

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 745 681**

51 Int. Cl.:

A61M 16/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **15.02.2016 PCT/EP2016/053189**

87 Fecha y número de publicación internacional: **01.09.2016 WO16134999**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.02.2016 E 16704266 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.06.2019 EP 3261698**

54 Título: **Dispositivo de ventilación**

30 Prioridad:

26.02.2015 DE 102015203455

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

03.03.2020

73 Titular/es:

**HAMILTON MEDICAL AG (100.0%)
Via Crusch 8
7402 Bonaduz, CH**

72 Inventor/es:

**KÜHN, LARS;
NOVOTNI, DOMINIK y
LAUBSCHER, THOMAS**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 745 681 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 de ventilación

5 La presente invención se refiere a un dispositivo de ventilación para la ventilación al menos asistida, en parte artificial de pacientes, en particular de pacientes humanos. El dispositivo de ventilación presenta una disposición de conducción de gas de respiración, una disposición de variación de presión y un módulo de control. La disposición de variación de presión sirve para variar la presión del gas de respiración en la disposición de conducción de gas de respiración durante la operación de ventilación del dispositivo de ventilación. El módulo de control sirve para controlar la operación del dispositivo de ventilación, en particular de la disposición de variación de presión. El módulo de control tiene una entrada de datos para la transmisión de datos operativos y/o del paciente al módulo de control. Está configurado para determinar un parámetro de funcionamiento de ventilación para la operación del dispositivo de ventilación, en particular de la disposición de variación de presión, de manera selectiva por medio de una primera relación de datos predeterminada o por medio de una segunda relación de datos predeterminada diferente de la primera.

Este tipo de dispositivos de ventilación se conocen por su aplicación clínica, por ejemplo en la cirugía o en cuidados intensivos, para la ventilación artificial de personas. Los dispositivos de ventilación pueden emplearse para suministrar una ventilación completa a personas, que ya no pueden respirar por sí mismas. Aquí entran pacientes con un aparato respiratorio de anestesia o pacientes comatosos. Por tanto, la presente solicitud se refiere además de a dispositivos de ventilación para cuidados intensivos también, aunque no sólo, a dispositivos de ventilación para anestesia. Sin embargo, los dispositivos de ventilación del tipo mencionado al principio también pueden utilizarse solamente para la ventilación asistida de personas, que si bien pueden respirar por sí mismas en cierta medida, sin embargo no pueden cubrir por completo su demanda de gas de respiración.

Además de para la medicina en humanos, los dispositivos de ventilación de la presente invención también pueden emplearse en la medicina veterinaria, por ejemplo para suministrar ventilación a animales durante las fases de anestesia. También este tipo de animales tratados en medicina veterinaria serán "pacientes" en el sentido de la presente solicitud.

Con la disposición de conducción de gas de respiración se conduce el gas de respiración al paciente, en particular a sus órganos respiratorios. La disposición de conducción de gas de respiración puede utilizarse al menos por segmentos también para evacuar gas de respiración usado, metabolizado del paciente a la atmósfera. La disposición de conducción de gas de respiración comprende al menos una conducción de gas de respiración, por ejemplo una conducción de tubo flexible, y al menos una válvula para la elección selectiva de trayectos de flujo para la inspiración y la espiración.

El flujo de gas de respiración necesario para la ventilación artificial de pacientes en la disposición de conducción de gas de respiración se produce por la disposición de variación de presión, que está configurada para variar la presión del gas de respiración en la disposición de conducción de gas de respiración, de este modo generar diferencias de presión entre una cantidad de gas de respiración por fuera del cuerpo del paciente y una presión de gas en el interior de los órganos respiratorios del paciente y de este modo producir un flujo de gas de respiración hacia los órganos respiratorios del paciente o lejos del paciente. Habitualmente la disposición de variación de presión comprende una bomba, un ventilador o un compresor y similares para la manipulación de la presión del gas de respiración en la disposición de conducción de gas de respiración.

La disposición de variación de presión también puede comprender una válvula reductora. Por ejemplo, la válvula reductora conectada a un depósito de presión de gas de respiración instalado, como ocurre con frecuencia en clínicas como instalación de suministro de gas de respiración central, puede servir de disposición de variación de presión en el sentido de la presente invención. Mediante la válvula reductora es posible disminuir la presión del gas de respiración que puede extraerse de la instalación de suministro de gas de respiración en puntos de extracción en habitaciones de tratamiento y/o de pacientes hasta un intervalo de presión adecuado para la ventilación artificial, por ejemplo con un máximo de sobrepresión de aproximadamente 30 mbar.

El funcionamiento del dispositivo de ventilación, en particular de la disposición de variación de presión pero también de válvulas de la disposición de conducción de gas de respiración, durante la operación de ventilación se controla por el módulo de control. Por tanto, mediante el módulo de control puede determinarse al menos un parámetro de funcionamiento de ventilación para la operación de la disposición de variación de presión de manera selectiva por medio de una primera relación de datos o de una segunda relación de datos, que en cada caso están predeterminadas.

Los siguientes documentos constituyen el estado de la técnica relevante: US 2013/074844 A1, US 2012/298108 A1, US 2009/007915 A1, US 2012/272961 A1. Por el documento WO 2007/085108 A se conoce un dispositivo de ventilación de tipo genérico. Este documento, que de manera muy general tiene como objetivo proporcionar una ventilación lo más óptima posible de un paciente, enseña entre otras cosas calcular, en función de una actividad no determinada en más detalle del paciente al que se suministrará ventilación artificial, un volumen corriente y una

frecuencia de ventilación adecuada como parámetro de funcionamiento de ventilación bien según la fórmula conocida de Otis o según la fórmula conocida de Mead como las relaciones de datos conocidas previamente. Sin embargo, dicho documento no dice nada sobre según qué criterios en función de qué actividad se utilizará una u otra fórmula.

5 En principio, las fórmulas de cálculo de Otis y Mead sientan las bases utilizadas desde hace décadas para el cálculo de los parámetros de funcionamiento de ventilación. Como los dispositivos de ventilación en la terapia médica no sólo cumplen con funciones de soporte vital, sino que con una selección errónea de los parámetros de funcionamiento de ventilación, además de no cumplir con su función en una medida suficiente, pueden provocar en el paciente tratado en cada caso un efecto perjudicial enorme, los expertos, en particular los especialistas médicos que trabajan con dispositivos de ventilación en el paciente, son muy cautelosos a la hora de aplicar otras fórmulas de cálculo diferentes de las fórmulas probadas de Otis o Mead mencionadas anteriormente. De éstas es bien conocido que son adecuadas para el funcionamiento de los dispositivos de ventilación de modo que cumplan con su función.

15 Por el documento WO 2013/045563 A1 se conoce un sistema de tubo flexible de ventilación que en la presente invención también puede emplearse como disposición de conducción de gas de respiración.

20 El objetivo de la presente invención es mejorar adicionalmente el dispositivo de ventilación mencionado al principio, en particular en el sentido de que pueda adaptarse de una manera aún más precisa a la demanda de gas de respiración real de un paciente. Este objetivo se alcanza según la invención mediante un dispositivo de ventilación de tipo genérico, en el que el módulo de control está configurado para determinar el parámetro de funcionamiento de ventilación para una demanda de gas de respiración predeterminada en función de un valor de datos de resistencia que indica una resistencia a la ventilación en relación con un paciente al que se suministrará ventilación, según la primera relación de datos o según la segunda relación de datos. La invención está definida por las reivindicaciones adjuntas.

25 A este respecto, se considera preferiblemente que el módulo de control esté configurado para, en función de un valor de datos de resistencia que indica una resistencia a la ventilación en relación con un paciente al que se suministrará ventilación, seleccionar una relación de datos a partir de la primera relación de datos predeterminada y la segunda relación de datos predeterminada y así determinar el parámetro de funcionamiento de ventilación para una demanda de gas de respiración predeterminada según la relación de datos seleccionada a partir de la primera relación de datos y la segunda relación de datos.

30 Un parámetro de funcionamiento de ventilación en el sentido de la presente solicitud es un parámetro que se ajusta para la operación del dispositivo de ventilación, en particular de la disposición de variación de presión, en ésta. Los datos de pacientes son datos, que describen al paciente al que va a suministrarse ventilación, como por ejemplo peso corporal, tamaño corporal, cuadro clínico, edad, sexo, índice de masa corporal, estado físico y similar.

35 En principio una ventilación artificial siempre se produce contra la resistencia a la ventilación inherente al sistema del dispositivo de ventilación y del paciente. El dispositivo de ventilación debe realizar un trabajo contra esta resistencia a la ventilación para suministrar a los alveolos del paciente gas de respiración nuevo en una medida suficiente. Si bien también es concebible un trabajo contra una resistencia a la ventilación para la evacuación del gas de respiración usado desde los alveolos, sin embargo, preferiblemente el dispositivo de ventilación sólo asiste a la alimentación de gas de respiración nuevo a los alveolos del paciente (inspiración). La exhalación (espiración) se produce habitualmente sólo por la tensión corporal aumentada del aparato respiratorio del paciente, formada durante la fase de inspiración inmediatamente anterior por el gas introducido en el cuerpo. Para ello, tras el cierre de una válvula de inspiración, con la que se cierra un tubo flexible de inspiración que lleva un gas de respiración nuevo al paciente, por regla general se abre una válvula de espiración, de modo que puede relajarse la tensión corporal del aparato respiratorio del paciente expulsando el gas de respiración usado a la atmósfera.

