

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 560 311**

51 Int. Cl.:

G01N 1/30 (2006.01)

G01N 33/493 (2006.01)

G01N 15/14 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.02.2014** **E 14157209 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.01.2016** **EP 2772745**

54 Título: **Analizador de muestras de orina, método de análisis de muestras, y programa de control de análisis de muestras**

30 Prioridad:

28.02.2013 JP 2013039746

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

18.02.2016

73 Titular/es:

SYSMEX CORPORATION (100.0%)
5-1, Wakinohama-Kaigandori 1-chome, Chuo-ku
Kobe-shi, Hyogo 651-0073, JP

72 Inventor/es:

FUKUDA, MASAKAZU y
TANAKA, MASAMICHI

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

ES 2 560 311 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

Analizador de muestras de orina, método de análisis de muestras, y programa de control de análisis de muestras

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere a un analizador de muestras de orina, un método de análisis de muestras, y un programa de control de análisis de muestras para analizar una muestra midiendo un espécimen de medición preparado a partir de una muestra y un reactivo.

10

Antecedentes

El análisis de muestras para analizar componentes contenidos en una muestra como sangre, orina o análogos recogidos de un cuerpo vivo se realiza ampliamente en el campo de los exámenes clínicos. Los analizadores de muestras para realizar automáticamente el análisis de muestras son de uso difundido en los últimos años.

15

La Patente de Estados Unidos número 8.501.482 describe un analizador de sedimento de orina para medir partículas en orina. En el analizador de sedimento de orina descrito en la Patente de Estados Unidos número 8.501.482, la muestra de orina aspirada se divide en dos alícuotas. Una alícuota se mezcla con un diluyente y un primer colorante para preparar un espécimen de medición para medir sedimento de orina grande como hematíes, leucocitos, células epidérmicas, cilindros y análogos. Los hematíes, los leucocitos, las células epidérmicas, los cilindros y análogos se analizan midiendo ópticamente el espécimen de medición. Por otra parte, la otra alícuota se mezcla con diluyente y un segundo colorante para preparar un espécimen de medición para medir bacterias que sean partículas más pequeñas que los sedimentos de orina indicados anteriormente. Las bacterias se analizan midiendo ópticamente el espécimen de medición.

20

25

La Patente de Estados Unidos número 8.440.140 describe un analizador de sangre habilitado para medir un fluido corporal.

30

En muchos centros médicos hay varias salas de examen según los tipos de muestras como una sala de análisis general para analizar orina, heces y análogos, una sala de análisis de sangre para analizar sangre y análogos. El fluido de cavidad corporal (denominado a continuación "fluido corporal") que hay en una cavidad corporal de un cuerpo vivo a menudo es recogido y analizado en la sala de análisis general para analizar la orina. Sin embargo, el analizador de orina convencional puede analizar solamente orina. Por lo tanto, con el fin de analizar un fluido corporal con el analizador convencional, hay que instalar un analizador dedicado para fluido corporal en la sala de análisis general o hay que usar un analizador de fluido corporal en otra sala de análisis para analizar el fluido corporal.

35

Resumen de la invención

40

A la luz de lo anterior, un objeto de la presente invención es proporcionar un analizador de muestras de orina, un método de análisis de muestras, y un programa de control de análisis de muestras capaz de analizar tanto orina como fluido corporal.

45

Con el fin de resolver el problema descrito anteriormente, la presente invención proporciona un analizador según la reivindicación 1, un método de análisis según la reivindicación 14, y un programa de ordenador según la reivindicación 15.

Breve descripción de los dibujos

50

La figura 1 es una vista en perspectiva que representa una configuración general de un analizador de muestras de orina según una realización.

55

La figura 2 es un diagrama esquemático de una sección de preparación de espécimen y una sección FCM.

La figura 3 es una vista que representa una configuración de la sección FCM.

60

La figura 4 es un diagrama de bloques que representa una configuración del analizador de muestras de orina según la realización.

60

La figura 5 es un diagrama de bloques que representa una configuración de una unidad de procesado de información.

65

La figura 6 es un diagrama de flujo que representa un procedimiento de un proceso de establecimiento de modo de medición en el analizador de muestras de orina según la realización.

La figura 7 es una vista que representa un ejemplo de una pantalla de visualización de la unidad de procesado de información.

5 La figura 8 es una vista que representa un diálogo de confirmación de cambio de modo de medición.

La figura 9 es un diagrama de flujo que representa un procedimiento de un proceso de medición de muestra del analizador de muestras de orina en un modo de medición de orina.

10 La figura 10 es un diagrama de flujo que representa un procedimiento de un proceso de preparación de espécimen de medición de orina.

La figura 11 es un diagrama de flujo que representa un procedimiento de un proceso de medición de sedimento de orina.

15 La figura 12 es un diagrama de flujo que representa un procedimiento de un proceso de medición de bacterias en la orina.

La figura 13 es una vista que representa una pantalla de resultado de análisis de la muestra de orina.

20 La figura 14 es un diagrama de flujo que representa un procedimiento del proceso de medición de muestra del analizador de muestras de orina en un modo de medición de fluido corporal.

La figura 15 es un diagrama de flujo que representa un procedimiento de un proceso de preparación de espécimen de medición de fluido corporal.

25 La figura 16 es un diagrama de flujo que representa un procedimiento de un proceso de medición de hematíes en el fluido corporal.

30 La figura 17A es una vista esquemática de cuando se forma un flujo envolvente de BF-RBC en la misma condición que al medir el sedimento de orina.

La figura 17B es una vista esquemática de cuando un flujo envolvente de BF-RBC se forma en la condición para la medición de hematíes en el fluido corporal.

35 La figura 18 es un gráfico que representa una relación de una cantidad de alimentación por unidad de tiempo del BF-RBC y un valor contado.

La figura 19 es un diagrama de flujo que representa un procedimiento de un proceso de medición de células nucleadas y bacterias en el fluido corporal.

40 Y la figura 20 es una vista que representa una pantalla de resultado de análisis de la muestra de fluido corporal.

La figura 21 es un diagrama esquemático que representa una configuración del analizador de muestras de orina de otra realización.

45 La figura 22 es una modificación del diagrama de flujo del lado de unidad de medición de la figura 14.

Descripción detallada de realizaciones preferidas

50 Una realización preferida de la presente invención se describirá a continuación con referencia a los dibujos.

<Configuración del analizador de muestras de orina>

55 En la presente realización se describirá un analizador de muestras de orina para analizar células en orina y células en fluido corporal. El analizador de muestras de orina de la presente realización puede operar en modo de medición de orina y en modo de medición de fluido corporal. Si se pone el modo de medición de orina, el analizador de muestras recupera la muestra de orina dentro, y analiza sedimentos de orina, elementos formados que no contienen bacterias, como hematíes, leucocitos, células epidérmicas, cilindros, etc. El analizador también analiza bacterias en la orina. Si se pone el modo de medición de fluido corporal, el analizador de muestras recupera la muestra de fluido corporal de dentro, y analiza elementos formados, por ejemplo, hematíes, leucocitos, células grandes, etc, en la muestra de fluido corporal. El "fluido corporal" aquí indicado se refiere al fluido de cavidad corporal que no incluye sangre, orina y fluido linfático, y que existe en la cavidad corporal del cuerpo vivo, e incluye fluido espinal, fluido cerebroespinal (CSF), efusión pleural, ascites, pericarditis, fluido de articulación, fluido sinovial, fluido de la cámara ocular, fluido acuoso y análogos.

65 La figura 1 es una vista en perspectiva del aspecto exterior que representa una configuración del analizador de

muestras de orina de la presente realización. En la figura 1, un analizador de muestras de orina 100 incluye una unidad de medición 10 y una unidad de procesado de información 13. La unidad de medición 10 incluye una sección de preparación de espécimen 2 para preparar un espécimen de medición, una plataforma de rack 4 para transferir un rack de muestras 3, una sección FCM 5 para detectar señales de células en el espécimen de medición, y una sección de circuito 14. Una placa de soporte 16 está montada en una superficie lateral de un alojamiento por medio de un brazo 15, y la unidad de procesado de información 13 está instalada encima. La unidad de procesado de información 13 está conectada con comunicación de datos a la sección de circuito 14 de la unidad de medición 10.

La figura 2 es un diagrama esquemático de la sección de preparación de espécimen 2 y la sección de FCM (citómetro de flujo) 5. Una sección de distribución de muestra 1 incluye un tubo de aspiración 17 y una bomba de jeringa (no representada). La sección de distribución de muestra 17 aspira la muestra de orina o fluido corporal en un tubo de prueba T a través del tubo de aspiración 17, y dispensa la muestra a la sección de preparación de espécimen 2. La sección de preparación de espécimen 2 incluye una cámara de reacción 2u y una cámara de reacción 2b. La sección de distribución de muestra 1 distribuye cuantitativamente alícuotas a cada una de la cámara de reacción 2u y la cámara de reacción 2b.

