



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 365 541**

51 Int. Cl.:
F04B 43/12 (2006.01)
F04B 43/08 (2006.01)
F04B 49/10 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **07711730 .7**
96 Fecha de presentación : **01.03.2007**
97 Número de publicación de la solicitud: **1994284**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **26.11.2008**

54 Título: **Procedimiento y dispositivo para manejar una bomba peristáltica eléctrica para tubo flexible.**

30 Prioridad: **11.03.2006 DE 10 2006 011 346**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
06.10.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
06.10.2011

73 Titular/es: **FRESENIUS MEDICAL CARE
DEUTSCHLAND GmbH
Else-Kröner-Strasse 1
61352 Bad Homburg V.D.H., DE**

72 Inventor/es: **Kopperschmidt, Pascal**

74 Agente: **Zuazo Araluze, Alexander**

ES 2 365 541 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

Procedimiento y dispositivo para manejar una bomba peristáltica eléctrica para tubo flexible.

5 La invención se refiere a un procedimiento y a un dispositivo para manejar una bomba peristáltica eléctrica para tubo flexible para transportar un líquido en un tubo flexible. Además se refiere la invención a un procedimiento para manejar una bomba peristáltica eléctrica para tubo flexible de un dispositivo para el tratamiento extracorporeal de la sangre, así como a un dispositivo para el tratamiento extracorporeal de la sangre con un dispositivo para manejar una bomba peristáltica para tubo flexible.

10 En un tratamiento extracorporeal de la sangre, por ejemplo una hemodiálisis, atraviesa la sangre a tratar en un circuito extracorporeal de la sangre la cámara de sangre de un dializador dividido mediante una membrana semipermeable en la cámara de sangre y una cámara de líquido dializador, mientras que en un sistema de líquido dializador el líquido dializador atraviesa la cámara de líquido dializador. El circuito extracorporeal de la sangre presenta un tubo flexible arterial que conduce a la cámara de sangre y un tubo flexible venoso que parte de la cámara de sangre. Los dispositivos de hemodiálisis conocidos disponen de una bomba de sangre, que en general está dispuesta flujo arriba de la cámara de sangre del dializador, para asegurar un flujo de sangre suficiente en el circuito extracorporeal de la sangre.

15 A la bomba de sangre se le formulan elevadas exigencias técnicas. Por ello se consideran sólo determinados tipos de bomba. En la práctica se han acreditado las bombas peristálticas, que transportan la sangre del paciente a través del tubo flexible arterial y venoso.

20 Las bombas de tubo flexible se denominan en base a su funcionamiento también bombas peristálticas. Su acción como bomba se basa en que al menos un lugar de obturación (oclusión) se mueve a lo largo del tubo flexible elástico que sirve como cámara de la bomba y debido a ello desplaza el líquido alojado dentro en la dirección de transporte.

25 En el tipo constructivo más usual de las bombas peristálticas se realiza el ajuste tal que el tubo elástico se cierra por completo en los estrechamientos que se mueven. Por ello se denominan también estas bombas bombas peristálticas oclusivas. Los lugares de estrechamiento o de obturación móviles, que transportan la sangre en el tubo flexible de la bomba, pueden generarse técnicamente de formas diferentes.

30 Se conocen bombas de rodillos en las que el tubo flexible se inserta entre un estator, que forma una vía de rodadura en arco como contrasoporte y un rotor allí apoyado y que puede girar, rodeado por rodillos, con lo que los rodillos laminan el tubo flexible en la dirección de transporte. Preferiblemente están apoyados los rodillos elásticamente en el rotor, con lo que los mismos ejercen una fuerza de compresión sobre el tubo flexible. Además de éstas, se conocen también bombas de dedos, en las que los lugares de estrechamiento o de obturación se generan mediante una serie de pistones (dedos) móviles dispuestos a lo largo del tubo flexible.

Una visión general de los distintos tipos constructivos de bombas de rodillo o de dedos se da en "Técnica de Diálisis", 4ª edición, Asociación para la Técnica Médica Aplicada, S.L. & S.C. KG, Friedrichsdorf, 1988.

35 Las bombas peristálticas eléctricas para tubo flexible se utilizan en los dispositivos para el tratamiento de la sangre conocidos no sólo para transportar la sangre, sino también para transportar otros líquidos. Cuando se utilizan en equipos técnicos médicos, en particular en dispositivos para el tratamiento de la sangre, se formulan elevadas exigencias al funcionamiento correcto de tales bombas peristálticas.

40 Durante el funcionamiento de las bombas de rodillos resulta el problema de que cuando aumenta la resistencia al flujo ya no resulta una oclusión completa del tubo flexible. Más bien comienzan a levantarse los rodillos del contacto flexible. En este caso ya no queda asegurado un funcionamiento correcto de la bomba de rodillos.

45 El documento US 5,629,871 describe un procedimiento y un dispositivo para vigilar la funcionalidad de distintos módulos de un dispositivo de hemodiálisis. Entre éstos se encuentran también las bombas peristálticas, vigilándose entonces la intensidad de la bomba o la tensión, para deducir la funcionalidad de la bomba. Por el documento 4,781,525 se conoce la inclusión de la intensidad de la bomba para determinar la velocidad de transporte.

El documento WO 97/45150 describe un procedimiento para determinar la presión de transporte de una bomba, en el que se determina la intensidad de la bomba. Puesto que en determinadas circunstancias pueden producirse desviaciones respecto a una dependencia lineal entre la presión de transporte y el caudal de la bomba, se propone utilizar una curva de calibración.