40 La resistencia a la ventilación que debe superarse en el respectivo caso de ventilación es diferente en función del caso. Como el dispositivo de ventilación utiliza habitualmente componentes estandarizados, en particular para la disposición de conducción de gas de respiración, las diferencias en la resistencia a la ventilación de dos pacientes diferentes, a los que se suministrará ventilación con el mismo dispositivo de ventilación, dependerán esencialmente del propio paciente. En función del estado respectivo del paciente la resistencia a la ventilación puede estar provocada en su mayor parte por el paciente. No obstante, cabe señalar en este punto que también los componentes del dispositivo de ventilación que conducen el gas de respiración contribuyen a la resistencia a la ventilación. Posiblemente la contribución del dispositivo de ventilación a la resistencia a la ventilación en cada caso concreto o en una clase de casos puede no considerarse con respecto a la contribución del paciente a la resistencia a la ventilación, sin que esta simplificación dé lugar a una desviación demasiado grande con respecto a la realidad.

45 La formulación “resistencia a la ventilación en relación con un paciente al que se suministrará ventilación” pretende indicarse en todo caso que en principio la resistencia a la ventilación que debe superarse en conjunto con la ventilación artificial será decisiva, aunque, como se indicó anteriormente, en determinadas circunstancias pueda

considerarse de manera simplificada. La expresión utilizada significa lo mismo que la resistencia a la ventilación en el respectivo caso de ventilación.

5 La demanda de gas de respiración de un paciente se obtiene a partir de su metabolismo, para el cual es necesario el gas de respiración para la oxidación. La demanda de gas de respiración puede indicarse mediante el volumen corriente, es decir, el volumen de gas de respiración de una respiración, multiplicado por la frecuencia de ventilación, es decir, el número de repeticiones de respiraciones durante un periodo predeterminado, habitualmente 1 minuto.

10 A este respecto, es posible implementar la misma demanda de gas de respiración mediante diferentes pares de valores de volumen corriente y frecuencia de ventilación. Un aumento de un valor requiere de una disminución recíproca del otro valor respectivo.

15 Para diferentes estados de pacientes, como por ejemplo cuadros clínicos, grados de sedación, debilidad y similares, y constituciones de pacientes, como por ejemplo sexo, complejión, masa muscular, estado físico y similares, existen diferentes puntos de referencia clínicamente aceptados con respecto al volumen corriente adecuado en cada caso. Sin embargo, éstos pueden proporcionar solamente una orientación aproximada porque para cada caso de tratamiento son muy importantes las condiciones físicas y de salud individuales del respectivo paciente.

20 La resistencia a la ventilación puede presentar como componente una resistencia al flujo, producida por ejemplo por la fricción del gas de respiración en las paredes de conducción que conducen el gas de respiración y por turbulencias en el flujo de gas de respiración, y como componente alternativa o adicional una resistencia corporal, producida por ejemplo por la deformación de las conducciones que conducen el gas de respiración y del cuerpo del paciente durante la introducción del gas de respiración en el cuerpo del paciente. En función del estado y de la constitución del respectivo paciente puede obtenerse una ponderación diferente de las respectivas componentes de la resistencia a la ventilación.

25 Se ha encontrado que para el mismo paciente en el mismo estado las fórmulas de Otis y Mead aceptadas y probadas en principio, en realidad son las únicas fórmulas reconocidas por los expertos, pueden llevar a valores diferentes, para el mismo a veces valores muy diferentes parámetro de funcionamiento de ventilación. A este respecto, según las últimas investigaciones de la solicitante, sorprendentemente no depende tanto de la actividad del respectivo paciente sino más bien de la resistencia a la ventilación producida en relación con el paciente durante una ventilación artificial.

30 Por tanto, la resistencia a la ventilación en relación con el respectivo paciente es el parámetro más adecuado para seleccionar una de dos relaciones de datos predeterminadas para la determinación del parámetro de funcionamiento más adecuado para el respectivo paciente y su demanda de gas de respiración concreta.

35 Si bien los parámetros de funcionamiento de ventilación que pueden determinarse en cada caso según Otis y Mead se sitúan siempre en el intervalo permitido, sin embargo, en el caso concreto, el parámetro de funcionamiento de ventilación calculado según una fórmula puede ser más ventajoso que el parámetro de funcionamiento de ventilación calculado según la otra fórmula en cada caso.

40 Aun cuando en el presente documento, debido a la gran importancia de las fórmulas de Otis y Mead, se hable una y otra vez de estas fórmulas, el dispositivo de ventilación según la invención no está limitado a estas fórmulas como las relaciones de datos predeterminadas. En principio la idea de la presente invención consiste en que a partir de una primera relación de datos predeterminada y una segunda relación de datos predeterminada, se seleccione en cada caso aquélla que sea la más adecuada para la situación terapéutica existente en concreto o que lleve al parámetro de funcionamiento de ventilación más adecuado.

45 Esto también incluye precisamente la posibilidad abierta por la presente invención de que al mismo paciente se le suministre ventilación con la misma demanda de gas de respiración mediante el dispositivo de ventilación según la invención en diferentes momentos con parámetros de funcionamiento de ventilación determinados según diferentes relaciones de datos, cuando durante la ventilación la resistencia a la ventilación que debe superarse varía en una medida suficiente. La variación de la resistencia a la ventilación puede producirse por ejemplo mediante recuperación parcial o mediante intervenciones con medicamentos. Ya un simple cambio de posición del paciente puede producir una variación de la resistencia a la ventilación. A este respecto, el paciente puede presentar siempre la misma actividad más allá de la duración de la ventilación artificial, por ejemplo cuando el paciente está en coma de manera continuada. Por tanto, según la presente invención el módulo de control está configurado en particular para determinar el parámetro de funcionamiento de ventilación para una demanda de gas de respiración predeterminada exclusivamente en función del valor de datos de resistencia, que indica una resistencia a la ventilación en relación con el paciente al que va a suministrarse ventilación, e independientemente de su propia actividad, en particular actividad respiratoria, según la primera relación de datos o según la segunda relación de datos.

La respectiva resistencia a la ventilación en relación con el paciente al que va a suministrarse ventilación se representa ventajosamente mediante un valor de datos de resistencia que lo indica, al que en tablas y gráficas pueden asociarse valores de otras magnitudes o también las relaciones de datos.

5 En principio puede considerarse introducir datos en el módulo de control a través de dicha entrada de datos. Así también es posible que un médico que aplica el tratamiento introduzca manualmente el valor de datos de resistencia a través de la entrada de datos en el módulo de control. Para ello, la entrada de datos puede estar unida o puede unirse con un aparato de entrada adecuado, por ejemplo un teclado.

10 Sin embargo, ventajosamente el dispositivo de ventilación está configurado para determinar el valor de datos de resistencia en relación con el paciente al que va a suministrarse ventilación en cada caso. Para ello el dispositivo de ventilación puede registrar por ejemplo parámetros de funcionamiento, como de la disposición de variación de presión, en su variación temporal. Adicional o alternativamente el dispositivo de ventilación puede estar unido con uno o varios sensores para transmisión de datos, configurados para el registro de magnitudes operativas de la
15 disposición de variación de presión y/o de la disposición de conducción de gas de respiración. Entonces, los datos de registro determinados por estos sensores pueden alimentarse a través de la entrada de datos al módulo de control, que según modelos de cálculo en sí conocidos a partir de los valores de datos registrados por los sensores puede determinar el valor de datos de resistencia disponible actualmente en relación con el paciente al que va a suministrarse ventilación.

20 Debido a que, como ya se indicó anteriormente, la resistencia a la ventilación y así el valor de datos de resistencia que lo indica pueden variar con el tiempo o incluso varían con una con mucha probabilidad, el dispositivo de ventilación, según un perfeccionamiento ventajoso de la presente invención está configurado para determinar el valor de datos de resistencia de manera repetida, para hacer funcionar el dispositivo de ventilación, más
25 exactamente su disposición de variación de presión, con datos lo más actuales posible y parámetros de funcionamiento de ventilación derivados de los mismos.

Muy preferiblemente el dispositivo de ventilación está configurado para determinar el valor de datos de resistencia tras cada o para cada ciclo de ventilación, de modo que para cada ciclo de ventilación siguiente esté disponible el
30 parámetro de funcionamiento de ventilación necesario con la mayor actualidad posible.

La determinación del parámetro de funcionamiento de ventilación por medio de la primera o de la segunda relación de datos puede ser una etapa de determinación sencilla aplicando una fórmula a un conjunto de datos de entrada predeterminados. Sin embargo, la determinación del parámetro de funcionamiento de ventilación también puede
35 producirse más allá de varias fases de cálculo. Por ejemplo el dispositivo de ventilación puede estar configurado para determinar, en primer lugar para un valor de datos de resistencia un primer parámetro de funcionamiento de base de ventilación según una primera relación de base de datos predeterminada y determinar un segundo parámetro de funcionamiento de base de ventilación según una segunda relación de base de datos predeterminada diferente de la primera. El dispositivo de ventilación puede estar configurado además para, a continuación, comparar
40 el primer y el segundo parámetro de funcionamiento de base de ventilación entre sí y, en función de un resultado de la comparación, determinar el parámetro de funcionamiento de ventilación por medio de la primera relación de datos predeterminada o por medio de la segunda relación de datos predeterminada.