En la cámara de reacción 2u, la alícuota distribuida se mezcla con un primer reactivo 19u que sirve como diluyente y un tercer reactivo 18u que contiene colorante. Las células de la muestra son teñidas con el colorante del tercer reactivo 18u. En el modo de medición de orina, el espécimen preparado en la cámara de reacción 2u se usa como un espécimen de medición para analizar sedimentos de orina como hematíes, leucocitos, células epidérmicas, cilindros y análogos, relativamente más grandes que las bacterias. El espécimen de medición usado para medir los sedimentos en orina se denomina a continuación "U-SED". En el modo de medición de fluido corporal, el espécimen preparado en la cámara de reacción 2u se usa como un espécimen de medición para analizar hematíes en el fluido corporal. El espécimen de medición usado para analizar los hematíes en el fluido corporal se denomina a continuación "BF-RBC".

Por otra parte, en la cámara de reacción 2b, la alícuota distribuida se mezcla con un segundo reactivo 19b que sirve como diluyente y un cuarto reactivo 18b conteniendo colorante. Como se describirá más adelante, el segundo reactivo 19b tiene capacidad de hemólisis. Las células de la muestra son teñidas con el colorante del cuarto reactivo 18b. En el modo de medición de orina, el espécimen preparado en la cámara de reacción 2b sirve como el espécimen de medición para analizar bacterias en orina. El espécimen de medición usado para medir bacterias en orina se denomina a continuación "U-BAC". En el modo de medición de fluido corporal, el espécimen preparado en la cámara de reacción 2b sirve como el espécimen de medición para analizar células nucleadas como leucocitos, células grandes, y bacterias en fluido corporal. El espécimen de medición usado para analizar las células nucleadas en fluido corporal se denomina a continuación "BF-WBC". Como ejemplos de las "células grandes" se puede indicar las células tomadas de la membrana interior de cavidad corporal o de la membrana abdominal visceral y que tienen un tamaño mayor que los leucocitos como las células mesoteliales, histocitos (macrófagos) y análogos.

Un tubo se extiende desde la cámara de reacción 2u a una cuba de flujo envolvente 51 de la sección FCM 5, de modo que el espécimen de medición preparado en la cámara de reacción 2u pueda ser suministrado a la cuba de flujo envolvente 51. Una válvula electromagnética 21a está dispuesta en la salida de la cámara de reacción 2u. Un tubo también se extiende desde la cámara de reacción 2b. El tubo está acoplado al medio del tubo que se extiende desde la cámara de reacción 2u. Así, el espécimen de medición preparado en la cámara de reacción 2b puede ser suministrado a la cuba de flujo envolvente 51. También se ha colocado una válvula electromagnética 21b en la salida de la cámara de reacción 2u.

El tubo acoplado que se extiende desde las cámaras de reacción 2u, 2b a la cuba de flujo envolvente 51 se bifurca cerca de la cuba de flujo envolvente 51, y el tubo bifurcado está conectado a una bomba de jeringa 20a. Una válvula electromagnética 21c está dispuesta entre la bomba de jeringa 20a y un punto de bifurcación.

El tubo también se bifurca en el medio del punto de conexión de los tubos que se extienden desde las cámaras de reacción 2u, 2b al punto de bifurcación, y el destino de bifurcación está conectado a una bomba de jeringa 20b. Una válvula electromagnética 21d está dispuesta entre el punto de bifurcación del tubo que se extiende a la bomba de jeringa 20b y el punto de conexión.

La sección de preparación de espécimen 2 incluye una porción de alojamiento de fluido envolvente 22 que acomoda el fluido envolvente, estando conectada la porción de alojamiento de fluido envolvente 22 a la cuba de flujo envolvente 51 por un tubo. Un compresor 22a está conectado a la porción de alojamiento de fluido envolvente 22. Cuando el compresor 22a es movido, se suministra aire comprimido a la porción de alojamiento de fluido envolvente 22 de modo que el fluido envolvente sea suministrado desde la porción de alojamiento de fluido envolvente 22 a la cuba de flujo envolvente 51.

En los dos tipos de especímenes de medición en las cámaras de reacción 2u, 2b, el espécimen de medición en la cámara de reacción 2u se suministra primero a la sección FCM 5. Es decir, en el modo de medición de orina, primero se suministra U-SED. En el modo de medición de fluido corporal, primero se suministra BF-RBC. Se forma un flujo estrecho envuelto con el fluido envolvente en la cuba de flujo envolvente 51, y se irradia encima la luz láser.

Igualmente, a continuación, el espécimen de medición de la cámara de reacción 2b es suministrado a la sección FCM 5. Es decir, en el modo de medición de orina, primero se suministra U-BAC. En el modo de medición de fluido corporal, primero se suministra BF-WBC. Se forma un flujo estrecho en la cuba de flujo envolvente 51, y la luz láser se irradia encima. Tal operación se realiza automáticamente operando las válvulas electromagnéticas 21a, 21b, 21c, 21d, y unidades de accionamiento (no representadas) según el control del microordenador 11.

La figura 3 es una vista que representa una configuración de la sección FCM 5. Una lente condensadora 52 condensa la luz láser irradiada desde una fuente de luz láser 53 sobre la cuba de flujo envolvente 51. Una lente de recogida de luz 54 recoge la luz dispersada hacia delante emitida por las células o partículas en el espécimen de medición que circula en la cuba de flujo envolvente 51 y dirige la luz recogida a un detector de luz dispersada hacia delante 55, denominado a continuación detector FSC 55. Una lente de recogida de luz 56 recoge la luz dispersada a un lado y la fluorescencia emitida por las células o partículas en el espécimen de medición que circula en la cuba de flujo envolvente 51 y la dirige a un espejo dicroico 57. El espejo dicroico 57 refleja la luz dispersada a un lado hacia un detector de luz dispersada a un lado 58, denominado a continuación detector SSC 58. El espejo dicroico 57 transmite la fluorescencia hacia un detector de luz de fluorescencia 59, denominado a continuación detector FL 59. Cada uno del detector FSC 55, el detector SSC 58 y el detector FL 59 convierte la luz recibida en una señal eléctrica a sensibilidad preestablecida, y envía la señal de luz dispersada hacia delante (FSC), la señal de luz dispersada a un lado (SSC) y la señal de fluorescencia (FL) según una intensidad de la luz recibida. La señal de salida es amplificada por un preamplificador (no representado), y previsto para el proceso en la etapa siguiente. Cada uno del detector FSC 55, el detector SSC 58 y el detector FL 59 puede enviar una señal a baja sensibilidad y a alta sensibilidad por conmutación de los voltajes de excitación suministrados a ellos. En la alta sensibilidad, la conversión de luz recibida a señal eléctrica se realiza en un factor de amplificación alto más bien que la baja sensibilidad. La conmutación de la sensibilidad la lleva a cabo el microordenador 11 como se describe más adelante. Se puede usar un fotodiodo, un tubo fotomultiplicador y análogos para el detector FSC 55. Igualmente, se puede usar un fotodiodo, un tubo fotomultiplicador y análogos para el detector SSC 58 y el detector FL 59. La señal de fluorescencia (FL) salida del detector FL 59 es aplicada, después de ser amplificada por un preamplificador (no representado), a dos canales de señal ramificados. Los dos canales de señal están conectados al circuito amplificador 50, respectivamente. La señal de fluorescencia (FL) introducida a un canal de señal es amplificada con alta sensibilidad por el circuito amplificador 50. Este canal de señal se denomina "CH-alto". La señal de fluorescencia (FL) amplificada por el CH-alto se denomina primera señal de fluorescencia (FLH). La señal de fluorescencia (FL) introducida a otro canal de señal es amplificada con baja sensibilidad por el circuito amplificador 50. Este canal de señal se denomina "CH-bajo". La señal de fluorescencia (FL) amplificada por el CH-bajo se denomina segunda señal de fluorescencia (FLL).

La figura 4 es un diagrama de bloques que representa una configuración del analizador de muestras de orina 100. La unidad de medición 10 incluye la sección de distribución de muestra 1, la sección de preparación de espécimen 2, y la sección FCM 5 descrita anteriormente, un circuito amplificador 50 para amplificar la señal de salida que ha sido amplificada por el preamplificador de la sección FCM 5, un circuito filtro 6 para filtrar la señal de salida del circuito amplificador 50, un convertidor A/D 7 para convertir la señal analógica de salida del circuito filtro 6 a una señal digital, un circuito de procesado de señal digital 8 para procesar la señal digital, una memoria 9 conectada al circuito de procesado de señal digital 8, el microordenador 11 y un adaptador LAN 12 conectado al microordenador 11. El microordenador 11 está conectado a la sección de preparación de espécimen 2, el circuito amplificador 50, y el circuito de procesado de señal digital 8. La unidad de procesado de información 13 está conectada a la unidad de medición 10 con el cable LAN a través del adaptador LAN 12, donde los datos de medición adquiridos por la unidad de medición 10 son transmitidos a la unidad de procesado de información 13 para su análisis. La sección FCM 5, el circuito amplificador 50, el circuito filtro 6, el convertidor A/D 7, el circuito de procesado de señal digital 8 y la memoria 9 configuran una sección de detección 10a. La sección de detección 10a deriva señales de células en los especímenes de medición y genera datos de medición para análisis por la unidad de procesado de información 13.