50 La invención tiene como tarea básica indicar un procedimiento y un dispositivo para manejar una bomba peristáltica eléctrica para tubo flexible, en particular la bomba de tubo flexible de un dispositivo para el tratamiento extracorporeal de la sangre, que permita una vigilancia segura del funcionamiento correcto de la bomba peristáltica.

Esta tarea se resuelve con las características de las reivindicaciones 1 a 9. Ventajosas formas constructivas de la invención son objeto de las reivindicaciones subordinadas.

La invención se basa en el conocimiento de que cuando está ocluido total o parcialmente el tubo flexible, debido a los elementos de una bomba peristáltica que producen el desplazamiento por ejemplo los rodillos de una bomba de rodillos, varía el consumo de potencia de la bomba eléctrica. La invención se basa en determinar la potencia consumida por la bomba o una magnitud física correlada con la potencia, por ejemplo la intensidad que atraviesa la bomba y a partir de la magnitud física medida, determinar una componente de continua, que no varía periódicamente, y una componente de alterna, que se superpone a la componente de continua y que varía periódicamente. Para vigilar el funcionamiento correcto de la bomba peristáltica, se vigila durante el tratamiento de la sangre cómo aumenta o desciende la componente de alterna del consumo de potencia en relación con la componente de continua del consumo de potencia. Se deduce entonces que hay un funcionamiento incorrecto de la bomba peristáltica en base a las componentes de continua y de alterna, en particular cuando se produce una variación característica en el tiempo de la componente de continua y una variación en el tiempo de la componente de alterna.

En una forma de ejecución preferente, se evalúa el consumo de potencia relacionando la variación en el tiempo de la componente de continua con la variación en el tiempo de la componente de alterna a intervalos de tiempo predeterminados, deduciéndose en base a la variación en el tiempo de la relación averiguada entre la variación en el tiempo de la componente de continua y de la componente de alterna a intervalos de tiempo predeterminados durante el funcionamiento de la bomba peristáltica que el funcionamiento de la bomba peristáltica no es correcto.

La invención se basa en particular en el conocimiento de que el cociente entre la variación en el tiempo de la componente alterna y de la componente continua es un parámetro característico de si los elementos de la bomba peristáltica que producen el desplazamiento ocluyen por completo o sólo en parte el tubo flexible. Preferiblemente se vigila el cociente durante el tratamiento de la sangre, para en el caso de que el cociente quede por debajo de un determinado valor límite, deducir que ya no existe una oclusión completa. En función de cuál sea el valor límite, puede determinarse la medida de la oclusión al llegar por debajo de la cual se supone que la bomba ya no funciona adecuadamente. Ventajosamente pueden definirse también varios valores límite que ya permiten detectar el comienzo de la desaparición de una oclusión o que permiten deducir que hay una perturbación cuando la oclusión ha desaparecido ya al menos parcialmente.

En una forma constructiva preferente alternativa, no se determina la variación en el tiempo de las componentes de continua y alterna a intervalos de tiempo predeterminados, es decir, la derivada de la función o la pendiente de la curva, sino que se calcula el cociente (A_{AC}/I_{DC}) de la componente de alterna ($d/dt A_{AC}$) y de la componente de continua (I_{DC}) a intervalos de tiempo predeterminados durante el servicio de la bomba peristáltica y se comparan con un valor límite predeterminado, deduciéndose que hay una oclusión insuficiente de la bomba peristáltica cuando el cociente queda por debajo de un valor límite predeterminado. No obstante, puede determinarse también el cociente a partir de las componentes de continua y alterna, deduciéndose que la oclusión de la bomba peristáltica no es suficiente cuando el cociente sobrepasa el valor límite predeterminado. No obstante, pueden incluirse también otros términos para la evaluación, siempre que sólo al comienzo de la oclusión den lugar a una variación característica de la magnitud de cálculo.

La componente de alterna de la magnitud física medida, que tiene correlación con el consumo de potencia de la bomba, depende del tipo constructivo de la bomba. La frecuencia de la componente de alterna depende en particular de la cantidad de rodillos de la bomba de rodillos. Puesto que la frecuencia del rotor se conoce, puede determinarse fácilmente la componente alterna. Para ello sirven los procedimientos matemáticos conocidos, entre los que se encuentra por ejemplo el análisis de Fourier.

El dispositivo correspondiente a la invención dispone de medios para determinar la componente de continua y la componente de alterna del consumo de potencia o bien de la magnitud física medida que tiene correlación con el consumo de potencia y de medios para detectar un funcionamiento incorrecto de la bomba peristáltica. El dispositivo correspondiente a la invención puede constituir un grupo constructivo separado o bien ser parte integrante de los dispositivos de tratamiento de la sangre conocidos.

Se ha comprobado que es especialmente ventajosa la utilización del procedimiento correspondiente a la invención y la inclusión del dispositivo correspondiente a la invención en dispositivos para el tratamiento extracorporal de la sangre, por ejemplo dispositivos de hemodiálisis para vigilar el funcionamiento correcto de la bomba de sangre dispuesta en el circuito extracorporal de la sangre. Con el procedimiento correspondiente a la invención o el dispositivo correspondiente a la invención pueden no obstante también vigilarse el funcionamiento de todas las otras bombas de tubo flexible en los equipos técnicos médicos o en general en la maquinaria.

A continuación se describirá más en detalle un ejemplo de ejecución de la invención con referencia a los dibujos.

