

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 717 112**

51 Int. Cl.:

G01N 27/02 (2006.01)

B01F 11/02 (2006.01)

G01N 33/49 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.11.2015** **E 15196214 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **16.01.2019** **EP 3173776**

54 Título: **Sistema y procedimiento para mezclar y analizar un líquido**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
19.06.2019

73 Titular/es:
C A CASYSO GMBH (100.0%)
St. Jakobs-Strasse 17
4052 Basel, CH

72 Inventor/es:
MADER, DANIEL

74 Agente/Representante:
SALVÀ FERRER, Joan

ES 2 717 112 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 y procedimiento para mezclar y analizar un líquido

- 5 **[0001]** La presente invención se refiere a un sistema y a un procedimiento para mezclar y analizar un líquido, en particular para mezclar un líquido que contiene plaquetas sanguíneas con el fin de realizar la agregometría de impedancia plaquetaria (AIP).

TÉCNICA RELACIONADA

10

[0002] Los sistemas y procedimientos de agregometría de impedancia plaquetaria se utilizan para medir la función de un trombocito y el impacto relacionado con el fármaco en la coagulación sanguínea total. Convencionalmente, se usa un dispositivo mezclador para cada célula de medición para mezclar reactivos con la sangre e inducir estrés mecánico en las células sanguíneas por las fuerzas de cizallamiento resultantes en el líquido en movimiento.

15

[0003] La patente US 8 877 510 B2 describe un procedimiento para realizar un análisis de agregación plaquetaria utilizando un dispositivo de cartucho que tiene una porción de recepción para recibir una muestra de sangre y una parte de conexión para recibir un tapón. Antes y durante la medición, una barra de agitación magnética es activada por un electroimán colocado debajo de la porción de recepción. Los sistemas de barra de agitación magnética convencionales siempre deben formarse con ciertas dimensiones mínimas para que el mecanismo de la barra de agitación funcione, ya que la barra de agitación necesita una masa y una sección transversal mínimas para una actuación magnética robusta sin contacto y un desplazamiento efectivo del líquido.

20

25 **[0004]** La patente WO 2005/059532 A1 describe un dispositivo de cartucho que tiene una porción de recepción para recibir una muestra de sangre y una parte de conexión para recibir un tapón, así como un dispositivo de agitación dentro de dicha porción de recepción.

30

[0005] La patente US 5 674 742 A describe un instrumento microfabricado integrado para la manipulación, reacción y detección en muestras de microlitros a picolitros adecuadas para reacciones bioquímicas, como las reacciones basadas en ADN.

35

[0006] Existe la necesidad de un sistema eficiente y fiable para mezclar y analizar un líquido donde la porción de recepción para recibir el líquido sea altamente miniaturizable.

DIVULGACIÓN DE LA INVENCION

[0007] La invención proporciona, según un primer aspecto, un sistema para mezclar y analizar un líquido, que comprende: una porción de recepción para recibir un líquido a analizar;
40 una unidad de mezcla adaptada para emitir ondas de ultrasonido dirigidas hacia la porción de recepción para excitar las ondas de Lamb en al menos una sección de la porción de recepción; al menos un primer electrodo que se extiende a la porción de recepción y un segundo electrodo que se extiende a la porción de recepción; una unidad de aplicación de tensión adaptada para aplicar una tensión eléctrica entre el primer electrodo y el segundo electrodo; y una unidad de medición adaptada para determinar una propiedad eléctrica del fluido en respuesta a la tensión eléctrica aplicada.
45

[0008] El sistema comprende un cartucho y un aparato de análisis. La porción de recepción y los electrodos primero y segundo están integrados en el cartucho. La unidad de mezcla está integrada en el aparato de análisis. El cartucho está adaptado para ponerse en contacto con el aparato de análisis de modo que la unidad de mezcla esté
50 posicionada para emitir las ondas de ultrasonido dirigidas hacia la porción de recepción cuando el cartucho se pone en contacto con el aparato de análisis.

[0009] El cartucho puede ponerse en contacto con el aparato de análisis, por ejemplo, insertando el cartucho en el aparato de análisis, enchufando el cartucho en el aparato de análisis, etc. Esto permite la creación de un
55 cartucho desechable relativamente simple con una o más celdas de medición, mientras que los elementos más complejos y/o más costosos del sistema están incluidos en el aparato de análisis reutilizable. Por lo tanto, la fiabilidad del sistema puede incrementarse aún más a costes decrecientes.

[0010] El líquido puede ser en particular un líquido que contiene plaquetas sanguíneas. Por ejemplo, el
60 líquido puede comprender sangre completa, reactivos y/o solución salina. Los reactivos pueden comprender en particular, o consistir en, reactivos que afectan la coagulación de la sangre.

[0011] Las ondas de ultrasonido pueden ser, en particular, las llamadas ondas acústicas de superficie (SAW). Las ondas de Lamb se propagan en placas sólidas o secciones planas de sólidos; fueron introducidas por primera
65 vez en la publicación científica "On Waves in a Elastic Plate", Lamb, H., Actas de la Royal Society of London, Series

A, Containing Papers of a Mathematical and Physical Character (1905-1934), 1917-03-01. 93 (648):114-128. Las ondas de Lamb son ondas elásticas donde el movimiento de las partículas se encuentra en un plano que contiene la dirección de propagación de la onda y la normal de la placa, es decir, la dirección perpendicular a la placa. Las ondas de Lamb pueden tener modos simétricos, por ejemplo, modos extensionales y/o modos asimétricos, por ejemplo, modos flexurales.

[0012] La propiedad eléctrica del fluido a determinar puede ser en particular una impedancia eléctrica, es decir, una medida de la oposición que el fluido presenta a una corriente alterna cuando se aplica la tensión eléctrica entre el primer electrodo y el segundo electrodo. Como alternativa, la propiedad eléctrica a determinar puede ser una resistencia eléctrica. En consecuencia, los electrodos primero y segundo están configurados para que no se toquen entre sí dentro de la porción de recepción.

[0013] Cualquiera o todos los elementos del sistema, siempre que sea práctico, pueden realizarse como hardware, como software o como una combinación de hardware y software. Los elementos que gestionan señales y corrientes eléctricas pueden realizarse en tecnologías analógicas, en tecnologías digitales o en una combinación de tecnologías tanto analógicas como digitales.

[0014] Además, la invención proporciona, según un segundo aspecto de la invención, un procedimiento para mezclar y analizar un líquido, que comprende las etapas de: proporcionar el líquido a analizar en una porción de recepción; emitir ondas de ultrasonido hacia la porción de recepción para excitar las ondas de Lamb en al menos una sección de la porción de recepción después de que se proporcione el líquido en la porción de recepción; proporcionar un primer electrodo y un segundo electrodo en contacto con el líquido en la porción de recepción; aplicar una tensión eléctrica entre el primer electrodo y el segundo electrodo en contacto con el líquido; y medir una propiedad eléctrica del fluido en la porción de recepción.

VENTAJAS DE LA INVENCION

[0015] Una idea subyacente de la invención es que las ondas de Lamb pueden crearse en al menos una sección de la porción de recepción utilizando transductores de ultrasonido. Las ondas de Lamb en la porción de recepción se traducen, a través de un efecto de conversión de modo, en un movimiento del líquido dentro de la porción de recepción y, por lo tanto, dan lugar a una mezcla del líquido dentro de la porción de recepción. En particular, el líquido en la porción de recepción, que forma una celda de medición, se puede mover de manera controlada y continua sin necesidad de una barra de agitación mecánica.

[0016] Las ondas de Lamb son muy adecuadas para mezclar un líquido que contiene plaquetas de la sangre para su posterior análisis. En particular, las ondas de Lamb proporcionan un acoplamiento ventajosamente homogéneo de energía cinética en el líquido, evitando una gran densidad de energía o picos de momento que podrían dañar las plaquetas de la sangre.

[0017] La porción de recepción puede tener cualquier forma que permita recibir un líquido, por ejemplo, una estructura bien formada con paredes y un fondo, una forma de cubo, una forma de tazón, una forma cilíndrica, una forma de cono truncado, etc.

[0018] La porción de recepción y la unidad de mezcla, que convencionalmente deben tener un cierto tamaño mínimo, son, según la presente invención, muy adecuadas para una miniaturización y automatización y sistemas con consumibles baratos y bajo consumo de volumen de muestra. Convencionalmente, tenía que agregarse una barra de agitación a una celda desechable o tenía que ser parte de la celda desechable, aumentando el esfuerzo y el costo requeridos en ambos casos.

[0019] Más ventajosamente, según la presente invención, ninguna parte de la unidad de mezcla tiene que estar en contacto directo con el líquido, y, en particular, ninguna parte de este tipo tiene que extraerse de nuevo de la unidad de mezcla. Especialmente cuando el líquido comprende sangre completa o plaquetas sanguíneas, el sistema y el procedimiento de la presente invención pueden satisfacer más fácilmente los criterios de higiene y/o seguridad médica. Además, los reactivos pueden colocarse previamente dentro de la porción de recepción, por ejemplo, dentro de un cartucho.

[0020] Debido a las relativamente pocas restricciones en el diseño de la unidad de mezcla en particular, al seleccionar los materiales y señales apropiados, se pueden generar y combinar en el líquido frecuencias y amplitudes casi arbitrarias. Por lo tanto, el campo de fuerza mecánica no homogéneo deseado para la agregometría de impedancia plaquetaria puede adaptarse al volumen de la muestra y las dimensiones de la celda de medición. La presente invención es de este modo utilizable en una gran variedad de casos.