La bomba de jeringa 20b de la sección de preparación de espécimen 2 puede ajustar la cantidad de expulsión por unidad de tiempo del espécimen de medición. La tasa de flujo por unidad de tiempo del espécimen de medición suministrado a la cuba de flujo envolvente 51 desde la bomba de jeringa 20b puede ser ajustada ajustando la cantidad de expulsión por unidad de tiempo del espécimen de medición. El control de la bomba de jeringa 20b lo lleva a cabo el microordenador 11.

La ganancia del circuito amplificador 50 puede ser ajustada en varios niveles. El microordenador 11 puede ajustar la sensibilidad del circuito amplificador 50 estableciendo la ganancia del circuito amplificador 50.

Un dispositivo de almacenamiento 11a está conectado al microordenador 11. Tal dispositivo de almacenamiento está configurado por una memoria flash. El programa de control de la unidad de medición 10 ejecutado por el microordenador 11, y los datos usados por el programa de control relevante son almacenados en el dispositivo de almacenamiento 11a. El microordenador 11 puede operar la unidad de medición 10, como se describirá más tarde, ejecutando el programa de control almacenado en el dispositivo de almacenamiento 10a.

Con referencia de nuevo a la figura 2, se indican los reactivos primero a cuarto. El primer reactivo 19u es una solución tampón conteniendo un agente tampón como su componente principal. El primer reactivo 19u contiene

agente compensador de presión osmótica para hacer que las células sean teñidas adecuadamente por el tercer reactivo 18u sin lisis de hematíes. La presión osmótica del primer reactivo 19u se ajusta para no lisar hematíes en orina, en particular en el rango de 100 a 600 mOsm/kg de modo que las mediciones de clasificación de sedimentos urinarios se realicen adecuadamente. El primer reactivo 19u carece de agente hemolítico que tiene un efecto hemolítico en los hematíes en orina.

El segundo reactivo 19b tiene efecto hemolítico, en contraposición al primer reactivo 19u. Esto tiene la finalidad de mejorar la coloración del cuarto reactivo 18b en la membrana celular de las bacterias para que la tinción avance rápidamente. Esto también tiene la finalidad de contraer sustancias extrañas como hilos, fragmentos de eritrocito y análogos. El segundo reactivo 19b contiene un surfactante como un agente hemolítico para obtener un efecto hemolítico en hematíes en orina. El surfactante se puede seleccionar de surfactante aniónico, surfactante iniónico y surfactante catiónico. El surfactante catiónico es especialmente adecuado. El ácido nucleico de las bacterias se puede teñir más eficientemente con el colorante contenido en el cuarto reactivo 18b dado que la membrana celular de las bacterias puede ser dañada por el surfactante. Como resultado, la tinción de las bacterias se puede hacer en un tiempo corto.

El segundo reactivo 19b puede obtener el efecto hemolítico siendo ácido o ajustándose a pH bajo, en lugar de contener un surfactante. En la realización, pH bajo significa que el pH del segundo reactivo 19b es inferior al pH del primer reactivo 19u. En la realización, el primer reactivo 19u está dentro de un rango de acidez neutra o suave a alcalino suave, y el segundo reactivo 19b es ácido o fuertemente ácido. El pH del primer reactivo 19u está entre 6,0 y 8,0. El pH del segundo reactivo 19b es inferior a 6,0 y está preferiblemente entre 2,0 y 6,0.

El segundo reactivo 19b puede contener el surfactante y ajustarse a pH bajo.

En otra realización, el segundo reactivo 19b puede adquirir el efecto hemolítico disminuyendo la presión osmótica con respecto al primer reactivo 19u.

En contraposición al segundo reactivo 19b, el primer reactivo 19u no contiene surfactante. El primer reactivo 19u puede contener un surfactante, pero hay que regular el tipo y la concentración para no lisar eritrocitos. Así, aunque el primer reactivo 19u contenga un surfactante, deberá ser de concentración más baja que la del segundo reactivo 19b, o se deberá seleccionar a partir de los grupos que tengan un efecto hemolítico más débil que el segundo reactivo 19b.

El tercer reactivo 18u contiene un colorante usado para la medición de los sedimentos de orina, incluyendo hematíes, leucocitos, células epidérmicas, cilindros, etc. Como el colorante del tercer reactivo 18u se selecciona preferiblemente un colorante que tenga un efecto de tinción en la membrana de células que no contengan ácidos nucleicos. El tercer reactivo 18u contiene preferiblemente un agente compensador de presión osmótica para la finalidad de evitar la hemólisis de hematíes y para la finalidad de obtener intensidad de fluorescencia estable. La presión osmótica del tercer reactivo 18u se ajusta en un rango de 100 a 600 mOsm/kg de modo que la presión osmótica del espécimen de medición sea adecuada para medición de clasificación. La membrana celular y el núcleo del sedimento de orina son teñidos por el tercer reactivo 18u. Los derivados de benceno condensado se usan preferiblemente para el colorante del tercer reactivo 18u. Por ejemplo, se puede usar colorante de cianina. El tercer reactivo 18u puede teñir no solamente la membrana celular, sino también la membrana del núcleo. Utilizando dicho tercer reactivo 18u, las células nucleadas como leucocitos, epitelio y análogos se tiñen más intensamente que las células anucleadas. Por lo tanto, las células nucleadas como los leucocitos y el epitelio pueden ser discriminadas de las células anucleadas como los hematíes por diferencia del grado de coloración. Como el tercer reactivo 18u se puede emplear el reactivo descrito en la Patente de Estados Unidos 5.891.733. El tercer reactivo 18u se mezcla con orina o fluido corporal con el primer reactivo 19u.

El cuarto reactivo 18b contiene un colorante que permite la medición exacta de bacterias aunque la muestra a medir contenga sustancias extrañas que tengan un tamaño similar a las bacterias. La descripción detallada del cuarto reactivo 18b se puede ver en EP 1136563 A. Como el colorante del cuarto reactivo 18b se selecciona preferiblemente colorante que tiñe ácido nucleico. El colorante de cianina de la Patente de Estados Unidos 7.309.581 se puede usar como el colorante. El cuarto reactivo 18b se mezcla con orina o fluido corporal con el segundo reactivo 19b.

Por lo tanto, el tercer reactivo 18u contiene preferiblemente un colorante para tinción de membrana celular, y el cuarto reactivo 18b contiene preferiblemente un colorante para tinción de ácido nucleico. Aunque una muestra de orina contenga células anucleadas como hematíes, el tercer reactivo 18u hace posible teñir y detectar las células anucleadas. Además, aunque una muestra de orina contenga bacterias, el cuarto reactivo 18b hace posible teñir el ácido nucleico de las bacterias y detectarlas.

Para el primer reactivo 19u se puede usar UFII pack - SED (fabricado por Sysmex Co.). El primer reactivo 19u se contiene en el depósito de reactivo, y el primer reactivo 19u puede ser suministrado a la cámara de reacción 2u poniendo el depósito de reactivo en el analizador. Para el tercer reactivo 18u se puede usar UFII search - SED (fabricado por Sysmex Co.). El tercer reactivo 18u se contiene en el depósito de reactivo, y el tercer reactivo 18u

puede ser suministrado a la cámara de reacción 2u poniendo el depósito de reactivo en el analizador. El primer reactivo 19u y el tercer reactivo 18u también se usan para la medición de hematíes en el fluido corporal, en el modo de medición de fluido corporal.

5 Para el segundo reactivo 19b, se puede usar UFII pack - BAC (fabricado por Sysmex Co.). El segundo reactivo 19b se contiene en el depósito de reactivo, y el segundo reactivo 19b puede ser suministrado a la cámara de reacción 2u poniendo el depósito de reactivo en el analizador. Para el cuarto reactivo 18b se puede usar UFII search - BAC (fabricado por Sysmex Co.). El cuarto reactivo 18b se contiene en el depósito de reactivo, y el cuarto reactivo 18b puede ser suministrado a la cámara de reacción 2u poniendo el depósito de reactivo en el analizador. El segundo reactivo 19b y el cuarto reactivo 18b también se usan para la medición de leucocitos, células grandes y bacterias en el fluido corporal, en el modo de medición de fluido corporal. El UFII pack - BAC tiene un efecto hemolítico ajustándose a un pH más bajo que el UFII pack - SED.

15 En el modo de medición de fluido corporal, el segundo reactivo 19b que tiene un efecto hemolítico se usa para medir leucocitos, células grandes y bacterias. En general, la concentración de hematíes en orina es de unos pocos cientos por 1 μ l a lo sumo. La orina que contiene hematíes en número superior a mil por μ l es rara. Por otra parte, el fluido corporal contiene a veces hematíes en una concentración de diez mil por 1 μ l. Si un fluido corporal contiene una gran cantidad de hematíes, puede inhibir la medición exacta de leucocitos y células grandes en el fluido corporal. En la realización, dado que los hematíes en fluido corporal son hemolizados por el segundo reactivo 19b que tiene el efecto hemolítico, los leucocitos y las células grandes en fluido corporal pueden ser medidos a alta exactitud sin ser inhibidos por los hematíes. Además, en células como leucocitos, células grandes y bacterias, el segundo reactivo 19b que tiene el efecto hemolítico daña la membrana celular. La transmisividad del colorante se mejora.