Se muestra en:

figura 1 un dispositivo para el tratamiento extracorporal de la sangre correspondiente a la invención, que dispone de un dispositivo correspondiente a la invención para manejar una bomba peristáltica del dispositivo para el tratamiento de la sangre,

figura 2 las componentes de continua y de alterna del consumo de potencia de la bomba de sangre durante un tratamiento de diálisis en función de la duración del tratamiento, y

5 figuras 3a a 3c las condiciones dinámicas de presión durante el funcionamiento de una bomba de rodillos cuando tiene lugar una oclusión completa, al comenzar a desaparecer la oclusión y para una oclusión incompleta del tubo flexible.

10 El dispositivo por el tratamiento extracorporeal de la sangre, en particular el dispositivo de hemodiálisis, dispone de un dializador 1, que mediante una membrana semipermeable 2 está dividido en una cámara de sangre 3 y una cámara de líquido dializador 4. Desde un paciente conduce un tubo arterial de la sangre 5, en el que está conectada una bomba de sangre 6, a una entrada de la cámara de sangre 3, mientras que de la salida de la cámara de sangre conduce un tubo de sangre venosa 7 a través de una cámara de goteo 8 al paciente. En el tubo de la sangre venosa 7 está dispuesta flujo abajo de la cámara de goteo 8 una válvula de bloqueo 12 que puede accionarse electromagnéticamente.

15 El líquido dializador nuevo se aporta en una fuente de líquido dializador 12. Desde la fuente de líquido dializador 12 conduce un tubo de líquido dializador 13 a una entrada de la cámara de líquido dializador 4 del dializador 1, mientras que un conducto de salida de líquido dializador 14 conduce desde una salida de la cámara de líquido dializador a un desagüe 9. En el conducto de salida de líquido dializador 14 está conectada una bomba de líquido dializador 15.

20 La bomba de sangre 6 es una bomba peristáltica de tubo flexible accionada eléctricamente, en particular una bomba de rodillos, siendo el tubo de la sangre arterial y venosa 5, 7 tubos flexibles, que se insertan en la bomba de rodillos 6. La válvula de bloqueo venosa 12 es una pinza para tubo flexible que puede accionarse electromagnéticamente.

25 El dispositivo de diálisis dispone de una unidad de control 16, conectada con la bomba de sangre 6 y la bomba de líquido dializador 15 mediante líneas de control 16, 17. La unidad de control 16 proporciona una determinada tensión o una determinada intensidad para manejar la bomba de sangre 6 y la bomba de líquido dializador 12, con lo que por los conductos de la sangre 5, 7 fluye sangre con un caudal de sangre predeterminado Q_b y líquido dializador en los conductos de líquido dializador 13, 14 con un determinado caudal de líquido dializador predeterminado Q_d . Además, acciona la unidad de control 16 mediante un contacto de control 19 la válvula de bloqueo venosa 12.

30 Además de la unidad de control 16, dispone el dispositivo de tratamiento de la sangre de una unidad de cálculo y evaluación 20, que mediante una línea de datos 21 se comunica con la unidad de control 16. La unidad de cálculo y evaluación 20 esta unida mediante otra línea de datos 22 con una unidad de alarmas 23, que emite una alarma óptica y/o acústica.

35 Para medir la presión en el tubo de sangre venosa 7 está dispuesto un sensor de presión venosa 24 en la cámara de goteo 8, que está unida mediante una línea de datos 25 con la unidad de cálculo y evaluación 20.

El dispositivo de diálisis puede disponer adicionalmente de otros componentes, por ejemplo de un equipo equilibrador o equipo de ultrafiltración, que no obstante no se han representado para mayor claridad.

40 El dispositivo correspondiente a la invención para manejar la bomba de sangre 6 se describe en el presente ejemplo de ejecución como parte integrante del dispositivo de tratamiento extracorporeal de la sangre, siendo posible vigilar el funcionamiento correcto de la bomba de sangre. No obstante, pueden vigilar también el funcionamiento correcto otras bombas participantes, por ejemplo la bomba de líquido de sustitución.

Aún cuando el dispositivo para manejar una bomba peristáltica eléctrica para tubo flexible se describe en el presente ejemplo de ejecución en relación con un dispositivo para el tratamiento extracorporeal de la sangre, puede formar también el dispositivo para manejar la bomba peristáltica un grupo constructivo autónomo, que puede utilizarse en todos los equipos técnicos médicos para vigilar el funcionamiento correcto de las bombas peristálticas.

45 A continuación se describirá en detalle el funcionamiento del dispositivo para manejar la bomba de sangre 6.

50 La bomba de sangre 6 es una bomba de rodillos. Puesto que las bombas de rodillos se conocen en general, sobra una descripción detallada. Las figuras 3a a 3c muestran una representación básica del funcionamiento de la bomba de rodillos, habiéndose representado sólo uno de los rodillos 25. Los rodillos 25 están apoyados tal que pueden girar en un rotor no representado. El tubo flexible, en el presente ejemplo de ejecución el conducto arterial de la sangre 5, se encuentra entre los rodillos 25 y un estator 27, que forma una vía de rodadura 28 como contrasoporte.

55 Las figuras 3a a 3c muestran sólo una representación básica. En las bombas de rodillos se extiende la vía de rodadura con forma de arco alrededor del rotor rodeado por los rodillos. Los rodillos 25 están pretensados elásticamente en el rotor contra la vía de rodadura 28, con lo que los rodillos pueden levantarse del tubo flexible.