45 Para poder utilizar los parámetros de funcionamiento de base de ventilación ya determinados y el esfuerzo en que se ha incurrido para su determinación, para la determinación adicional del parámetro de funcionamiento de ventilación, resulta ventajoso que la primera relación de datos sea una función. Esta función de la primera y/o de la segunda relación de base de datos es igual a una función que lleva al mismo parámetro de funcionamiento de ventilación, del primer parámetro de funcionamiento de base de ventilación y/o del segundo parámetro de funcionamiento de base de ventilación. Por ejemplo, la primera relación de datos puede ser una función que forma
50 un valor medio a partir de la primera y de la segunda relación de base de datos. Ésta, a su vez, es igual a una función que forma un valor medio a partir del primer y del segundo parámetro de funcionamiento de base de ventilación. En principio, dicho valor medio puede ser cualquier tipo de valor medio, es decir, un valor medio aritmético, geométrico o armónico. Sin embargo, para la aplicación en el campo de la ventilación artificial ha resultado especialmente ventajoso el valor medio aritmético.

55 Lo mismo ocurre mutatis mutandis para la segunda relación de datos, que también puede ser una función de la primera y/o de la segunda relación de base de datos, y en particular puede ser una función que forma un valor medio a partir de la primera y de la segunda relación de base de datos. Lo dicho anteriormente con respecto al valor medio en relación con la primera relación de datos también se refiere a la segunda relación de datos. También en este
60 caso una función que lleva al mismo parámetro de funcionamiento de ventilación, del primer parámetro de funcionamiento de base de ventilación y del segundo parámetro de funcionamiento de base de ventilación, es igual a una función de la primera y/o de la segunda relación de base de datos. En una solución sencilla pero ventajosa, la segunda relación de datos puede ser la segunda relación de base de datos, de modo que el segundo parámetro de funcionamiento de base de ventilación es el parámetro de funcionamiento de ventilación, cuando éste se determina
65 mediante la segunda relación de datos.

Entonces, cuando ambas relaciones de datos son en cada caso funciones de la primera y/o de la segunda relación de base de datos, son funciones diferentes de la primera y/o de la segunda relación de base de datos, para poder determinar un parámetro de funcionamiento de ventilación lo más adecuado y lo mejor adaptado posible para el paciente al que va a suministrarse ventilación en cada caso, en función de la resistencia a la ventilación que debe superarse.

La comparación que realiza el dispositivo de ventilación en el primer y en el segundo parámetro de funcionamiento de base de ventilación puede ser en principio cualquier comparación, también una comparación de varias fases, en la que pueden compararse entre sí varios valores derivados de los respectivos parámetros de funcionamiento de base de ventilación.

Se prefiere especialmente una solución sencilla que requiere poca potencia de cálculo y que siempre puede estar disponible de manera rápida en la que el dispositivo de ventilación está configurado para, cuando el primer parámetro de funcionamiento de base de ventilación es mayor que el segundo parámetro de funcionamiento de base de ventilación, utilizar un valor medio del primer y del segundo parámetro de funcionamiento de base de ventilación como parámetro de funcionamiento de ventilación, y, cuando el primer parámetro de funcionamiento de base de ventilación es menor que el segundo parámetro de funcionamiento de base de ventilación o es igual que el parámetro de funcionamiento de base de ventilación, utilizar el segundo parámetro de funcionamiento de base de ventilación como parámetro de funcionamiento de ventilación.

De nuevo el valor medio es preferiblemente un valor medio aritmético, aunque los otros valores medios mencionados anteriormente no deban excluirse.

Adicional o alternativamente puede seleccionarse una relación de datos a partir de la primera y segunda relación de datos predeterminada para la determinación del parámetro de funcionamiento de ventilación en función de un valor de datos de resistencia umbral, cuando para al menos una parte de valores de demanda de gas de respiración que pueden seleccionarse y/o ajustarse en el dispositivo de ventilación existe en cada caso un valor de datos de resistencia umbral. Entonces, cuando existen este tipo de valores de datos de resistencia umbral, para la selección de una relación de datos puede estar previsto que el módulo de control esté configurado para, cuando el valor de datos de resistencia del paciente al que va a suministrarse ventilación se sitúe por debajo del valor de datos de resistencia umbral, determinar el parámetro de funcionamiento de ventilación, según la primera relación de datos, y, cuando el valor de datos de resistencia del paciente en concreto se sitúe por encima del valor de datos de resistencia umbral, determinar el parámetro de funcionamiento de ventilación, según la segunda relación de datos.

De nuevo, preferiblemente la primera relación de datos puede ser una función de una primera y/o de una segunda relación de base de datos y la segunda relación de datos puede ser una función diferente de la primera relación de datos, de una primera y/o de una segunda relación de base de datos.

Los valores de datos de resistencia umbral pueden determinarse basándose en experimentos realizados. Por ejemplo puede determinarse un valor de datos de resistencia como valor de datos de resistencia umbral, cuando para valores de datos de resistencia más pequeños una relación de datos a partir de la primera y de la segunda relación de datos proporciona un parámetro de funcionamiento de ventilación mejor adaptado para el paciente al que va a suministrarse ventilación, y cuando para valores de datos de resistencia más grandes de la otra relación de datos en cada caso proporciona el parámetro de funcionamiento de ventilación mejor adaptado. Como ayuda para la toma de decisiones, sobre qué parámetro de funcionamiento de ventilación es el más adecuado, pueden servir los puntos de referencia clínicamente aceptados descritos anteriormente. La relación de datos, que para la demanda de gas de respiración dada de un paciente dado proporcione un parámetro de funcionamiento de ventilación que, considerando las circunstancias generales se aproxime más al punto de referencia clínicamente aceptado, pertinente para el respectivo paciente, será la más adecuada en caso de duda.

Un valor de datos de resistencia umbral para una demanda de gas de respiración dada puede obtenerse también en una intersección de los gráficos de la primera y de la segunda relación de datos como funciones respectivas del parámetro de funcionamiento de ventilación en función de los posibles valores de datos de resistencia. En esta intersección la primera y la segunda relación de datos proporcionan para la demanda de gas de respiración dada del paciente en concreto, es decir, con por lo demás los mismos datos operativos y del paciente, el mismo valor para el parámetro de funcionamiento de ventilación. Por consiguiente, en esta intersección da igual si se utiliza la primera o la segunda relación de datos para la determinación del parámetro de funcionamiento de ventilación, porque el resultado es el mismo. Sin embargo, en un intervalo de datos situado a un lado de la intersección y con ello del valor de datos de resistencia umbral, por ejemplo hacia valores de datos de resistencia más pequeños, una relación de datos puede proporcionar parámetros de funcionamiento de ventilación más ventajosos, en un intervalo de datos situado en el otro lado de la intersección, la otra relación de datos en cada caso.

Como en general es habitual con los dispositivos de ventilación, preferiblemente el parámetro de funcionamiento de ventilación es un volumen corriente de ventilación o una frecuencia de ventilación. Cuando se conoce la demanda de gas de respiración, por ejemplo indicada como volumen minuto, es decir, como la cantidad de gas de respiración alimentada al paciente durante un minuto, y la presente invención supone la demanda de gas de respiración como

predeterminada, es posible calcular el volumen corriente de ventilación conociendo la frecuencia de ventilación y es posible calcular la frecuencia de ventilación conociendo el volumen corriente de ventilación, porque el volumen minuto es el producto de volumen corriente de ventilación y frecuencia de ventilación. Por tanto, preferiblemente la demanda de gas de respiración es un volumen minuto, muy preferiblemente indicada en porcentaje de volumen minuto, porque a partir de una indicación porcentual conocida del volumen minuto son posible conversiones muy sencillas para obtener otros volúmenes minuto, por ejemplo cuando durante la terapia varía el estado del paciente y con éste su demanda de gas de respiración. Otros parámetros de funcionamiento de ventilación pueden ser, por ejemplo, el valor pico de sobrepresión, que se alcanza durante una fase de inspiración en el gas de respiración, la presión positiva al final de la espiración (PEEP), la humedad relativa del gas de respiración, la temperatura del gas de respiración y similares.

Al principio ya se indicaron las formas de resistencia concretas que pueden contribuir a la resistencia a la ventilación en relación con un paciente. Siguiendo este hecho físico el valor de datos de resistencia puede considerar un valor de resistencia al flujo (la denominada "Resistance") de las vías respiratorias del paciente al que va a suministrarse ventilación y/o de las conducciones que conducen gas de respiración, del dispositivo de ventilación. Posibles válvulas previstas en una conducción son parte de la conducción. En el caso en principio posible, aunque poco probable de que la resistencia al flujo suponga la mayor parte, con diferencia, de la resistencia total de la ventilación, en determinadas circunstancias puede ser suficiente considerar sólo el valor de resistencia al flujo (*Resistance*) del caso de ventilación o del paciente como valor de datos de resistencia.

Adicional o alternativamente el valor de datos de resistencia puede considerar un valor de distensibilidad (la denominada "Compliance") de los órganos respiratorios del paciente al que va a suministrarse ventilación de las conducciones que conducen gas de respiración, del dispositivo de ventilación. De nuevo para el caso en principio posible, aunque poco probable de que el valor de distensibilidad suponga la mayor parte, con diferencia, de la resistencia total de la ventilación, ocurre que la consideración únicamente del valor de distensibilidad puede ser suficiente como valor de datos de resistencia.