25 La medición del U-BAC preparado usando el segundo reactivo 19b se lleva a cabo preferiblemente después del U-SED dado que el segundo reactivo 19b tiene un efecto hemolítico. Dicho orden de medición es especialmente preferible si el segundo reactivo 19b contiene un surfactante. Si la medición del U-SED se lleva a cabo después de U-BAC, el surfactante del U-BAC puede permanecer en el recorrido de flujo y mezclarse con el U-SED en caso de que tenga lugar transferencia. Puede producir daño de la membrana de hematíes, y afectar a la medición del sedimento de orina. Según dicha configuración, se puede evitar que el surfactante se mezcle con el U-SED.

30 El tercer reactivo 18u y el cuarto reactivo 18b tienen preferiblemente el pico de la longitud de onda de absorción cerca de la longitud de onda de emisión de luz de la fuente de luz láser 53. El sedimento de orina y bacterias teñidos se puede medir ópticamente seleccionando los picos de la longitud de onda de absorción del tercer reactivo 18u y el cuarto reactivo 18b de manera que estén cerca de la longitud de onda de emisión de luz de la fuente de luz láser 53.

35 En la presente realización, U-SED, que sirve como el primer espécimen de medición para medir sedimentos de orina, y U-BAC, que sirve como el segundo espécimen de medición para medir bacterias, se preparan respectivamente a partir de una muestra de orina en el modo de medición de orina. Los sedimentos de orina como los hematíes y los leucocitos son medidos por el U-SED. Las bacterias son medidas por el U-BAC. Así, los sedimentos de orina y las bacterias pueden ser medidos respectivamente con un analizador. Las bacterias existentes en grandes cantidades en la orina pueden ser medidas con alta exactitud preparando el espécimen de medición U-BAC para medir las bacterias por separado del espécimen de medición U-SED para medir los hematíes, los leucocitos y análogos. En el modo de medición de fluido corporal, BF-RBC, que sirve como el tercer espécimen de medición para medir hematíes en el fluido corporal, y BF-WBC, que sirve como el cuarto espécimen de medición para medir leucocitos, células grandes y bacterias en fluido corporal, se preparan respectivamente a partir de una muestra de fluido corporal. Los hematíes en el fluido corporal son medidos por el BF-RBC. Los leucocitos, las células grandes y las bacterias en el fluido corporal son medidos por el BF-WBC. Incluso con el fluido corporal conteniendo hematíes en mayor cantidad que la orina, los leucocitos pueden ser medidos exactamente sin someterlos a la influencia de hematíes preparando el BF-WBC con el segundo reactivo 19b que tiene un efecto hemolítico. Además, dado que la concentración de bacterias en el fluido corporal es inferior a la de orina, se puede asegurar una exactitud de medición constante aunque las bacterias, los leucocitos y las células grandes se midan conjuntamente usando el mismo espécimen de medición en el caso del fluido corporal. Así, los hematíes, los leucocitos, las células grandes y las bacterias en el fluido corporal pueden ser medidos eficientemente con alta exactitud con un analizador.

55 En la realización, el primer reactivo 19u y el tercer reactivo 18u se usan comúnmente en la medición del sedimento de orina en el modo de medición de orina y la medición de hematíes en el fluido corporal en el modo de medición de fluido corporal. El segundo reactivo 19b y el cuarto reactivo 18u se usan comúnmente en la medición de bacterias en el modo de medición de orina y la medición de leucocitos, células grandes y bacterias en el fluido corporal en el modo de medición de fluido corporal. Además, la cámara de reacción común 2u se usa en la medición del sedimento de orina en el modo de medición de orina y la medición de hematíes en el fluido corporal en el modo de medición de fluido corporal. La cámara de reacción común 2b se usa en la medición de bacterias en el modo de medición de orina y la medición de leucocitos, células grandes y bacterias en el fluido corporal en el modo de medición de fluido corporal. Así, la complicación que surge al disponer por separado la configuración de dispositivo dedicada para medición de orina y la configuración de dispositivo dedicada para medición de fluido corporal se puede evitar haciendo que los reactivos y la cámara de reacción sean comunes en el modo de medición de orina y el modo de

medición de fluido corporal.

Además, la sección FCM 5 se usa comúnmente en mediciones de sedimento de orina, bacterias en orina, hemáties en fluido corporal, y células nucleadas y bacterias en fluido corporal. Hace posible simplificar la configuración del analizador, reduce el costo de fabricación, y reduce el tamaño del dispositivo.

La figura 5 es un diagrama de bloques que representa una configuración de la unidad de procesamiento de información 13. La unidad de procesamiento de información 13 incluye un ordenador personal, e incluye un cuerpo principal 400, una sección de entrada 408, y una sección de visualización 409. El cuerpo principal 400 incluye una CPU 401, una ROM 402, una RAM 403, un disco duro 404, un dispositivo de lectura 405, una interfaz de entrada/salida 406, una interfaz de salida de imagen 407, y una interfaz de comunicación 410. La CPU 401 ejecuta programas de ordenador almacenados en la ROM 402 y los programas de ordenador cargados en la RAM 403. La RAM 403 se usa para leer los programas de ordenador registrados en la ROM 402 y el disco duro 404. Al ejecutar los programas de ordenador, la RAM 403 también se usa como una región de trabajo de la CPU 401.

El disco duro 404 lleva instalados varios programas de ordenador a ejecutar por la CPU 401 tal como un sistema operativo y programa de aplicación, así como datos usados al ejecutar el programa de ordenador. En otros términos, el disco duro 404 lleva instalado el programa de ordenador para analizar los datos de medición obtenidos a partir de la unidad de medición 10, y enviar el resultado del análisis.

El dispositivo de lectura 405 está configurado por una unidad CD, unidad DVD y análogos, y puede leer los programas de ordenador y datos registrados en un medio de registro. La sección de entrada 408 incluyendo un ratón y un teclado está conectada a la interfaz de entrada/salida 406, y donde el usuario usa la sección de entrada 408 para introducir datos a la unidad de procesamiento de información 13. La interfaz de salida de imagen 407 está conectada a la sección de visualización 409 configurada por un panel de cristal líquido y análogos, y envía la señal vídeo correspondiente a los datos de imagen a la sección de visualización 409. La sección de visualización 409 visualiza la imagen en base a la señal vídeo de entrada. La unidad de procesamiento de información 13 está conectada a la unidad de medición 10 por medio de la interfaz de comunicación 410, y puede transmitir y recibir datos con respecto a la unidad de medición 10 por la interfaz de comunicación 410.

<Operación del analizador de muestras de orina>

A continuación se describirá la operación del analizador de muestras de orina según la presente realización.

(Puesta del modo de medición)

La figura 6 es un diagrama de flujo que representa un procedimiento de un proceso de establecimiento de modo de medición en el analizador de muestras de orina según la presente realización. Cuando se enciende el analizador de muestras de orina 100, se ejecuta el proceso de inicialización en el microordenador 11 y la CPU 401. En el proceso de inicialización de la CPU 401, los datos de establecimiento para poner el modo de medición en el modo de medición de orina son transmitidos a la unidad de medición 10 (paso S101). Cuando la unidad de medición 10 recibe los datos de establecimiento (paso S102), el microordenador 11 guarda el valor establecido para el modo de medición de orina en la memoria embebida del microordenador 11. Con ello se pone el modo de medición de orina (paso S103). Por lo tanto, el modo de medición del analizador de muestras 100 se pone al modo de medición de orina por defecto.

El analizador de muestras de orina 100 se pone así al modo de medición de orina en el estado inicial. El valor establecido para el modo de medición de orina incluye valores de sensibilidad establecidos del detector FSC 55, el detector SSC 58 y el detector FL 59, el valor de ganancia establecido del circuito de amplificación 50, el valor establecido de la cantidad de expulsión por unidad de tiempo de la bomba de jeringa 20b y el valor establecido del tiempo de medición en la medición de sedimento de orina. El valor establecido también incluye los valores de sensibilidad establecidos del detector FSC 55, el detector SSC 58 y el detector FL 59, el valor de ganancia establecido del circuito de amplificación 50, el valor establecido de la cantidad de expulsión por unidad de tiempo de la bomba de jeringa 20b y el valor establecido del tiempo de medición en la medición de bacterias.

El usuario puede operar la sección de entrada 408 de la unidad de procesamiento de información 13 para cambiar el modo de medición. La figura 7 es una vista que representa un ejemplo de una pantalla de visualización de la unidad de procesamiento de información 13. Se visualiza una pantalla de menú D1 en la sección de visualización 409. Múltiples iconos están alineados en la pantalla de menú D1. Los iconos son seleccionables por la operación de la sección de entrada 408. La pantalla de menú D1 incluye un icono C1 para cambiar el modo de medición.

