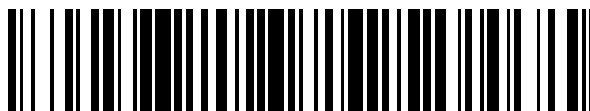


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 690 054**

51 Int. Cl.:

A61B 5/03

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.06.2013** **E 13173490 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.07.2018** **EP 2700354**

54 Título: **Sistema de control de drenaje así como sistema de drenaje con un sistema de control de drenaje de este tipo**

30 Prioridad:

20.08.2012 DE 102012214763

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

19.11.2018

73 Titular/es:

**RAUMEDIC AG (100.0%)
95213 Münchberg, DE**

72 Inventor/es:

**GÖHLER, KARLHEINZ;
KUNZE, HANS GERD;
WIERICK, PHILIPP;
STEUDEL, WOLF-INGO;
KIEFER, MICHAEL;
EYMANN, REGINA;
ANTES, SEBASTIAN;
WELSCH, MELANIE;
LEONHARDT, STEFFEN;
MISGELD, BERNO;
RADERMACHER, KLAUS;
WALTER, MARIAN;
ELIXMANN, INGA;
GOFFIN, CHRISTINE y
HANSINGER, JENS**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 690 054 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

Sistema de control de drenaje así como sistema de drenaje con un sistema de control de drenaje de este tipo

5 La invención se refiere a un sistema de control de drenaje para la generación de señales de control para un dispositivo de drenaje para su uso en un conducto de drenaje para la conducción de un líquido desde un ventrículo cerebral de un paciente. Además, la invención se refiere a un sistema de drenaje con un sistema de control de drenaje de este tipo.

10 Un sistema de drenaje con una válvula como dispositivo de drenaje para su uso en un conducto de drenaje para la conducción de un líquido desde un ventrículo cerebral de un paciente se conoce por el documento EP 2 221 083 A y el documento US 6.248.080 B1. Otros dispositivos de drenaje para la descarga controlada de líquido cefalorraquídeo se conocen por el documento EP 0 982 048 A1 y el documento DE 196 43 782 C1.

15 Un procedimiento para el análisis de señales de presión fisiológicas se conoce por el documento US 2007/0276264 A1.

20 Un objetivo de la presente invención es perfeccionar un sistema de control de drenaje del tipo mencionado anteriormente de manera que se realice un drenaje lo más preciso posible del ventrículo cerebral en cada caso solo cuando esto sea necesario realmente desde el punto de vista médico.

Este objetivo se logra de acuerdo con la invención mediante un sistema de control de drenaje con las características indicadas en la reivindicación 1.

25 El sistema de control de drenaje usa una secuencia de datos de presión registrada con resolución temporal por el detector de presión y determina una duración, una fase y características de forma de una onda de presión intracraneal que se produce de manera correlacionada con el ritmo cardíaco y cuya forma durante un periodo de onda en particular depende de la presión intracraneal. Durante el análisis de forma de onda se realiza una asignación de la onda de presión intracraneal medida a candidatos de forma de onda.

30 De esto se deduce, a través de una evaluación estadística de las frecuencias de asignación, la presión momentánea o bien la compliancia en el ventrículo cerebral independientemente de posibles cambios de medición absolutos del detector de presión. Sigue una reacción segura ante estados de presión intracraneal que requieren un drenaje mediante correspondiente apertura controlada del dispositivo de drenaje. También una amplitud de apertura y una duración de apertura del dispositivo de drenaje puede deducirse del resultado del análisis de forma de onda. En la memoria de candidatos de forma de onda están almacenados al menos dos candidatos de forma de onda. Pueden estar depositados tres, cuatro, cinco o aún más candidatos de forma de onda en la memoria de candidatos de forma de onda. El sistema de control de drenaje puede estar realizado como implante y en particular de manera compacta en forma de un microchip.

40 Un detector de presión según la reivindicación 2 ha dado buen resultado en la práctica.

Una unidad de registro de datos según la reivindicación 3 representa un buen compromiso entre la exactitud del registro de datos de medición y requerimientos del hardware.

45 Un análisis de frecuencia cardíaca por medio del módulo de análisis de frecuencia cardíaca puede realizarse mediante un control directo de una frecuencia del pulso del paciente. Como alternativa es posible una realización del módulo de análisis de frecuencia cardíaca según la reivindicación 4, en la que se consultan los datos de presión registrados por el detector de presión para la determinación de la frecuencia de pulso. Se suprime entonces un control directo separado de la frecuencia de pulso. En otra variante puede recurrirse a un control directo de la frecuencia de pulso para la comprobación de un valor de análisis de frecuencia cardíaca que se obtuvo de los datos de presión interna del ventrículo cerebral registrados por el detector de presión.

50 Un filtro mediano según la reivindicación 5 y un filtro paso bajo según la reivindicación 6 han resultado especialmente adecuados para el análisis de frecuencia cardíaca.