Sin embargo, se obtiene una imagen lo más realista posible de la resistencia a la ventilación del caso de ventilación concreto, es decir, de la resistencia a la ventilación en relación con un paciente, cuando el valor de datos de resistencia que la indica considera la resistencia y la distensibilidad del caso de ventilación. Por tanto, el valor de datos de resistencia considera preferiblemente una constante de tiempo de ventilación formada por el producto de resistencia y distensibilidad del caso de ventilación. A este respecto, "considerar" significa que dicho valor o dichos valores entran en la determinación del valor de datos de resistencia, no debiendo excluir que otros valores también puedan desempeñar un papel en la determinación del valor de datos de resistencia. Sin embargo, lo más preferiblemente el valor de datos de resistencia es la constante de tiempo de ventilación a la que se recurre a menudo para este fin ya en el estado de la técnica como producto de resistencia y distensibilidad.

Para la determinación de un parámetro de funcionamiento de ventilación, en particular de los ejemplos concretos mencionados anteriormente para un parámetro de funcionamiento de ventilación, hay diferentes enfoques en el mundo profesional, que se basan en diferentes hipótesis. Por ejemplo una relación de base de datos a partir de una primera y una segunda relación de base de datos o una relación de datos a partir de una primera y una segunda relación de datos puede basarse en una hipótesis de un mínimo esfuerzo para la ventilación y la otra relación de base de datos en cada caso o la otra relación de datos en cada caso puede basarse en una hipótesis del mínimo trabajo realizado en la ventilación. Como, en principio, puede ser posible que el esfuerzo aplicado como mínimo también realice el trabajo mínimo, para la hipótesis de un mínimo esfuerzo también se excluirá que en un punto de funcionamiento de ventilación determinado de este modo también se realice un trabajo de ventilación mínimo. Del mismo modo para la diferenciación de las dos hipótesis se excluirá que en un punto de funcionamiento de ventilación determinado a partir de la hipótesis del trabajo mínimo realizado en la ventilación al mismo tiempo la fuerza aplicada para la ventilación sea mínima. Dicho de otro modo: para las mismas magnitudes de entrada las diferentes hipótesis proporcionarán diferentes parámetros de funcionamiento de ventilación.

Para la determinación más precisa posible de un parámetro de funcionamiento de ventilación, según un perfeccionamiento ventajoso de la presente invención puede estar previsto que la primera relación de base de datos o la primera relación de datos por un lado y la segunda relación de base de datos o la segunda relación de datos por otro lado en cada caso incluyan o preferiblemente indiquen una relación de una o varias magnitudes de volumen alveolar del paciente, volumen muerto de los órganos respiratorios del paciente, resistencia al flujo de las vías respiratorias del paciente, resistencia al flujo de la disposición de conducción de gas de respiración, distensibilidad de los órganos respiratorios del paciente, distensibilidad de la disposición de conducción de gas de respiración y frecuencia de ventilación o magnitudes derivadas o combinadas de magnitudes individuales o varias de las magnitudes mencionadas anteriormente. A este respecto, la primera relación de datos es diferente de la segunda relación de datos, también cuando ambas relaciones de datos incluyen las mismas magnitudes. A este respecto, "incluir" significa que además de las magnitudes mencionadas anteriormente también pueden considerarse otras magnitudes en la relación de datos. A este respecto, "indicar" significa que la respectiva relación de datos sólo está formada a partir de una o varias de las magnitudes mencionadas anteriormente.

A este respecto, el volumen alveolar del paciente es aquel volumen efectivo en el que tiene lugar el intercambio gaseoso entre el gas de respiración introducido en el paciente y la sangre del paciente. El volumen muerto de los órganos respiratorios del paciente es aquel volumen de los órganos respiratorios del paciente al que va a suministrarse ventilación, en el que si bien hay gas de respiración y éste también se mueve durante la ventilación, sin embargo el gas de respiración existente en el volumen muerto no participa en un intercambio gaseoso con la sangre del paciente. La resistencia al flujo de las vías respiratorias del paciente es, preferiblemente junto con la resistencia al flujo de la disposición de conducción de gas de respiración, la resistencia determinada individualmente para el respectivo caso de ventilación. La distensibilidad de los órganos respiratorios del paciente, preferiblemente junto con la distensibilidad de la disposición de conducción de gas de respiración, es la distensibilidad pertinente para el respectivo caso de ventilación.

Así una relación de base de datos a partir de una primera y una segunda relación de base de datos o una relación de datos a partir de una primera y una segunda relación de datos puede ser una relación de las magnitudes o los datos mencionados anteriormente según Mead. También ventajosamente la otra relación de base de datos o relación de datos en cada caso puede ser una relación de las magnitudes o los datos mencionados anteriormente según Otis. Las fórmulas según Otis y Mead no sólo han dado buenos resultados en la práctica durante décadas, además también están muy aceptadas, algo muy importante para la aceptación de un dispositivo de ventilación para el personal que lo utiliza para el tratamiento.

En principio puede considerarse transmitir o introducir un volumen parcial de los órganos respiratorios del paciente, por ejemplo el volumen alveolar del paciente y/o el volumen muerto de los órganos respiratorios del paciente, a través de la entrada de datos disponible, a o en el módulo de control. Lo mismo ocurre para la demanda de gas de respiración del paciente al que va a suministrarse ventilación. Como la demanda de gas de respiración de una persona se metaboliza en su cuerpo, la demanda de gas de respiración puede derivarse, por ejemplo, a partir del peso corporal del respectivo paciente. A este respecto, puede utilizarse su peso corporal real o por ejemplo un peso corporal ideal determinado para el respectivo paciente según reglas en sí conocidas (el denominado "ideal body weight" = IBW). En función del estado del paciente puede multiplicarse el peso corporal al que se recurre para la determinación de la demanda de gas de respiración por un coeficiente, para a partir de aquí calcular por ejemplo un volumen minuto.

También el volumen muerto de los órganos respiratorios del paciente puede determinarse de una manera en sí conocida a partir de un peso corporal, en particular a partir del peso corporal ideal mencionado ya anteriormente, por ejemplo de nuevo mediante multiplicación por un coeficiente determinado para ello.

A continuación se explicará la presente invención en más detalle mediante los dibujos adjuntos. Representan:

la figura 1, una representación esquemática de un dispositivo de ventilación según la invención, preparado para la ventilación artificial de un paciente,

la figura 2, una relación utilizada a modo de ejemplo por el dispositivo de ventilación según la invención, de diferentes valores de la constante de tiempo de ventilación y de una frecuencia de ventilación como parámetro de funcionamiento de ventilación y en comparación con esto relaciones correspondientes según las fórmulas de Otis y Mead para una primera demanda de gas de respiración,

la figura 3, una relación utilizada por el dispositivo de ventilación según la invención a modo de ejemplo, de diferentes valores de la constante de tiempo de ventilación y de una frecuencia de ventilación como parámetro de funcionamiento de ventilación y en comparación con esto relaciones correspondientes según las fórmulas de Otis y Mead para una segunda demanda de gas de respiración y

la figura 4, una relación utilizada por el dispositivo de ventilación según la invención a modo de ejemplo, de diferentes valores de la constante de tiempo de ventilación y de una frecuencia de ventilación como parámetro de funcionamiento de ventilación y en comparación con esto relaciones correspondientes según las fórmulas de Otis y Mead para una tercera demanda de gas de respiración.

En la figura 1 se designa una forma de realización según la invención de un dispositivo de ventilación en general con 10. El dispositivo de ventilación 10 sirve en el ejemplo representado para la ventilación artificial de un paciente humano 12.

El dispositivo de ventilación 10 presenta una carcasa 14 en la que, de manera no visible desde fuera por el material opaco de la carcasa, pueden estar alojados una disposición de variación de presión 16 y un módulo de control 18.

La disposición de variación de presión 16 está construida de una manera en sí conocida y puede presentar una bomba, un compresor, un ventilador, un recipiente de presión, una válvula reductora y similar. Además el dispositivo de ventilación 10 presenta de una manera en sí conocida una válvula de inspiración 20 y una válvula de espiración 22.