Cuando el usuario selecciona el icono C1, se visualiza un diálogo D2 para confirmación de cambio de modo de medición en la sección de visualización 409. La figura 8 es una vista que representa el diálogo. El diálogo D2 incluye un mensaje pidiendo confirmación de cambio del modo de medición, un botón de aceptación C21, y un botón de cancelación C22. El botón de aceptación C21 y el botón de cancelación C22 son seleccionables respectivamente por la operación de la sección de entrada 408. El usuario selecciona el botón de aceptación C21 al ejecutar el

cambio del modo de medición, y selecciona el botón de cancelación C22 al cancelar el cambio del modo de medición. Cuando se selecciona el botón de aceptación C21, se envía una instrucción de cambio del modo de medición a la CPU 401 y a continuación se cierra el diálogo D2. Por otra parte, cuando se selecciona el botón de cancelación C22, se cierra el diálogo D2 sin dar a la CPU 401 una instrucción de cambio del modo de medición.

5 La CPU 401 determina si se da o no la instrucción de cambio del modo de medición (paso S104). Si no se da la instrucción (NO en el paso S 104), la CPU 401 repite el proceso del paso S104 hasta que se dé la instrucción. Si se da la instrucción de cambio del modo de medición (SÍ en el paso S104) como se ha descrito anteriormente, los datos de establecimiento para cambiar el modo de medición son transmitidos a la unidad de medición 10 (paso S105). Es
10 decir, los datos de establecimiento para establecer el modo de medición de fluido corporal son transmitidos a la unidad de medición 10 cuando el modo de medición actual es el modo de medición de orina. Y los datos de establecimiento para establecer el modo de medición de orina son transmitidos a la unidad de medición 10 cuando el modo de medición actual es el modo de medición de fluido corporal. Después del proceso del paso S105, la CPU 401 hace volver el proceso al paso S104.

15 Cuando la unidad de medición 10 recibe los datos de establecimiento (paso S106), el microordenador 11 guarda el valor de modo establecido para el nuevo modo de medición en la memoria embebida del microordenador 11. Es decir, el valor de modo establecido para el modo de medición de fluido corporal se guarda en la memoria embebida al poner el modo de medición de fluido corporal, y el valor establecido para el modo de medición de orina se guarda
20 en la memoria embebida al poner el modo de medición de orina. Por ello se pone el nuevo modo de medición (paso S107). Después del proceso del paso S107, el microordenador 11 hace volver el proceso al paso S106.

25 El valor establecido para el modo de medición de fluido corporal incluye valores de sensibilidad establecidos del detector FSC 55, el detector SSC 58 y el detector FL 59, el valor de ganancia establecido del circuito de amplificación 50, el valor establecido de la cantidad de expulsión por unidad de tiempo de la bomba de jeringa 20b y el valor establecido del tiempo de medición en la medición de hematíes en el fluido corporal. El valor establecido también incluye los valores de sensibilidad establecidos del detector FSC 55, el detector SSC 58 y el detector FL 59, el valor de ganancia establecido del circuito de amplificación 50, el valor establecido de la cantidad de expulsión por
30 unidad de tiempo de la bomba de jeringa 20b y el valor establecido del tiempo de medición en la medición de células nucleadas/bacterias en el fluido corporal.

(Operación de medición de muestra en el modo de medición de orina)

35 Ahora se describirá la operación de medición de muestra en el modo de medición de orina del analizador de muestras de orina 100. La figura 9 es un diagrama de flujo que representa un procedimiento de un proceso de medición de muestra del analizador de muestras de orina 100 en el modo de medición de orina. En primer lugar, se introduce una instrucción de ejecución de la medición desde la sección de entrada 408 de la unidad de procesamiento de información 13 (paso S201). Al recibir tal instrucción, la CPU 401 transmite los datos de instrucción ordenando el inicio de medición a la unidad de medición 10 (paso S202). Cuando la unidad de medición 10 recibe los datos de
40 instrucción (paso S203), el microordenador 11 ejecuta un proceso de preparación de espécimen de medición de orina (paso S204), un proceso de medición de sedimento de orina (paso S205), y un proceso de medición de bacterias (paso S206).

45 La figura 10 es un diagrama de flujo que representa un procedimiento del proceso de preparación de espécimen de medición de orina. En el proceso de preparación de espécimen de medición de orina, el microordenador 11 controla en primer lugar la sección de distribución de muestra 1 haciendo que el tubo de aspiración 17 aspire una cantidad predeterminada de muestra de orina del tubo de prueba T y dispense alícuotas de la cantidad predeterminada de muestra de orina a la cámara de reacción 2u y la cámara de reacción 2b (pasos S301, S302).

50 Una cantidad predeterminada del primer reactivo 19u y del tercer reactivo 18u son cuantificadas y dispensadas a la cámara de reacción 2u (paso S303 y paso S304). Igualmente, una cantidad predeterminada del segundo reactivo 19b y del cuarto reactivo 18b son cuantificadas y dispensadas a la cámara de reacción 2b (paso S305 y paso S306). Un calentador (no representado) calienta la cámara de reacción 2u y la cámara de reacción 2b respectivamente a una temperatura predeterminada. La mezcla de muestra y reactivos dispensada es agitada con una herramienta de
55 agitación (no representada), como una hélice (paso S307). Por ello se prepara el U-SED en la cámara de reacción 2u, y se prepara el U-BAC en la cámara de reacción 2b. Después de finalizar el proceso del paso S307, el microordenador 11 hace volver el proceso a la rutina principal.

60 El primer reactivo 19u dispensado a la cámara de reacción 2u en el paso S303 no tiene un efecto hemolítico, y por lo tanto las membranas celulares de hematíes, leucocitos y otras células no se dañan. Por otra parte, el segundo reactivo 19b dispensado a la cámara de reacción 2b en el paso S305 tiene un efecto hemolítico, y por lo tanto las membranas celulares de bacterias se dañan, y el ácido nucleico de las bacterias puede ser teñido eficientemente.

65 La figura 11 es un diagrama de flujo que representa un procedimiento de un proceso de medición de sedimento de orina. En el proceso de medición de sedimento de orina, el microordenador 11 pone primero las sensibilidades del detector FSC 55, el detector SSC 58, y el detector FL 59, y la ganancia del circuito de amplificación 50 con el primer

valor establecido para la medición de sedimento de orina (paso S401). El microordenador 11 hace entonces que el compresor 22a suministre el aire comprimido a la porción de alojamiento de fluido envolvente 22 para alimentar el fluido envolvente a la cuba de flujo envolvente 51 (paso S402). El U-SED es suministrado desde la cámara de reacción 2u a la cuba de flujo envolvente 51 mientras que el suministro de fluido envolvente a la cuba de flujo envolvente 51 continúa (paso S403).

Los detalles del proceso del paso S403 se describirán ahora. En primer lugar, la válvula electromagnética 21a se abre, la válvula electromagnética 21b se cierra, y las válvulas electromagnéticas 21c, 21d se abren. La bomba de jeringa 20a es accionada en este estado de modo que el U-SED en la cámara de reacción 2u sea aspirado por la bomba de jeringa 20a. El U-SED se introduce en el tubo dentro de un rango entre la válvula electromagnética 21c y la válvula electromagnética 21d. Entonces, las válvulas electromagnéticas 21c, 21d se cierran y la bomba de jeringa 20b es accionada, de modo que el U-SED llenado entre la válvula electromagnética 21c y la válvula electromagnética 21d sea expulsado hacia la cuba de flujo envolvente 51. En este caso, la bomba de jeringa 20b es accionada según la cantidad de expulsión por unidad de tiempo que definió el primer valor establecido para la medición de sedimento de orina.

Como resultado de lo anterior, el fluido envolvente y el U-SED son suministrados simultáneamente a la cuba de flujo envolvente 51, y en la cuba de flujo envolvente 51 se forma un flujo del U-SED diluido y envuelto por el fluido envolvente. El flujo de U-SED es irradiado con el haz láser procedente de la fuente de luz láser 53 (paso S404). Cuando una partícula o una célula del U-SED pasa a través de la cuba de flujo envolvente 51, se genera luz dispersada hacia delante, luz de fluorescencia y luz dispersada a un lado. La luz dispersada hacia delante, la luz de fluorescencia, y la luz dispersada a un lado son recibidas respectivamente por el detector FSC 55, el detector FL 59, y el detector SSC 58 y convertidas a las señales eléctricas (paso S405). La medición de U-SED en el paso S405 se lleva a cabo durante un tiempo definido por el primer valor establecido para la medición de sedimento de orina.

