

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 790 273**

51 Int. Cl.:

A61M 1/36 (2006.01)
A61M 5/36 (2006.01)
A61B 5/145 (2006.01)
G01N 33/48 (2006.01)
G01N 33/487 (2006.01)
G01N 33/49 (2006.01)
G01N 21/85 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **01.08.2018 E 18186864 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.02.2020 EP 3437673**

54 Título: **Procedimiento para la detección de inclusiones de gases en sangre**

30 Prioridad:

01.08.2017 DE 102017117448

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

27.10.2020

73 Titular/es:

**SCHWINGEL, JÖRG HARTMUT (100.0%)
Wilhelmsteich 9
66564 Ottweiler, DE**

72 Inventor/es:

SCHWINGEL, JÖRG HARTMUT

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 790 273 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 para la detección de inclusiones de gases en sangre

- 5 La presente invención se refiere a un procedimiento para la detección de inclusiones de gases en la sangre en un tratamiento de diálisis según el preámbulo de la reivindicación 1.

10 Es conocido transportar líquido a través de una conducción. Esto se cumple en principio para cualquier líquido. En el procedimiento de la presente invención se trata del transporte de sangre en una conducción en el contexto de la realización de un tratamiento de diálisis.

15 El documento US 2013 134 077 A1 describe un procedimiento para la medición de inclusiones de gas en la sangre (extracorpórea). Para ello se genera una señal de excitación con una señal de excitación electromagnética, que se barre a lo largo de un amplio intervalo de frecuencia. Se mide una magnitud electromagnética, con la que se determina si se encuentran inclusiones de gas en la sangre. En el caso de la magnitud electromagnética puede tratarse también de un campo magnético.

20 El documento DE DE-OS 2 017 112 se refiere a un procedimiento en el que con una disposición de medición capacitiva pueden detectarse inclusiones de aire en la sangre que fluye en una conducción. Las inclusiones de aire en la sangre llevan a una variación del dieléctrico, de modo que por medio de la disposición de medición capacitiva pueden detectarse inclusiones de aire en la sangre.

25 En el contexto de un tratamiento de diálisis es importante detectar se están presentes inclusiones de gas. Cuando están presentes inclusiones de gas, es ventajoso saber, en concreto en un tratamiento de diálisis, de qué gases se trata y/o cómo de alto es el porcentaje de gas relativo en el líquido. Puede definirse un valor límite hasta el que un porcentaje de gas en la sangre no es crítico para el paciente. En el caso de superarse el valor límite, el porcentaje de gas en la sangre puede ser crítico para el paciente, porque el corazón del paciente solo puede transportar sangre, cuando el porcentaje de gas de la sangre está limitado.

- 30 La presente invención se basa en el objetivo de proponer un procedimiento con el que pueden detectarse inclusiones de gases en la sangre en un tratamiento de diálisis.

35 Este objetivo se consigue de acuerdo con la reivindicación 1, generándose un campo magnético en condiciones definidas, estando asociado a la conducción un sensor, con el que puede medirse una magnitud que representa la intensidad del campo magnético. La generación del campo magnético en condiciones definidas tiene lugar componiéndose el sensor de dos bobinas que se corresponden entre sí, en el que la primera bobina se carga con una corriente continua. La magnitud que representa la intensidad del campo magnético se mide evaluándose el campo magnético inducido en la segunda bobina.

40 Se ha mostrado que los líquidos, en función de su composición, tienen una influencia sobre un campo magnético, cuando circulan. Para ello el líquido no tiene que contener partículas cargadas directamente. La aparición de un efecto de este tipo puede explicarse por que las moléculas del líquido, en determinadas circunstancias, presentan una distribución asimétrica de la carga eléctrica (y, con ello, una polaridad). Una explicación adicional puede consistir en que en el líquido están contenidos constituyentes que tienen directamente una influencia sobre el campo magnético. Esto se cumple para hierro como constituyente del líquido.

Un gas que fluye con la misma velocidad que el líquido tiene sin excepción una influencia distinta sobre el campo magnético.

50 De esto resulta que, en el caso de una inclusión de gas en el líquido se "desplaza" un volumen correspondiente del líquido mediante la inclusión de gas. Esto significa a su vez que la influencia del líquido que fluye con la inclusión de gas sobre el campo magnético se compone de la influencia del líquido sobre el campo magnético así como la influencia del gas que fluye sobre el campo magnético, ponderándose las influencias en función de los porcentajes de volumen relativos del líquido así como del gas en el líquido con la inclusión de gas. Esto se cumple al menos hasta que no aparecen interacciones de la influencia del líquido así como del gas sobre el campo magnético.

60 Dado que la sangre que fluye lleva a una variación del campo magnético, en la segunda bobina se induce un campo magnético variable. Este campo magnético variable induce en la segunda bobina una tensión que puede medirse. A través de esta tensión inducida puede evaluarse la variación del campo magnético.

65 En el conocimiento de la invención se remite también al documento DE 1 598 606. Se trata en el mismo de metales líquidos que fluyen. En el caso de estos metales líquidos que fluyen se reconocen inclusiones de burbujas, induciéndose por un imán corrientes de Foucault. Estas corrientes de Foucault se "alteran", cuando están presentes inclusiones en el líquido (es decir: el metal líquido).

En la configuración según la reivindicación 2, el sensor se compone de dos bobinas que se corresponden entre sí,

en la que la primera bobina se carga de manera regulada con una corriente continua de tal manera que el campo magnético inducido en la segunda bobina adopta el valor "cero". La magnitud que representa la intensidad del campo magnético se deriva de la intensidad de la corriente continua, con la que se carga la primera bobina.

5 En esta configuración se evalúa la magnitud de ajuste a través de la que se genera el campo magnético que induce un campo magnético constante en la segunda bobina. El campo magnético constante en la segunda bobina se debe a que el campo magnético generado por la primera bobina es constante considerando la influencia de la sangre que fluye. Dado que a través de la sangre que fluye existe una influencia variable del campo magnético, tiene que variarse también la corriente.

10 Ha resultado ser ventajoso usar corriente continua para la generación del campo magnético. En los ensayos llevados a cabo se mostró en este sentido que las magnitudes medidas mostraban variaciones características dependiendo de las inclusiones de gas en el líquido, de modo que estas pueden evaluarse adecuadamente.

15 En la configuración del procedimiento según la reivindicación 3, se efectúan mediciones de referencia, en las que la magnitud que representa la intensidad del campo magnético en cada caso se determina para sangre, en el que en las mediciones de referencia están presentes cantidades definidas de inclusiones de gas.