[0021] La omisión de cámaras de mezcla y medición/reactivo separadas permite un diseño simplificado de una medición desechable, por ejemplo, un cartucho, y el propio sistema, de modo que se puede aumentar la fiabilidad del sistema a costos decrecientes.

[0022] Otras realizaciones ventajosas de la presente invención se pueden encontrar en las reivindicaciones dependientes, así como en la descripción en combinación con las Figuras.

5 **[0023]** Según otra realización del primer aspecto de la presente invención, el cartucho comprende una primera interfaz eléctrica y el aparato de análisis comprende una segunda interfaz eléctrica. La unidad de aplicación de tensión está integrada en el aparato de análisis y está adaptada para aplicar la tensión eléctrica a los electrodos primero y segundo sobre la primera y segunda interfaces eléctricas cuando el cartucho se conecta con el aparato de análisis, en cuyo estado están acopladas eléctricamente, es decir, conectadas la primera y segunda interfaces
10 eléctricas.

[0024] La fuente de alimentación del aparato de análisis puede suministrar energía eléctrica a la unidad de aplicación de tensión, por ejemplo, una conexión a la red eléctrica general o una batería recargable o no recargable del aparato de análisis. De esta manera, la fiabilidad del sistema puede incrementarse aún más a costos
15 decrecientes.

[0025] Según otra realización del primer aspecto de la invención, el cartucho comprende una primera interfaz eléctrica y el aparato de análisis comprende una segunda interfaz eléctrica y la unidad de medición está integrada en el aparato de análisis. La unidad de medición está acoplada eléctricamente a los electrodos primero y segundo
20 sobre la primera y la segunda interfaz eléctrica cuando el cartucho entra en contacto con el aparato de análisis.

[0026] Las interfaces eléctricas utilizadas para acoplar la unidad de medición a los electrodos primero y segundo también se pueden usar para aplicar la tensión eléctrica de la unidad de aplicación de tensión a la primera y segunda interfaz eléctrica como se describe anteriormente. Por lo tanto, se puede proporcionar una unidad de
25 medición técnicamente exigente una vez en un aparato de análisis y se puede usar para una pluralidad de cartuchos, aumentando la fiabilidad del sistema a costos decrecientes.

[0027] Según otra realización del primer aspecto de la presente invención, la unidad de mezcla comprende al menos un elemento piezoeléctrico y un generador de frecuencia adaptado para generar una señal eléctrica periódica
30 que debe aplicarse a al menos un elemento piezoeléctrico de modo que el al menos un elemento piezoeléctrico emite las ondas de ultrasonido hacia la porción de recepción. La frecuencia de la señal eléctrica periódica puede ser idéntica a la frecuencia de resonancia del elemento piezoeléctrico. Como alternativa, se puede proporcionar cualquier otro transductor de ultrasonido en lugar del elemento piezoeléctrico. Las ondas de ultrasonido pueden emitirse con una frecuencia de 10 MHz o menos, preferiblemente 2 MHz o menos, en particular 1 MHz o menos,
35 especialmente 0,5 MHz o menos.

[0028] Se pueden proporcionar uno o más elementos piezoeléctricos y/o transductores de ultrasonido para cada porción de recepción comprendida en el sistema. Los elementos piezoeléctricos pueden estar provistos de una dimensión, o dimensiones, similares o mayores que una dimensión, o dimensiones, de la porción de recepción. Por
40 ejemplo, una sección transversal del elemento piezoeléctrico en un plano virtual puede ser igual o mayor que una sección transversal de la porción de recepción en el mismo plano virtual, en particular un plano virtual perpendicular a un eje longitudinal del elemento piezoeléctrico. Un diámetro de la porción de recepción contenida en un plano virtual puede ser igual o menor que un ancho del elemento piezoeléctrico dentro del mismo plano virtual.

45 **[0029]** Según otra realización del primer aspecto de la presente invención, el generador de frecuencia está adaptado para generar la señal eléctrica periódica, y aplicar la señal eléctrica periódica a al menos un elemento piezoeléctrico, con una frecuencia de 10 MHz o menos, preferiblemente 2 MHz o menos, en particular 1 MHz o menos, especialmente entre 0,5 MHz y 1 MHz. Estas frecuencias pueden permitir el uso de configuraciones técnicamente menos exigentes del generador de frecuencia. Además, estos rangos de frecuencia son especialmente
50 adecuados para inducir ondas de Lamb en la porción de recepción o en una sección de la porción de recepción. Un elemento piezoeléctrico de la unidad de mezcla se puede elegir de modo que su frecuencia de resonancia o una de sus frecuencias de resonancia se encuentre dentro de estos rangos de frecuencia y, en particular, coincida con la frecuencia de la señal eléctrica periódica generada y/o con la frecuencia de las ondas de Lamb a inducir en al menos la sección de la porción de recepción.

55 **[0030]** Un sistema ejemplar puede comprender un cartucho y un aparato de análisis, donde la porción de recepción, los electrodos primero y segundo, la unidad de aplicación de tensión y el al menos un elemento piezoeléctrico están integrados en el cartucho y donde el generador de frecuencia está integrado en el aparato de análisis. El cartucho está adaptado para ponerse en contacto con el aparato de análisis de modo que la señal
60 eléctrica periódica generada por el generador de frecuencia se aplique a al menos un elemento piezoeléctrico y de tal manera que al menos un elemento piezoeléctrico esté posicionado para emitir las ondas de ultrasonido hacia la porción de recepción cuando la señal eléctrica periódica se aplica al elemento piezoeléctrico. De esta manera, el elemento piezoeléctrico puede formar parte del cartucho desechable, permitiendo un posicionamiento más preciso del elemento piezoeléctrico con respecto a la porción de recepción y permitiendo así un control más preciso de las
65 ondas de ultrasonido emitidas.

[0031] Según otra realización más del primer aspecto de la presente invención, la porción de recepción está formada como una estructura de tubo de doble extremo abierto. La estructura del tubo puede ser, por ejemplo, un microcanal. Una unidad de mezcla puede adaptarse para emitir las ondas de ultrasonido hacia una sección de pared de la estructura del tubo. La unidad de mezcla puede comprender una tira de elemento piezoeléctrico con un eje longitudinal de la tira paralelo a una dirección axial de la estructura del tubo. El primer y/o el segundo electrodo pueden introducirse en la estructura del tubo o guiarse a través de la estructura del tubo en la dirección axial de la estructura del tubo. Se puede explotar un efecto capilar para introducir el líquido en la porción de recepción.

10 **[0032]** Según otra realización más del primer aspecto de la presente invención, la unidad de aplicación de tensión está adaptada para aplicar una tensión alterna entre el primer electrodo y el segundo electrodo. La unidad de medición puede adaptarse para determinar una impedancia del fluido en respuesta a la tensión alterna aplicada entre el primer y el segundo electrodo. En otras palabras, la unidad de medición está adaptada para medir la impedancia ofrecida por el fluido contra la tensión alterna aplicada. De esta manera, se puede realizar agregometría de impedancia plaquetaria.

20 **[0033]** Según otra realización del primer aspecto de la presente invención, la porción de recepción está adaptada para contener un volumen máximo de 250 mm³ o menos, por ejemplo 100 mm³ o menos, preferiblemente 75 mm³ o menos, en particular 60 mm³ o menos. Por lo tanto, un cartucho que contiene la porción de recepción se puede miniaturizar adicionalmente y/o se pueden proporcionar más porciones de recepción en un único cartucho de tamaño constante, lo que reduce el esfuerzo para analizar un gran número de muestras, por ejemplo, muestras de sangre. Además, el volumen de muestra necesario del líquido para el análisis puede reducirse: convencionalmente, se necesitaban grandes diámetros de las porciones de recepción para acomodar las barras de agitación magnéticas, de modo que era necesario un gran volumen del líquido a analizar para llenar la porción de recepción hasta un nivel deseado.

30 **[0034]** Según una realización del segundo aspecto de la presente invención, la emisión de las ondas de ultrasonido comprende generar una señal eléctrica periódica con una frecuencia de 10 MHz o menos, preferiblemente 2 MHz o menos, en particular 1 MHz o menos y aplicar la señal eléctrica periódica a al menos un elemento piezoeléctrico. Por ejemplo, la señal eléctrica periódica generada puede aplicarse a un elemento piezoeléctrico como se describe con respecto al primer aspecto de la presente invención.

35 **[0035]** Según realizaciones adicionales del segundo aspecto de la presente invención, se aplica una tensión alterna al primer electrodo y al segundo electrodo y se determina una impedancia del fluido en respuesta a la tensión alterna aplicada.

40 **[0036]** En realizaciones adicionales del segundo aspecto de la presente invención, la impedancia del fluido en respuesta a la tensión alterna aplicada se mide continuamente durante un tiempo de medición predeterminado, preferiblemente un tiempo de medición superior a un minuto, en particular superior a cinco minutos.

45 **[0037]** Según realizaciones adicionales del segundo aspecto de la presente invención, el líquido comprende, o consiste en, un primer componente líquido que comprende plaquetas sanguíneas, por ejemplo, sangre completa y un segundo componente líquido, por ejemplo, solución salina y/o reactivos. Preferiblemente, la emisión de las ondas de ultrasonido se realiza durante un tiempo de emisión predeterminado para mezclar el primer componente líquido y el segundo componente líquido. Ventajosamente, el tiempo de medición se solapa parcial o completamente con el tiempo de emisión.