Las señales eléctricas correspondientes a los niveles de recepción de luz del detector FSC 55, el detector FL 59, y el detector SSC 58 son enviadas como la señal de luz dispersada hacia delante (FSC), la primera señal de fluorescencia (FLH), la segunda señal de fluorescencia (FLL) y la señal de luz dispersada a un lado (SSC). Tales señales enviadas son amplificadas por el circuito de amplificación 50. En este caso, las señales son enviadas desde el detector FSC 55, el detector FL 59 y el detector SSC 58 a la sensibilidad definida por el primer valor establecido para la medición de sedimento de orina establecida en el paso S401, y las señales salidas del detector FSC 55, el detector FL 59 y el detector SSC 58 son amplificadas por el circuito de amplificación 50 a la tasa de amplificación definida por el primer valor establecido. Los valores de sensibilidad establecidos del detector FSC 55, el detector SSC 58 y el detector FL 59 en el primer valor establecido son todos de sensibilidades bajas. La señal de luz dispersada hacia delante (FSC), la primera señal fluorescente (FLH), la segunda señal fluorescente (FLL) y la señal de luz dispersada a un lado (SSC) salidas del circuito amplificador 50 en un estado donde está puesto el primer valor establecido, se denominan respectivamente FSC-1, FLH-1, FLL-1 y SSC-1. A continuación, las señales salidas del circuito amplificador 50 en un estado en el que está puesto el primer valor establecido, se denominan FSC-n, FLH-n, FLL-n y SSC-n.

La señal de luz dispersada hacia delante amplificada (FSC), la señal de fluorescencia (FL), y la señal de luz dispersada a un lado (SSC) son filtradas por el circuito filtro 6, convertidas a señales digitales por el convertidor A/D 7, procesadas por el circuito de procesado de señal digital 8, y almacenadas en la memoria 9 como datos de medición (paso S406). Después de finalizar los procesos anteriores, el microordenador 11 hace volver el proceso a la rutina principal.

La figura 12 es un diagrama de flujo que representa un procedimiento del proceso de medición de bacterias. En el proceso de medición de bacterias, el microordenador 11 pone primero las sensibilidades del detector FSC 55, el detector SSC 58, y el detector FL 59 y la ganancia del circuito de amplificación 50 al segundo valor establecido para la medición de bacterias (paso S411). El microordenador 11 hace entonces que el compresor 22a suministre el aire comprimido a la porción de alojamiento de fluido envolvente 22 para alimentar el fluido envolvente a la cuba de flujo envolvente 51 (paso S412). El U-BAC es suministrado desde la cámara de reacción 2b a la cuba de flujo envolvente 51 mientras el suministro de fluido envolvente a la cuba de flujo envolvente 51 continúa (paso S413).

Los detalles del proceso del paso S413 se describirán ahora. En primer lugar, la válvula electromagnética 21a se cierra, la válvula electromagnética 21b se abre, y las válvulas electromagnéticas 21c, 21d se abren. La bomba de jeringa 20a es accionada en este estado de modo que el U-BAC presente en la cámara de reacción 2b sea aspirado por la bomba de jeringa 20a. El U-BAC se introduce por ello en el tubo dentro de un rango entre la válvula electromagnética 21c y la válvula electromagnética 21d. Entonces, las válvulas electromagnéticas 21c, 21d se cierran y la bomba de jeringa 20b es accionada, de modo que el U-BAC introducido entre la válvula electromagnética 21c y la válvula electromagnética 21d es expulsado hacia la cuba de flujo envolvente 51. En este caso, la bomba de jeringa 20b es accionada en la cantidad de expulsión por unidad de tiempo definida por el segundo valor establecido para la medición de bacterias.

Como resultado de lo anterior, el fluido envolvente y el U-BAC son suministrados simultáneamente a la cuba de flujo envolvente 51, y un flujo del U-BAC diluido y envuelto por el fluido envolvente se forma en la cuba de flujo

envolvente 51. El flujo de U-BAC es irradiado con el haz láser de la fuente de luz láser 53 (paso S414). Cuando una bacteria presente en el U-BAC pasa a través de la cuba de flujo envolvente 51, se genera luz dispersada hacia delante, luz de fluorescencia y luz dispersada a un lado. La luz dispersada hacia delante, la luz de fluorescencia y la luz dispersada a un lado respectivamente son recibidas por el detector FSC 55, el detector FL 59 y el detector SSC 58 y convertidas a la señal eléctrica (paso S415). La medición de U-BAC en el paso S415 se lleva a cabo durante un tiempo definido por el segundo valor establecido, determinado con anterioridad para la medición de bacterias.

Las señales eléctricas correspondientes al nivel de recepción de luz del detector FSC 55, el detector FL 59, y el detector SSC 58 son enviadas como la señal de luz dispersada hacia delante (FSC), la primera señal de fluorescencia (FLH), la segunda señal de fluorescencia (FLL) y la señal de luz dispersada a un lado (SSC). Tales señales enviadas son amplificadas por el circuito de amplificación 50. En este caso, las señales son enviadas desde el detector FSC 55, el detector FL 59 y el detector SSC 58 a la sensibilidad definida por el segundo valor establecido para la medición de bacterias establecida en el paso S411, y las señales salidas del detector FSC 55, el detector FL 59 y el detector SSC 58 son amplificadas por el circuito de amplificación 50 a la tasa de amplificación definida por el segundo valor establecido. Los valores de sensibilidad establecidos del detector FSC 55, el detector SSC 58 y el detector FL 59 en el segundo valor establecido son todos de sensibilidades más altas que el valor de sensibilidad establecido definido por el primer valor establecido.

La señal de luz dispersada hacia delante amplificada (FSC), la primera señal de fluorescencia (FLH), la segunda señal de fluorescencia (FLL) y la señal de luz dispersada a un lado (SSC) son filtradas por el circuito filtro 6, convertidas a señales digitales por el convertidor A/D 7, procesadas por el circuito de procesamiento de señal digital 8, y almacenadas en la memoria 9 como datos de medición (paso S416). Después de finalizar los procesos anteriores, el microordenador 11 hace volver el proceso a la rutina principal.

Después del proceso de medición de bacterias descrito anteriormente, el microordenador 11 transmite los datos de medición generados por el proceso de medición de sedimento de orina y el proceso de medición de bacterias a la unidad de procesamiento de información 13 (paso S207), y termina el proceso.

Cuando la unidad de procesamiento de información 13 recibe los datos de medición (paso S208), la CPU 401 ejecuta un proceso de análisis de los datos de medición (paso S209), genera un resultado de análisis de la muestra de orina, y guarda el resultado de análisis en el disco duro 404.

En el proceso de análisis del paso S209, los hematíes (RBC), los leucocitos (WBC), las células epidérmicas (EC) y los cilindros (CAST) son clasificados a partir de los datos de medición del U-SED, y se cuentan las células respectivas. Específicamente, los hematíes (RBC) son clasificados a partir de otras partículas y contados en base a la intensidad de la luz dispersada hacia delante (FSC-1) y la intensidad de la primera señal de fluorescencia (FLH-1). Los leucocitos (WBC) son clasificados a partir de otras partículas y contados en base a la intensidad de la señal de luz dispersada hacia delante (FSC-1) y la intensidad de la segunda señal de fluorescencia (FLL-1). Las células epidérmicas (EC) y los cilindros (CAST) son clasificados y contados en base a la primera anchura de pulso (FLLW) y la segunda anchura de pulso (FLLW2) de la segunda señal de fluorescencia (FLL-1). Además, se generan datos de representación para representar un primer diagrama de distribución (diagrama de dispersión) en el que las células del U-SED son representadas en coordenadas según la intensidad de la señal de luz dispersada hacia delante (FSC-1) y la intensidad de la primera señal de fluorescencia (FLH-1). Igualmente, se generan datos de representación para representar un segundo diagrama de distribución (diagrama de dispersión) en el que células del U-SED se representan en coordenadas según la intensidad de la señal de luz dispersada hacia delante (FSC-1) y la intensidad de la segunda señal de fluorescencia (FLL-1). Además, se generan igualmente datos de representación para representar un tercer diagrama de distribución (diagrama de dispersión) en el que células del U-SED son representadas en coordenadas según la primera anchura de pulso (FLLW) y la segunda anchura de pulso (FLLW2) de la segunda señal de fluorescencia (FLL-1). La primera anchura de pulso (FLLW) y la segunda anchura de pulso (FLLW2) de la segunda señal de fluorescencia (FLL-1) son extraídas respectivamente por valores umbral de diferentes intensidades de fluorescencia.

En el proceso de análisis del paso S209, las bacterias (BACT) del U-BAC son detectadas y contadas a partir de los datos de medición del U-BAC. Específicamente, las bacterias (BACT) son clasificadas a partir de otras partículas y contadas en base a la intensidad de la señal de luz dispersada hacia delante (FSC-2) y la intensidad de la primera señal de fluorescencia (FLH-2). También se generan datos de representación para representar un cuarto diagrama de distribución (diagrama de dispersión) en el que las bacterias son representadas en coordenadas según la intensidad de la señal de luz dispersada hacia delante (FSC) y la intensidad de la primera señal de fluorescencia (FLH-1).

La CPU 401 visualiza entonces el resultado de análisis obtenido de la forma anterior en la unidad de visualización 409 (paso S210), y termina el proceso.

La figura 13 es una vista que representa una pantalla de resultado de análisis de la muestra de orina. Una pantalla de resultado de análisis de muestra de orina D3 incluye una sección de parámetros de análisis R31 que representa el recuento de hematíes, leucocitos, células epidérmicas, cilindros y bacterias. La pantalla también incluye el primer

diagrama de distribución R32, un histograma R33 que representa una distribución del tamaño de partícula de hematíes con respecto a la intensidad de luz dispersada hacia delante, el segundo diagrama de distribución R34, un histograma R35 que representa una distribución del tamaño de partícula de leucocitos con respecto a la intensidad de luz dispersada hacia delante, el tercer diagrama de distribución R36, y el cuarto diagrama de distribución R37.