- 5 El módulo de control 18 está implementado habitualmente como ordenador o microprocesador. Comprende un módulo de almacenamiento no representado en la figura 1, para almacenar los datos necesarios para la operación del dispositivo de ventilación 10 y en caso necesario, acceder a los mismos. El módulo de almacenamiento, con un funcionamiento en red, también puede situarse por fuera de la carcasa 14 y estar conectado con el módulo de control 18 mediante una conexión de datos. La conexión de datos puede estar formada por un enlace por cable o de radio. Sin embargo, para evitar que interferencias de la conexión de datos puedan afectar a la operación del dispositivo de ventilación 10, el módulo de almacenamiento está integrado preferiblemente en el módulo de control 18 o al menos está alojado en la misma carcasa 14 que el mismo.
- 10 Para la introducción de datos en el dispositivo de ventilación 10 o más exactamente en el módulo de control 18, el dispositivo de ventilación 10 presenta una entrada de datos 24, que en el ejemplo representado en la figura 1 se representa mediante un teclado. Como todavía se explicará más abajo, el teclado no es la única entrada de datos del módulo de control 18. En efecto, el módulo de control 18 puede recibir datos a través de diferentes entradas de datos, por ejemplo a través de un cable de red, un enlace de radio o a través de conexiones de sensor 26, a los que se hará referencia en detalle más abajo.
- 15 Para la emisión de datos para el terapeuta que realiza el tratamiento el dispositivo de ventilación 10 puede presentar un aparato de salida 28, en el ejemplo representado una pantalla.
- 20 Para la ventilación artificial el paciente 12 está conectado con el dispositivo de ventilación 10, más exactamente con la disposición de variación de presión 16 en la carcasa 14, a través de una disposición de conducción de gas de respiración 30. Para ello, se intuba al paciente 12.
- 25 La disposición de conducción de gas de respiración 30 presenta un tubo flexible de inspiración 32, a través del que puede conducirse gas de respiración nuevo desde la disposición de variación de presión 16 a los pulmones del paciente 12. El tubo flexible de inspiración 32 puede estar interrumpido y presentar un primer tubo flexible de inspiración 34 y un segundo tubo flexible de inspiración 36, entre los cuales puede estar previsto un módulo de acondicionamiento 38 para humedecer de manera dirigida y dado el caso también para regular la temperatura del gas de respiración nuevo alimentado al paciente 12. El módulo de acondicionamiento 38 puede estar unido a un depósito de líquido externo 40, a través del que puede alimentarse agua para la humidificación o también un medicamento, por ejemplo para la inhibición de la inflamación o para la dilatación de las vías respiratorias, al módulo de acondicionamiento 38. Cuando se utiliza el presente dispositivo de ventilación 10 como dispositivo de ventilación para anestesia, así es posible proporcionar al paciente 12 anestésicos volátiles de manera controlada a través del dispositivo de ventilación 10. El módulo de acondicionamiento 38 se encarga de que el gas de respiración nuevo se alimente al paciente 12 con un contenido en humedad predeterminado, dado el caso añadiendo un aerosol para medicamentos y con una temperatura predeterminada.
- 30 El módulo de acondicionamiento 38 se encarga de que el gas de respiración nuevo se alimente al paciente 12 con un contenido en humedad predeterminado, dado el caso añadiendo un aerosol para medicamentos y con una temperatura predeterminada.
- 35 La disposición de conducción de gas de respiración 30 presenta además de la válvula de inspiración 20 y la válvula de espiración 22 ya mencionadas adicionalmente un tubo flexible de espiración 42, a través del que se expulsa el gas de respiración metabolizado desde los pulmones del paciente 12 a la atmósfera.
- 40 El tubo flexible de inspiración 32 está acoplado con la válvula de inspiración 20, el tubo flexible de espiración 42 con la válvula de espiración 22. De las dos válvulas, en cada caso sólo está abierta una para el paso de un flujo de gas. El control de accionamiento de las válvulas 20 y 22 también se produce mediante el módulo de control 18.
- 45 Durante un ciclo de ventilación en primer lugar durante la fase de inspiración la válvula de espiración 22 está cerrada y la válvula de inspiración 20 está abierta, de modo que puede conducirse gas de respiración nuevo desde la carcasa 14 al paciente 12. Se produce un flujo del gas de respiración nuevo mediante un aumento de presión dirigido del gas de respiración a través de la disposición de variación de presión 16. Debido al aumento de presión el gas de respiración nuevo fluye a los pulmones del paciente 12 y aquí expande la zona del cuerpo cerca de los pulmones, es decir, en particular la caja torácica, contra la elasticidad individual de las partes del cuerpo cerca de los pulmones. De este modo también aumenta la presión de gas en el interior de los pulmones del paciente 12.
- 50 Al final de la fase de inspiración se cierra la válvula de inspiración 20 y se abre la válvula de espiración 22. Comienza la fase de espiración. Debido a la presión de gas aumentada hasta el final de la fase de inspiración, del gas de respiración existente en los pulmones del paciente 12, éste fluye a la atmósfera tras la apertura de la válvula de espiración 22, reduciéndose la presión de gas en los pulmones del paciente 12 a medida que aumenta la duración del flujo. Cuando la presión de gas en los pulmones 12 alcanza una presión positiva al final de la espiración, ajustada en el dispositivo de ventilación 10, es decir, una presión ligeramente mayor que la presión atmosférica, se finaliza la fase de espiración con el cierre de la válvula de espiración 22 y sigue un ciclo de ventilación adicional.
- 55 Durante la fase de inspiración se alimenta al paciente 12 el denominado volumen corriente de ventilación, es decir, el volumen de gas de respiración por respiración. El volumen corriente de ventilación se multiplica por el número de ciclos de ventilación por minuto, es decir, multiplicado por la frecuencia de ventilación, da el volumen minuto de la ventilación artificial realizada en este caso.
- 60
- 65

Preferiblemente el dispositivo de ventilación 10, en particular el módulo de control 18, está configurado para actualizar o determinar de manera repetida parámetros de funcionamiento de ventilación, que indican el modo de ventilación del dispositivo de ventilación 10, durante la operación de ventilación de manera repetida, para garantizar que el modo de ventilación se adapte en todo momento de la manera más óptima posible al paciente al que va a suministrarse ventilación 12 en cada caso. De manera especialmente ventajosa, la determinación de uno o varios parámetros de funcionamiento de ventilación se produce con la frecuencia de ventilación, de modo que para cada ciclo de ventilación pueden proporcionarse parámetros de funcionamiento de ventilación actual y con ello adaptados de manera óptima al paciente 12.

Para ello el dispositivo de ventilación 10 puede estar unido a uno o varios sensores para transmisión de datos, que monitorizan el estado del paciente y/o la operación del dispositivo de ventilación. Sólo a modo de ejemplo para una serie de posibles sensores, en la figura 1 se indica un sensor de flujo 44 que registra el flujo del gas de respiración que predomina en la disposición de conducción de gas de respiración. El sensor de flujo 44 puede estar acoplado por medio de una disposición de conducción de sensor 46 con las entradas de datos 26 del módulo de control 18. La disposición de conducción de sensor 46 puede, pero no tiene que, comprender líneas de transmisión de señales eléctricas. Del mismo modo puede presentar conducciones de tubo flexible, que transmitan la presión de gas predominante en el sentido de flujo a ambos lados del sensor de flujo 44, a las entradas de datos 26, en las que se cuantifican por sensores de presión no representados en la figura 1.

Sólo en aras de la exhaustividad cabe señalar que el dispositivo de ventilación 10 según la invención puede estar alojado como dispositivo de ventilación móvil 10 sobre una estructura 48 rodante.

Cuando, a partir de los datos de pacientes se conoce la demanda de gas de respiración del paciente 12, por ejemplo calculada a partir del peso corporal ideal del paciente 12 considerando su cuadro clínico, para una ventilación satisfactoria del paciente 12 es esencial subdividir la demanda de gas de respiración dada por regla general como volumen minuto o porcentaje de volumen minuto en respiraciones individuales.

En la figura 2, para un porcentaje de volumen minuto del 100% para el paciente 12 se indican tres relaciones de datos diferentes, que en cada caso indican una relación entre la constante de tiempo de ventilación RC y una frecuencia de ventilación. La constante de tiempo de ventilación RC está formada por el producto de resistencia y distensibilidad. Muestra la resistencia a la ventilación en relación con el paciente 12. La frecuencia de ventilación es un ejemplo para un parámetro de funcionamiento de ventilación del dispositivo de ventilación 10.

A este respecto, la curva 50 se ha determinado basándose en la fórmula conocida de Otis según una hipótesis de trabajo de ventilación mínimo. Proporciona para el porcentaje de volumen minuto de 100% para cada valor de constante de tiempo de ventilación realista la frecuencia de ventilación más baja y con ello el mayor volumen corriente de ventilación, porque el volumen minuto es el producto de frecuencia de ventilación y volumen corriente de ventilación.

La curva 52 en la figura 2 muestra una relación de datos entre la constante de tiempo de ventilación RC y la frecuencia de ventilación, determinada según la fórmula conocida de Mead basándose en una hipótesis de esfuerzo mínimo aplicado para la ventilación. Esta relación de datos según la fórmula de Mead proporciona para valores de constante de tiempo de ventilación realistas la mayor frecuencia de ventilación y con ello el menor volumen corriente de ventilación.

A este respecto, el dispositivo de ventilación 10 según la invención puede hacerse funcionar de la siguiente manera: mediante valores registrados mediante sensores, por ejemplo mediante una medición de cantidad del gas de respiración acumulada relacionada con el tiempo, en la fase de espiración es posible determinar el valor de constante de tiempo de ventilación disponible actualmente. El valor de constante de tiempo de ventilación es, por definición, aquel periodo de tiempo necesario para exhalar el 63% del volumen corriente de ventilación.

Sin embargo, alternativamente existen todavía otros procedimientos para la determinación de constantes de tiempo para un caso de ventilación artificial. En esta relación se remite a una contribución de Brunner en "Critical Care Medicine" en el año 1995 o de Lourens en "Intensive Care Medicine" en el año 2000. Aquí se propone la determinación de una constante de tiempo espiratoria como cociente del valor del 75% del volumen corriente espiratorio dividido entre el flujo espiratorio, que predomina en el momento de alcanzar una cantidad de espiración del 75% del volumen corriente espiratorio.

Con el valor de constante de tiempo de ventilación determinado así en ese momento, el dispositivo de ventilación 10, más exactamente el módulo de control 18, determina una frecuencia de ventilación según Mead a partir de la curva 52 como un primer parámetro de funcionamiento de base de ventilación y determina una frecuencia de ventilación según Otis a partir de la curva 50 como un segundo parámetro de funcionamiento de base de ventilación. Por tanto, las curvas 50 y 52 son en el presente ejemplo según la introducción anterior de la descripción una segunda o una primera relación de base de datos.