55 Una unidad de recuento según la reivindicación 7 es un componente fácilmente realizable del módulo de análisis de forma de onda. El análisis de forma de onda puede realizarse por medio del número registrado de los máximos de presión o bien por medio del número registrado de los mínimos de presión de la onda de presión intracraneal. Como alternativa o adicionalmente puede recurrirse a una diferencia de presión relativa entre máximos de presión consecutivos o bien una distancia temporal entre máximos de presión consecutivos para el análisis de forma de onda. También una amplitud, o sea la diferencia de presión entre un mínimo de presión y un máximo de presión temporalmente adyacente, puede recurrirse como alternativa o adicionalmente para el análisis de forma de onda.

60 Un dispositivo de evaluación según la reivindicación 8 puede configurarse de manera especialmente sencilla de acuerdo con el hardware y el software.

Un detector de posición según la reivindicación 9 permite una inclusión de una posición momentánea del paciente en una generación de señal de control para el dispositivo de drenaje. Por ejemplo, en caso de una modificación de la posición del paciente registrada de estar tumbado a estar de pie puede contrarrestarse un sobredrenaje indeseado, en particular mediante un correspondiente control previo.

5 Las ventajas de un sistema de drenaje según la reivindicación 10 corresponden a aquéllas que se explicaron ya anteriormente con referencia al sistema de control de drenaje de acuerdo con la invención.

10 Un detector de flujo según la reivindicación 11 puede usarse para el control de una cantidad de drenaje. También a través de esto puede evitarse un sobredrenaje indeseado.

15 Un detector de la presión que se encuentra en conexión de señal con el dispositivo de drenaje y el dispositivo de control de drenaje según la reivindicación 12 puede usarse para la determinación de un estado del paciente a través del registro de una modificación temporal de la presión intracraneal tras la extracción definida de una determinada cantidad de líquido cefalorraquídeo del ventrículo cerebral (elastancia).

Una válvula según la reivindicación 13 y una bomba según la reivindicación 14 son variantes preferentes para el dispositivo de drenaje.

20 A continuación se explican en más detalle ejemplos de realización de la invención por medio del dibujo. En éste muestran:

la figura 1 esquemáticamente la disposición de un sistema de drenaje médico con un dispositivo de drenaje para su uso en un conducto para la evacuación de líquido cefalorraquídeo desde un ventrículo cerebral hacia el abdomen de un paciente;

la figura 2 esquemáticamente componentes principales del sistema de drenaje con un sistema de control de drenaje, un dispositivo de control de drenaje y el dispositivo de drenaje; y

30 la figura 3 un diagrama de medición de presión temporal que comprende aproximadamente un periodo y medio de onda de presión intracraneal; y

la figura 4 un diagrama de flujo durante un análisis de forma de onda de una onda de presión intracraneal medida mediante asignación de candidatos.

35 La figura 1 muestra esquemáticamente un paciente con hidrocefalia. Un sistema ventricular 1 con un espacio de líquido cefalorraquídeo (ventrículo cerebral) 2 como ejemplo de una cámara de líquido, concretamente de una cavidad corporal rellena con líquido, se encuentra en conexión fluida a través de un conducto de líquido cefalorraquídeo 3 con una sección de conducto proximal 4 y una sección de conducto distal 5 con el abdomen 6. En el conducto de líquido cefalorraquídeo 3 está dispuesto un sistema de drenaje 7 médico con un dispositivo de drenaje en forma de una válvula 8. Esta última sirve para la evacuación dirigida de líquido cefalorraquídeo como ejemplo de un líquido desde el espacio de líquido cefalorraquídeo (ventrículo cerebral) 2. El sistema de drenaje 7 puede estar realizado en total como implante.

45 La figura 2 muestra componentes principales del sistema de drenaje 7. A esto pertenecen un sistema de control de drenaje 9 para la generación de señales de control para la válvula 8, un dispositivo de control de drenaje 10, que se encuentra en conexión de señal con el sistema de control de drenaje 9, y la propia válvula 8. La válvula 8 puede estar realizada por ejemplo según el tipo de válvula que se ha descrito en el documento EP 2 221 083 A o en el documento DE 196 43 782 C1.

50 Al sistema de control de drenaje 9 pertenece un detector de presión 11 para el registro de resolución temporal de una presión interna en el ventrículo cerebral 2. El detector de presión 11 se encuentra en conexión de señal con un dispositivo de evaluación 12 del sistema de control de drenaje 9. El detector de presión 11 está dispuesto en una punta de la sección de conducto proximal 4 que está realizada como catéter cerebral.

55 Es parte del dispositivo de evaluación 12 una unidad de registro de datos 13 para el registro de una secuencia de datos de presión por el detector de presión 11 durante un espacio de tiempo en el intervalo entre 3 segundos y 10 segundos. Una frecuencia de muestreo de la unidad de registro de datos 13 puede ascender a al menos 100 Hz.

60 En la realización descrita, la unidad de registro de datos 13 mide la secuencia de datos de presión durante un espacio de tiempo en el intervalo de 5 segundos, por ejemplo durante 5,12 segundos. La unidad de registro de datos 13 está realizada como almacenador de datos.

El detector de presión 11 se encuentra en conexión de señal directamente con la unidad de registro de datos 13.