5

(Operación de medición de muestra en el modo de medición de fluido corporal)

Ahora se describirá la operación de medición de muestra en el modo de medición de fluido corporal del analizador de muestras de orina 100. La figura 14 es un diagrama de flujo que representa un procedimiento del proceso de medición de muestra del analizador de muestras de orina 100 en un modo de medición de fluido corporal. En primer lugar, se introduce una instrucción de ejecución de la medición desde la sección de entrada 408 de la unidad de procesamiento de información 13 (paso S501). Al recibir tal instrucción, la CPU 401 transmite los datos de instrucción ordenando el inicio de medición a la unidad de medición 10 (paso S502). Cuando la unidad de medición 10 recibe los datos de instrucción (paso S503), el microordenador 11 ejecuta un proceso de preparación de espécimen de medición de fluido corporal (paso S504), un proceso de medición de hematíes (paso S505), y un proceso de medición de células nucleadas/bacterias (paso S506).

10

15

La figura 15 es un diagrama de flujo que representa un procedimiento de un proceso de preparación de espécimen de medición de fluido corporal. En el proceso de preparación de medición de espécimen de fluido corporal, el microordenador 11 controla primero la sección de distribución de muestra 1 haciendo que el tubo de aspiración 17 aspire una cantidad predeterminada de muestra de fluido corporal del tubo de prueba T y dispense alícuotas de la cantidad predeterminada de muestra de fluido corporal a la cámara de reacción 2u y la cámara de reacción 2b (pasos S601, S602).

20

Una cantidad predeterminada de primer reactivo 19u y del tercer reactivo 18u son cuantificadas y dispensadas a la cámara de reacción 2u (paso S603 y paso S604). Igualmente, una cantidad predeterminada de segundo reactivo 19b y del cuarto reactivo 18b son cuantificadas y dispensadas a la cámara de reacción 2b (paso S605 y paso S606). Un calentador (no representado) calienta la cámara de reacción 2u y la cámara de reacción 2b respectivamente a una temperatura predeterminada, y la mezcla es agitada con una herramienta de agitación (no representada) que tiene una hélice (paso S607). Así, el BF-RBC para la medición de hematíes se prepara en la cámara de reacción 2u, y el BF-WBC para medir células nucleadas/bacterias se prepara en la cámara de reacción 2b. Después de finalizar el proceso del paso S607, el microordenador 11 hace volver el proceso a la rutina principal.

25

30

La cantidad de muestra de fluido corporal, la cantidad de primer reactivo 19u, y la cantidad de tercer reactivo 18u suministradas a la cámara de reacción 2u en los pasos S601, S603, y S604 son las mismas que la cantidad de muestra de orina, la cantidad de primer reactivo 19u y la cantidad de tercer reactivo 18u suministradas a la cámara de reacción 2u en los pasos S301, S303 y S304. La cantidad de muestra de fluido corporal, la cantidad de segundo reactivo 19b y la cantidad de cuarto reactivo 18b suministradas a la cámara de reacción 2b en los pasos S602, S605, y S606 son las mismas que la cantidad de muestra de orina, la cantidad de segundo reactivo 19b y la cantidad de cuarto reactivo 18b suministradas a la cámara de reacción 2u en los pasos S302, S305, y S306. Es decir, BF-RBC se prepara en la misma condición (cantidad de muestra, así como tipo y cantidad de coloración fluido y diluyente) que el U-SED, y el BF-WBC se prepara en la misma condición (cantidad de muestra, así como tipo y cantidad de fluido de coloración y diluyente) que el U-BAC.

35

40

La figura 16 es un diagrama de flujo que representa un procedimiento del proceso de medición de hematíes. En el proceso de medición de hematíes, el microordenador 11 pone primero la sensibilidad del detector FSC 55, el detector SSC 58 y el detector FL 59, y la ganancia del circuito de amplificación 50 con el tercer valor establecido para la medición de hematíes (paso S701). El microordenador 11 hace entonces que el compresor 22a suministre el aire comprimido a la porción de alojamiento de fluido envolvente 22 para alimentar el fluido envolvente a la cuba de flujo envolvente 51 (paso S702). El BF-RBC es suministrado desde la cámara de reacción 2u a la cuba de flujo envolvente 51 mientras continúa el suministro de fluido envolvente a la cuba de flujo envolvente 51 (paso S703).

45

50

El proceso del paso S703 difiere del proceso del paso S403 en la cantidad de expulsión por unidad de tiempo de la bomba de jeringa 20b. Es decir, en el proceso del paso S703, la bomba de jeringa 20b es accionada en la cantidad de expulsión por unidad de tiempo definida para medición BF-RBC. El BF-RBC entre la válvula electromagnética 21c y la válvula electromagnética 21d es expulsado hacia la cuba de flujo envolvente 51. La cantidad de expulsión por unidad de tiempo para el medición BF-RBC es 1/8 de la cantidad de expulsión por unidad de tiempo para la medición de sedimento de orina.

55

La figura 17A es una vista esquemática de cuando el flujo envolvente del BF-RBC se forma en la misma condición para U-SED, y la figura 17B es una vista esquemática de cuando el flujo envolvente del BF-RBC se forma en la condición dedicada para el BF-RBC. En comparación con la orina, el fluido corporal tiende a tener alta concentración de hematíes. Por lo tanto, si el flujo del BF-RBC se forma en la misma condición de cantidad de expulsión por unidad de tiempo, dos o más hematíes pueden pasar simultáneamente a través del punto de haz de la luz láser, debido a la alta concentración de hematíes. Se puede producir recuento inexacto de hematíes (véase la figura 17A). Por el contrario, si se reduce la cantidad de expulsión por unidad de tiempo, el flujo del BF-RBC puede ser más

60

65

diluido y estrechado. Hace posible que los hematíes fluyan por separado pasando a través del punto de haz uno a uno. Se evita el recuento inexacto (véase la figura 17B).

5 La figura 18 es un gráfico que representa una relación de una cantidad de alimentación por unidad de tiempo del BF-RBC y un valor contado. En la figura, G0 indica un valor teórico, G1 indica el valor contado de cuando el BF-RBC es alimentado en la misma cantidad de alimentación por unidad de tiempo que la condición para U-SED. G2 indica el valor contado de cuando el BF-RBC es alimentado en la cantidad de alimentación por unidad de tiempo de 1/8 de cuando se mide el sedimento de orina. El eje vertical indica el valor contado de la medición real, y el eje horizontal indica el valor teórico. Como se representa en la figura, cuando el BF-RBC es alimentado en la misma condición para el U-SED, el valor actual de medición corresponde al valor teórico hasta la concentración de aproximadamente 70 mil/μl, pero llega al pico a aproximadamente 70 mil/μl, y se reduce a continuación. Se supone que esto es debido a que la frecuencia a la que los hematíes pasan simultáneamente aumenta cuando aumenta la concentración de los hematíes, como se representa en la figura 17A. Por otra parte, si el BF-RBC es alimentado en la cantidad de alimentación por unidad de tiempo de 1/8 de la condición para U-SED, el valor de medición real corresponde al valor teórico hasta la concentración alta, y se puede llevar a cabo un recuento exacto.

Otras operaciones del proceso del paso S703 son similares a las operaciones descritas del proceso del paso S403, y por ello se omitirá su descripción.

20 El flujo envolvente es irradiado con el haz láser de la fuente de luz láser 53 (paso S704), de modo que se genere la luz dispersada hacia delante, la luz de fluorescencia y la luz dispersada a un lado de los hematíes. La luz dispersada hacia delante, la luz de fluorescencia y la luz dispersada a un lado son recibidas respectivamente por el detector FSC 55, el detector FL 59 y el detector SSC 58 y convertidas a la señal eléctrica (paso S705). El suministro del BF-RBC a la cuba de flujo envolvente 51 y la detección de señales en el paso S705 se realizan durante un tiempo determinado con anterioridad para la medición de BF-RBC. El tiempo de medición de BF-RBC es el mismo que el tiempo de medición para el U-SED.

30 Las señales eléctricas correspondientes a los niveles de recepción de luz del detector FSC 55, el detector FL 59 y el detector SSC 58 son enviadas como la señal de luz dispersada hacia delante (FSC), la primera señal de fluorescencia (FLH), la segunda señal de fluorescencia (FLL) y la señal de luz dispersada a un lado (SSC). Tales señales enviadas son amplificadas por el circuito de amplificación 50. En este caso, las señales son enviadas desde el detector FSC 55, el detector FL 59 y el detector SSC 58 a la sensibilidad definida por el tercer valor establecido para la medición de hematíes establecida en el paso S701, y las señales salidas del detector FSC 55, el detector FL 59 y el detector SSC 58 son amplificadas por el circuito de amplificación 50 a la tasa de amplificación definida por el tercer valor establecido. Los valores de sensibilidad establecidos del detector FSC 55 y los detectores SSC 58, 59 en el tercer valor establecido son todos de sensibilidad baja, y son los mismos que los valores de sensibilidad establecidos en el primer valor establecido. El valor de ganancia establecido del circuito de amplificación 50 en el tercer valor establecido es el mismo que el valor de ganancia establecido del circuito de amplificación 50 en el primer valor establecido. Por lo tanto, cuando se pone el tercer valor establecido, las señales de la luz dispersada hacia delante, la luz dispersada a un lado, la fluorescencia, son amplificadas en las mismas condiciones que el estado en el que se pone el primer valor establecido, y las señales son enviadas desde el circuito amplificador 50.