En una etapa siguiente el dispositivo de ventilación 10, más exactamente el módulo de control 18, compara el primer parámetro de funcionamiento de base de ventilación, es decir, la frecuencia de ventilación según Mead, con el segundo parámetro de funcionamiento de base de ventilación, es decir, la frecuencia de ventilación según Otis. Si el resultado de la comparación es que el primer parámetro de funcionamiento de base de ventilación según Mead es mayor que el segundo parámetro de funcionamiento de base de ventilación según Otis, entonces el dispositivo de ventilación 10 determina la frecuencia de ventilación como parámetro de funcionamiento de ventilación como valor medio aritmético de las frecuencias de ventilación según Mead y según Otis:

$$frec_{invención} = \frac{frec_{Otis} + frec_{Mead}}{2} \quad (1)$$

Si, por el contrario, para el valor de constante de tiempo de ventilación determinado la frecuencia de ventilación según Otis es mayor que la frecuencia de ventilación según Mead, entonces se selecciona la frecuencia de ventilación según Otis como parámetro de funcionamiento de base de ventilación.

En el ejemplo de la figura 1 para todos los valores de constante de tiempo de ventilación que pueden alcanzarse de manera realista la frecuencia de ventilación según Otis es menor que la que es según Mead, de modo que siempre se selecciona la media aritmética de las relaciones de datos según Otis y según Mead como relación de datos, según lo cual para un volumen minuto conocido y para un valor de constante de tiempo de ventilación determinado se determina una frecuencia de ventilación. Esta relación de datos se designa en la figura 2 como curva 54.

En la figura 3 se muestran esencialmente las mismas relaciones de base de datos 50 y 52 para un porcentaje de volumen minuto del 200%. En principio lo dicho anteriormente con respecto a la figura 2 se aplica también para la figura 3: En primer lugar se determina de una manera en sí conocida el valor de constante de tiempo de ventilación RC disponible en ese momento. Para este valor de constante de tiempo de ventilación RC se calcula en cada caso una frecuencia de ventilación según Mead y según Otis. Las frecuencias de ventilación según Mead y según Otis así obtenidas se comparan entre sí. Entonces, cuando la frecuencia de ventilación según Mead es mayor que la que es según Otis, se calcula el valor medio aritmético de las dos frecuencias de ventilación como parámetro de funcionamiento de ventilación según la fórmula (1) mencionada anteriormente. Entonces, cuando la frecuencia de ventilación según Otis es mayor que la que es según Mead, se utiliza la frecuencia de ventilación según Otis como parámetro de funcionamiento de ventilación para la operación del dispositivo de ventilación 10.

En la figura 3 puede reconocerse que las relaciones de base de datos de las curvas 50 y 52 se intersecan con un valor de constante de tiempo de ventilación de aproximadamente 1,12 s en una intersección 56. Así, a la izquierda de la intersección 56, es decir, con valores de constante de tiempo de ventilación menores que 1,12 s, la frecuencia de ventilación según Mead calculada para cada valor de constante de tiempo de ventilación es mayor que la que es según Otis, de modo que para este intervalo de valores de constante de tiempo de ventilación menor que 1,12 s siempre se aplica la fórmula (1) anterior para la determinación de la frecuencia de ventilación que se ajustará en el dispositivo de ventilación 10 como parámetro de funcionamiento de ventilación.

Por el contrario, para valores de constante de tiempo de ventilación mayores que 1,12 s siempre ocurre lo contrario: en este caso para cada valor de constante de tiempo de ventilación la frecuencia de ventilación según Otis calculada de este modo es mayor que la que es según Mead, de modo que para este intervalo el valor de constante de tiempo de ventilación siempre ajusta o utiliza la frecuencia de ventilación según Otis como parámetro de funcionamiento de ventilación en el dispositivo de ventilación 10. La intersección 56 es un valor de datos de resistencia umbral, tal como se indicó anteriormente en la introducción de la descripción.

La figura 4 muestra esencialmente principalmente las mismas relaciones de datos o relaciones de base de datos que las figuras 2 y 3, sin embargo para un porcentaje de volumen minuto del 300%, es decir, para una demanda de gas de respiración muy aumentada. Para la figura 4 se aplica mutatis mutandis lo dicho con respecto a la figura 3 siempre y cuando la intersección o el valor de datos de resistencia umbral 56 para la demanda de gas de respiración pertinente en la figura 4 se sitúe en un valor de constante de tiempo de ventilación de 0,75 s.

Con el dispositivo de ventilación 10 de la presente invención es posible adaptar la ventilación artificial realizada en el paciente 12 mejor que hasta ahora al paciente concreto y su estado. Como se reconocen y aceptan ampliamente tanto el procedimiento de cálculo según Otis como el procedimiento de cálculo según Mead, a un valor situado entre los resultados de los dos procedimientos de cálculo conocidos no se le puede negar el reconocimiento de la aplicabilidad. Porque cuando cada uno de los parámetros de funcionamiento de ventilación obtenidos según Otis y Mead para un valor de constante de tiempo de ventilación y para una demanda de gas de respiración concreta es terapéuticamente adecuado, un parámetro de funcionamiento de ventilación nuevo situado entre estos parámetros de funcionamiento de ventilación conocidos también tiene que ser terapéuticamente adecuado.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo de ventilación (10) para la ventilación al menos asistida, en parte artificial de pacientes (12), en particular de pacientes humanos, con una disposición de conducción de gas de respiración (30), con una disposición de variación de presión (16) para variar la presión del gas de respiración en la disposición de conducción de gas de respiración (30) durante la operación de ventilación del dispositivo de ventilación (10) y con un módulo de control (18), que controla la disposición de variación de presión (16) de tal modo que se alimenta al paciente un volumen minuto de gas de respiración predeterminado, presentando el módulo de control (18) una entrada de datos (24, 26) para la transmisión de datos operativos y/o del paciente al módulo de control (18) y estando configurado el módulo de control (18) para determinar un volumen corriente de ventilación o una frecuencia de ventilación como parámetro de funcionamiento de ventilación para la operación de la disposición de variación de presión (16) de manera selectiva por medio de una primera relación de datos (54) predeterminada o por medio de una segunda relación de datos (50) predeterminada diferente de la primera, caracterizado por que el módulo de control (18) está configurado para, en función de un valor de datos de resistencia que indica una resistencia a la ventilación en relación con un paciente al que se suministrará ventilación (12), seleccionar una relación de datos (50, 54) a partir de la primera relación de datos (54) predeterminada y la segunda relación de datos (50) predeterminada y así determinar el parámetro de funcionamiento de ventilación para el volumen minuto de gas de respiración predeterminado según la relación de datos (50, 54) seleccionada a partir de la primera relación de datos (54) y segunda relación de datos (50).

2. Dispositivo de ventilación (10) según la reivindicación 1, caracterizado por que el dispositivo de ventilación (10) está configurado para determinar el valor de datos de resistencia, preferiblemente determinarlo de manera repetida, muy preferiblemente determinarlo tras cada o para cada ciclo de ventilación, pudiendo estar unido para ello preferiblemente el dispositivo de ventilación (10) con uno o varios sensores para el registro de magnitudes operativas de la disposición de variación de presión (16) y/o de la disposición de conducción de gas de respiración (30) para transmisión de datos.

3. Dispositivo de ventilación (10) según la reivindicación 1 o 2, caracterizado por que el dispositivo de ventilación (10) está configurado para determinar, para un valor de datos de resistencia, un primer parámetro de funcionamiento de base de ventilación según una primera relación de base de datos (52) predeterminada y determinar un segundo parámetro de funcionamiento de base de ventilación según una segunda relación de base de datos (50) predeterminada diferente de la primera, estando configurado además el dispositivo de ventilación (10) para comparar el primer y el segundo parámetro de funcionamiento de base de ventilación entre sí y, en función de un resultado de la comparación, determinar el parámetro de funcionamiento de ventilación por medio de la primera relación de datos (54) predeterminada o por medio de la segunda relación de datos (50) predeterminada.

4. Dispositivo de ventilación (10) según la reivindicación 3, caracterizado por que la primera relación de datos (54) es una función de la primera (52) y/o de la segunda relación de base de datos (50), preferiblemente es una función que forma un valor medio, muy preferiblemente un valor medio aritmético, a partir de la primera (52) y de la segunda relación de base de datos (50) y por que la segunda relación de datos (50) es una función de la primera (52) y/o de la segunda relación de base de datos (50), preferiblemente es la segunda relación de base de datos (50).

5. Dispositivo de ventilación (10) según la reivindicación 3 o 4, caracterizado por que el dispositivo de ventilación (10) está configurado para, cuando el primer parámetro de funcionamiento de base de ventilación es mayor que el segundo parámetro de funcionamiento de base de ventilación, utilizar un valor medio, preferiblemente valor medio aritmético, del primer y del segundo parámetro de funcionamiento de base de ventilación como parámetro de funcionamiento de ventilación, y, cuando el primer parámetro de funcionamiento de base de ventilación es menor que el segundo parámetro de funcionamiento de base de ventilación o es igual que el parámetro de funcionamiento de base de ventilación, utilizar el segundo parámetro de funcionamiento de base de ventilación como parámetro de funcionamiento de ventilación.

6. Dispositivo de ventilación (10) según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que para al menos una parte de valores de demanda de gas de respiración que pueden seleccionarse y/o ajustarse en el dispositivo de ventilación (10) existe en cada caso un valor de datos de resistencia umbral (56), estando configurado el módulo de control (18) para, cuando el valor de datos de resistencia del paciente al que va a suministrarse ventilación (12) se sitúa por debajo del valor de datos de resistencia umbral (56), determinar el parámetro de funcionamiento de ventilación, según la primera relación de datos (54), preferiblemente en forma de una función de una primera (52) y/o una segunda relación de base de datos (50), y, cuando el valor de datos de resistencia del paciente (12) en concreto se sitúa por encima del valor de datos de resistencia umbral (56), determinar el parámetro de funcionamiento de ventilación, según la segunda relación de datos (50), en particular preferiblemente en forma de una función de una primera (52) y/o una segunda relación de base de datos (50).

