funciones del flujo de pico.
- 5.- Un ventilador de acuerdo con la reivindicación 1, en el cual el nivel de umbral aumenta desde un nivel mínimo hasta un nivel máximo, cada uno de los cuales es un porcentaje respectivo del flujo de pico.
- 15 6.- Un ventilador de acuerdo con la reivindicación 1, en el cual el nivel de umbral aumenta desde un nivel mínimo hasta un nivel máximo, cada uno de los cuales es una respectiva cantidad predefinida por encima de un nivel cero.
- 7.- Un ventilador de acuerdo con la reivindicación 1, en el cual el nivel de umbral aumenta desde un nivel mínimo hasta un nivel máximo, como una función del tiempo de inspiración transcurrido.
- 20 8.- Un ventilador de acuerdo con la reivindicación 1, en el cual el nivel de umbral aumenta desde un nivel mínimo hasta un nivel máximo en función tanto del tiempo de inspiración transcurrido como de un tiempo de inspiración máximo esperado.
- 9.- Un ventilador de acuerdo con la reivindicación 1, en el cual la velocidad a la que se incrementa el nivel de umbral desde un nivel mínimo hasta un nivel máximo es ajustable a las necesidades individuales de un paciente.
- 10.- Un ventilador de acuerdo con la reivindicación 1, en el cual la velocidad a la que aumenta el nivel de umbral desde un nivel mínimo hasta un nivel máximo se determina a partir de respiraciones previas.
- 25 11.- Un ventilador de acuerdo con la reivindicación 10, en el cual la velocidad a la que aumenta el nivel de umbral desde un nivel mínimo hasta un nivel máximo está basada en el tiempo de inspiración promedio de un número predeterminado de respiraciones normales previas.