20 En las mediciones de referencia se añade a la sangre de manera dirigida un porcentaje de cantidad determinado de un gas determinado. Con esta sangre con el porcentaje de gas añadido de manera dirigida, se lleva a cabo a continuación la medición de referencia.

25 A partir de una comparación de la medición de la sangre que va a examinarse con las mediciones de referencia puede hacerse una declaración sobre la cantidad de gas en la sangre y/o sobre el tipo de gas en la sangre.

30 Se ha mostrado que, en las condiciones de las reivindicaciones anteriores con la generación del campo magnético por medio de corriente continua aumenta linealmente la tensión inducida en la segunda bobina (o cae - dependiendo de la polaridad de la corriente continua), con el porcentaje de gas creciente. Esto se cumple para todos los gases examinados. Como líquido se usó agua desaireada varias veces.

35 Para los diferentes gases se mostraron a este respecto diferentes pendientes de la recta con respecto a la tensión inducida dependiendo del porcentaje de gas relativo en el líquido.

40 Cuando se conoce qué gas está incluido en la sangre, puede determinarse con el método de medición a través de la comparación con las mediciones de referencia, el porcentaje relativo de este gas en la sangre.

45 Cuando se conoce qué porcentaje relativo de gas está contenido en la sangre, puede determinarse con este método de medición a partir de una comparación con las mediciones de referencia, de qué gas se trata. Esto se cumple entonces cuando se trata únicamente de una clase de gas.

50 Si se trata de una mezcla de dos o más gases, puede determinarse con este método de medición solo únicamente un intervalo de valores en el que los constituyentes individuales de los gases pueden estar incluidos uno con respecto a otro en la sangre.

55 En el caso de una comparación con las mediciones de referencia con respecto a los gases examinados individuales puede concluirse por medio del punto inicial y/o final del intervalo de tensión en cuestión ya eventualmente que no puede estar incluido un gas determinado. Esto se cumple entonces cuando en el caso del gas incluido no se trata de una mezcla de gases sino de un único gas y la tensión medida se encuentra fuera del intervalo de tensión que se midió en las mediciones de referencia para distintos porcentajes porcentuales del gas en cuestión.

60 Esto puede explicarse considerando dos gases distintos en el líquido. Los dos gases tienen diferentes dependencias lineales con respecto a la pendiente de la tensión inducida a lo largo del porcentaje relativo respectivo del gas. Un porcentaje relativo determinado del primer gas lleva a la misma tensión inducida que otro porcentaje definido del segundo gas. Igualmente, son posibles también "valores intermedios", en los que está presente una mezcla del primer gas y el segundo gas. Un gas, que con un porcentaje relativo determinado en la sangre lleva a una tensión inducida determinada, puede "sustituirse" por otro porcentaje relativo definido de otro gas en la sangre, llevando el otro gas a la misma tensión inducida. A este respecto, no es obligatoriamente necesario que el primer gas se sustituya por completo por el segundo gas. El primer gas puede sustituirse también únicamente en parte, de modo que esté presente una mezcla del primer y segundo gas. Lo correspondiente se aplica también cuando están presentes más de dos gases en la mezcla de gases.

A este respecto es una condición previa que la influencia de los distintos gases sobre la tensión inducida sea en cada caso independiente entre sí, de modo que no se producen interacciones.

65 En la configuración del procedimiento según la reivindicación 4, la velocidad de transporte de la sangre en las mediciones de referencia y en la medición que ha de llevarse a cabo se encuentra en un intervalo de velocidad

definido.

5 Se ha mostrado que la velocidad de transporte tiene una influencia sobre el resultado de medición. Por consiguiente es útil que este parámetro en las mediciones de referencia coincida en relación con la medición en la sangre que va a examinarse.

En la configuración del procedimiento según la reivindicación 5, la conducción está dispuesta horizontalmente en la zona de medición del sensor.

10 Esto resulta ventajoso en la medida que la velocidad de la sangre tiene una influencia sobre el resultado de medición de la evaluación del sensor inductivo. Cuando la conducción está horizontal, las inclusiones de gas no experimentan ninguna fuerza ascensional en la sangre. Se ha mostrado que las inclusiones de gas se transportan entonces de manera uniforme con la velocidad de la sangre.

15 En el caso de una conducción dispuesta verticalmente (o en el caso de una disposición, en la que la conducción tiene una componente vertical, cuando esta está dispuesta por ejemplo de manera inclinada), las inclusiones de gas, como consecuencia de la fuerza ascensional con respecto a la sangre, experimentan una aceleración. Las inclusiones de gas se mueven en una disposición de este tipo con una velocidad mayor que la sangre. A esto se añade que las inclusiones de gas se mueven de manera acelerada con respecto a la sangre.

20 Por estos motivos resulta ventajoso disponer horizontalmente la conducción en la zona de medición, de modo que las inclusiones de gas se mueven conjuntamente de la manera más homogénea posible con la sangre.

25 La reivindicación 6 se refiere a una configuración del procedimiento en la que adicionalmente a la conducción en una zona de medición está asociado un sensor capacitivo de tal manera que la sangre se encuentra en la zona del campo eléctrico del sensor capacitivo.

30 Se ha mostrado que la sangre puede considerarse como dieléctrico del sensor capacitivo, dependiendo la dielectricidad de la sangre de inclusiones de gas eventuales.

En los ensayos llevados a cabo se mostró a su vez una relación lineal de la capacidad con el porcentaje creciente del gas en el líquido.

35 A este respecto se mostró también que para el mismo porcentaje relativo de un gas para diferentes clases de gas resultan diferentes capacidades.

40 También en la configuración del procedimiento según la reivindicación 6, pueden efectuarse mediciones de referencia, en las que la capacidad resultante en cada caso se determina para sangre, en el que en las mediciones de referencia están presentes cantidades definidas de inclusiones de gas en el líquido.

En las mediciones de referencia se añade a la sangre de manera dirigida un porcentaje de cantidad determinado de un gas determinado. Con esta sangre con el porcentaje de gas añadido de manera dirigida, se lleva a cabo a continuación la medición de referencia.

45 A partir de una comparación de la medición de la sangre que va a examinarse con las mediciones de referencia puede hacerse una declaración sobre la cantidad de gas en la sangre y/o sobre el tipo de gas en la sangre.

50 Cuando se conoce qué gas está incluido en la sangre, con el método de medición capacitivo a través de la comparación con las mediciones de referencia, puede hacerse una declaración sobre el porcentaje relativo de este gas en la sangre.