- 5 7. Dispositivo de ventilación (10) según la reivindicación 6, caracterizado por que la primera (54) y la segunda relación de datos (50) con por lo demás los mismos datos operativos y del paciente para el valor de datos de resistencia umbral (56) producen la determinación de esencialmente el mismo valor para el parámetro de funcionamiento de ventilación.
8. Dispositivo de ventilación (10) según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que la demanda de gas de respiración se indica en porcentaje de volumen minuto.
- 10 9. Dispositivo de ventilación (10) según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que el valor de datos de resistencia considera un valor de resistencia al flujo (*Resistance*) de las vías respiratorias del paciente al que va a suministrarse ventilación (12) y/o de la disposición de conducción de gas de respiración (30) y/o un valor de distensibilidad (*Compliance*) de los órganos respiratorios del paciente al que va a suministrarse ventilación (12) y/o de la disposición de conducción de gas de respiración (30), considerando el valor de datos de resistencia preferiblemente una constante de tiempo de ventilación formada por el producto de valor de resistencia al flujo (*Resistance*) y valor de distensibilidad (*Compliance*) en relación con el paciente al que va a suministrarse ventilación (12), siendo muy preferiblemente la constante de tiempo de ventilación.
- 15 10. Dispositivo de ventilación (10) según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que la primera relación de base de datos (52) o la primera relación de datos (54) se basa en una hipótesis de un mínimo esfuerzo para la ventilación sin al mismo tiempo un trabajo mínimo realizado en la ventilación y por que la segunda relación de base de datos (50) o la segunda relación de datos (50) se basa en una hipótesis de trabajo mínimo realizado en la ventilación sin al mismo tiempo un esfuerzo mínimo aplicado para la ventilación.
- 20 11. Dispositivo de ventilación (10) según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que la primera relación de base de datos (52) o la primera relación de datos (54) por un lado y la segunda relación de base de datos (50) o la segunda relación de datos (50) por otro lado en cada caso incluyen o preferiblemente indican una relación de magnitudes individuales o varias magnitudes de volumen alveolar del paciente, volumen muerto de los órganos respiratorios del paciente, resistencia al flujo de las vías respiratorias del paciente, distensibilidad de los órganos respiratorios del paciente, resistencia al flujo de la disposición de conducción de gas de respiración, distensibilidad de la disposición de conducción de gas de respiración y frecuencia de ventilación o magnitudes derivadas o combinadas de magnitudes individuales o varias de las magnitudes mencionadas anteriormente, siendo muy preferiblemente la primera relación de base de datos (52) o la primera relación de datos (54) una relación de dichos datos según Mead y siendo muy preferiblemente la segunda relación de base de datos (50) o la segunda relación de datos (50) una relación de dichos datos según Otis.
- 25 30 35 12. Dispositivo de ventilación (10) según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que el módulo de control (18) está configurado para, en función de los datos de paciente de un paciente al que va a suministrarse ventilación (12), determinar un volumen parcial de los órganos respiratorios del paciente y/o una demanda de gas de respiración.
- 40 13. Dispositivo de ventilación (10) según la reivindicación 12, caracterizado por que el módulo de control (18) está configurado para determinar un volumen muerto de los órganos respiratorios del paciente en función de un peso corporal ideal del paciente al que va a suministrarse ventilación (12) y/o está configurado para determinar un volumen minuto en función de un peso corporal ideal del paciente al que va a suministrarse ventilación (12).
- 45

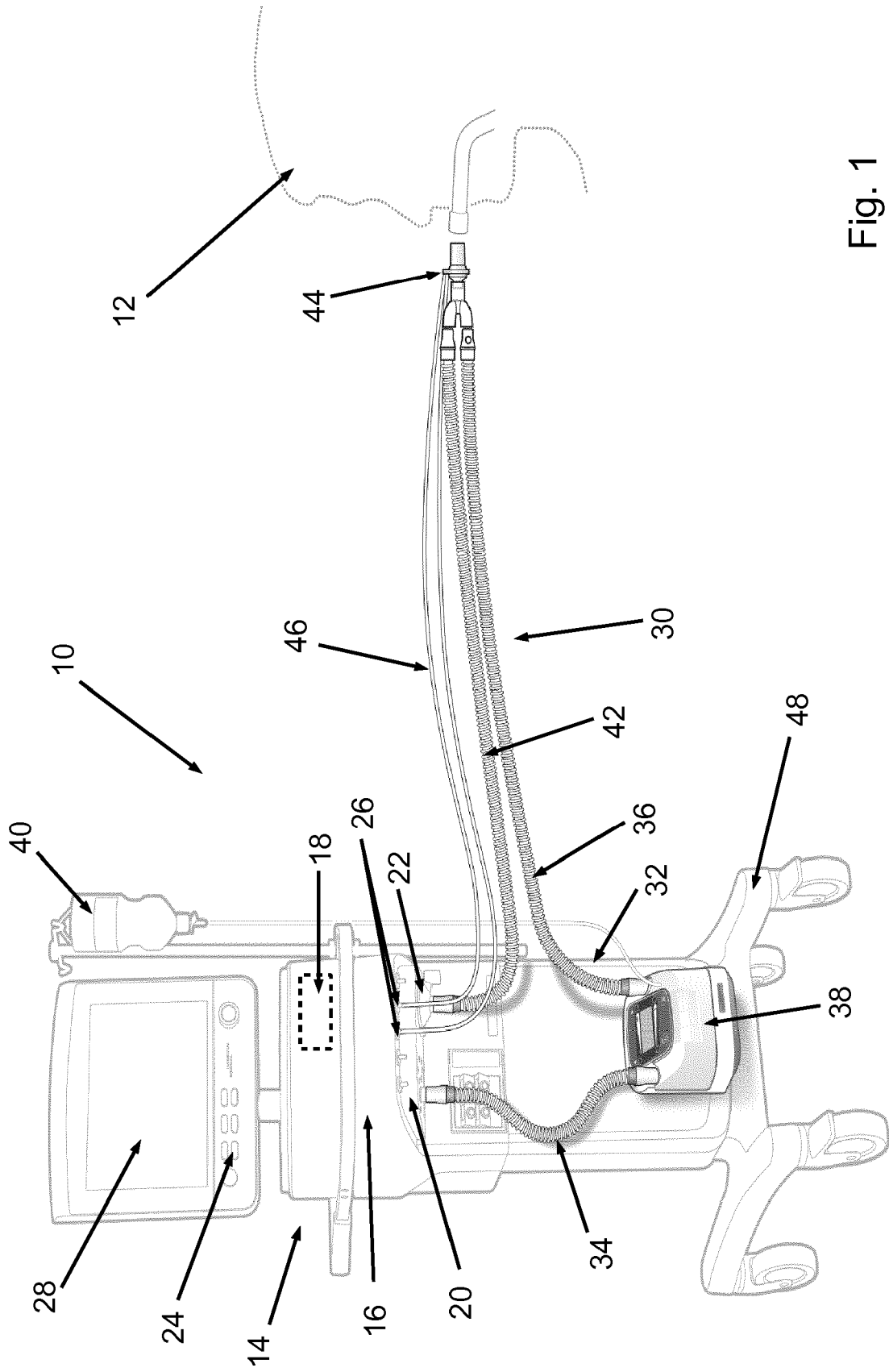
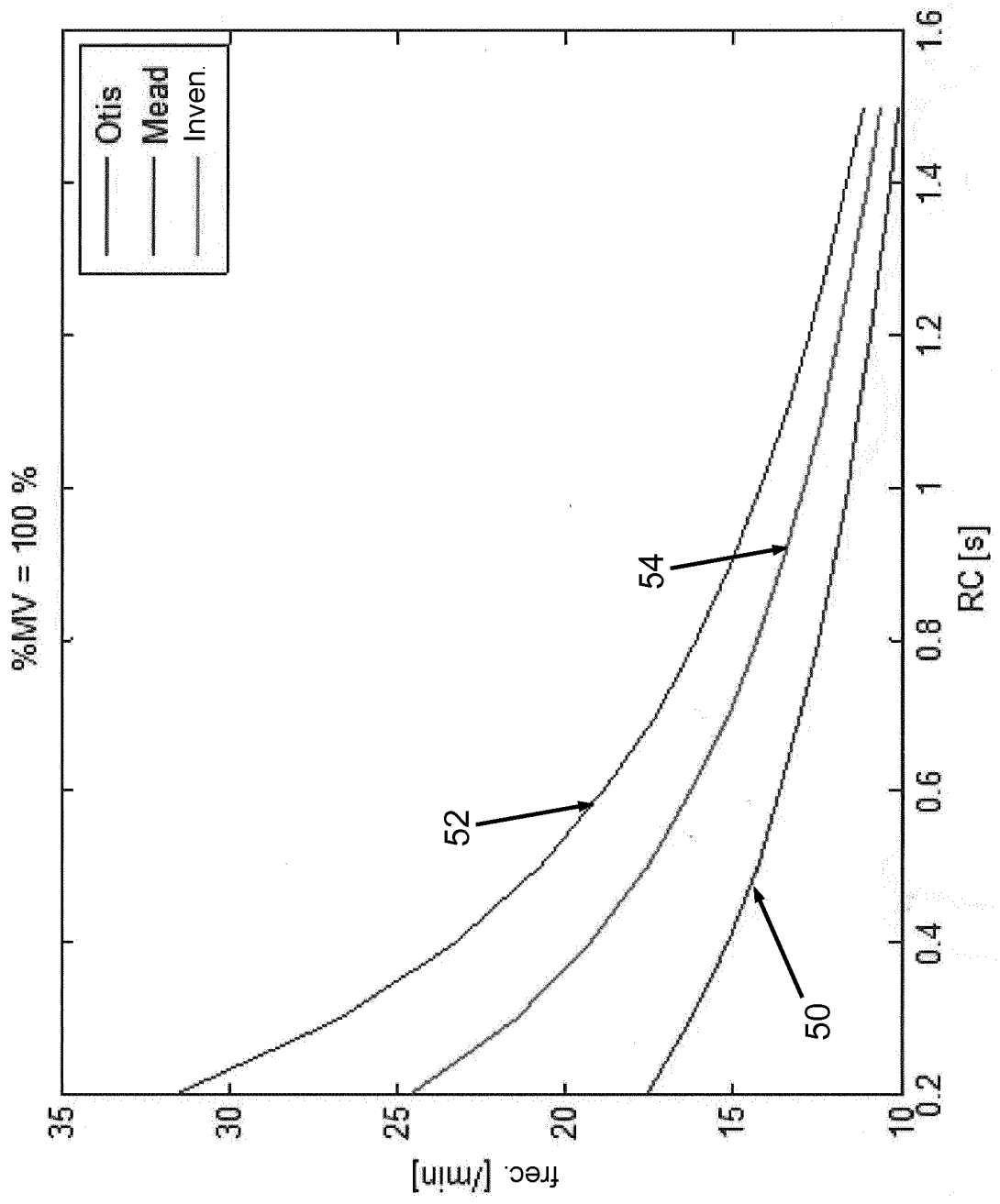