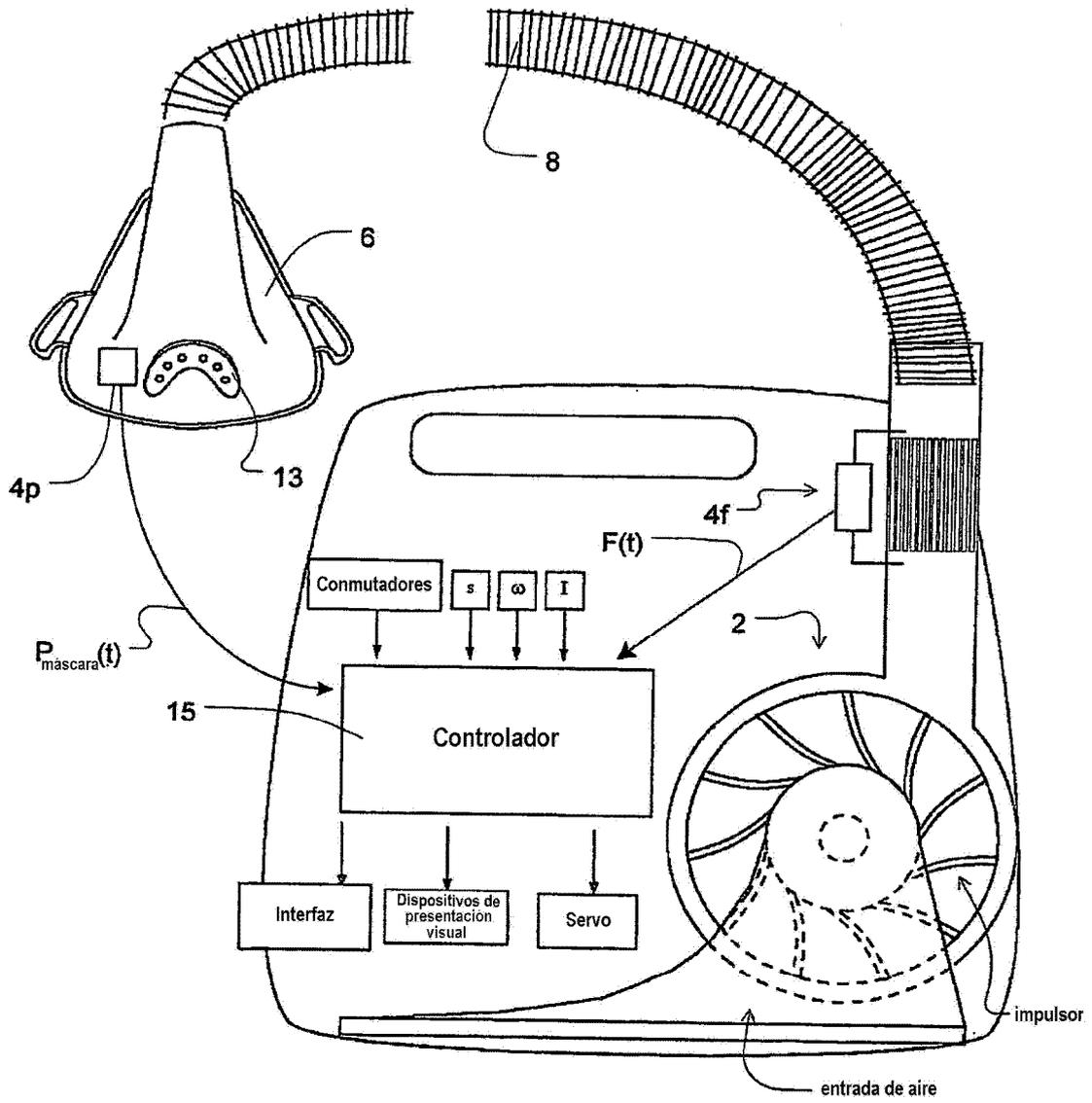


FIG. 1