55 Cuando se conoce qué porcentaje relativo de gas está contenido en la sangre, puede hacerse una declaración con este método de medición a partir de una comparación con las mediciones de referencia, de qué gas se trata. Esto se cumple entonces cuando se trata únicamente de una clase de gas.

60 En el caso de una comparación con las mediciones de referencia con respecto a los gases examinados individuales puede concluirse por medio de las capacidades medidas para las clases de gas individuales, ya eventualmente que no puede estar incluido un gas determinado. Esto se cumple entonces cuando en el caso del gas incluido no se trata de una mezcla de gases sino de un único gas y la capacidad medida se encuentra fuera del intervalo de valores de las capacidades dentro de las que se midieron capacidades en las mediciones de referencia para distintos porcentajes porcentuales del gas en cuestión.

65 Si se trata de una mezcla de dos o más gases, puede determinarse con este método de medición solo únicamente un intervalo de valores en el que los constituyentes individuales de los gases pueden estar incluidos uno con respecto a otro en la sangre.

5 Esto puede explicarse considerando dos gases distintos en la sangre. Los dos gases tienen diferentes dependencias lineales con respecto a la variación de la capacidad a lo largo del porcentaje relativo respectivo del gas. Un porcentaje relativo determinado del primer gas lleva a la misma variación de la capacidad que otro porcentaje definido del segundo gas. Igualmente, son posibles también "valores intermedios", en los que está presente una
 10 mezcla del primer gas y el segundo gas. Un gas, que con un porcentaje relativo determinado en la sangre lleva a una variación de la capacidad determinada, puede "sustituirse" por otro porcentaje relativo definido de otro gas en la sangre, llevando el otro gas a la misma variación de la capacidad. A este respecto, no es obligatoriamente necesario que el primer gas se sustituya por completo por el segundo gas. El primer gas puede sustituirse también únicamente en parte, de modo que esté presente una mezcla del primer y segundo gas. Lo correspondiente se aplica también cuando están presentes más de dos gases en la mezcla de gases.

A este respecto es una condición previa que la influencia de los distintos gases sobre la variación de la capacidad sea en cada caso independiente entre sí, de modo que no se producen interacciones.

15 En la configuración del procedimiento según la reivindicación 7 la capacidad del sensor capacitivo se determina a partir del comportamiento temporal de la variación de la corriente y/o de la tensión durante la carga y/o la descarga del condensador.

20 En este sentido se trata de un procedimiento de medición que puede implementarse de manera relativamente adecuada, en el que pueden evaluarse la duración entre los valores umbral que resultan de la corriente y/o de la tensión.

25 En la configuración según la reivindicación 8 la sangre se transporta en combinación con la evaluación del campo magnético así como, dado el caso, además en combinación con la evaluación capacitiva, a través de una conducción que al menos en una zona de medición es transparente a la luz. De acuerdo con la reivindicación 8 se evalúa la absorción y/o dispersión de la luz que está dirigida a la conducción.

30 Se ha mostrado que la sangre, en función de inclusiones de gases, muestra un comportamiento diferente con respecto a la absorción y/o dispersión de luz. La absorción y/o dispersión depende a este respecto de las clases de gas, de su concentración relativa en la sangre así como también de la longitud de onda de la luz. Mediante la proyección de luz, que presenta constituyentes de varias longitudes de onda, pueden llevarse a cabo por lo tanto varias mediciones independientes entre sí, de modo que con ello pueden determinarse varios de los parámetros (determinación de diferentes clases de gas así como determinación de los porcentajes relativos de las clases de gas en el líquido).

35 De acuerdo con la reivindicación 9 la sangre que va a examinarse se expone a luz al menos en un intervalo de longitud de onda definido de tal manera que la luz se divide en una primera parte que, sin atravesar la sangre que va a examinarse, se conduce hasta un sensor de referencia y en una segunda parte que atraviesa la sangre y se conduce hasta un sensor de medición.

40 En concreto en el caso del uso de luz con diferentes longitudes de onda resulta ventajoso que los distintos gases presenten para la luz, en función de la longitud de onda respectiva, una absorción o dispersión diferente. Con ello, a partir de una evaluación dependiente de la longitud de onda pueden hacerse declaraciones de qué clases de gas están presentes dado el caso en la sangre.

45 También en la configuración del procedimiento según la reivindicación 9, pueden efectuarse mediciones de referencia, en las que las diferencias resultantes de las señales del sensor de referencia con respecto a las señales del sensor de medición se determinan en cada caso para sangre, en el que en las mediciones de referencia están presentes cantidades definidas de inclusiones de gas.

50 En las mediciones de referencia se añade a la sangre de manera dirigida un porcentaje de cantidad determinado de un gas determinado. Con esta sangre con el porcentaje de gas añadido de manera dirigida, se lleva a cabo a continuación la medición de referencia.

55 A partir de una comparación de la medición de la(s) diferencia(s) de las señales del sensor de medición con respecto a la(s) señal(es) del sensor de referencia para la sangre que va a examinarse con las diferencias correspondientes de las señales del sensor de medición con respecto a las señales del sensor de referencia para las mediciones de referencia puede hacerse una declaración sobre la cantidad del gas en la sangre y/o sobre el tipo de gas en la sangre.

60 Mediante la evaluación de la absorción y/o dispersión de la luz a diferentes longitudes de onda puede hacerse una declaración sobre el porcentaje relativo de este gas en la sangre en la sangre y/o una declaración sobre qué gas está contenido en la sangre.

65 Si se trata de una mezcla de dos o más gases, puede determinarse con este método de medición al menos un intervalo de valores en el que los constituyentes individuales de los gases pueden estar incluidos uno con respecto a

otro en la sangre. En función de los resultados determinados en una medición de referencia, pueden resultar también para diferentes intervalos de longitud de onda de la luz valores de medición de tal manera que también pueden reconocerse unívocamente los constituyentes individuales de gases en una mezcla de gases. En los ensayos llevados a cabo con agua destilada y desaireada varias veces se mostraron para distintas clases de gas (CO₂, O₂, oxígeno medicinal), claras diferencias en las longitudes de onda en los intervalos alrededor de 400 nm, alrededor de 500 nm, alrededor de 680 nm, de modo que las clases de gas pueden detectarse como tal así como también con respecto a la cantidad existente.