50 **[0038]** Las realizaciones, modificaciones y variantes descritas anteriormente y a continuación pueden combinarse libremente entre sí. Otras posibles realizaciones, modificaciones y realizaciones de la invención también pueden incluir combinaciones no descritas explícitamente de las características descritas anteriormente y a continuación con respecto a ciertas realizaciones. En particular, la persona experta podrá añadir características únicas de algunas realizaciones a otras realizaciones para mejorar su función, siguiendo los principios establecidos en este documento.

55 BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

[0039] Los anteriores y otros objetos, características y otras ventajas de la presente invención se entenderán más claramente a partir de la siguiente descripción detallada tomada junto con los dibujos adjuntos, en los cuales:

60 La Figura 1 muestra un diagrama de bloques de un sistema para mezclar y analizar un líquido según una realización del primer aspecto de la presente invención;

La Figura 2 muestra un sistema para mezclar y analizar un líquido según otra realización del primer aspecto de la presente invención;

La Figura 3 muestra un sistema para mezclar y analizar un líquido según un ejemplo, no según la invención;

65 Las Figuras 4A-4D muestran vistas esquemáticas de un posible ensamblaje de ciertos elementos del sistema según

el primer aspecto de la presente invención;

Las Figuras 5A-5D muestran vistas esquemáticas de otro posible ensamblaje de ciertos elementos del sistema según el primer aspecto de la presente invención;

La Figura 6 muestra una sección transversal esquemática de otro posible ensamblaje de ciertos elementos del sistema según el primer aspecto de la presente invención;

La Figura 7 muestra un diagrama de flujo esquemático que ilustra un procedimiento para mezclar y analizar un líquido según una realización del segundo aspecto de la presente invención; y

La Figura 8 muestra un diagrama de flujo esquemático que ilustra un procedimiento para mezclar y analizar un líquido según otra realización del segundo aspecto de la presente invención.

10

[0040] Las figuras están destinadas para una comprensión adicional de las realizaciones de la invención. Las figuras ilustran realizaciones y sirven, junto con la siguiente descripción detallada, para explicar conceptos y principios de la invención. Los elementos de las figuras no están necesariamente dibujados a escala real. Los mismos signos de referencia están destinados a designar los mismos elementos o elementos similares en todos los dibujos, si no se indica explícitamente lo contrario.

15

[0041] Aunque los términos primero, segundo, etc., pueden usarse en el presente documento para describir varios elementos, estos elementos no deben interpretarse como limitados por estos términos. Estos términos se utilizan para distinguir un elemento de otro. Por ejemplo, un primer elemento podría denominarse un segundo elemento y, de manera similar, un segundo elemento podría denominarse un primer elemento, sin apartarse del alcance de la presente invención.

20

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LOS DIBUJOS

[0042] La Figura 1 muestra un diagrama de bloques de un sistema 10 para mezclar y analizar un líquido 1 según una realización del primer aspecto de la presente invención. El sistema 10 comprende una porción de recepción 12 para recibir el líquido 1 a analizar y una unidad de mezcla 18 adaptada para emitir ondas de ultrasonido 2, en particular con una frecuencia de 10 MHz o menos, dirigida hacia la porción de recepción 12. La unidad de mezcla 18 está adaptada para emitir las ondas de ultrasonido 2 de tal manera que las ondas de ultrasonido 2 excitan las ondas de Lamb en al menos una sección 14 de la porción de recepción 12, en particular una sección de pared 14 o una sección inferior de la porción de recepción 12.

30

[0043] El sistema 10 comprende además al menos un primer electrodo 21 que se extiende a la porción de recepción 12 y un segundo electrodo 22 que se extiende a la porción de recepción 12, es decir, a un volumen dentro de la porción de recepción 12 que está destinado a contener el líquido 1 para mezclar y analizar. Los electrodos primero y segundo 21, 22 están formados, por ejemplo, de platino. Los electrodos 21, 22, por ejemplo, pueden configurarse como barras delgadas con un diámetro de 250 micrómetros o menos y/o una longitud de 3 milímetros cada una. Los electrodos 21, 22 pueden colocarse a 250 micrómetros de distancia paralelos entre sí.

35

[0044] El sistema 10 comprende además una unidad de aplicación de tensión 24 adaptada para aplicar una tensión eléctrica entre el primer electrodo 21 y el segundo electrodo 22 y una unidad de medición 26 adaptada para determinar una propiedad eléctrica del fluido 1 en respuesta a la tensión eléctrica aplicada. En otras palabras, la unidad de aplicación de tensión 24 está adaptada para crear una diferencia en el potencial eléctrico entre el primer y el segundo electrodo 21, 22. En particular, la propiedad eléctrica determinada puede ser una resistencia o una impedancia ofrecida por el fluido 1 a una corriente directa o alterna entre el primer y el segundo electrodo 21, 22 a través del líquido 1 basado en, y/o inducido por, la tensión eléctrica aplicada.

40

45

[0045] La unidad de aplicación de tensión 24 así como la unidad de medición 26 están acopladas eléctricamente, o configuradas para poder acoplarse, a los electrodos 21, 22, por ejemplo, sobre interfaces eléctricas.

50

[0046] La Figura 2 representa un sistema 110 para mezclar y analizar un líquido 1 según otra realización del primer aspecto de la presente invención. El sistema 110 es una variante del sistema 10 y comprende, preferiblemente consiste en, un cartucho 150 y un aparato de análisis 160. La porción de recepción 12 con los electrodos primero y segundo 21, 22 que se extienden a la porción de recepción 12 está integrada en el cartucho 150. El cartucho 150 está configurado con una entrada 154 que está adaptada para recibir al menos un líquido 1 desde fuera del cartucho 150 y para conducir al menos un líquido 1 recibido en la porción de recepción 12 150. Se pueden proporcionar dos o más porciones de recepción 12 en un solo cartucho 150. Cada porción de recepción 12 se puede proporcionar con su propia entrada 154. Alternativamente, algunas o todas las porciones de recepción 12 pueden estar provistas del líquido 1 a analizar por una sola entrada 154 del cartucho 150. Se pueden proporcionar uno o más elementos piezoeléctricos para cada porción de recepción provista en el cartucho.

55

60

[0047] El aparato de análisis 160 comprende una porción de acoplamiento 166 adaptada para recibir el cartucho 150. La unidad de mezcla 118 está integrada en el aparato de análisis 160. El cartucho 150 está adaptado para ponerse en contacto con el aparato de análisis 160, en particular con la porción de acoplamiento 166 del

65

aparato de análisis 160, de modo que la unidad de mezcla 118 esté posicionada para emitir las ondas de ultrasonido 2 dirigidas hacia la porción de recepción 12, o hacia todas las porciones de recepción 12 del cartucho 150, si hay más de una.

5 **[0048]** La unidad de mezcla 118 comprende un generador de frecuencia 40 y al menos un elemento piezoeléctrico 142, ambos integrados en el aparato de análisis. El al menos un elemento piezoeléctrico 142 se sitúa preferiblemente como parte de, o adyacente a, una sección de la porción de acoplamiento 166 que es adyacente al cartucho 150, en particular la porción de recepción 12 o todas las porciones de recepción 12 del cartucho 150 cuando el cartucho se pone en contacto con la porción de acoplamiento 166. La unidad de mezcla 118 puede
10 comprender un elemento de acoplamiento configurado para transportar la onda de ultrasonido emitida desde el elemento piezoeléctrico 142 a la porción de acoplamiento 166 y/o al cartucho 150.

[0049] La porción de acoplamiento 166 puede configurarse como una bahía de acoplamiento o una ranura o similar en el aparato de análisis 160.

15 **[0050]** El generador de frecuencia 40 está adaptado para generar una señal eléctrica periódica 41, por ejemplo, una onda sinusoidal, en particular con una frecuencia de 10 MHz o menos. El generador de frecuencia 40 está adaptado además para aplicar la señal eléctrica periódica 41 generada a al menos un elemento piezoeléctrico 142. El elemento piezoeléctrico 142 está adaptado para emitir, cuando la señal eléctrica periódica 41 se aplica al
20 elemento piezoeléctrico 142, las ondas de ultrasonido hacia la porción de recepción 12 cuando el cartucho 150 se pone en contacto con la porción de acoplamiento 166.

[0051] El elemento piezoeléctrico 142, o cualquiera de los otros elementos piezoeléctricos descritos en el presente documento, puede contener, o consistir en, cristales naturales, cristales sintéticos como el ortofosfato de galio o Langasita o cerámicas sintéticas. Cerámicas sintéticas ejemplares para el elemento piezoeléctrico incluyen, pero no se limitan a, titanato de bario, titanato zirconato de plomo, comúnmente conocido como PZT, niobato de potasio, niobato de litio, tantalato de litio, tungstato de sodio y óxido de zinc.

[0052] El cartucho 150 está configurado con una primera interfaz eléctrica 152 que está acoplada por separado a los electrodos primero y segundo 21, 22 para poder aplicar una tensión a los electrodos primero y segundo 21, 22 y tal que la propiedad eléctrica del líquido 1 se puede determinar en respuesta a la tensión eléctrica aplicada. El aparato de análisis 160 está provisto de una segunda interfaz eléctrica 162. El cartucho 150, la primera interfaz eléctrica 152, el aparato de análisis 160, la segunda interfaz eléctrica 162 y la porción de acoplamiento 166 están configurados de modo que la primera y la segunda interfaces eléctricas 152, 162 se conectan entre sí cuando
30 el cartucho 150 se pone en contacto con la porción de acoplamiento 166.
35

[0053] La unidad de aplicación de tensión 24 y la unidad de medición 26, por ejemplo, como se ha descrito anteriormente con respecto al sistema 10, están integradas en el aparato de análisis 160 y están adaptadas para realizar sus funciones sobre la conexión eléctrica proporcionada por la primera y la segunda interfaces eléctricas
40 152, 162 cuando están dispuestas en conexión eléctrica entre sí.