65

5 Al dispositivo de evaluación 12 pertenecen un módulo de análisis de frecuencia cardíaca 14 para la determinación de una frecuencia cardíaca del paciente de la secuencia de datos de presión transmitida por el detector de presión 11, un módulo de extracción de fases de onda 15 para la determinación de un momento inicial y de un momento final de una onda de presión intracraneal sincrónica con respecto a la frecuencia cardíaca y un módulo de análisis de forma de onda 16 que asigna una forma de la onda de presión intracraneal entre el momento inicial y final determinado por el módulo de extracción de fases de onda 15 a una determinada forma de onda de una multiplicidad de candidatos de forma de onda.

10 Los candidatos de forma de onda están depositados en una memoria de candidatos de forma de onda 17 del sistema de control de drenaje 9.

El módulo de análisis de frecuencia cardíaca 14 comprende un filtro mediano 18 y un filtro paso bajo 19. En el caso del filtro mediano 18 y el filtro paso bajo 19 se trata en cada caso de un filtro digital.

15 El módulo de análisis de forma de onda 16 comprende una unidad de recuento 20 para el recuento de máximos de presión dentro de una onda de presión intracraneal registrada por el detector de presión 11 y extraída por el módulo de extracción de fases de onda 15.

20 El dispositivo de evaluación 12 está realizado como calculadora digital que trabaja de manera binaria de manera que los valores límite de presión y/o tiempo, que se usan en el análisis en particular en los módulos 14, 15, 16, se seleccionen como potencias de dos de los respectivos valores de referencia límite.

25 Al dispositivo de evaluación 12 pertenece además un módulo de generación de señal de control 21 que se encuentra en conexión de señal con el dispositivo de evaluación 12. El módulo de generación de señal de control 21 genera una señal de control de drenaje por medio de un resultado de asignación del módulo de análisis de forma de onda 16 del dispositivo de evaluación 12. El dispositivo de control de drenaje 10 se encuentra en conexión de señal con el módulo de generación de señal de control 21.

30 La inversa de la frecuencia cardíaca del paciente determinada por el módulo de análisis de frecuencia cardíaca 14 es un periodo de onda de la onda de presión intracraneal 22 (véase la figura 3), o sea un espacio de tiempo entre el momento inicial t_A y el momento final t_E , que se determinan en fase con el módulo de extracción de fases de onda. Una determinación del momento inicial t_A y del momento final t_E se realiza mediante comparación de ondas de presión intracraneal consecutivas y mediante determinación de un mínimo de presión dentro de la secuencia de datos de presión de la onda de presión intracraneal 22 que cumple determinados requisitos en comparación con otros mínimos de presión dentro del periodo de onda de presión intracraneal. A estos requisitos puede pertenecer por ejemplo un descarte de todos los mínimos de presión, tras lo cual no aumenta la presión por encima de un determinado valor límite de presión. Otro requisito puede ser un descarte de todos los mínimos de presión con valor de presión absoluto demasiado alto. Otro requisito puede ser el descarte de mínimos de presión, a lo que sigue un mínimo de presión con valor de presión absoluto demasiado bajo.

40 Un análisis de forma de onda en el módulo de análisis de forma de onda 16 se realiza por medio de un número de máximos de presión registrados dentro de una secuencia de datos de presión de una onda de presión intracraneal determinada en fase. Este análisis de forma de onda se realiza por medio de una diferencia de presión relativa entre máximos de presión consecutivos así como por medio de una distancia temporal entre máximos de presión consecutivos. Según esto se comprueba la concordancia de la secuencia de datos de presión medida en cada caso de una onda de presión intracraneal con las características de los candidatos de forma de onda depositados en la memoria de candidatos 17.

50 A continuación se explica en más detalle una evaluación de datos de presión.

55 La figura 3 muestra una secuencia de datos de presión típica medida. Se muestra un valor de medición de presión ICP (*intracranial pressure*, presión intracraneal) durante una duración de medición de aproximadamente 1,6 s. Es parte de la secuencia de datos de presión representada en la figura 2 la onda de presión intracraneal 22 con periodo de onda T_{PW} . La onda de presión intracraneal 22 tiene cinco máximos de presión característicos P_1 a P_5 , que se suceden dentro del periodo de onda de presión intracraneal T_{PW} . Está representado en la figura 3 también el momento inicial t_A y el momento final t_E de la onda de presión intracraneal 22 que se produce periódicamente de manera sincrónica con respecto a la frecuencia cardíaca.

60 El momento inicial t_A se determina mediante comparación de ondas de presión intracraneal 22 consecutivas y mediante determinación de un mínimo de presión p_{min} que, en comparación con otros mínimos de presión entre los máximos P_1 a P_5 , cumple los siguientes requisitos: tras el mínimo p_{min} debe aumentar la presión intracraneal por encima de un valor límite predeterminado, por ejemplo por encima de un valor de 2,5 mmHg. Este valor límite predeterminado se refiere a una amplitud de onda de la respectiva onda de presión intracraneal 22, o sea a la diferencia entre un valor de presión máximo y un valor de presión mínimo de la onda de presión intracraneal 22. Esta amplitud se designa también como amplitud de onda P . El valor límite predeterminado, por encima del cual debe aumentar la presión intracraneal tras el mínimo p_{min} , puede ascender también al 25 % de la amplitud de onda P .