Esto puede explicarse considerando dos gases distintos en el líquido. Los dos gases tienen diferente influencia sobre la absorción y/o dispersión de la luz. La absorción y/o dispersión depende además del porcentaje relativo respectivo del gas. Un porcentaje relativo determinado del primer gas lleva a la misma variación de la absorción y/o dispersión de la luz que otro porcentaje definido del segundo gas. Igualmente, son posibles también "valores intermedios", en los que está presente una mezcla del primer gas y el segundo gas. Un gas, que con un porcentaje relativo determinado en la sangre lleva a una absorción y/o dispersión de la luz determinada en un intervalo de longitud de onda de la luz determinado, puede "sustituirse" por otro porcentaje relativo definido de otro gas en la sangre, llevando el otro gas a la misma variación de la absorción y/o dispersión de la luz en este intervalo de longitud de onda. En los otros procedimientos de medición (procedimiento de medición inductivo, procedimiento de medición capacitivo), en los que la variación de la magnitud medida con el porcentaje relativo respectivo del gas mostró una dependencia lineal, la cantidad del otro gas era constante, que ha sustituido una cantidad determinada del primer gas y a este respecto tenía el mismo efecto sobre la magnitud medida. En el caso del método óptico, esta relación es diferente para los intervalos de longitud de onda individuales. A este respecto, no es obligatoriamente necesario que el primer gas se sustituya por completo por el segundo gas. El primer gas puede sustituirse también únicamente en parte, de modo que esté presente una mezcla del primer y segundo gas. Lo correspondiente se aplica también cuando están presentes más de dos gases en la mezcla de gases.

A este respecto es una condición previa que la influencia de los distintos gases sobre la variación de la absorción / dispersión sea en cada caso independiente entre sí, de modo que no se producen interacciones.

Mediante una evaluación de diferentes intervalos de longitud de onda puede limitarse de qué gases con qué porcentajes relativos en el líquido se trata.

Se ha mostrado a este respecto que tanto en cuanto a la detección del tamaño de burbujas de gas como en cuanto a la evaluación de qué tipo de gases se trata, es adecuada una combinación del procedimiento de medición capacitivo con el procedimiento de medición óptico.

La sangre tiene diferentes composiciones que pueden repercutir también en los métodos de medición descritos. Estas diferentes composiciones pueden depender por ejemplo de la carga corporal o física actual o también depender de en qué momento antes del examen el paciente eventualmente tomó una comida y en qué consistía esta comida.

Puede ser útil tener en cuenta estas diferentes situaciones, efectuándose en las distintas condiciones en cada caso mediciones de referencia, de modo que entonces en el caso de un examen que va a llevarse a cabo puede recurrirse a una medición de referencia como comparación.

Como combinación de sensores útil se ha mostrado una combinación del procedimiento capacitivo para la clasificación de los medios de gas considerados en el volumen de detección y el procedimiento óptico como posibilidad de detección en cuanto a las microburbujas.

Estos procedimientos de medición pueden combinarse además con la sonografía. La detección de inclusiones de gas por medio de métodos acústicos se debe a que el gas conduce el sonido muy escasamente (en comparación con un líquido). En los sitios de transición medio-gas-medio se producen reflexiones del sonido hasta dispersiones.

Los procedimientos de medición conocidos para la detección de la tensión arterial son sin excepción procedimientos de contacto. Sin embargo, para los pacientes es más agradable la detección por medio de un procedimiento sin contacto. Este puede ser por ejemplo también un procedimiento que se sirve de los efectos capacitivos y/o inductivos descritos.

Actualmente la detección del valor de pH de sangre humana no tiene lugar asimismo sin contacto, sino por medio de una sonda de medición en el contexto de un procedimiento químico. También en este sentido existe la posibilidad de detectar sin contacto el valor de pH de la sangre a través de un efecto acoplado adicional (no solo por medio de detección de temperatura tras variación de resistencia). A este respecto es muy útil que el nivel de CO₂ en la sangre dependa del valor de pH y a la inversa. Una relación correspondiente resulta a través de la capacidad de absorción de O₂ de la sangre (en concreto hemoglobina), puesto que con el valor de pH creciente aumenta también la capacidad de absorción de O₂ de la hemoglobina. Si establece sin contacto el contenido de O₂ en la sangre, entonces puede hacerse también una declaración sobre el porcentaje de dióxido de carbono y con ello también sobre el valor de pH actual. La capnometría puede hacer una contribución esencial a ello. En el contexto de los

procedimientos de medición en la reología, a través de la velocidad de flujo de la sangre puede hacerse tanto una declaración sobre la composición actual (propiedades de los constituyentes de la sangre) como sobre la efectividad del transporte de O_2 en cuanto a la microcirculación (suministro con O_2 hasta los capilares más pequeños).

5 Pero no solo en la tecnología médica pueden emplearse los resultados de investigación obtenidos. En los ensayos llevados a cabo con ayuda de los procedimientos considerados pueden intercambiarse a voluntad los medios individuales y usarse desde la técnica de medición para muchos otros casos de aplicación, en los que son indeseables inclusiones de gas.

10 Un ejemplo de realización de la invención está representado en el dibujo. Muestra a este respecto:

- la figura 1: representación de la tensión inducida a lo largo del porcentaje de gas relativo para aire ambiente,
- la figura 2: representación de la tensión inducida a lo largo del porcentaje de gas relativo para oxígeno,
- la figura 3: representación de la tensión inducida a lo largo del porcentaje de gas relativo para CO_2 ,
- 15 la figura 4: un diagrama esquemático de la disposición para una medición capacitiva,
- la figura 5: representación de la capacidad a lo largo del porcentaje de gas relativo para O_2 ,
- la figura 6: representación de la capacidad a lo largo del porcentaje de gas relativo para CO_2 ,
- la figura 7: una disposición de medición para un procedimiento óptico,
- la figura 8: señales de medición para un procedimiento óptico para agua y para aire ambiente,
- 20 la figura 9: señales de medición para un procedimiento óptico para agua y para oxígeno médico,
- la figura 10: señales de medición para un procedimiento óptico para agua y para CO_2 .

La figura 1 muestra la tensión inducida en bobinas conectadas entre sí, que rodean la conducción, en la que fluye el líquido. Están representadas dos rectas que se registraron para dos sistemas de bobina diferentes 101 y 102.

25 Está representada la tensión inducida en mV a lo largo del porcentaje relativo de aire ambiente en el líquido (agua destilada, desaireada varias veces) en porcentaje. El porcentaje de gas se añadió de manera dirigida al líquido en cada caso.

30 La figura 2 muestra la tensión inducida en bobinas conectadas entre sí, que rodean la conducción, para O_2 .

Está representada la tensión inducida en mV a lo largo del porcentaje relativo de oxígeno en el líquido (agua destilada, desaireada varias veces) en porcentaje. El porcentaje de oxígeno se añadió de manera dirigida al líquido en cada caso.