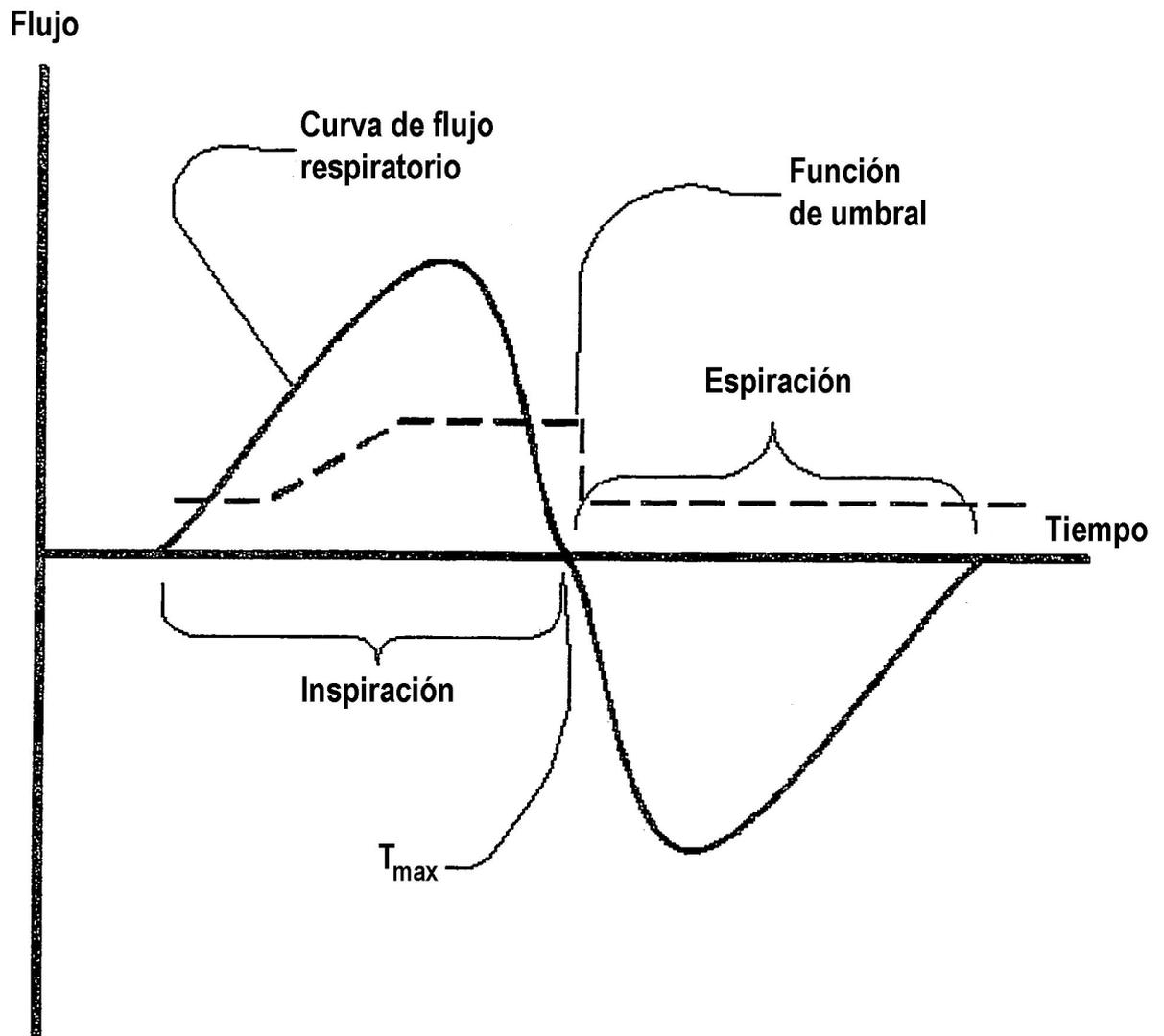


FIG. 2