Además debe seguir al mínimo de presión p_{\min} otro mínimo de presión $p_{\min1}$, cuyo valor de presión es claramente más alto que el valor de presión del mínimo de presión de tiempo inicial p_{\min} . El momento final t_E se determina descartándose todos los mínimos de presión en el final temporal de una onda de presión intracraneal 22 que superan un determinado valor umbral de presión, dado que éstos pueden asignarse entonces a una siguiente onda de presión intracraneal.

Entre los valores de presión $ICP(t_A)$ y $ICP(t_E)$ puede encontrarse un desplazamiento de presión ΔP debido a condiciones límite fisiológicas adicionales.

La onda de presión intracraneal 22 evaluada en cuanto a su periodo de onda y su fase se determina entonces en cuanto a su forma temporal de un análisis. Esto se describe a continuación por medio de la figura 4. La onda de presión intracraneal 22 medida, por ejemplo aquélla según la figura 3, se compara con en total cinco valores de candidatos (tipos) WF_i , que están enumerados en la figura 4 con las cifras 1 a 5.

Estas formas de onda de presión intracraneal de tipos WF_1 a WF_5 representan formas de onda típicas que en caso de forma de onda de tipo 1 a 5 producen presión intracraneal creciente y en caso de forma de onda de tipo 1 a 5 producen compliancia C decreciente, estando definida la compliancia como

$$C(ICP) = I_{\text{inf}} \cdot \left(\frac{dICP(t_1)}{dt} + \frac{dICP(t_2)}{dt} \right)^{-1}.$$

Según esto representa I_{inf} una velocidad de infusión que se añade en un ensayo de infusión por ejemplo con una magnitud de 3 ml/min. al ventrículo cerebral 2. Las dos derivadas del desarrollo temporal de presión intracraneal $ICP(t)$ en la fórmula reproducen un aumento de la presión intracraneal durante la infusión al conseguir un valor de presión P_0 predeterminado y una caída del valor de presión tras finalizar la infusión con igual valor de presión P_0 .

Las cinco formas de onda de tipos 1 a 5 según la figura 4 se diferencian por el número, la altura relativa y la secuencia temporal de los máximos de presión. Durante el análisis de forma de onda se evalúan, por tanto, el número de máximos de presión, la diferencia de presión relativa entre máximos de presión consecutivos y una distancia temporal entre máximos de presión P_i consecutivos. Esto se realiza en el módulo de análisis de forma de onda 16. Allí se analiza la secuencia de datos de presión de una onda de presión intracraneal 22 extraída en fase en primer lugar en cuanto al número de máximos de presión. En una primera etapa de consulta 23 se comprueba en primer lugar si exactamente existe un máximo de presión. En caso de sí ("y" en la figura 4), está claro que la forma de onda de tipo 5 existe. En caso de no ("n" en la figura 4), se consulta a continuación en otra etapa de consulta 24 si el número de máximos de presión es mayor que 2. En caso de sí, se consulta en otra etapa de consulta 25 si el valor de presión P_2 del segundo máximo de presión dentro de la onda de presión intracraneal 22 medida es mayor que el valor de presión P_1 del primer máximo de presión. En caso de sí, corresponde la forma de onda de la onda de presión intracraneal 22 medida a la forma de candidatos de tipo 3. En caso de no o para el caso de que la etapa de consulta 24 dé el resultado "no", se consulta en otra etapa de consulta 26 si la distancia temporal entre el primer máximo de presión P_1 y un siguiente máximo de presión P_2 es mayor que un valor límite predeterminado, por ejemplo es mayor que un tercio de todo el periodo de onda de la onda de presión intracraneal 22 medida. Si este es el caso, existe la forma de candidatos de tipo 1. En caso de no, se consulta otra vez el resultado de la etapa de consulta 24. Si la onda de presión intracraneal 22 medida tiene más de dos máximos de presión, existe una forma de onda que corresponde a la forma de candidatos de tipo 2. En caso de no, existe una forma de onda que corresponde a la forma de candidato de tipo 4.

Dependiendo de la frecuencia de las formas de candidatos 1 a 5, que resulta en la asignación de la onda de presión intracraneal 22 medida en cada caso, puede generarse entonces una señal de control para el dispositivo de control de válvula 10 por el módulo de generación de señal de control 21. La válvula 8 puede abrirse cuando resulta debido a la asignación que existe un correspondiente escenario de presión.

En caso de una variante del sistema de válvula 7 puede presentar el sistema de control de válvula 9 adicionalmente aún un detector de posición 28 para el registro de una posición del paciente, tal como se indica de manera rayada en la figura 2. El detector de posición 28 se encuentra en conexión de señal con el módulo de generación de señal de control 21. El detector de posición 28, que puede estar configurado por ejemplo como detectores de posición que se conocen por teléfonos móviles, registra una posición en particular de una cabeza del paciente y puede decidir si ésta se encuentra vertical, se encuentra agachada o se encuentra en horizontal. Dependiendo de la posición registrada del paciente calcula el módulo de generación de señal de control 21 un valor de corrección para la activación del dispositivo de control de drenaje 10.