35 Están representadas de nuevo las rectas para los dos sistemas de bobina 101 y 102.

La figura 3 muestra la tensión inducida en bobinas conectadas entre sí, que rodean la conducción, para CO_2 .

40 Está representada la tensión inducida en mV a lo largo del porcentaje relativo de dióxido de carbono en el líquido (agua destilada, desaireada varias veces) en porcentaje. El porcentaje del CO_2 se añadió de manera dirigida al líquido en cada caso.

Están representadas de nuevo las rectas para los dos sistemas de bobina 101 y 102.

45 En las figuras 1 a 3 se llevó a cabo la medición en cada caso con corriente continua.

La recta descendente de la figura 1 en relación con la recta ascendente en las figuras 2 y 3 se explica a partir de las diferentes direcciones de polarización de la corriente continua.

50 La figura 4 muestra un diagrama esquemático del condensador. El número de referencia 3 muestra la abertura interior de la conducción en la que fluye el líquido (en el plano del dibujo en perpendicular hacia arriba o abajo. La conducción se forma por un tubo cuya pared está marcada con el número de referencia 2. Esta pared puede componerse de vidrio o también de un tubo flexible de PE.

55 Para el aislamiento eléctrico de las dos placas de condensador 4 y 5 está aplicada sobre la conducción también una capa de teflón 1.

60 La figura 4 muestra una sección transversal a través de la conducción en dirección longitudinal. La conducción es cilíndrica y la capa de teflón así como las placas de condensador rodean la conducción.

La figura 5 muestra la capacidad medida en nF, representada a lo largo del porcentaje relativo de O_2 en el líquido.

65 Se midieron de nuevo dos capacidades 501 y 502, para las que en cada caso está registrada la recta resultante en el diagrama.

La figura 6 muestra la capacidad medida en nF, representada a lo largo del porcentaje relativo de CO₂ en el líquido.

Se midieron de nuevo dos capacidades 501 y 502, para las que en cada caso está registrada la recta resultante en el diagrama.

5 De manera complementaria y comparable con los diagramas de las figuras 5 y 6 pueden crearse diagramas correspondientes para gases adicionales.

10 La figura 7 muestra una disposición para un procedimiento de medición óptico. Por el diodo emisor de luz 701 se emite luz. Esta luz puede ser en gran parte monocromática o también presentar constituyentes de diferente intervalo de longitud de onda (dado el caso también luz a lo largo de todo el intervalo del espectro visible).

15 La luz del diodo emisor de luz 701 incide sobre un divisor de haz 702. Allí, la luz se divide en un constituyente que sin conducirse a través del líquido que va a examinarse, se conduce directamente a un sensor de referencia 703. El otro constituyente de la luz se conduce a través del líquido que va a examinarse. Para ello la luz puede atravesar una conducción 704 correspondiente en la que fluye el líquido, transversalmente a la dirección longitudinal de la conducción. Esta luz incide entonces sobre un sensor de medición 705. Mediante una comparación de las señales del sensor de referencia 703 con el sensor de medición 705 puede registrarse la absorción y/o dispersión de la luz.

20 La figura 8 muestra curvas de tensión representadas a lo largo de distintas longitudes de onda de la luz por un lado para agua (destilada, desaireada varias veces) así como para aire ambiente.

25 Las curvas se registraron con una disposición de medición según la figura 7. La curva 801 corresponde a la tensión de detector de referencia en el sensor de referencia 703. La curva 802 corresponde a la curva de tensión en el sensor de medición 705, cuando la conducción 704 se atraviesa con agua (destilada, desaireada varias veces). La curva 803 corresponde a la curva de tensión en el sensor de medición 705, cuando la conducción 704 se atraviesa con aire ambiente.

30 La curva 804 corresponde a la diferencia que resulta de la curva de tensión en el sensor de medición 705 con respecto a la curva de tensión en el sensor de referencia 703 cuando la conducción 704 se atraviesa con agua.

35 La curva 805 corresponde a la diferencia que resulta de la curva de tensión en el sensor de medición 705 con respecto a la curva de tensión en el sensor de referencia 703 cuando la conducción 704 se atraviesa con aire ambiente.

La figura 9 muestra la representación de curvas de tensión de agua así como de oxígeno medicinal, representadas a lo largo de la longitud de onda de la luz.

40 Las curvas se registraron con una disposición de medición según la figura 7. La curva 901 corresponde a la tensión de detector de referencia en el sensor de referencia 703. La curva 902 corresponde a la curva de tensión en el sensor de medición 705, cuando la conducción 704 se atraviesa con agua (destilada, desaireada varias veces). La curva 903 corresponde a la curva de tensión en el sensor de medición 705, cuando la conducción 704 se atraviesa con aire ambiente.

45 La curva 904 corresponde a la diferencia que resulta de la curva de tensión en el sensor de medición 705 con respecto a la curva de tensión en el sensor de referencia 703 cuando la conducción 704 se atraviesa con agua.

50 La curva 905 corresponde a la diferencia que resulta de la curva de tensión en el sensor de medición 705 con respecto a la curva de tensión en el sensor de referencia 703 cuando la conducción 704 se atraviesa con oxígeno medicinal.

La figura 10 muestra la representación de curvas de tensión de agua así como de CO₂, representadas a lo largo de la longitud de onda de la luz.

55 Las curvas se registraron con una disposición de medición según la figura 7. La curva 1001 corresponde a la tensión de detector de referencia en el sensor de referencia 703. La curva 1002 corresponde a la curva de tensión en el sensor de medición 705, cuando la conducción 704 se atraviesa con agua (destilada, desaireada varias veces). La curva 1003 corresponde a la curva de tensión en el sensor de medición 705, cuando la conducción 704 se atraviesa con aire ambiente.

60 La curva 1004 corresponde a la diferencia que resulta de la curva de tensión en el sensor de medición 705 con respecto a la curva de tensión en el sensor de referencia 703 cuando la conducción 704 se atraviesa con agua.

65 La curva 1005 corresponde a la diferencia que resulta de la curva de tensión en el sensor de medición 705 con respecto a la curva de tensión en el sensor de referencia 703 cuando la conducción 704 se atraviesa con CO₂.

Para tener a disposición un número suficiente de mediciones de referencia, las figuras 8 a 10 tienen que parametrizarse también para distintos porcentajes relativos de los gases respectivos en el líquido. Mediante interpolación pueden establecerse entonces a partir de las mediciones de referencia comparaciones con las mediciones reales.