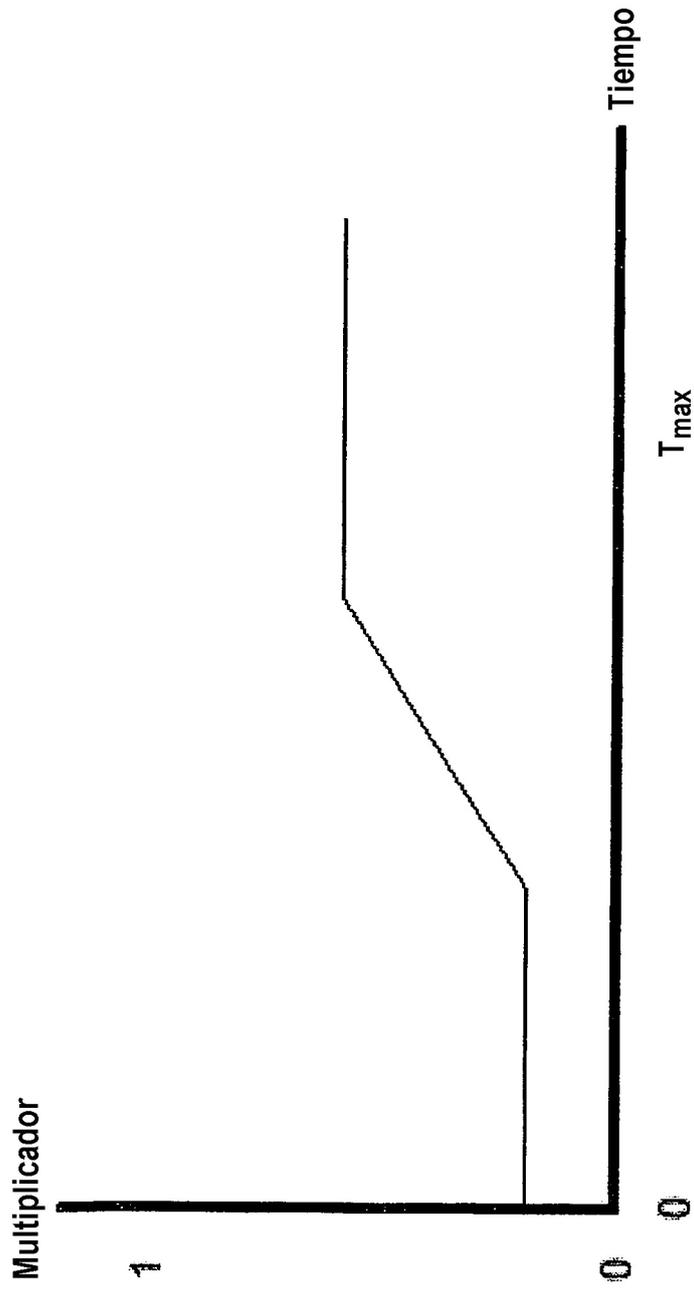


FIG. 2B

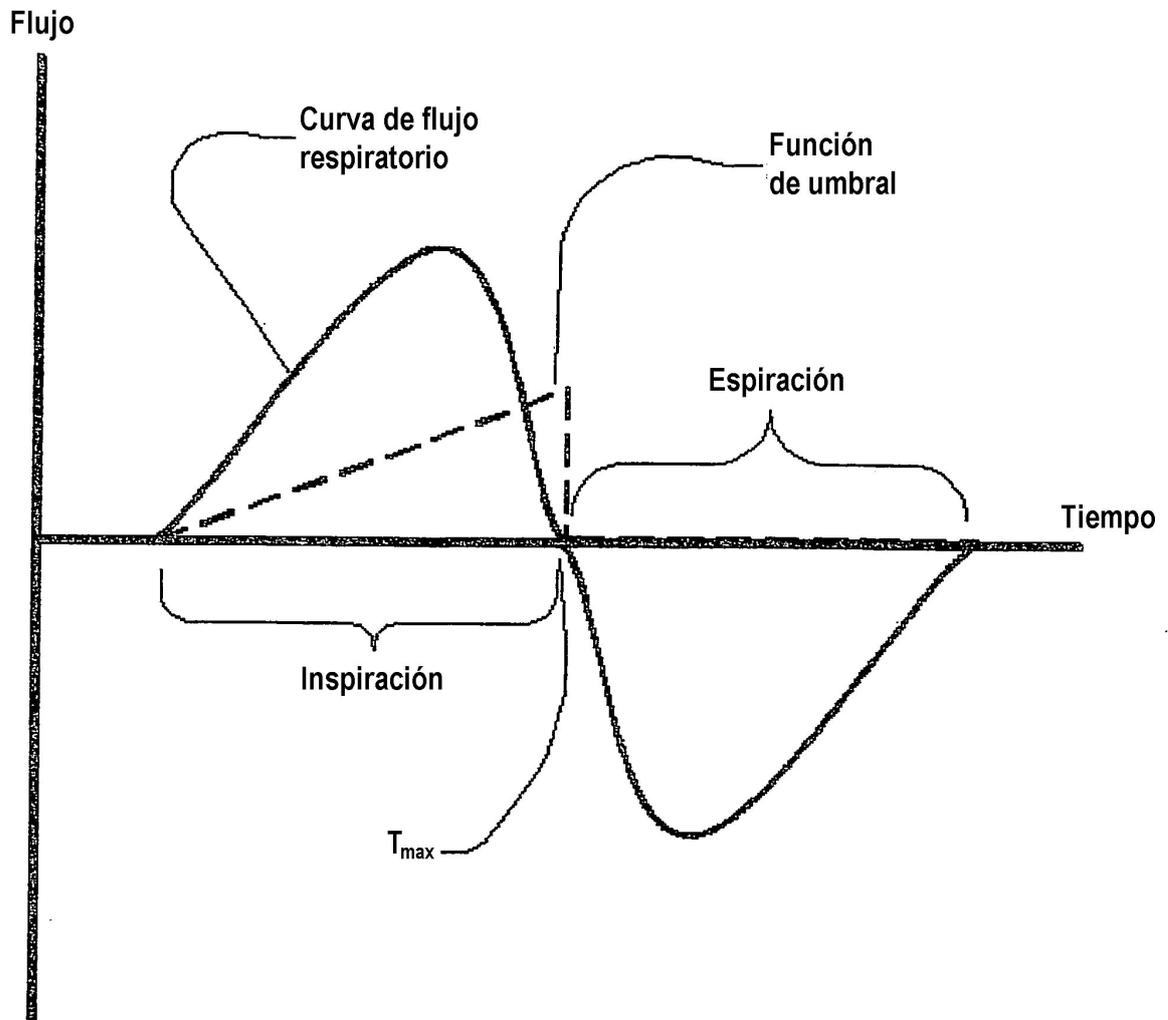