[0054] La Figura 3 muestra un sistema 210 para mezclar y analizar un líquido 1 según un ejemplo, no según la invención. El sistema 210 es una variante del sistema 110 y se diferencia del sistema 110 en la configuración de una unidad de mezcla 218 del sistema 210 y de las conexiones eléctricas correspondientes en un aparato 260 y un
45 cartucho 250 del sistema 210. Todos los elementos del sistema 210, o características del mismo, no descritos explícitamente como diferentes del sistema 10 y/o 110 pueden configurarse de la misma manera que la descrita para el sistema 10 y/o 110 o en lo que antecede.

[0055] En el sistema 210, la unidad de mezcla 218 comprende un generador de frecuencia 40 integrado en el aparato de análisis 260 como se describe para el sistema 110 y el aparato de análisis 160. La unidad de mezcla 218 comprende además un elemento piezoeléctrico 242 integrado en el cartucho 250 como se ha descrito para el elemento piezoeléctrico 142 y el cartucho 150.

[0056] El cartucho 250 está provisto además de una tercera interfaz eléctrica 257. Una porción de acoplamiento 266 del aparato de análisis 260 está provista de una cuarta interfaz eléctrica 267. La tercera y cuarta interfaces eléctricas 257, 267 y el cartucho 250 y la porción de acoplamiento 266 están configurados de manera que la tercera y la cuarta interfaces eléctricas 257, 267 se ponen en contacto eléctrico entre sí cuando el cartucho 250 se acopla con la porción de acoplamiento 266 del aparato de análisis 260. Se proporcionan conexiones de señal dentro del aparato de análisis 260 y el cartucho 250, de manera que la señal eléctrica periódica 41 generada por el
55 generador de frecuencia 40 se puede aplicar a un elemento piezoeléctrico 242 sobre las tercera y cuarta interfaces eléctricas 257, 267, cuando el cartucho 150 se pone en contacto con la porción de acoplamiento 166.
60

[0057] El elemento piezoeléctrico 242 puede configurarse de la misma manera que se ha descrito anteriormente con respecto al elemento piezoeléctrico 142.

65

[0058] Las Figuras 4A a 4D representan vistas esquemáticas de un posible ensamblaje de ciertos elementos del sistema según el primer aspecto de la presente invención, en particular a uno de los sistemas 10, 110 y/o 210 como se describe anteriormente.

5 **[0059]** La Figura 4A muestra una vista diagonal superior/frontal/lateral, la Figura 4B una vista superior, la Figura 4C una vista frontal y la Figura 4D una vista lateral del mismo conjunto de una porción de recepción 12', un primer y un segundo electrodo 21', 22', una placa de circuito impreso 24 y dos elementos piezoeléctricos 44, 46. La porción de recepción 12' está formada por cuatro porciones de pared 14' y una porción inferior 16' donde se extienden los electrodos primero y segundo 21', 22', que están conectados a una placa de circuito impreso, PCB, 24.

10 La PCB puede conectar los electrodos primero y segundo 21', 22' a la unidad de aplicación de tensión 24 y/o a la unidad de medición 26. La Figura 4A a la Figura 4D muestran el ensamblaje de los dos elementos piezoeléctricos 44, 46 cerca de la porción de recepción 12'. Los elementos piezoeléctricos 44, 46 pueden proporcionarse juntos o como alternativas entre sí.

15 **[0060]** Un primer elemento piezoeléctrico 44 se proporciona como una tira o cuboide, por ejemplo, que consiste en o que comprende PZT, con un eje longitudinal del cuboide paralelo a una dirección axial de la porción de recepción 12' y/o perpendicular a una superficie inferior 13 formada por la porción inferior 16' dentro de la porción de recepción 12'. Un segundo elemento piezoeléctrico 46 se proporciona como una tira o cuboide, por ejemplo, que consiste en o que comprende PZT, con un eje longitudinal del cuboide o tira dispuesto perpendicular a un vector

20 normal de la superficie 13.

[0061] La porción de recepción 12' se proporciona en forma de un cilindro hueco o de un cono truncado hueco, donde la dirección axial de la porción de recepción 12' viene dada por un eje de simetría rotacional de la porción de recepción 12'. El primer elemento piezoeléctrico 44 y el segundo elemento piezoeléctrico 46 están

25 situados alejados de dicho eje de simetría rotacional.

[0062] La porción de recepción 12' puede configurarse con un diámetro del cilindro hueco de 8 milímetros o menos, preferiblemente cinco milímetros o menos, en particular cuatro milímetros o menos. La porción de recepción puede adaptarse para contener un volumen máximo de 250 mm³ o menos, por ejemplo 100 mm³ o menos,

30 preferiblemente 75 mm³ o menos, en particular 60 mm³ o menos. Los electrodos 21', 22' pueden colocarse de manera que haya una distancia de 5 milímetros o menos entre la porción inferior 16' de la porción de recepción 12' y los electrodos 21', 22', en particular 3 milímetros o menos. Los electrodos 21', 22' pueden colocarse distanciados entre sí en una dirección radial y/o transversal con respecto al cilindro. Alternativamente, los electrodos 21', 22' pueden estar separados entre sí en una dirección axial. Los electrodos pueden estar provistos de una inclinación

35 con respecto al eje de simetría rotacional o en paralelo al eje de simetría rotacional.

[0063] Las Figuras 5A a 5D representan vistas esquemáticas de otra posible disposición de ciertos elementos del sistema según el primer aspecto de la presente invención, en particular a uno de los sistemas 10, 110 y/o 210 como se describe anteriormente.

40 **[0064]** La Figura 5A muestra una vista diagonal superior/frontal/lateral, la Figura 5B una vista superior, la Figura 5C una vista frontal y la Figura 5D una vista lateral del mismo conjunto de una porción de recepción 12", un primer y un segundo electrodo 21", 22" y un elemento piezoeléctrico 44. La porción de recepción 12" está formada por una porción de pared cilíndrica 14" y una porción inferior 16" donde se extienden los electrodos primero y

45 segundo 21", 22". La Figura 5A a la Figura 5D muestra el ensamblaje del elemento piezoeléctrico 44, como se describe anteriormente con respecto a las Figuras 4A a 4D y la porción de recepción 12', muy cerca de la porción de recepción 12".

[0065] El elemento piezoeléctrico 44 se proporciona como una tira o cuboide, por ejemplo, que consiste en o

50 que comprende PZT, con un eje longitudinal del cuboide paralelo a una dirección axial de la porción de recepción 12".

[0066] La porción de recepción 12" se proporciona en forma de cilindro hueco, donde la dirección axial de la porción de recepción 12" viene dada por un eje de simetría rotacional de la porción de recepción 12". El elemento

55 piezoeléctrico 44 se sitúa alejado de dicho eje de simetría rotacional. Una sección transversal de la porción de recepción 12", en particular del volumen que se pretende que ocupe el líquido 1, en un plano perpendicular al eje de simetría rotacional de la porción de recepción 12" es más pequeña que una sección transversal del elemento piezoeléctrico 44 en el mismo plano. Un diámetro del cilindro de la porción de recepción 12" es igual al ancho del elemento piezoeléctrico 44. La longitud del elemento piezoeléctrico 44 es más pequeña que una longitud axial del

60 cilindro de la porción de recepción 12".

[0067] La Figura 6 muestra aún otro posible ensamblaje de los electrodos primero y segundo 21"', 22"' y una porción de recepción 12"' utilizable en el sistema según el primer aspecto de la presente invención, en particular con los sistemas 10, 110, 210 como se describe arriba. Según la Figura 6, la porción de recepción 12"' se forma como

65 una estructura de tubo de extremo abierto a través de la cual se guían los electrodos primero y segundo 21"', 22"',

que entran en la estructura del tubo por un extremo y salen de la estructura del tubo por el extremo opuesto, los electrodos primero y segundo 21", 22" se proporcionan como cables en, por ejemplo, lados interiores diametralmente opuestos de la estructura del tubo de la porción de recepción 12". La estructura de tubo 12" puede estar formada de plásticos, por ejemplo, de un plástico moldeado de dos partes.

5

[0068] En la Figura 6, se representan esquemáticamente sangre completa 3 como primer componente líquido y los reactivos 4 como segundo componente líquido como partes componentes del líquido 1 que deben mezclarse entre sí, en particular antes y/o simultáneamente con la aplicación de la tensión eléctrica entre el primer y el segundo electrodo 21", 22". Se puede agregar un tercer componente líquido, por ejemplo, solución salina y/o componentes

10

líquidos adicionales al fluido 1 o como parte del fluido 1 y se pueden mezclar antes y/o simultáneamente con la aplicación de la tensión eléctrica.