- 5 En las figuras 8 a 10 resultan diferencias correspondientemente claras en las tensiones diferenciales para aire ambiente, oxígeno y CO₂ a las longitudes de onda 400 nm, 500 nm y 680 nm.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento para la detección de inclusiones de gases en la sangre en un tratamiento de diálisis, en el que la sangre es transportada a través de una conducción, en el que se genera un campo magnético en condiciones
5 definidas, estando asociado a la conducción un sensor con el que puede medirse una magnitud que representa la intensidad del campo magnético (101, 102),
en donde el sensor se compone de dos bobinas que se corresponden entre sí y **caracterizado por que** la primera bobina se carga con una corriente continua, midiéndose la magnitud que representa la intensidad del campo magnético evaluando el campo magnético inducido en la segunda bobina (101, 102).
10
2. Procedimiento según la reivindicación 1,
caracterizado por que el sensor se compone de dos bobinas que se corresponden entre sí, en el que la primera bobina se carga de manera regulada con una corriente continua de tal manera que el campo magnético inducido en la segunda bobina adopta el valor "cero", en donde la magnitud que representa la intensidad del campo magnético se deriva de la intensidad de la corriente continua con la que se carga la primera bobina.
15
3. Procedimiento según las reivindicaciones 1 o 2,
caracterizado por que se efectúan mediciones de referencia, en las que la magnitud que representa la intensidad del campo magnético en cada caso se determina para sangre, en la que en las mediciones de referencia están presentes cantidades definidas de inclusiones de gas.
20
4. Procedimiento según la reivindicación 3,
caracterizado por que la velocidad de transporte de la sangre en las mediciones de referencia y en la medición que ha de llevarse a cabo se encuentra en un intervalo de velocidad definido.
25
5. Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a 4,
caracterizado por que la conducción está dispuesta horizontalmente en la zona de medición del sensor.
6. Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a 5,
caracterizado por que a la conducción en una zona de medición está asociado un sensor capacitivo (4, 5) de tal manera que la sangre (3) se encuentra en la zona del campo eléctrico del sensor capacitivo (4, 5).
30
7. Procedimiento según la reivindicación 6,
caracterizado por que la capacidad del sensor capacitivo se determina a partir del comportamiento temporal de la variación de la corriente y/o de la tensión durante la carga y/o la descarga del condensador (501, 502).
35
8. Procedimiento según la reivindicación 7,
caracterizado por que la conducción (704) es transparente a la luz al menos en una zona de medición y por que se evalúa la absorción y/o la dispersión de la luz que está dirigida a la conducción (704).
40
9. Procedimiento según la reivindicación 8,
caracterizado por que se expone la sangre a luz al menos en un intervalo de longitud de onda definido (701) de tal manera que la luz se divide (702) en una primera parte que se conduce, sin atravesar el líquido que va a examinarse, hasta un sensor de referencia (703) y en una segunda parte que atraviesa la sangre y se conduce hasta un sensor de medición (705).
45