Fig. 1

Fig. 2



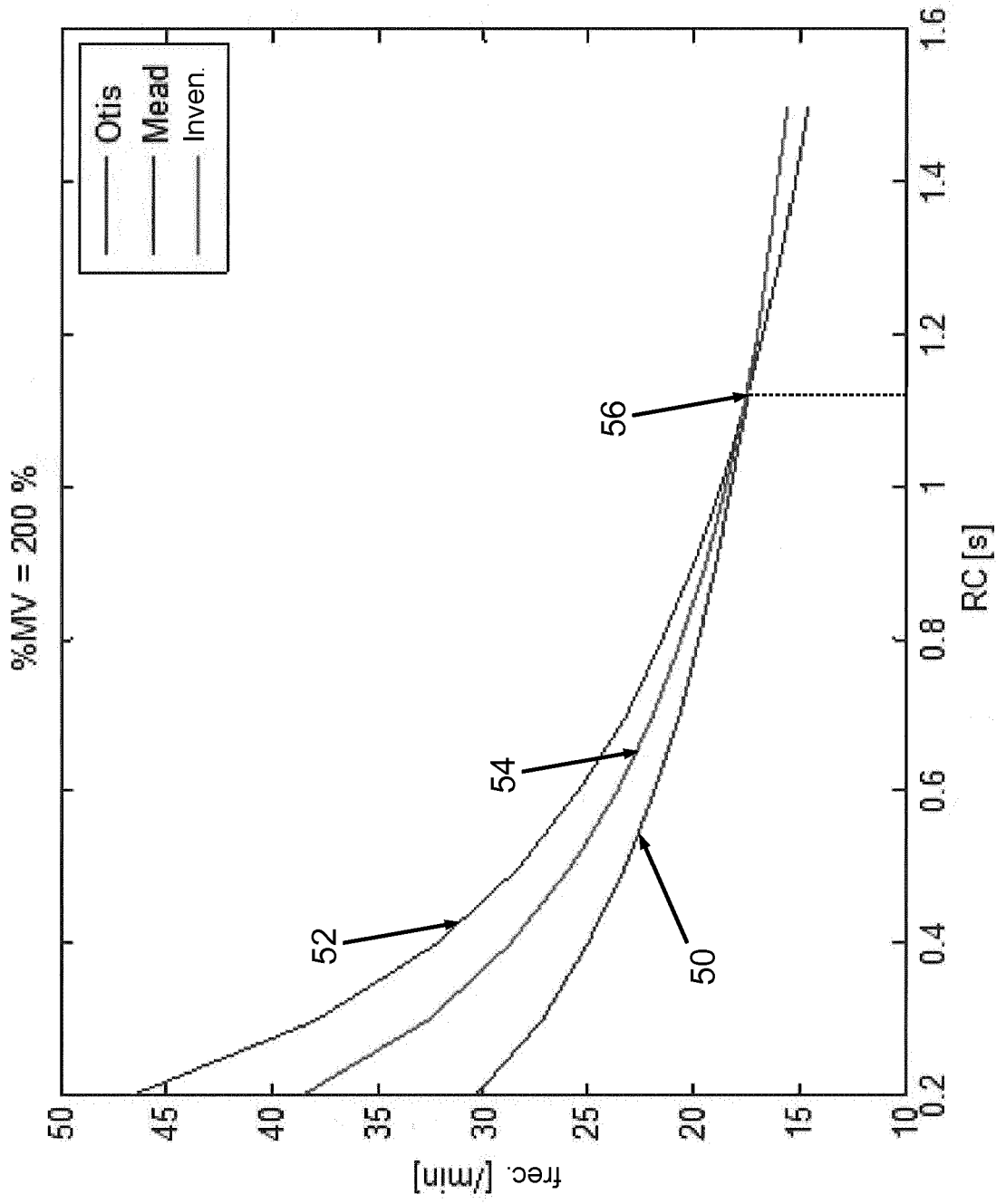


Fig. 3

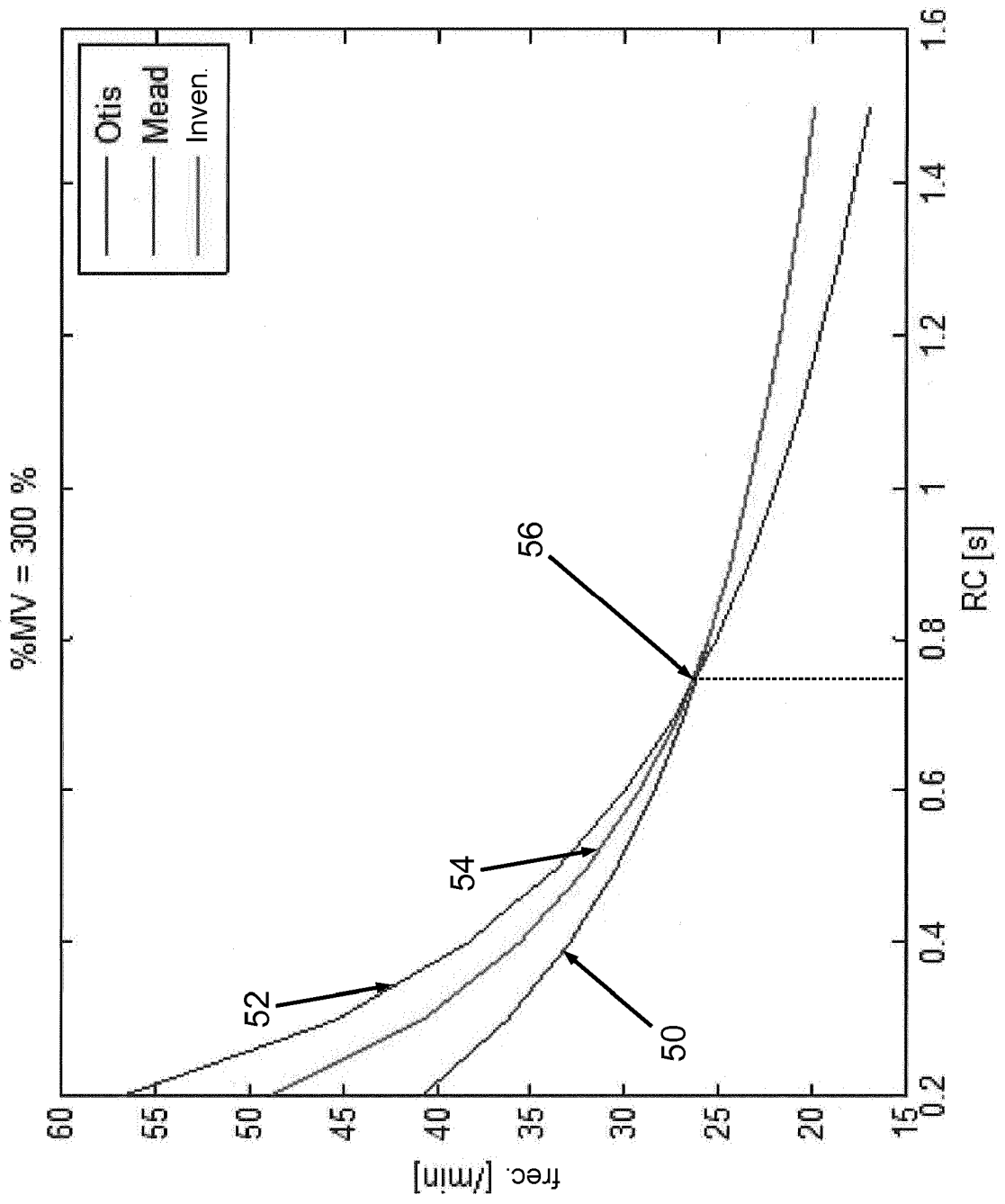


Fig. 4