[0069] En la Figura 6, se representan un primer elemento piezoeléctrico 48-1 y un segundo elemento piezoeléctrico 48-2 dispuestos en lados diametralmente opuestos de la estructura de tubo de la porción de recepción 12" fuera de la porción de recepción 12". Los elementos piezoeléctrico primero y segundo 48-1, 48-2 pueden proporcionarse juntos o como alternativas entre sí. El primer elemento piezoeléctrico 48-1 y/o el segundo elemento piezoeléctrico 48-2 pueden proporcionarse integrados en un cartucho, por ejemplo, el cartucho 150 o 250, que comprende la porción de recepción 12" o pueden integrarse en un aparato de análisis, por ejemplo, el aparato de análisis 160 o 260, separado del cartucho que comprende la porción de recepción 12". Alternativamente, el primer elemento piezoeléctrico 48-1 puede integrarse en el aparato de análisis y el segundo elemento piezoeléctrico 48-2 en el cartucho o viceversa.

15

20

[0070] Con respecto al sistema 10, 110, 210, los electrodos primero y segundo 21, 22 pueden proporcionarse como se describe para los electrodos primero y segundo 21', 22'; 21", 22"; 21"', 22"', los elementos piezoeléctricos 142; 242 puede proporcionarse como se describe para los elementos piezoeléctricos 44, 46, 48-1, 48-2 y/o la porción de recepción 12 puede proporcionarse como se describe para la porción de recepción 12'; 12"; 12"', como se describe con respecto a las Figuras 4A a 6.

25

[0071] La Figura 7 muestra un diagrama de flujo esquemático que ilustra un procedimiento para mezclar y analizar un líquido 1 según una realización del segundo aspecto de la presente invención. Este procedimiento se puede realizar con el sistema según realizaciones del primer aspecto de la presente invención, en particular con los sistemas 10; 110; 210 y/o las variaciones de disposición representadas en las Figuras 3A-5. El procedimiento se puede adaptar según cualquiera, múltiples o todas las modificaciones y variaciones ventajosas de las realizaciones anteriores del sistema y viceversa.

30

35

[0072] En una primera etapa S01, el líquido 1 a analizar se proporciona en una porción de recepción 12; 12'; 12"; 12'''. En una etapa S02, se emiten ondas de ultrasonido 2 hacia la porción de recepción 12; 12'; 12"; 12'''. Esto se hace para excitar las ondas de Lamb en al menos una sección 14; 14', 16'; 14", 16"; 16'''-1, 16'''-2 de la porción de recepción 12; 12'; 12''. La etapa S02 de emisión se realiza, al menos también, después de que se haya proporcionado el líquido 1 en la porción de recepción 12. Debido al efecto de conversión de modo, las ondas de Lamb excitadas en al menos la sección 14; 14', 16', 14", 16"; 16'''-1, 16'''-2 de la porción de recepción 12; 12'; 12'; 12''' tienen el efecto de mezclar el líquido 1 al inducir movimientos mecánicos y fuerzas de cizallamiento dentro del líquido 1. El líquido 1 puede comprender, o consistir en, un primer componente líquido 3, en particular sangre completa o que contiene plaquetas sanguíneas y un segundo componente líquido 4, en particular solución salina y/o reactivos. Los reactivos son preferiblemente reactivos que afectan la coagulación de la sangre.

40

45

[0073] En una etapa S03, un primer electrodo 21; 21'; 21"; 21''' y un segundo electrodo 22; 22'; 22"; 22''' se ponen en contacto con el líquido 1 en la porción de recepción 12; 12'; 12"; 12'''. Los electrodos primero y segundo 21; 21'; 21"; 21''', 22; 22'; 22"; 22''' puede estar dispuesto de manera fija con respecto a la porción de recepción 12; 12'; 12"; 12''', de tal manera que la provisión de S03 del contacto entre el primer electrodo y el segundo electrodo 21, 22; 21', 22'; 21", 22"; 22'', 22''' y el líquido 1 se realiza mediante la provisión de S01 del líquido 1 en la porción de recepción 12; 12'; 12"; 12''', por ejemplo después de que el líquido 1 haya alcanzado un cierto nivel de líquido dentro de la porción de recepción 12; 12'; 12"; 12'''. Este nivel de líquido al que se forma el contacto puede ser, por ejemplo, de cinco milímetros o menos, preferiblemente de tres milímetros o menos, desde la porción inferior 16' de la porción de recepción 12'.

50

55

[0074] En una etapa S04, se aplica una tensión eléctrica entre el primer electrodo 21; 21'; 21"; 21''' y el segundo electrodo 22; 22'; 22"; 22''' en contacto con el líquido 1. Preferiblemente, se aplica una tensión alterna. En una etapa S05, se mide una propiedad eléctrica del fluido 1 en una porción de recepción 12; 12'; 12"; 12''' en respuesta a la tensión eléctrica aplicada. En particular, se mide una impedancia del fluido 1 en respuesta a la tensión eléctrica alterna aplicada.

60

[0075] La Figura 8 muestra un diagrama de flujo esquemático de un procedimiento para mezclar y analizar un líquido 1 según otra realización del segundo aspecto de la presente invención que es una variante del procedimiento descrito con respecto a la Figura 6. El procedimiento de la Figura 7 difiere del procedimiento de la Figura 6 en que,

65

en particular, la etapa de emisión S02 de las ondas de ultrasonido comprende una primera sub-etapa S21 y una segunda sub-etapa S22. En la primera sub-etapa S21, se genera una señal eléctrica periódica 41 con una frecuencia de 10 MHz o menos, por ejemplo, con el generador de frecuencia 40 del sistema 110, 210 como se describe anteriormente. En la segunda sub-etapa S22, la señal eléctrica periódica 41 generada se aplica a al menos un elemento piezoeléctrico 142; 242; 44; 46; 48-1; 48-2. El elemento piezoeléctrico 142; 242; 44; 46; 48-1; 48-2 está adaptado para emitir las ondas de ultrasonido 2 hacia la porción de recepción 12; 12'; 12"; 12''' cuando se aplica la señal eléctrica periódica 41.

10 **[0076]** En una etapa opcional S06 que sigue a la medición S05, se determina una propiedad del fluido 1, en particular una propiedad relacionada con la sangre o las plaquetas sanguíneas dentro del fluido 1, en base a la propiedad eléctrica medida del fluido 1. Para esto, puede proporcionarse una unidad de análisis dentro del sistema según el primer aspecto de la presente invención, en particular dentro del aparato de análisis 150; 250 del sistema 110; 210.

REIVINDICACIONES

1. Sistema (110) para mezclar y analizar un líquido (1), que comprende un cartucho (150) y un aparato de análisis (160);
5 comprendiendo el cartucho (150):
una porción de recepción (12; 12'; 12"; 12''') para recibir un líquido (1) a analizar;
al menos un primer electrodo (21; 21'; 21"; 21''') que se extiende a la porción de recepción (12; 12'; 12"; 12''') y un
10 segundo electrodo (22; 22'; 22"; 22''') que se extiende a la porción de recepción (12; 12'; 12"; 12'''), donde la porción de recepción (12; 12'; 12"; 12''') y los electrodos primero y segundo (21, 22; 21', 22'; 21'', 22''; 21''', 22''') están integrados en el cartucho (150);
comprendiendo el aparato de análisis (160):
15 una unidad de mezcla (118) adaptada para emitir ondas de ultrasonido (2) dirigidas hacia la porción de recepción (12; 12'; 12"; 12''') para excitar las ondas de Lamb en al menos una sección (14; 14', 16; 14'', 16''; 16'''-1, 16'''-2) de la porción de recepción (12; 12'; 12"; 12'''), donde la unidad de mezcla (118) está integrada en el aparato de análisis (160);
20 donde el cartucho (150) está adaptado para ponerse en contacto con el aparato de análisis (160) de manera que la unidad de mezcla (118) esté posicionada para emitir las ondas de ultrasonido (2) dirigidas hacia la porción de recepción (12; 12'; 12"; 12''');
una unidad de aplicación de tensión (24) adaptada para aplicar una tensión eléctrica entre el primer electrodo (21;
25 21'; 21"; 21''') y el segundo electrodo (22; 22'; 22"; 22'''); y
una unidad de medición (26) adaptada para determinar una propiedad eléctrica del fluido (1) en respuesta a la tensión eléctrica aplicada.
2. El sistema (110) de la reivindicación 1,
30 donde el cartucho (150) comprende una primera interfaz eléctrica (152);
donde el aparato de análisis (160) comprende una segunda interfaz eléctrica (162); donde la unidad de aplicación de tensión (24) está integrada en el aparato de análisis (160) y está adaptada para aplicar la tensión eléctrica a los electrodos primero y segundo (21, 22; 21', 22'; 21'', 22''; 21''', 22''') sobre las interfaces eléctricas primera y segunda
35 (152, 162) cuando el cartucho (150) se pone en contacto con el aparato de análisis (160).
3. El sistema (110) de la reivindicación 1 o 2,
donde el cartucho (150) comprende una primera interfaz eléctrica (152);
40 donde el aparato de análisis (160) comprende una segunda interfaz eléctrica (162); donde la unidad de medición (26) está integrada en el aparato de análisis (160) y donde la unidad de medición (26) está acoplada eléctricamente a los electrodos primero y segundo (21, 22; 21', 22'; 21'', 22''; 21''', 22''') sobre las interfaces eléctricas primera y segunda (152, 162) cuando el cartucho (150) se pone en contacto con el aparato de análisis (160).
- 45 4. El sistema (110) de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3,
donde la unidad de mezcla (118) comprende al menos un elemento piezoeléctrico (142; 242; 44; 46; 48-1; 48-2) y un generador de frecuencia (40) adaptado para generar una señal eléctrica periódica (41) que se aplicará a al menos un elemento piezoeléctrico (142; 242; 44; 46; 48-1; 48-2) de modo que al menos un elemento eléctrico piezoeléctrico
50 (142; 242; 44; 46; 48-1; 48-2) emite las ondas de ultrasonido (2) hacia la porción de recepción (12; 12'; 12"; 12''').
5. El sistema (110) de la reivindicación 4, donde el generador de frecuencia (40) está configurado de tal manera que la señal eléctrica periódica (41) se genera y se aplica a al menos un elemento piezoeléctrico (142; 242; 44; 46; 48-1; 48-2) con una frecuencia de diez Megahertzios o menos.
55
6. El sistema (110) de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5,
donde la porción de recepción (12''') está formada como una estructura de tubo de doble extremo abierto y donde la unidad de mezcla (18; 118; 218) está adaptada para emitir las ondas de ultrasonido (2) hacia una sección de pared
60 (16'''-1, 16'''-2) de la estructura del tubo.
7. El sistema (110) de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6,
donde la unidad de aplicación de tensión (24) está adaptada para aplicar una tensión alterna entre el primer
65 electrodo (21; 21'; 21"; 21''') y el segundo electrodo (22; 22'; 22"; 22'''); y donde la unidad de medición (26) está

adaptada para determinar una impedancia del fluido (1) en respuesta a la tensión alterna aplicada.