FIG. 3

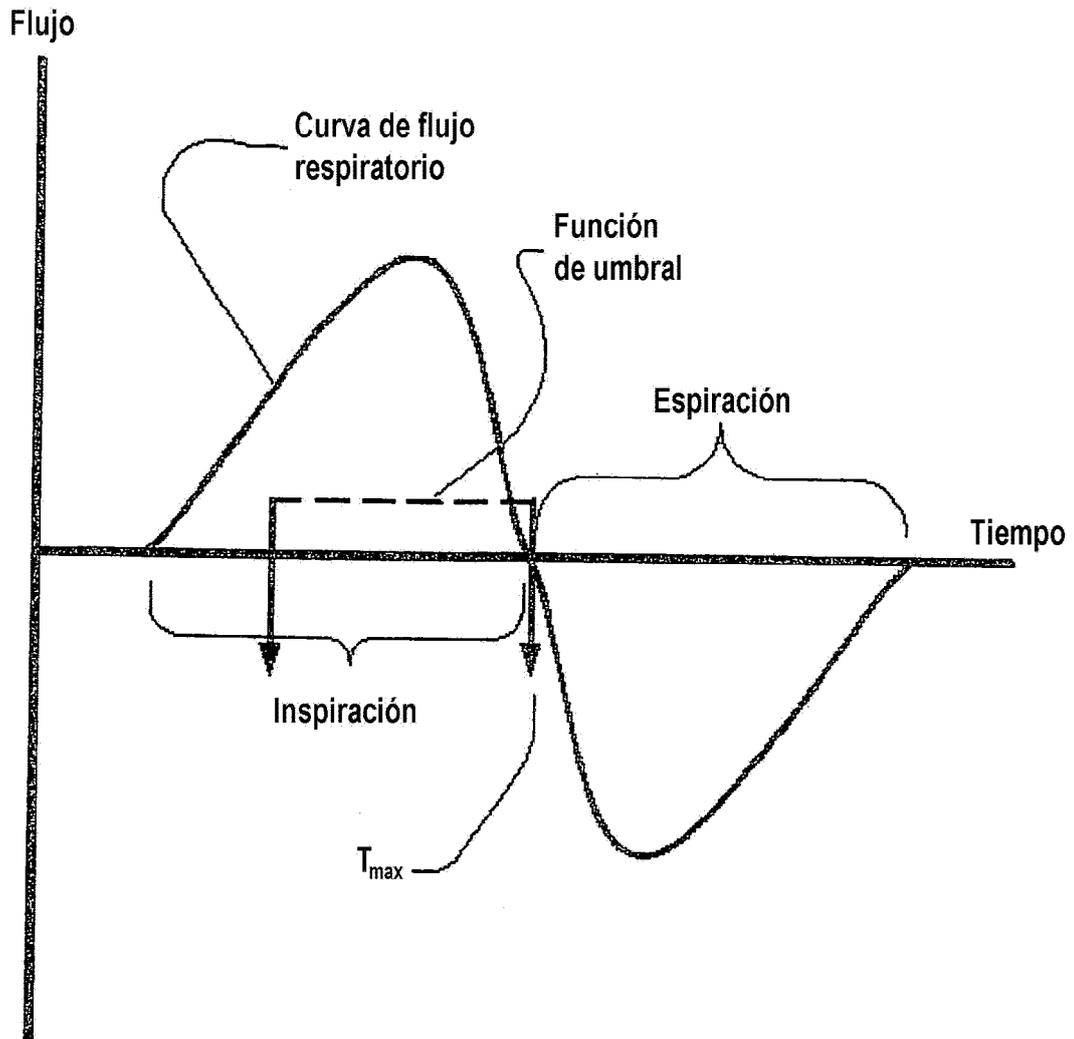