Como alternativa o adicionalmente puede presentar el sistema de control de drenaje 9 un detector de flujo 29, tal como se indica en la figura 2 igualmente de manera rayada. El detector de flujo 29 se encuentra en conexión de señal igualmente con el módulo de generación de señal de control 21. El detector de flujo 29 mide un flujo de drenaje de líquido cefalorraquídeo por la válvula 8, o sea una cantidad de líquido cefalorraquídeo que se descarga

por la válvula 8 por unidad de tiempo durante el drenaje. Con el detector de flujo 29 puede limitarse una cantidad de drenaje máxima por unidad de tiempo, lo que evita un sobredrenaje. Para ello, al alcanzar un valor límite de la cantidad de drenaje predeterminado, el detector de flujo 29 proporciona una correspondiente señal en el módulo de generación de señal de control 21.

5 En lugar de una válvula 8, en otra variante del sistema de drenaje 7 puede usarse una bomba que, dependiendo de la activación mediante el dispositivo de control de drenaje 10, transporta de manera activa una cantidad predeterminada de líquido cefalorraquídeo a través del conducto de líquido cefalorraquídeo 3 hacia el abdomen 6. Como valor de control para la bomba se genera una cantidad de drenaje predeterminada con ayuda del módulo de generación de señal de control 21.

10 Con el sistema de drenaje 7 puede determinarse además un estado del paciente a través de otro parámetro, la elastancia E. La elastancia se define

$$E(\text{ICP}) = d\text{ICP}/dV.$$

15 Para esto se extrae una cantidad de drenaje definida de líquido cefalorraquídeo en un espacio de tiempo corto, definido (denominado bolo inverso) del ventrículo cerebral 2 y se determina una modificación resultante de la presión intracraneal ICP.

20

REIVINDICACIONES

- 5 1. Sistema de control de drenaje (9) para la generación de señales de control para un dispositivo de drenaje (8) para su uso en un conducto de drenaje (3) para la conducción de un líquido desde un ventrículo cerebral (2) de un paciente
- con un detector de presión (11) para el registro de resolución temporal de una presión interna del ventrículo cerebral,
 - con una memoria de candidatos de forma de onda (17),
 - 10 - con un dispositivo de evaluación (12) que se encuentra en conexión de señal con el detector de presión (11) y la memoria de candidatos de forma de onda (17),
 - presentando el dispositivo de evaluación (12):
 - un módulo de análisis de frecuencia cardíaca (14) para la determinación de una frecuencia cardíaca del paciente,
 - 15 --un módulo de extracción de fases de onda (15) para la determinación de un momento inicial (t_A) y de un momento final (t_E) de una onda de presión intracraneal (22) sincrónica con respecto a la frecuencia cardíaca,
 - un módulo de análisis de forma de onda (16) que asigna una forma de la onda de presión intracraneal (22) entre los momentos inicial y final determinados a una determinada forma de onda de una multiplicidad de candidatos de forma de onda (WF_1 - WF_5) que están depositados en la memoria de candidatos de forma de onda (17),
 - 20 - con un módulo de generación de señal de control (21) que se encuentra en conexión de señal con el dispositivo de evaluación (12) y genera una señal de control de drenaje por medio de un resultado de asignación del módulo de análisis de forma de onda (16) del dispositivo de evaluación (12),
 - realizándose una asignación de manera que a través de una evaluación estadística de las frecuencias de asignación se realiza una conclusión de la presión momentánea y/o de una compliancia en el ventrículo cerebral independientemente de posibles cambios de medición absolutos del detector de presión.
 - 25
- 30 2. Sistema de control según la reivindicación 1, **caracterizado por que** el detector de presión (11) está realizado en una punta de catéter de un catéter cerebral (4).
- 35 3. Sistema de control según las reivindicaciones 1 o 2, **caracterizado por que** el dispositivo de evaluación (12) presenta una unidad de registro de datos (13) para el registro de una secuencia de datos de presión del detector de presión (11) durante un espacio de tiempo en el intervalo entre 3 s y 10 s.
- 40 4. Sistema de control según una de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado por que** el módulo de análisis de frecuencia cardíaca (14) está realizado para la determinación de la frecuencia cardíaca del paciente a partir de una secuencia de datos de presión transmitida por el detector de presión (11).
- 45 5. Sistema de control según una de las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizado por que** el módulo de análisis de frecuencia cardíaca (14) presenta un filtro mediano (18).
- 50 6. Sistema de control según una de las reivindicaciones 1 a 5, **caracterizado por que** el módulo de análisis de frecuencia cardíaca (14) presenta un filtro paso bajo (19).
- 55 7. Sistema de control según una de las reivindicaciones 1 a 6, **caracterizado por que** el módulo de análisis de forma de onda (16) presenta una unidad de recuento (20) para el recuento de máximos de presión (P_1, \dots) dentro de una onda de presión intracraneal (22).
8. Sistema de control según una de las reivindicaciones 1 a 7, **caracterizado por que** el dispositivo de evaluación (12) está realizado como calculadora digital que trabaja de manera binaria de manera que los valores límite de presión y/o de tiempo que se usan durante el análisis se configuran como potencias de dos de respectivos valores de referencia límite.
9. Sistema de control según una de las reivindicaciones 1 a 8, **caracterizado por** un detector de posición (28) para el registro de una posición del paciente que se encuentra en conexión de señal con el módulo de generación de señal de control (21).
- 60 10. Sistema de drenaje (7)
- con un sistema de control de drenaje (9) según una de las reivindicaciones 1 a 9,
 - con un dispositivo de control de drenaje (10) que se encuentra en conexión de señal con el módulo de generación de señal de control (12),
 - con un dispositivo de drenaje (8) para su uso en el conducto de drenaje (3) para la conducción del líquido desde el ventrículo cerebral (2) del paciente,
 - 65 - encontrándose el dispositivo de drenaje (8) en conexión de señal con el dispositivo de control de drenaje (10).