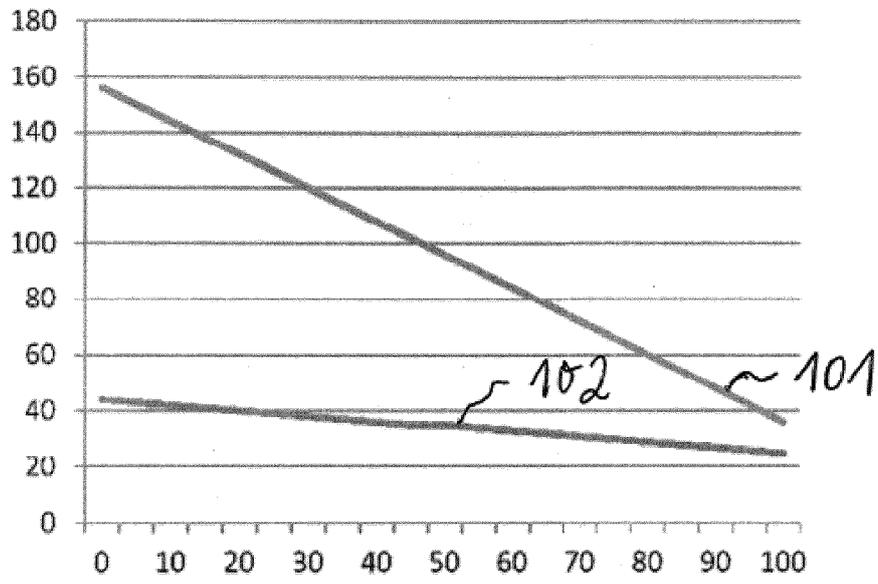


Fig. 1

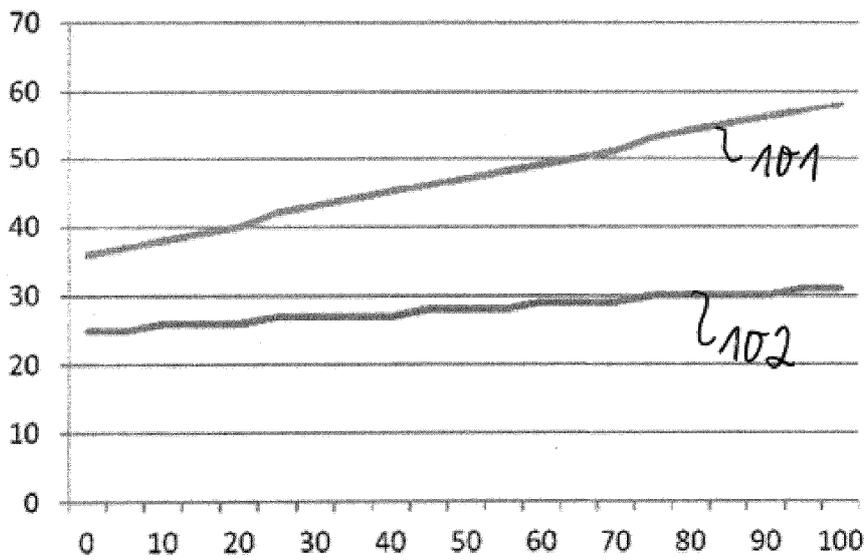


Fig. 2

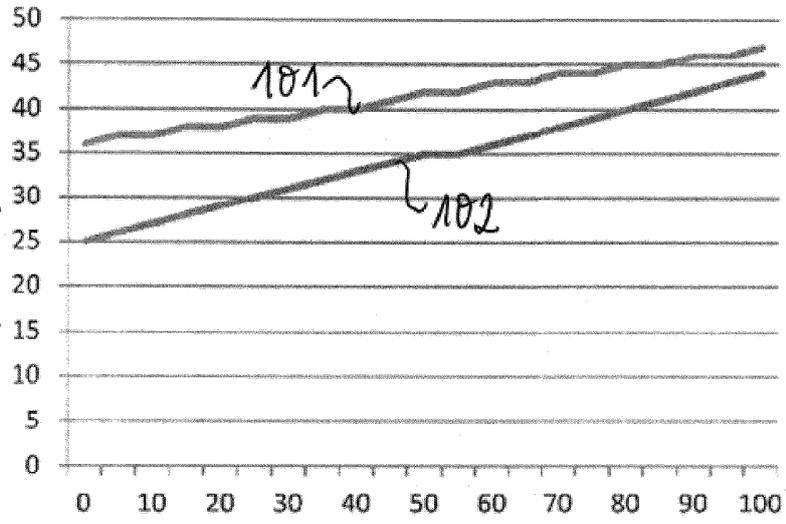


Fig. 3

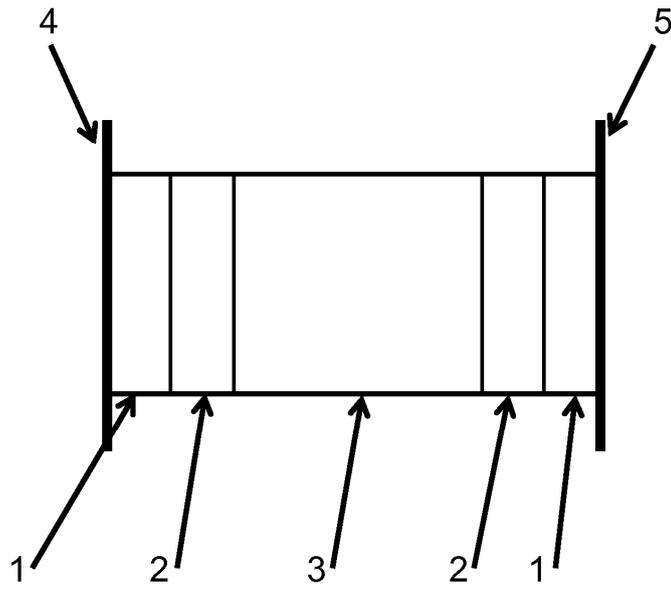


Fig. 4

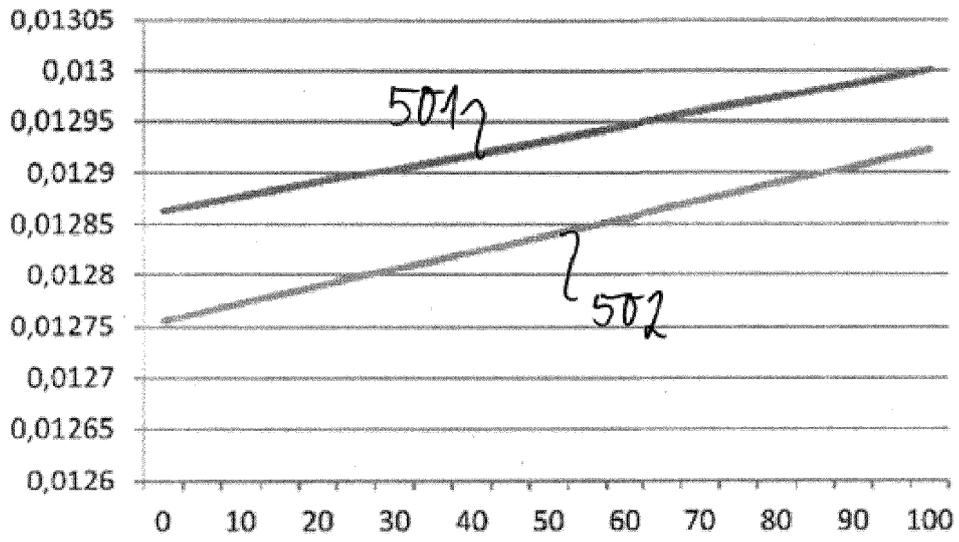


Fig. 5