8. El sistema (110) de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7,

5 donde la porción de recepción (12; 12'; 12"; 12''') está adaptada para contener un volumen máximo de doscientos cincuenta milímetros cúbicos o menos.

9. Procedimiento para mezclar y analizar un líquido (1) utilizando el sistema (110) con el cartucho (150) y el aparato de análisis (160) de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, que comprende las etapas de:

10

proporcionar (S01) el líquido (1) a analizar en una porción de recepción (12; 12'; 12"; 12''');
emitir (S02) ondas de ultrasonido (2) hacia la porción de recepción (12; 12'; 12"; 12''') para excitar las ondas de Lamb en al menos una sección (14; 14', 16; 14", 16"; 16'''-1, 16'''-2) de la porción de recepción (12; 12'; 12") después de que se proporcione el líquido (1) en la porción de recepción (12);

15

proporcionar (S03) un primer electrodo (21; 21'; 21"; 21''') y un segundo electrodo (22; 22'; 22"; 22''') en contacto con el líquido (1) en la porción de recepción (12; 12'; 12"; 12'''); aplicando (S04) una tensión eléctrica entre el primer electrodo (21; 21'; 21"; 21''') y el segundo electrodo (22; 22'; 22"; 22''') en contacto con el líquido (1); y medir (S05) una propiedad eléctrica del fluido (1) en la porción de recepción (12; 12'; 12"; 12''') en respuesta a la tensión eléctrica aplicada.

20

10. El procedimiento de la reivindicación 9,

donde emitir (S02) las ondas de ultrasonido (2) comprende:

25

generar (S21) una señal eléctrica periódica (41) con una frecuencia de diez Megahertzios o menos;
aplicar (S22) la señal eléctrica periódica (41) generada a al menos un elemento piezoeléctrico (142; 242; 44; 46; 48-1; 48-2).

30

11. El procedimiento según la reivindicación 9 o 10,

donde se aplica una tensión alterna al primer electrodo (21; 21'; 21"; 21''') y al segundo electrodo (22; 22'; 22"; 22''');
y
donde se determina una impedancia del fluido (1) en respuesta a la tensión alterna aplicada.

35

12. El procedimiento de la reivindicación 11,

donde la impedancia del fluido (1) en respuesta a la tensión alterna aplicada se mide continuamente durante un tiempo de medición predeterminado.

40

13. El procedimiento de cualquiera de las reivindicaciones 9 a 12,

donde el líquido (1) comprende, o consiste en, un primer componente líquido (3) que comprende plaquetas sanguíneas y un segundo componente líquido (4);

45

y donde la emisión (S02) de ondas de ultrasonido (2) se realiza durante un tiempo de emisión predeterminado para mezclar el primer componente líquido (3) y el segundo componente líquido (4).