La figura 3a muestra el caso de que los rodillos 25 ocluyen totalmente el tubo flexible, la figura 3b el caso de que los rodillos comienzan a levantarse del tubo flexible y la figura 3c el caso de que los rodillos ya no ocluyen por completo el tubo flexible, con lo que la bomba de sangre ya no puede funcionar correctamente.

5 La vigilancia del funcionamiento de la bomba de sangre se basa en la evaluación de la potencia absorbida por la bomba. El consumo de potencia puede calcularse por el producto de la tensión aplicada al motor eléctrico de corriente continua de la bomba de sangre 6 por la intensidad que fluye por el motor. No obstante, es suficiente también determinar una magnitud que tenga correlación con la potencia. Puesto que la tensión se toma como constante, es suficiente medir sólo la intensidad del motor. Señalemos que la bomba de sangre básicamente también puede ser accionada por un motor de corriente alterna.

10 Durante un tratamiento extracorporeal de la sangre puede aumentar la resistencia al flujo en el dializador (coagulación). Esto da lugar a un aumento de la presión en el conducto arterial de la sangre 5 flujo arriba de la bomba de sangre 6 y flujo abajo del dializador 1, que no obstante no puede medirse con el sensor de presión venosa 24. Al aumentar la presión arterial, aumenta el consumo de potencia de la bomba de sangre 6.

15 Un análisis del consumo de potencia muestra que la potencia absorbida por la bomba o bien una magnitud física que tiene correlación con la potencia, presenta tanto una componente de continua, que no varía periódicamente, como también una componente de alterna que varía periódicamente.

La figura 2 muestra el consumo de potencia de la bomba de sangre como función del tiempo, en cuanto a la componente de continua (DC), así como a la componente alterna (AC).

20 El valor del consumo de potencia de AC discurre proporcionalmente al consumo de potencia de DC, siempre que la bomba de sangre se ocluya completamente. Mediante la correspondiente escalación, pueden superponerse las curvas para este caso. Pero si se levantan los rodillos de la bomba de sangre del segmento de tubo flexible de la sangre, tal que descienda el caudal de la bomba, desaparece la coincidencia. Esto se muestra gráficamente en la figura 2 durante un tratamiento de diálisis in-vitro con sustitutivo de la sangre. Durante este tratamiento se espesó el sustitutivo de la sangre mediante una excesiva ultrafiltración hasta la coagulación del dializador, con lo que la resistencia al flujo en el dializador aumentó continuamente, hasta que la resistencia, debido a la elevada presión estática, sobrepasó las fuerzas de recuperación de los rodillos de la bomba y la oclusión comenzó a desaparecer. Mediante la reducción de la carrera de los rodillos de la bomba, desciende la anchura de la modulación de la potencia absorbida por el motor, aún cuando el consumo medio de potencia aumenta debido a la elevada resistencia al flujo en el segmento de tubo flexible.

30 Las figuras 3a a 3c muestran que la amplitud del consumo de potencia de AC desciende al desaparecer la oclusión, mientras que el consumo de potencia de DC aumenta al desaparecer la oclusión.

El dispositivo para el tratamiento de la sangre correspondiente a la invención funciona como sigue:

35 Para preparar el tratamiento de diálisis, ajusta la unidad de control 16 un valor para el caudal de la sangre Q_b , que es tan pequeño que la resistencia al flujo a través del dializador puede despreciarse. La presión en el conducto arterial de la sangre 5 flujo arriba del dializador 1 corresponde entonces a la presión que mide el sensor de presión venosa 24. El flujo de la bomba 6 se mide ahora. La intensidad medida para la bomba I_{p1} corresponde a la presión P_{ven}

$$(ecuación 1) \quad I(p=P_{ven} (Q_b \approx 0)) = I_{p1}$$

40 A continuación cierra la unidad de control 16 la válvula de bloqueo venosa 12, así como otras válvulas no mostradas para mayor claridad en el conducto de entrada de líquido dializador y de salida de líquido dializador 13, 14, con lo que la bomba de sangre 6 funciona ahora contra la presión que pueden generar las fuerzas de recuperación de los rodillos. Esta presión se encuentra técnicamente y en función de las normas en las bombas de rodillos utilizadas en la práctica entre aproximadamente 1,6 y 1,8 bar. Con ello corresponde el consumo de corriente de la bomba de sangre a una presión de 1,6 a 1,8 bar.

$$(ecuación 2) \quad I(p=P_{okk}) = I_{p2}$$

50 En función de la relación lineal entre el consumo de potencia y la presión $p(I)$ flujo arriba del dializador, puede determinarse la presión a partir del consumo de corriente I :

$$I_p(p) = \frac{I_{p2} - I_{p1}}{P_{Okk} - P_{ven}(Q_b = 0)} (p - P_{ven}(Q_b = 0)) + I_{p1}$$

(ecuación 3)

$$\Rightarrow p(I) = \frac{P_{Okk} - P_{ven}(Q_b = 0)}{I_{p2} - I_{p1}} (I - I_{p1}) + P_{ven}(Q_b = 0)$$

5 La unidad de cálculo y evaluación 20 tiene a disposición las magnitudes indicadas en la ecuación 3. La presión venosa P_{ven} se mide con el medidor de presión venosa 24, mientras que la bomba de la sangre 6 funciona con un caudal mínimo, siendo medida o prescrita la intensidad I_{p1} por la unidad de control 16. La presión en el conducto arterial de la sangre 6 P_{Okk} , que depende del tipo de bomba, se supone que tiene un valor de entre 1,6 y 1,8 bar.