FIG. 4

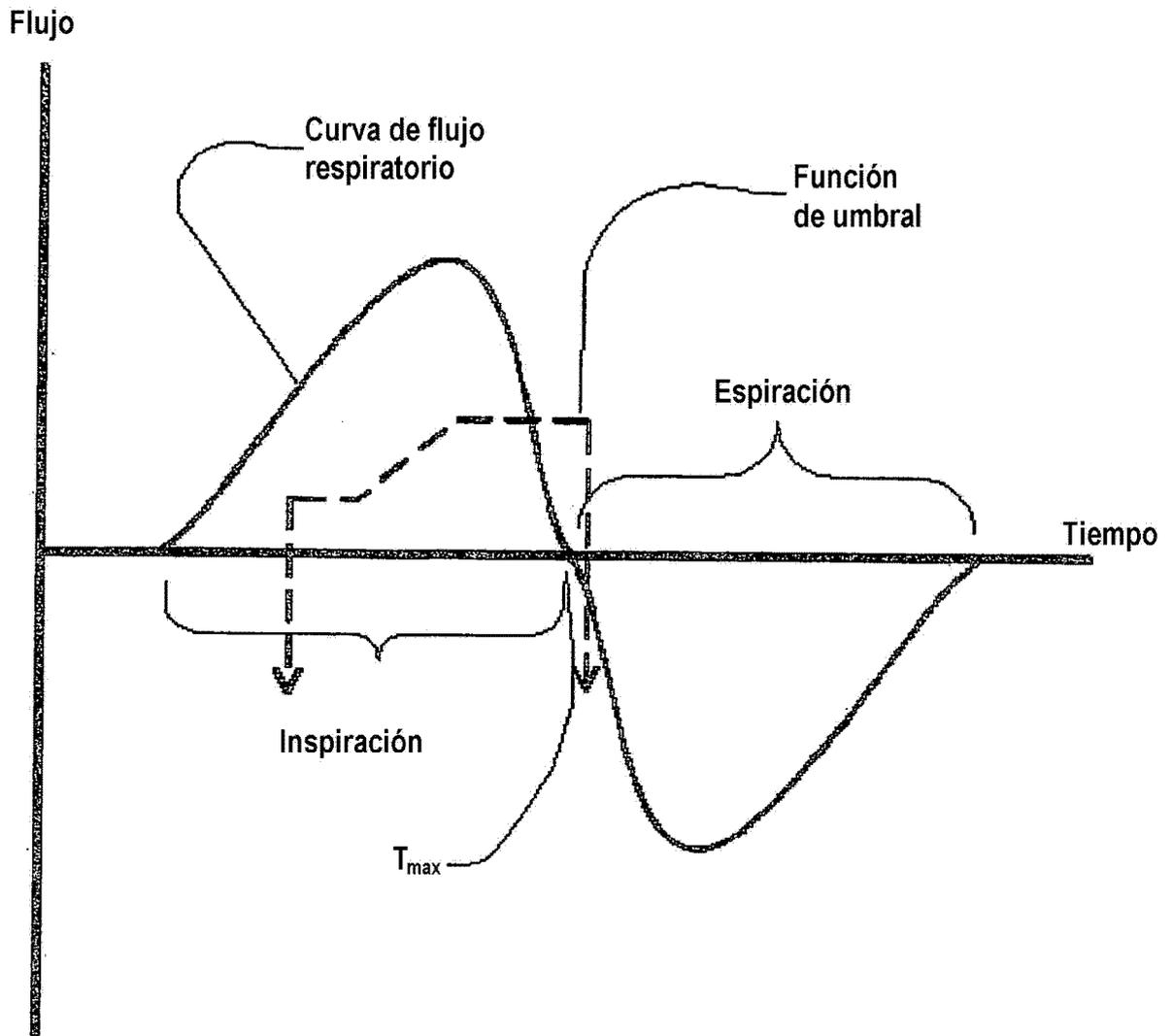