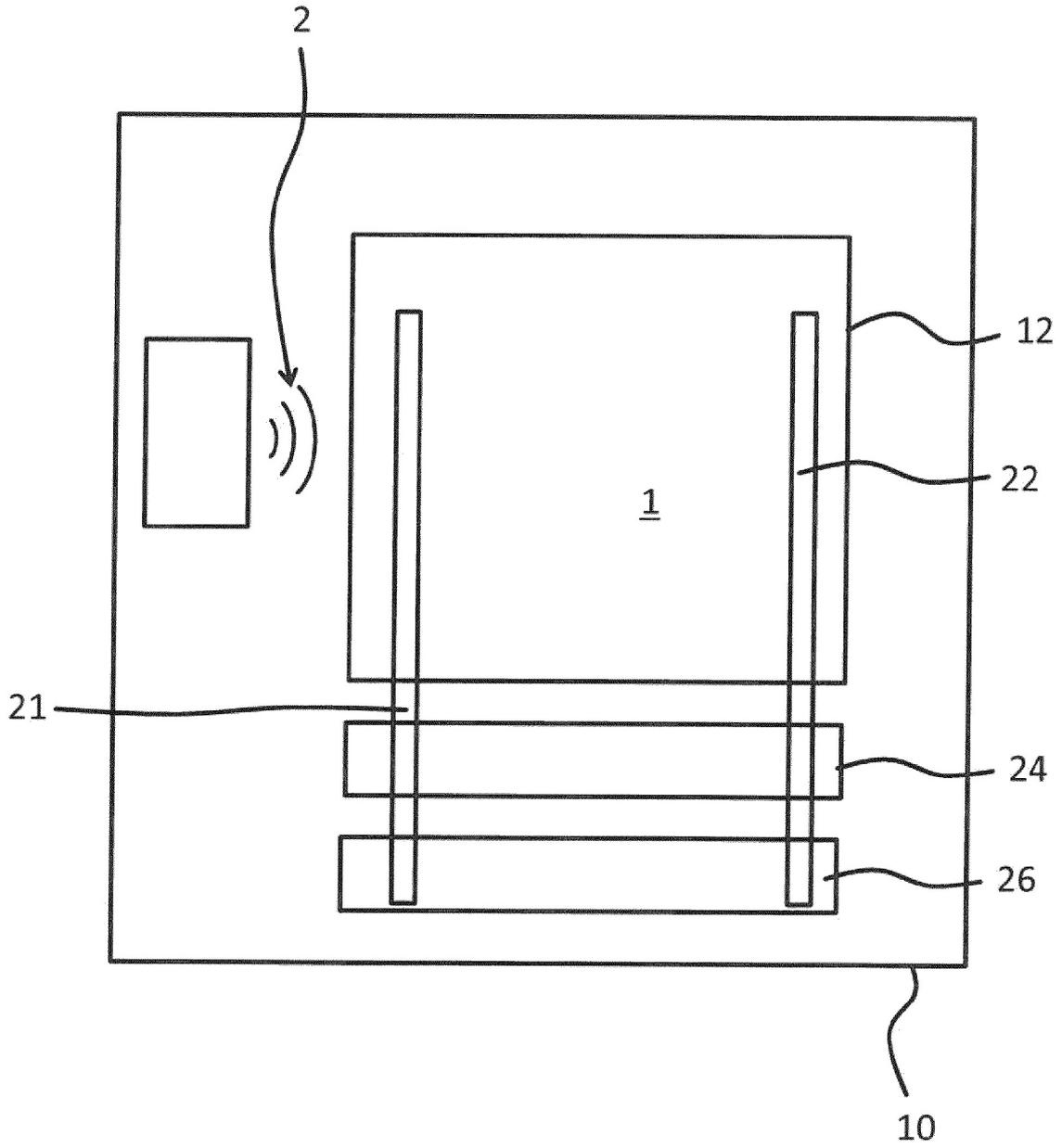


Fig. 1

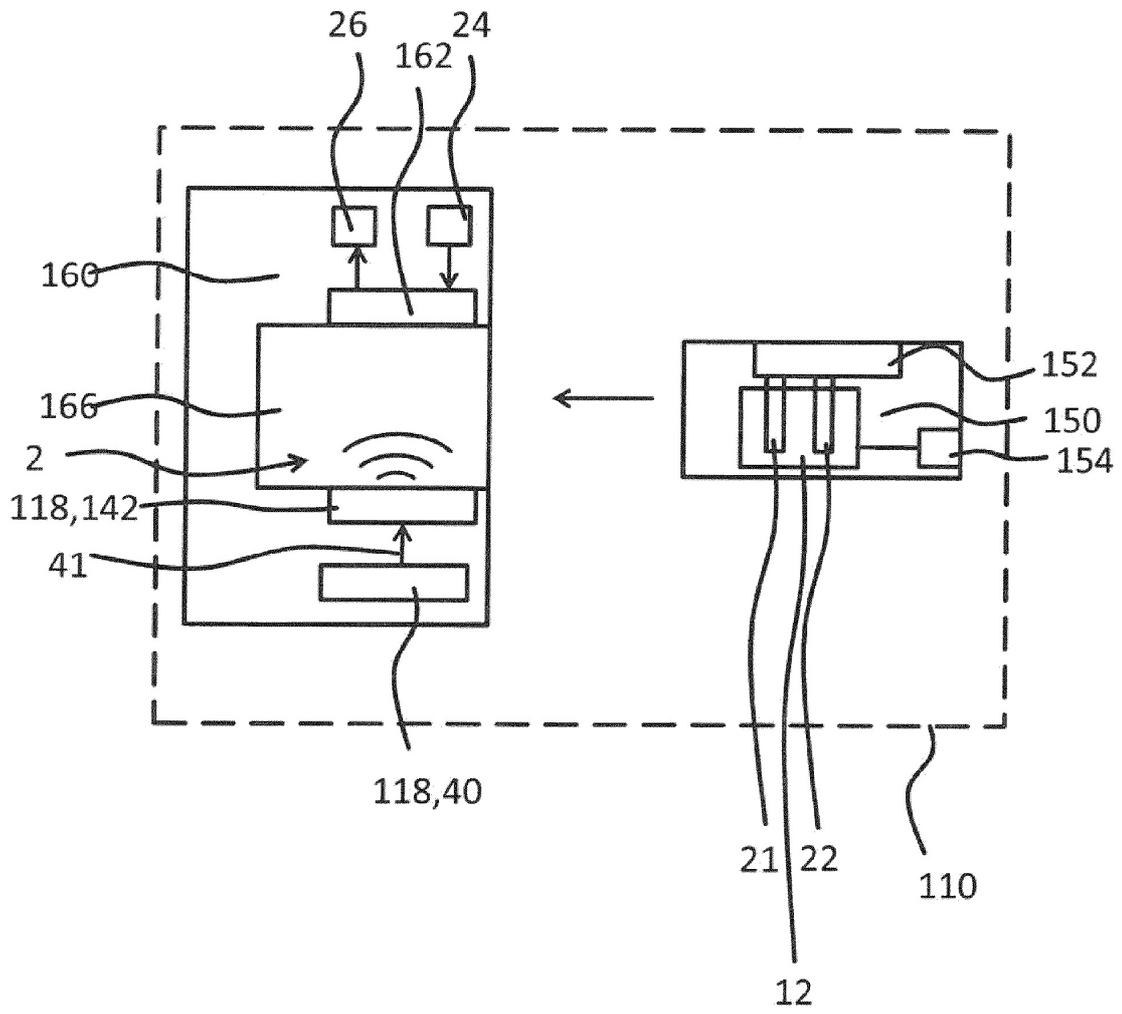


Fig. 2

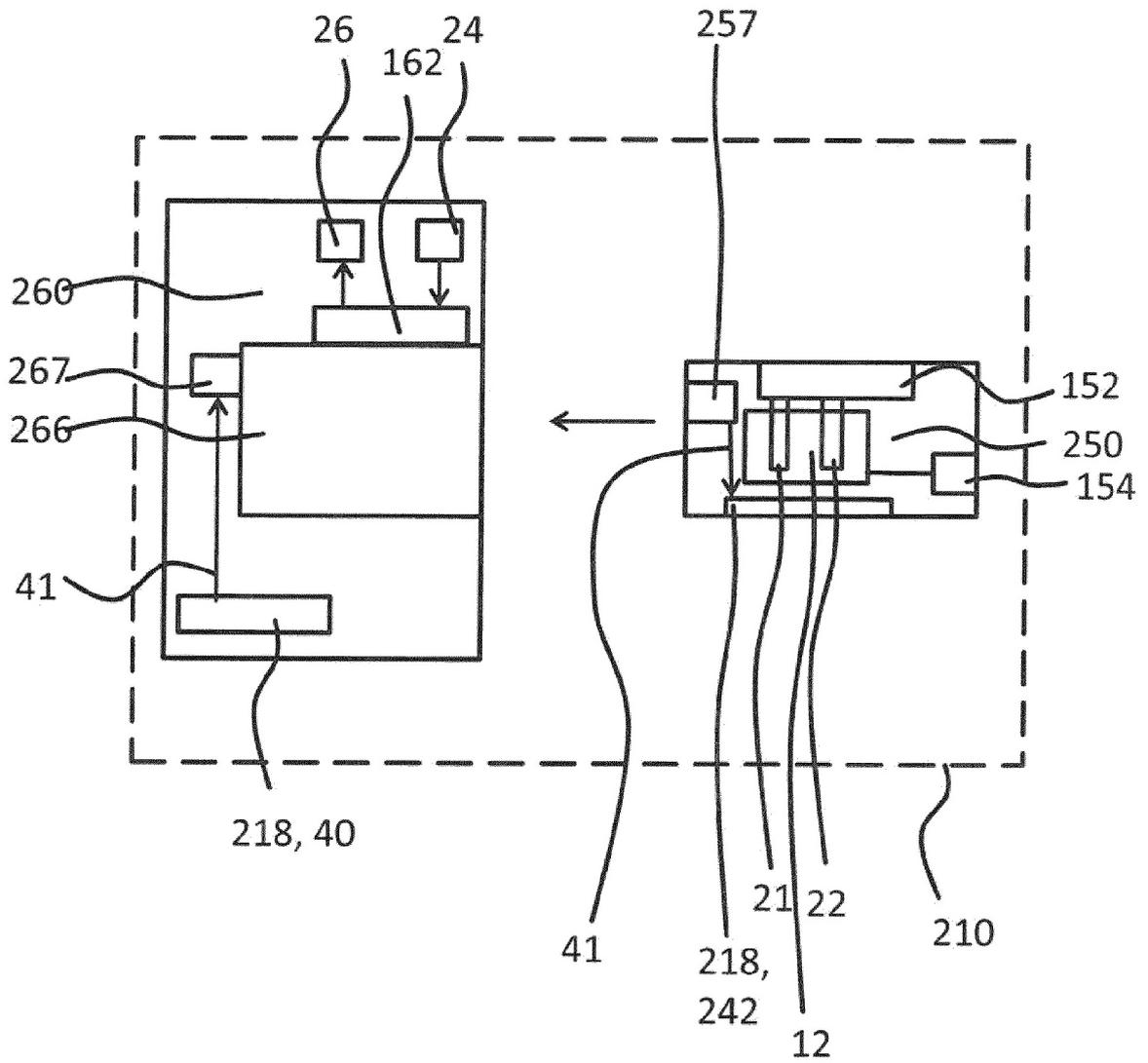


Fig. 3

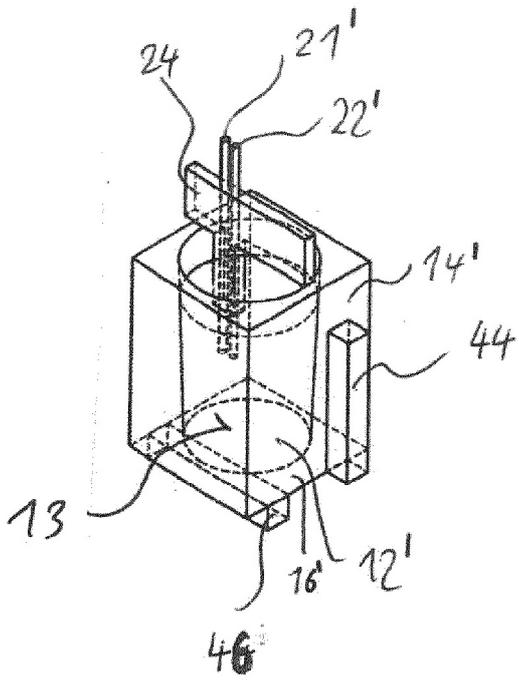


Fig. 4A

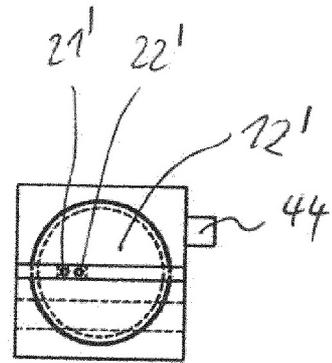


Fig. 4B

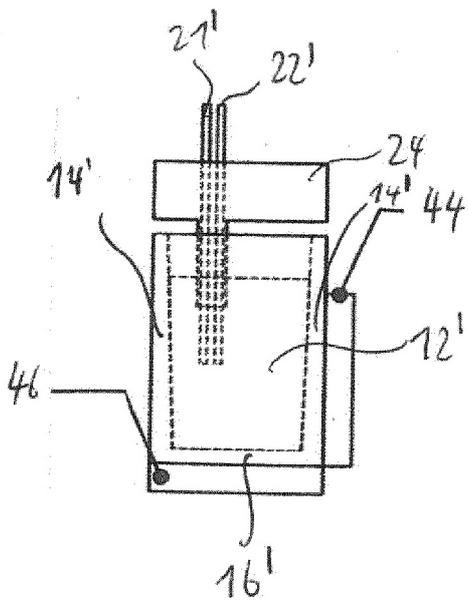


Fig. 4C

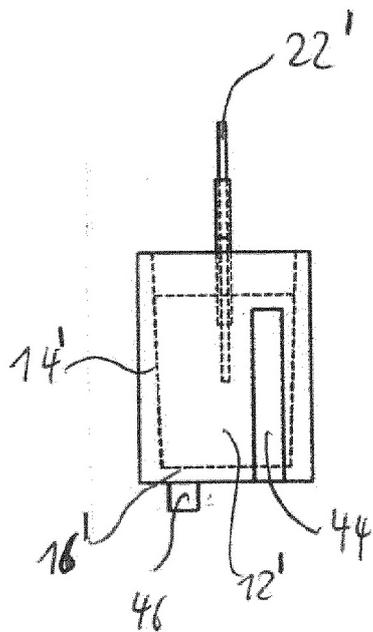


Fig. 4D