Durante el tratamiento de la sangre se calcula continuamente la presión arterial en el conducto arterial de la sangre 5 mediante la unidad de cálculo y evaluación 20 según la ecuación 3.

10 Además la unidad de cálculo y evaluación 20 determina continuamente durante el tratamiento de la sangre, a partir del consumo de potencia o de una magnitud física correlada con el consumo de potencia, en particular a partir de la intensidad de la bomba, la componente de continua (consumo de potencia de DC) y la componente alterna (consumo de potencia de AC). Para la componente de alterna se toma como base la frecuencia que resulta del producto de la frecuencia del rotor por la cantidad de rodillos. Siempre que la bomba de sangre ocluya por completo el tubo flexible, el cociente entre la variación en el tiempo de la amplitud del consumo de potencia de AC A_{AC} y la variación en el tiempo del consumo de potencia de DC I_{DC} es constante, es decir, los aumentos de la modulación de amplitud A_{AC} y del valor del consumo de corriente continua medio I_{DC} discurren en una relación lineal entre sí.

$$\frac{\frac{d}{dt} A_{AC}}{\frac{d}{dt} I_{DC}} = \frac{dA_{AC}}{dI_{DC}} = const,$$

20 (ecuación 4)

con lo que con T como periodicidad de la bomba de sangre normalizada con la cantidad de rodillos y φ como normalización de la posición en fase, es decir, el decalaje en fase entre la modulación A_{AC} y la función trigonométrica $\sin(x)$ (seno de x) utilizada en el intervalo de integración, resulta:

25

$$I_{DC} = \frac{1}{T} \int_T I(t) dt$$

(ecuación 5)

$$A_{AC} = \frac{1}{T} \int_T I(t) \sin(2\pi \frac{t}{T} + \varphi) dt$$

(ecuación 6)

30 Cuando la relación indicada en la ecuación 4 ya no es constante, sino que comienza a tender a cero, desciende la oclusión de la bomba de sangre, es decir, los rodillos de la bomba de sangre se levantan del segmento de tubo flexible. Éste es en particular el caso cuando la relación tiene un signo negativo.

$$\frac{\frac{d}{dt} A_{AC}}{\frac{d}{dt} I_{DC}} = \frac{dA_{AC}}{dI_{DC}} \leq 0$$

(ecuación 7)

Cuando se ha eliminado por completo la oclusión, rige:

$$\frac{d}{dt} I_{DC} = 0,$$

(ecuación 8)

5

$$\frac{d}{dt} A_{AC} = 0$$

(ecuación 9)

10 La unidad de cálculo y evaluación 20 calcula continuamente durante el tratamiento el cociente entre la variación en el tiempo del consumo de potencia de AC A_{AC} y el consumo de potencia de DC I_{DC} según la ecuación 4. Para realizar las operaciones de cálculo necesarias, en particular para formar la derivada, dispone la unidad de cálculo y evaluación 20 de un microprocesador.

15 El cociente averiguado compara la unidad de cálculo y evaluación 20 con valores límite prescritos. Para el caso de que el cociente calculado sea mayor que un valor límite predeterminado, es decir, sea constante (ecuación 4), se supone que la bomba de sangre 6 ocluye por completo el conducto de sangre arterial 5 (figura 3a). No obstante, cuando se rebasa abajo el primer valor límite, genera la unidad de cálculo y evaluación 20 una primera señal de alarma, con lo que la unidad de alarma 23 emite una primera alarma óptica y/o acústica, que señala que los rodillos de la bomba de sangre comienzan a elevarse del tubo flexible (figura 3b). Si se rebasa por abajo otro valor límite inferior al primer valor límite, genera la unidad de cálculo y evaluación una segunda señal de alarma, con lo que el equipo de alarmas emite una segunda alarma, que señala que la bomba de sangre ya no ocluye por completo el tubo flexible (figura 3c). Entonces ya no es correcto el funcionamiento de la bomba peristáltica, ya que la presión en el conducto arterial de la sangre 5 ha sobrepasado un valor límite predeterminado debido a un aumento de la resistencia al flujo en el dializador 1.

25 Una forma de ejecución alternativa prevé comparar el cociente no con un valor límite, sino con la variación en el tiempo de las componentes de continua y alterna del consumo de potencia a intervalos de tiempo predeterminados, es decir, combinar la medida del aumento (pendiente) de las magnitudes lógicamente entre sí como sigue.

30 Cuando tanto la componente de continua como también la componente de alterna del consumo de potencia aumenta, se deduce que la presión arterial aumenta. Cuando sólo aumenta la componente de continua del consumo de potencia pero la componente de alterna del consumo de potencia se estanca, se deduce que la oclusión de la bomba de sangre comienza a descender. Cuando la componente de alterna del consumo de potencia comienza a descender aumentando a la vez la componente de continua del consumo de potencia, se deduce que los rodillos de la bomba de sangre se han levantado del tubo flexible. Cuando tras levantarse los rodillos de la bomba se estancan tanto la componente de continua como también la de alterna del consumo de potencia, detecta la unidad de cálculo y evaluación 20 que la bomba de sangre ya no transporta.

35 Básicamente es posible también combinar ambos procedimientos de evaluación entre sí, teniéndose en cuenta tanto el desbordamiento por arriba como el desbordamiento por abajo de valores límite prescritos y también una combinación AND (Y) de las componentes de continua y alterna del consumo de potencia.