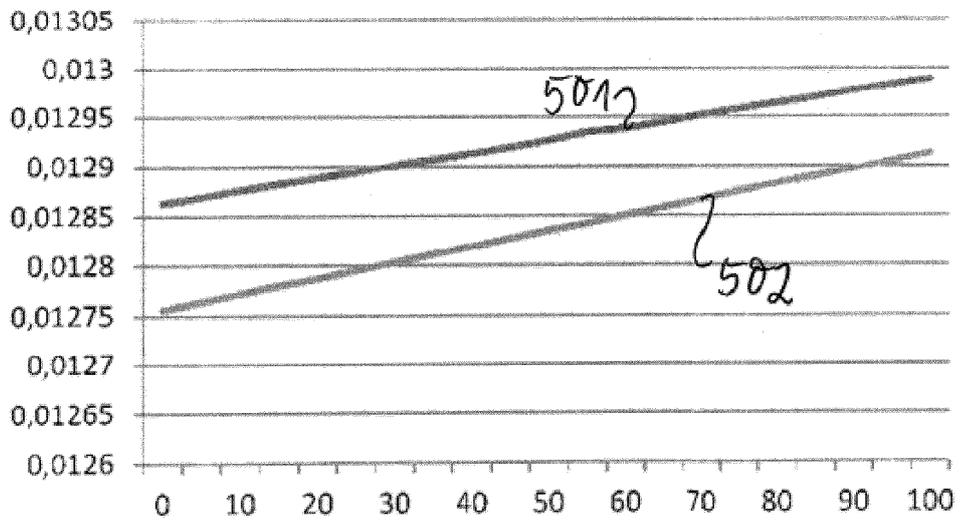


Fig. 6

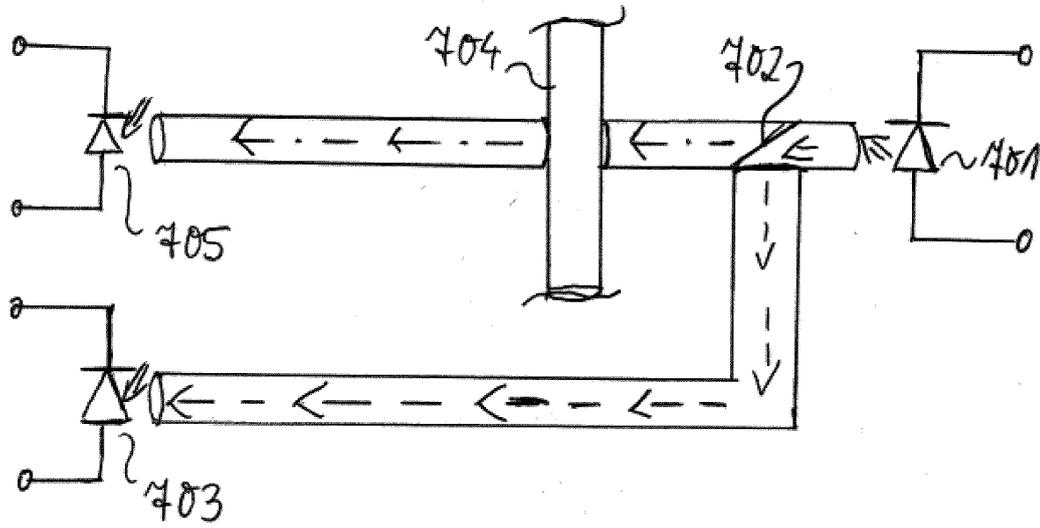


Fig. 7

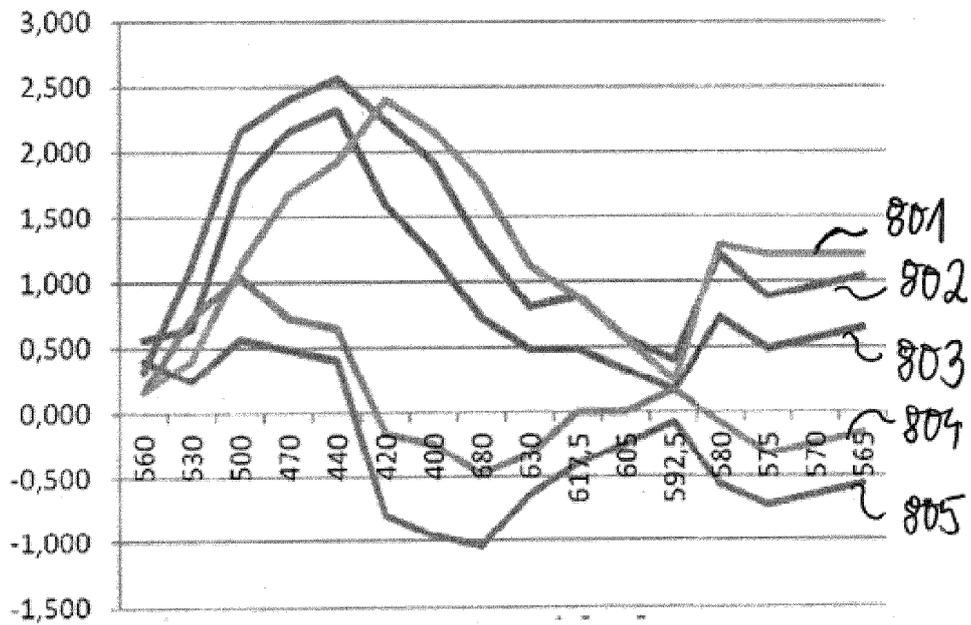


Fig. 8

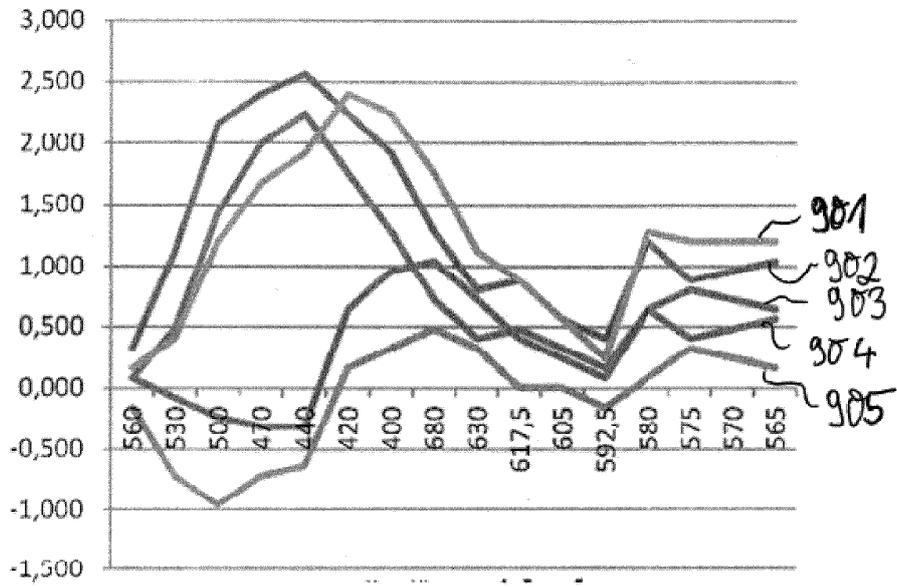


Fig. 9

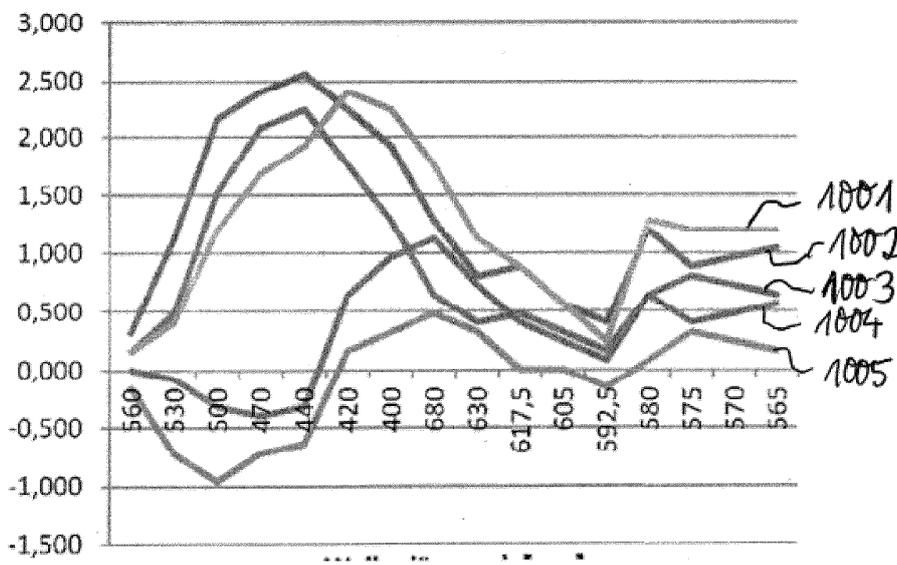


Fig. 10