FIG. 5

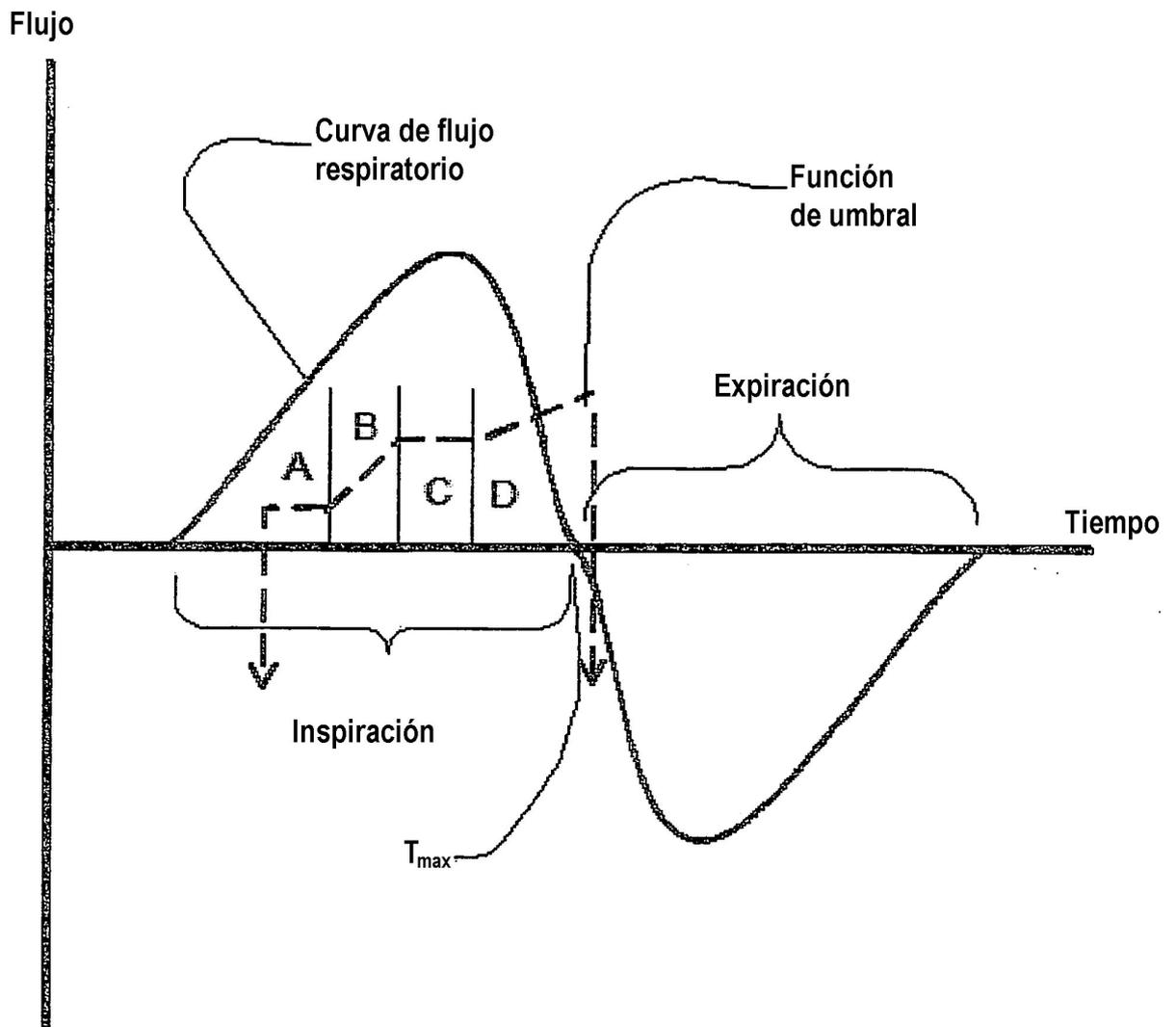


FIG. 6