40 También es posible vigilar sólo el cociente entre la componente de continua y la componente de alterna. Tal como puede observarse en la figura 2, permanece este cociente constante dentro de una determinada zona siempre que la bomba no trabajó con oclusión. Pero la desviación de la forma de la curva en un instante posterior modifica (reduce) el cociente, lo que se detecta como perturbación.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento para manejar una bomba eléctrica peristáltica de tubo flexible (6) para transportar un líquido en un tubo flexible (5, 7) en el que durante el funcionamiento de la bomba (6) se determina la potencia consumida por la bomba o una magnitud física correlada con la potencia,
- 5 **caracterizado porque** a partir de la magnitud física medida se determinan una componente de continua (DC) que no varía periódicamente y una componente de alterna (AC) superpuesta a la componente de continua, que varía periódicamente, deduciéndose en base a la componente de continua y a la componente de alterna durante el funcionamiento de la bomba peristáltica cuándo el funcionamiento de la bomba peristáltica no es correcto.
- 10 2. Procedimiento según la reivindicación 1,
- caracterizado porque** durante el funcionamiento de la bomba peristáltica la variación en el tiempo de la componente de continua ($d/dt I_{DC}$) y la variación en el tiempo de la componente de alterna ($d/dt A_{AC}$) a intervalos de tiempo predeterminados están en una determinada relación entre sí, deduciéndose en base a la variación en el tiempo de la relación averiguada entre la variación en el tiempo de la componente de continua y de la componente de alterna a intervalos de tiempo predeterminados durante el funcionamiento de la bomba peristáltica cuándo el funcionamiento de la bomba peristáltica no es correcto.
- 15 3. Procedimiento según la reivindicación 2,
- caracterizado porque** el cociente ($dA_{AC}/d I_{DC}$) entre la variación el tiempo de la componente de alterna ($d/dt A_{AC}$) y de la componente de continua ($d/dt I_{DC}$) se calcula a intervalos de tiempo predeterminados y se compara con un valor límite prescrito, deduciéndose que hay una oclusión insuficiente de la bomba peristáltica cuando el cociente queda por debajo del valor límite prescrito.
- 20 4. Procedimiento según la reivindicación 1,
- caracterizado porque** el cociente (A_{AC}/I_{DC}) entre la componente alterna (A_{AC}) y la componente de continua (I_{DC}) se calcula a intervalos de tiempo predeterminados, y se compara con un valor límite prescrito, deduciéndose que la oclusión de la bomba peristáltica no es suficiente cuando el cociente queda por debajo del valor límite prescrito.
- 25 5. Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a 4,
- caracterizado porque** la bomba peristáltica es una bomba de rodillos oclusiva, estando dispuesto el tubo flexible entre un estator, que forma una vía de rodadura como contrasoprote, y un rotor rodeado por los rodillos apoyados tal que puede girar.
- 30 6. Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a 5,
- caracterizado porque** a partir de la magnitud física correlada con la potencia, se determina la presión flujo abajo de la bomba peristáltica.
7. Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a 6,
- 35 **caracterizado porque** una bomba eléctrica peristáltica de tubo flexible opera un dispositivo de tratamiento extracorporeal de la sangre.
8. Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a 7,
- caracterizado porque** la bomba peristáltica de tubo flexible está dispuesta en un tubo flexible arterial que conduce a una unidad de tratamiento de la sangre, de la que parte un tubo flexible, formando los tubos flexibles venoso y arterial, junto con la unidad de tratamiento de la sangre, un circuito extracorporeal de la sangre.
- 40 9. Dispositivo para manejar una bomba peristáltica eléctrica de tubo flexible (6) para transportar un líquido en un tubo flexible (5, 7) con
- medios (16, 20) para determinar la potencia consumida por la bomba durante el funcionamiento de la bomba, o bien una magnitud física correlada con la potencia,
- 45 **caracterizado porque** el dispositivo presenta:
- medios (16, 20) para determinar una componente de continua (DC) que no varía periódicamente y una componente de alterna (AC) que varía periódicamente a partir de la magnitud física y
- medios (16, 20) para detectar un funcionamiento incorrecto de la bomba peristáltica, configurados tal que en base a la componente de continua (DC) y a la componente de alterna (AC) durante el funcionamiento de la bomba peristáltica se deduce cuándo el funcionamiento de la bomba peristáltica no es correcto.
- 50