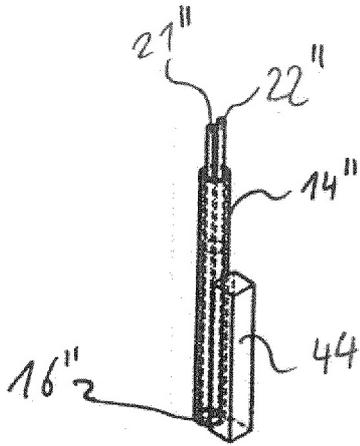


Fig. 5A

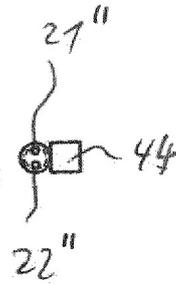


Fig. 5B

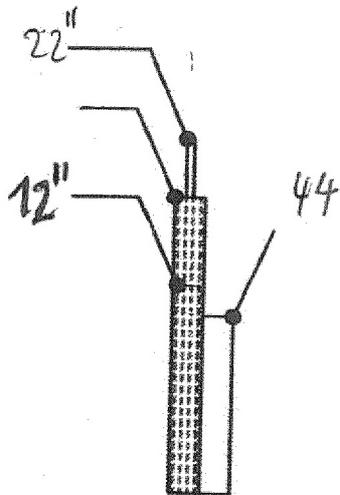


Fig. 5C

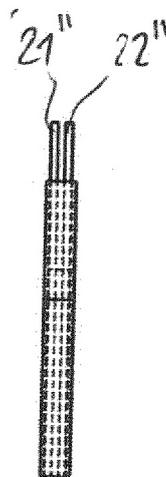


Fig. 5D

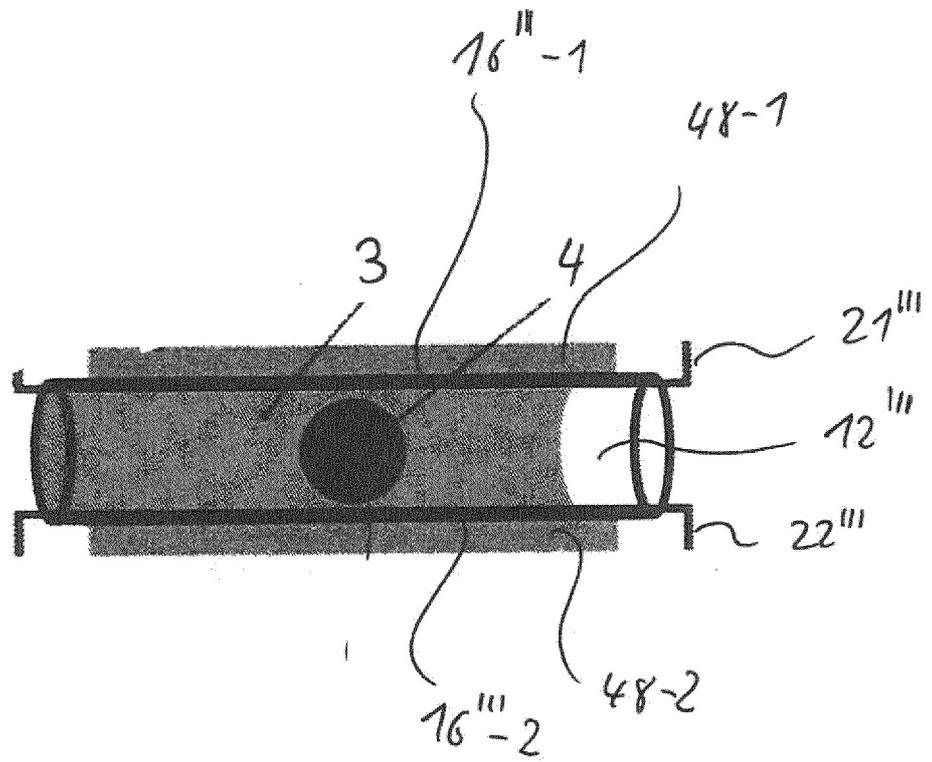


Fig. 6

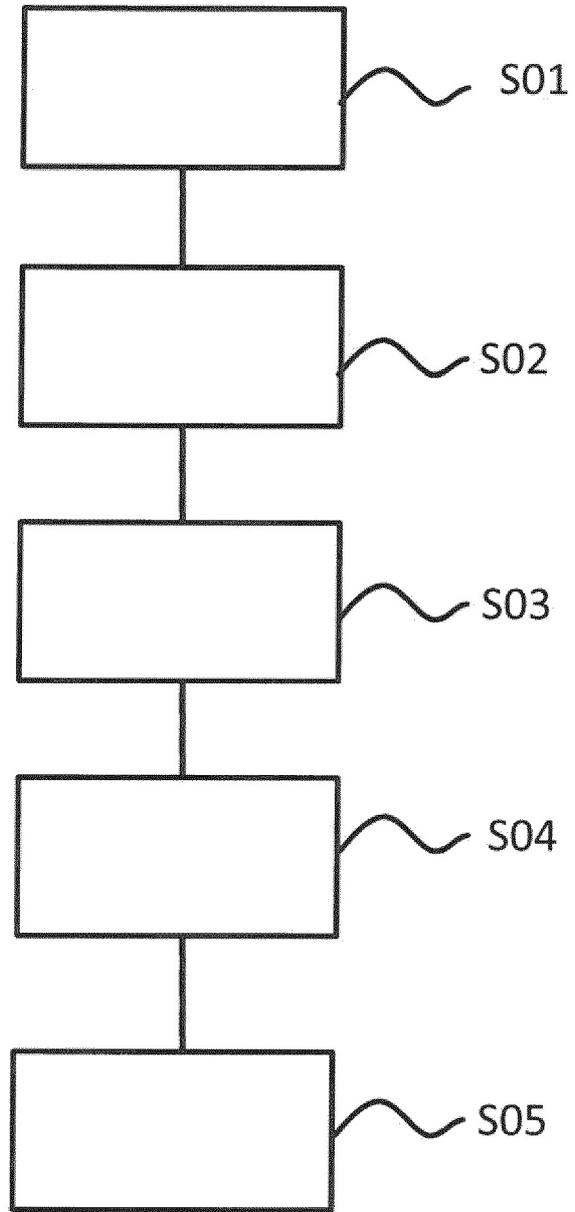


Fig. 7

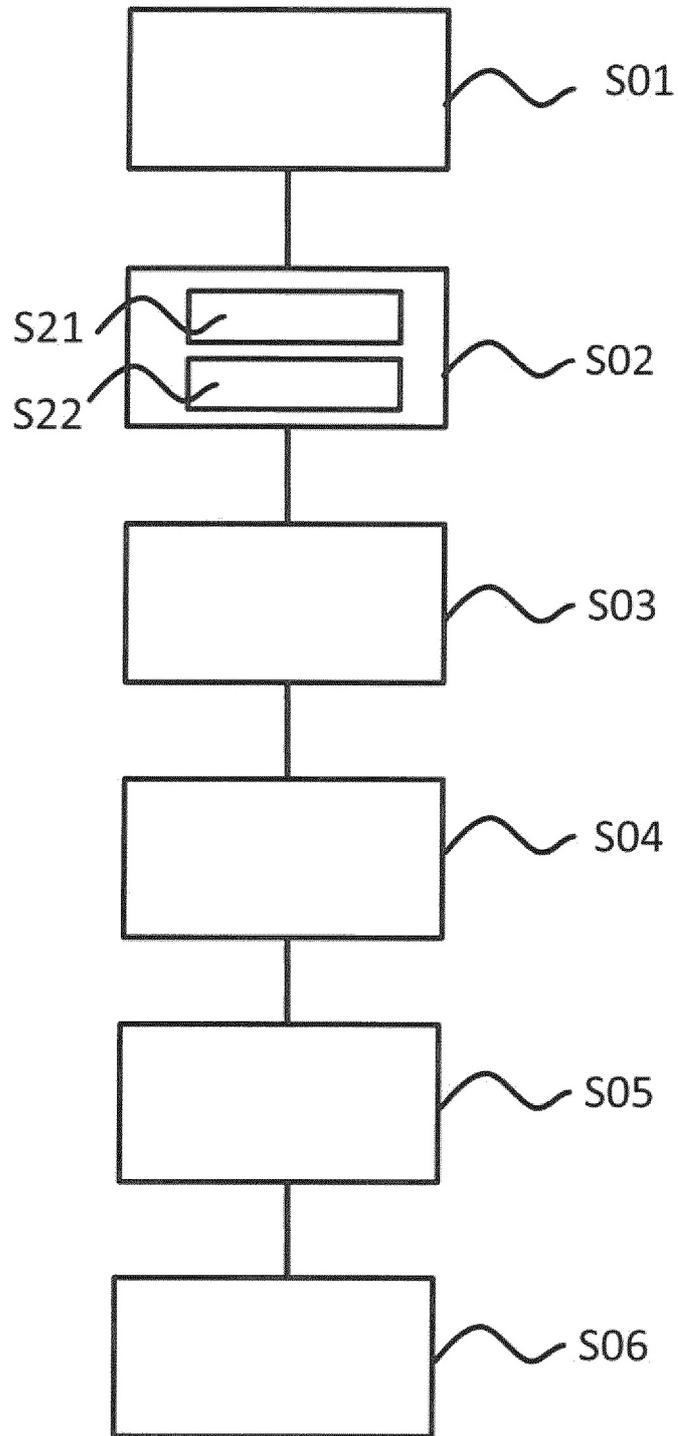


Fig. 8