11. Sistema de drenaje según la reivindicación 10, **caracterizado por** un detector de flujo para el registro de un flujo de líquido por el dispositivo de drenaje (8).
- 5 12. Sistema de drenaje según las reivindicaciones 10 u 11, **caracterizado por que** el detector de presión (11) se encuentra en conexión de señal con el dispositivo de drenaje (8) y el dispositivo de control de drenaje (10).
13. Sistema de drenaje según una de las reivindicaciones 10 a 12, **caracterizado por que** el dispositivo de drenaje (8) está realizado como válvula.
- 10 14. Sistema de drenaje según una de las reivindicaciones 10 a 13, **caracterizado por que** el dispositivo de drenaje (8) está realizado como bomba.

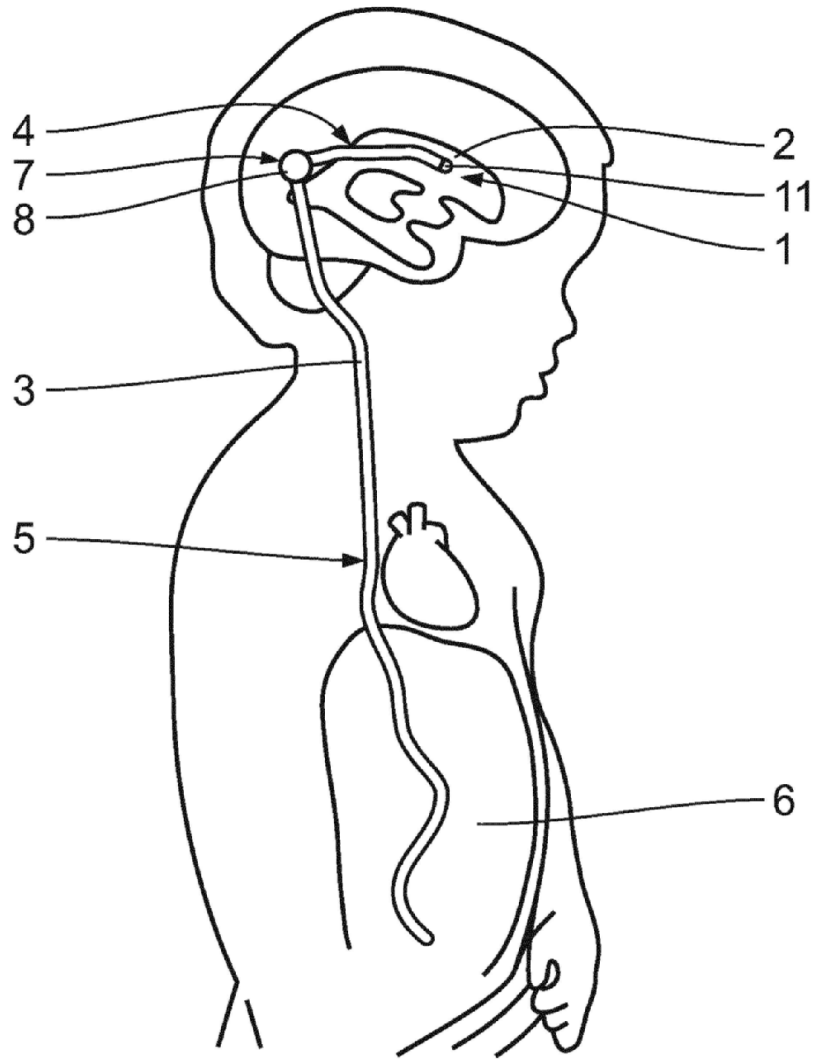


Fig. 1

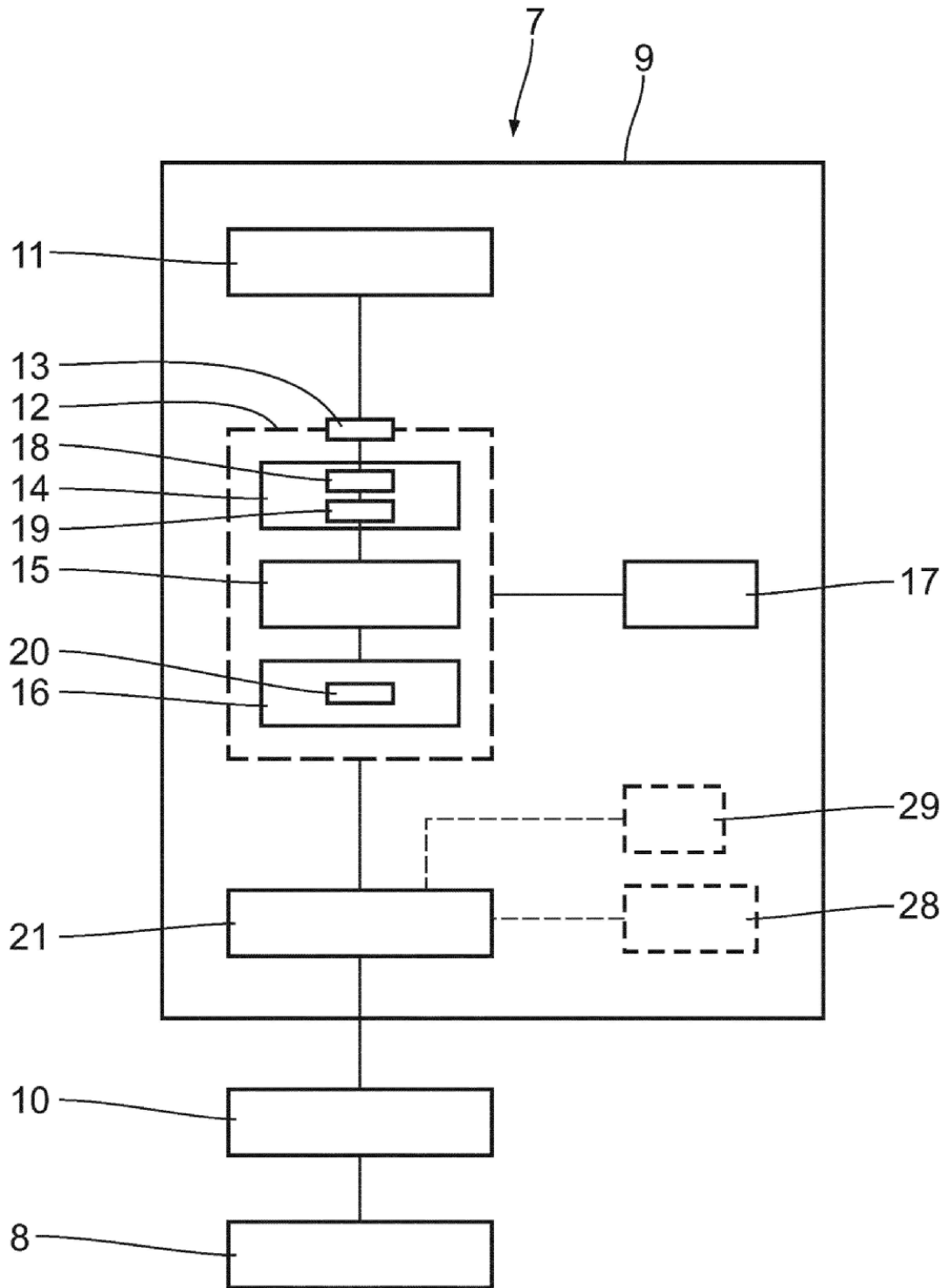


Fig. 2

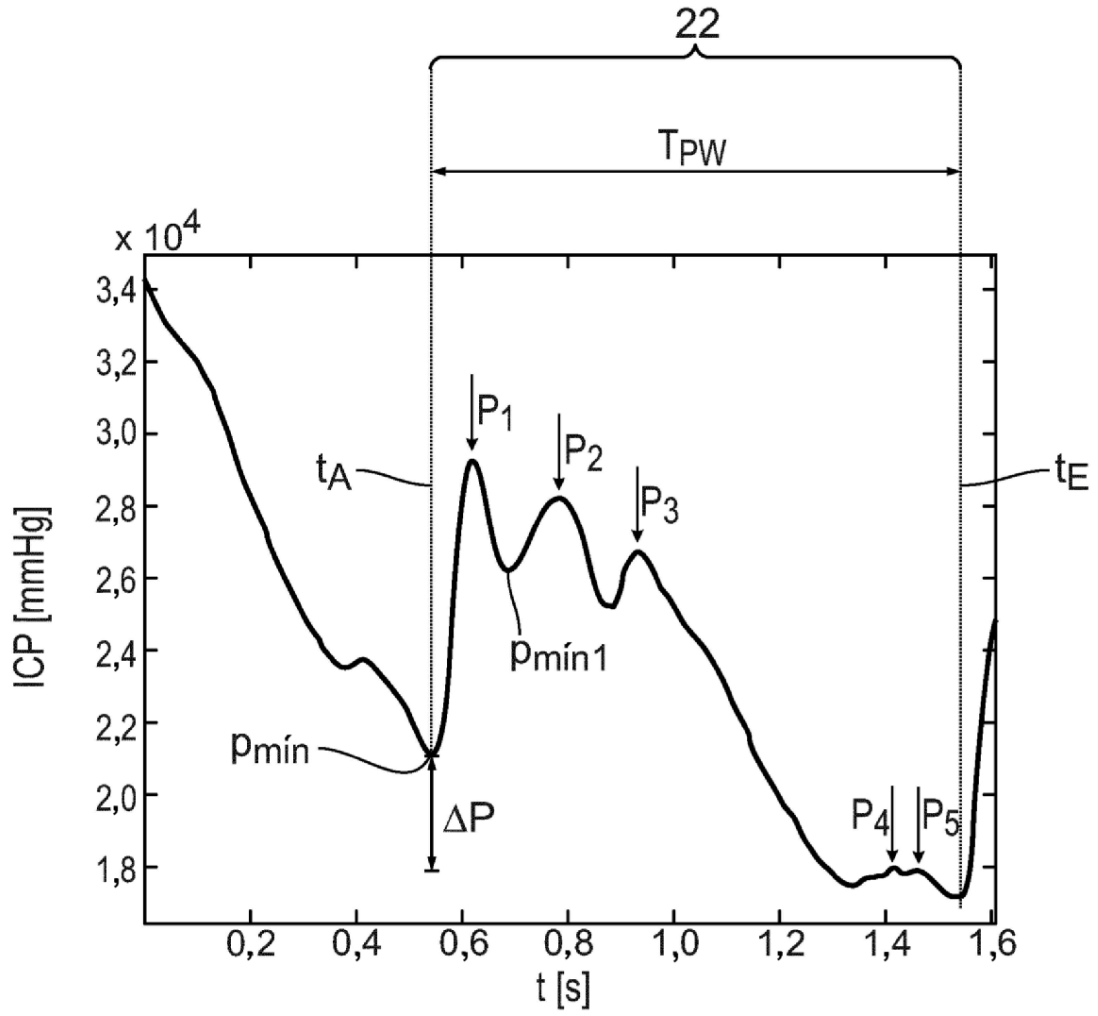


Fig. 3

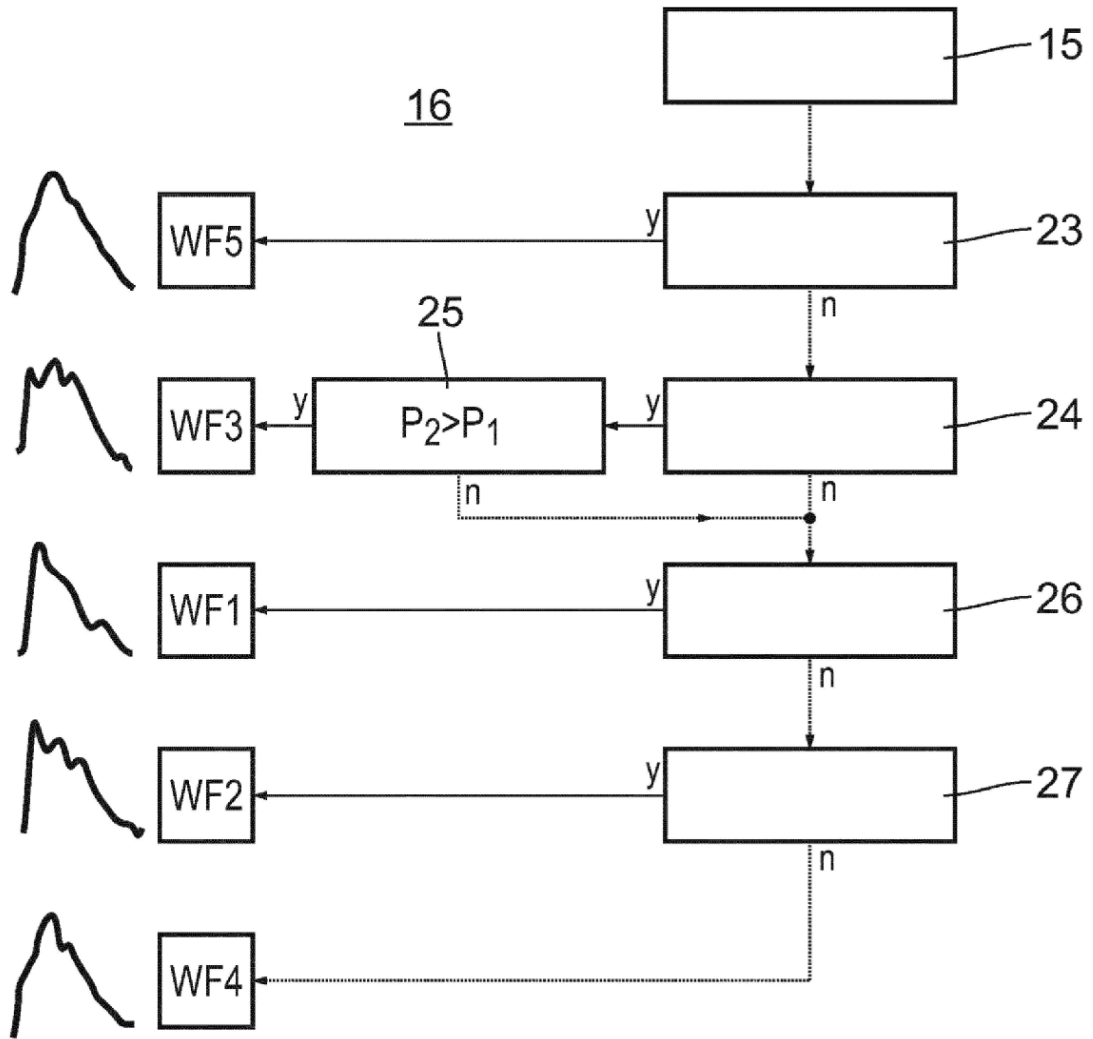


Fig. 4