10. Dispositivo según la reivindicación 9,
- 5 **caracterizado porque** están configurados medios (16, 20) para detectar un funcionamiento incorrecto de la bomba peristáltica, calculándose la relación entre la variación en el tiempo de la componente de continua ($d/dt I_{DC}$) y la variación de la componente de alterna ($d/dt A_{AC}$) a intervalos de tiempo predeterminados durante el funcionamiento de la bomba peristáltica, deduciéndose en base a la variación en el tiempo de la relación averiguada entre la variación en el tiempo de la componente de continua y la de la componente de alterna a intervalos de tiempo predeterminados durante el funcionamiento de la bomba peristáltica que el funcionamiento de la bomba peristáltica no es correcto.
11. Dispositivo según la reivindicación 10,
- 10 **caracterizado porque** los medios (16, 20) para detectar que el funcionamiento de la bomba peristáltica no es correcto están configurados tal que se calcula el cociente ($dA_{AC} / d I_{DC}$) entre la variación en el tiempo de la parte de alterna ($d/dt A_{AC}$) y de la parte de continua ($d/dt I_{DC}$) a intervalos de tiempo predeterminados durante el funcionamiento de la bomba peristáltica y se compara con un valor límite prescrito, deduciéndose que no hay una oclusión suficiente de la bomba peristáltica cuando el cociente queda por debajo del valor límite prescrito.
- 15 12. Dispositivo según la reivindicación 9,
- 20 **caracterizado porque** los medios (16, 20) para detectar que el funcionamiento de la bomba peristáltica no es correcto, están configurados tal que se compara el cociente (A_{AC} / I_{DC}) de la componente de alterna A_{AC} y la componente de continua (I_{DC}) a intervalos de tiempo predeterminados durante el funcionamiento de la bomba peristáltica y se comparan con un valor límite prescrito, deduciéndose que no hay una oclusión suficiente de la bomba peristáltica cuando el cociente queda por debajo de un valor límite prescrito.
13. Dispositivo según una de las reivindicaciones 9 a 12,
- caracterizado porque** la bomba peristáltica es una bomba de rodillos oclusiva (6), estando dispuesto el tubo flexible entre un estator, que constituye una vía de rodadura como contrasoporte, y un rotor rodeado con rodillos apoyados tal que pueden girar.
- 25 14. Dispositivo según una de las reivindicaciones 9 a 13,
- caracterizado porque** el dispositivo presenta medios (13) para determinar la presión flujo abajo de la bomba peristáltica, constituidos tal que a partir de la magnitud física correlada con la potencia se determina la presión flujo abajo de la bomba peristáltica.
15. Dispositivo para el tratamiento de la sangre con una bomba peristáltica eléctrica de tubo flexible (6),
- 30 **caracterizado porque** el dispositivo para el tratamiento de la sangre presenta un dispositivo según una de las reivindicaciones 9 a 14 para manejar la bomba peristáltica de tubo flexible (6).
16. Dispositivo para el tratamiento de la sangre según la reivindicación 15,
- 35 **caracterizado porque** el dispositivo para el tratamiento de la sangre presenta una unidad para el tratamiento de la sangre (1), al que conduce un tubo flexible arterial (5) y del que parte un tubo flexible venoso (7), estando dispuesta la bomba peristáltica de tubo flexible (6) en el tubo flexible arterial (5).

Fig. 1

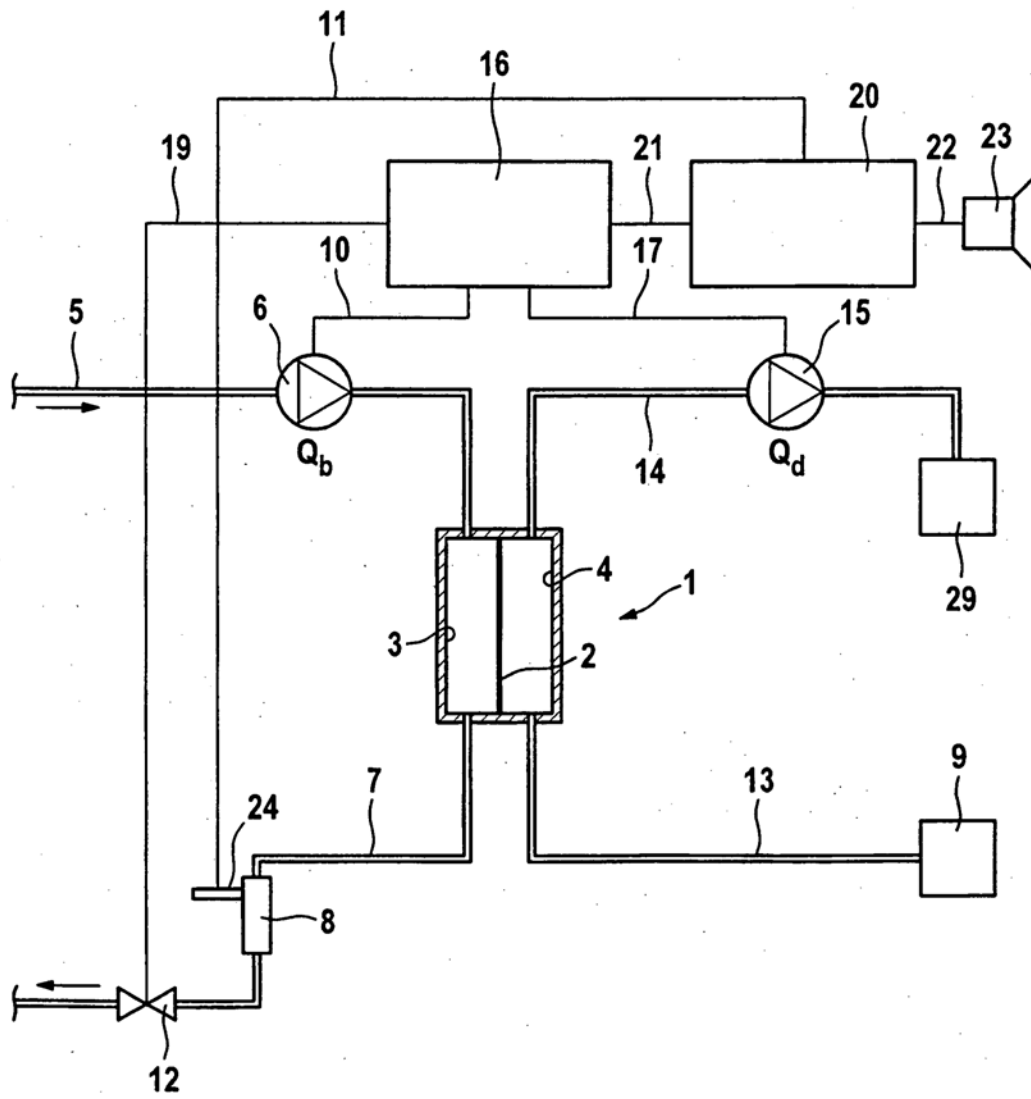


Fig. 2

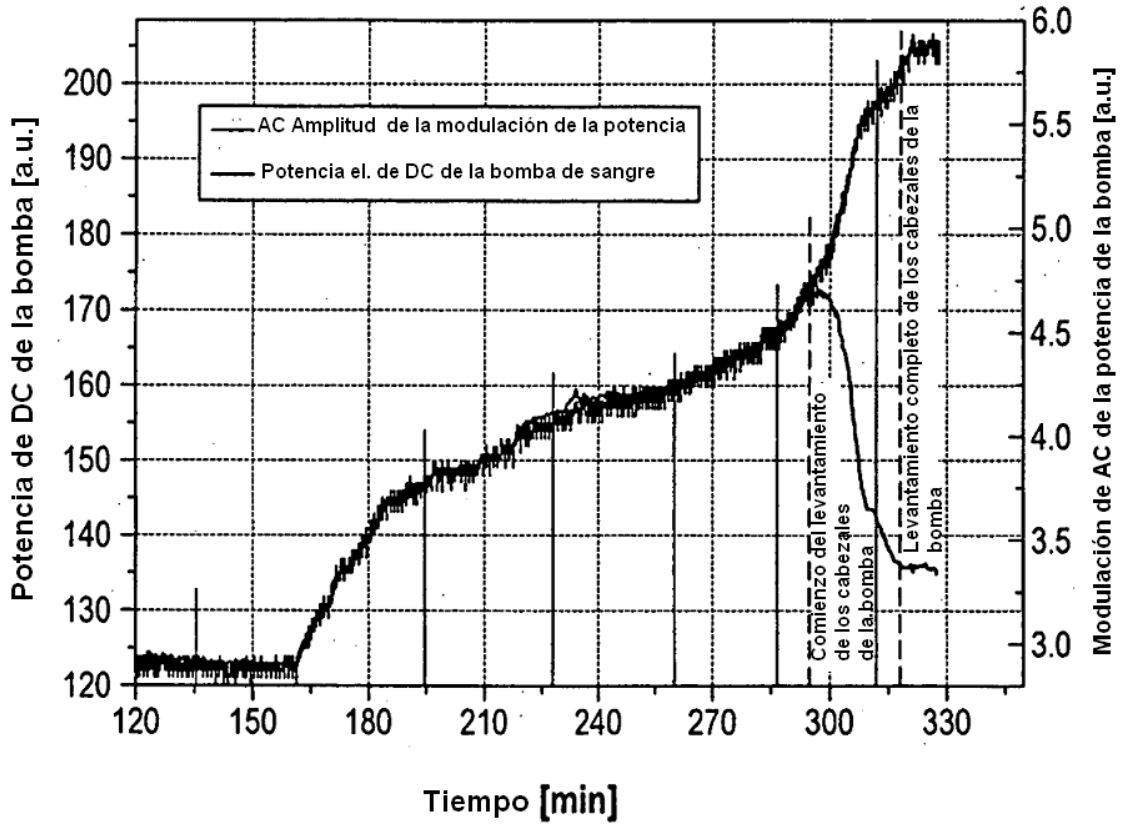


Fig. 3a

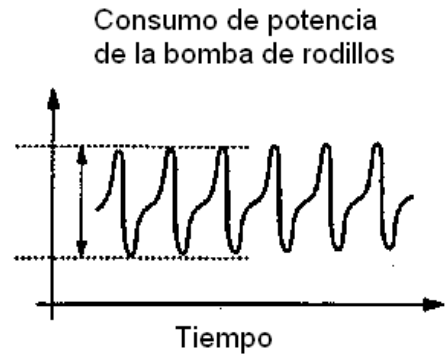
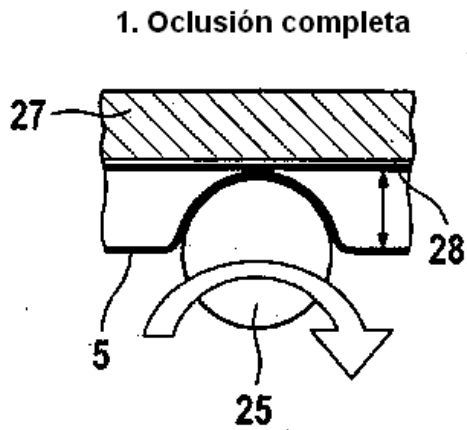


Fig. 3b

2. Oclusión comienza a desaparecer

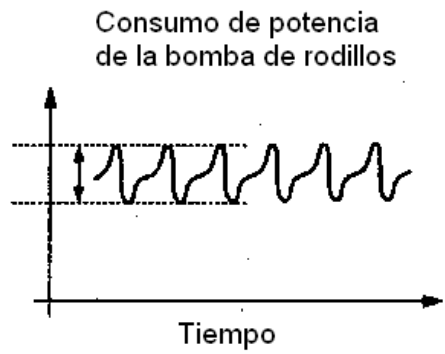
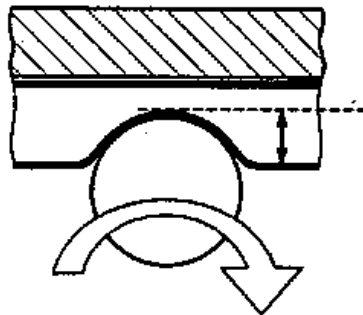


Fig. 3c

3. Oclusión desaparece