45 La señal de luz dispersada hacia delante amplificada (FSC), la señal de fluorescencia (FL) y la señal de luz dispersada a un lado (SSC) son filtradas por el circuito filtro 6, convertidas a señales digitales por el convertidor A/D 7, procesadas por el circuito de procesamiento de señal digital 8, y almacenadas en la memoria 9 como datos de medición (paso S706). Después de finalizar los procesos anteriores, el microordenador 11 hace volver el proceso a la rutina principal.

50 La figura 19 es un diagrama de flujo que representa un procedimiento del proceso de medición de células nucleadas/bacterias. En el proceso de medición de células nucleadas/bacterias, el microordenador 11 pone primero las sensibilidades del detector FSC 55, el detector SSC 58 y el detector FL 59 y la ganancia del circuito de amplificación 50 al cuarto valor establecido para la medición de BF-WBC (paso S711). El microordenador 11 entonces hace que el compresor 22a suministre el aire comprimido a la porción de alojamiento de fluido envolvente 22 para alimentar el fluido envolvente a la cuba de flujo envolvente 51 (paso S712). El BF-WBC es suministrado desde la cámara de reacción 2b a la cuba de flujo envolvente 51 mientras continúa el suministro de fluido envolvente a la cuba de flujo envolvente 51 (paso S713).

60 El proceso del paso S713 es similar al proceso del paso S413, y por ello se omitirá su descripción. En el paso S713, la bomba de jeringa 20b es accionada en la misma cantidad de alimentación por unidad de tiempo que la condición para el U-BAC.

65 En el proceso del paso S713, el flujo del BF-WBC diluido y envuelto por el fluido envolvente se forma en la cuba de flujo envolvente 51. El flujo de BF-WBC es irradiado con el haz láser de la fuente de luz láser 53 (paso S714), de modo que se genere la luz dispersada hacia delante, la luz de fluorescencia y la luz dispersada a un lado. La luz dispersada hacia delante, la luz de fluorescencia y la luz dispersada a un lado respectivamente son recibidas por el detector FSC 55, el detector FL 59 y el detector SSC 58 y convertidas a la señal eléctrica (paso S715). El suministro

del BF-WBC a la cuba de flujo envolvente 51 y la detección de señales en el paso S715 se realizan durante un tiempo determinado con anterioridad para la medición de células nucleadas en el BF-WBC. Este tiempo de medición para la medición de células nucleadas en el BF-WBC es más largo que el tiempo de medición para el U-BAC. La concentración de leucocitos en el fluido corporal es sumamente baja o aproximadamente un número pequeño por 1 μ l. En algunos casos, no se detecta un número suficiente de leucocitos para realizar un análisis exacto si el tiempo de medición es el mismo que el tiempo de medición para la medición de U-BAC, debido a la baja concentración de leucocitos en fluido corporal. Así, el tiempo de medición para la medición de células nucleadas en el BF-WBC es más largo que el tiempo de medición para el U-BAC con el fin de aumentar el volumen del BF-WBC a analizar. Permite la medición de leucocitos en el fluido corporal con alta exactitud.

Las señales eléctricas correspondientes al nivel de recepción de luz del detector FSC 55, el detector FL 59 y el detector SSC 58 son enviadas como la señal de luz dispersada hacia delante (FSC), la primera señal de fluorescencia (FLH), la segunda señal de fluorescencia (FLL) y la señal de luz dispersada a un lado (SSC). Tales señales enviadas son amplificadas por el circuito de amplificación 50. En este caso, las señales son enviadas desde el detector FSC 55, el detector FL 59 y el detector SSC 58 a la sensibilidad definida por el cuarto valor establecido para la medición de BF-WBC establecida en el paso S711, y las señales salidas del detector FSC 55, el detector FL 59 y el detector SSC 58 son amplificadas por el circuito de amplificación 50 a la tasa de amplificación definida por el cuarto valor establecido. Los valores de sensibilidad establecidos del detector FSC 55, el detector SSC 58 y el detector FL 59 en el cuarto valor establecido son de sensibilidades bajas. Las sensibilidades del detector FSC 55, el detector SSC 58 y el detector FL 59 establecidas por el cuarto valor establecido son mucho menores que las sensibilidades establecidas por el segundo valor establecido para el U-BAC. Más específicamente, la sensibilidad de la señal de luz dispersada hacia delante para medir células nucleadas en el BF-WBC cuando se pone el cuarto valor establecido es menos de 1/10 de la sensibilidad de la señal de luz dispersada hacia delante para la medición de U-BAC (el segundo valor establecido), y es la misma que la sensibilidad de la luz dispersada hacia delante para la medición de U-SED (el primer valor establecido). Además, la sensibilidad de la señal de fluorescencia para medir células nucleadas en la medición de BF-WBC cuando se pone el cuarto valor establecido es una fracción de la sensibilidad de la señal de fluorescencia para la medición de U-BAC (el segundo valor establecido), y es casi la misma que la sensibilidad de cuando se pone el primer valor establecido. Esto es debido a que las células nucleadas (los leucocitos y las células grandes) tienen un tamaño grande en comparación con las bacterias, y producen intensidad de luz dispersada alta e intensidad de fluorescencia alta en comparación con las bacterias. Es decir, se realiza sensibilidad adecuada para las células nucleadas y las células nucleadas en el fluido corporal pueden ser detectadas con alta exactitud haciendo que las sensibilidades del detector FSC 55, el detector SSC 58 y el detector FL 59 sean más bajas que la sensibilidad para la medición de U-BAC.

La señal de luz dispersada hacia delante amplificada (FSC), la señal de fluorescencia (FL) y la señal de luz dispersada a un lado (SSC) son filtradas por el circuito filtro 6, convertidas a señales digitales por el convertidor A/D 7, procesadas por el circuito de procesamiento de señal digital 8, y almacenadas en la memoria 9 como datos de medición (paso S716).

Después de transcurrir el tiempo de medición para la medición de células nucleadas en el BF-WBC, el microordenador 11 pone las sensibilidades del detector FSC 55, el detector SSC 58 y el detector FL 59 y la ganancia del circuito de amplificación 50 al quinto valor establecido para la medición de bacterias en el fluido corporal (paso S717), durante el suministro del fluido envolvente y el BF-WBC a la cuba de flujo envolvente 51. La luz dispersada hacia delante, la fluorescencia y la luz dispersada a un lado generadas a partir del BF-WBC son recibidas respectivamente por el detector FSC 55, el detector FL 59 y el detector SSC 58 y convertidas a señales eléctricas (paso S718). Los valores de sensibilidad establecidos del detector FSC 55, el detector SSC 58 y el detector FL 59 al quinto valor establecido son sensibilidades altas. Las sensibilidades del detector FSC 55, el detector SSC 58 y el detector FL 59 establecidas por el quinto valor establecido son las mismas que las sensibilidades del detector FSC 55, el detector SSC 58 y el detector FL 59 establecidas por el segundo valor establecido para la medición de bacterias en el U-BAC. Las bacterias en el fluido corporal pueden ser detectadas así con alta exactitud según sus características. Los datos de medición se guardan en la memoria (paso S719).

Después de finalizar los procesos anteriores, el microordenador 11 hace volver el proceso a la rutina principal.

Después del proceso de medición de células nucleadas/bacterias descrito anteriormente, el microordenador 11 transmite los datos de medición generados por el proceso de medición de hematíes y el proceso de medición de células nucleadas/bacterias a la unidad de procesamiento de información 13 (paso S507), y termina el proceso.

Cuando la unidad de procesamiento de información 13 recibe los datos de medición (paso S508), la CPU 401 ejecuta un proceso de análisis de los datos de medición (paso S509), genera un resultado de análisis de la muestra de fluido corporal, y guarda el resultado de análisis en el disco duro 404.

En el proceso de análisis del paso S509, los hematíes (RBC) en fluido corporal son detectados y contados a partir de los datos de medición del BF-RBC. Específicamente, los hematíes (RBC) son clasificados a partir de otras partículas y contados en base a la intensidad de la señal de luz dispersada hacia delante (FSC-3) y la intensidad de la primera señal de fluorescencia (FLH-3). En otros términos, los hematíes en el fluido corporal son detectados en

base a la intensidad de luz dispersada hacia delante y la intensidad de fluorescencia, que son los mismos parámetros usados para la detección de hematíes en la orina. También se generan datos de representación para representar un quinto diagrama de distribución en el que los hematíes en el fluido corporal se representan en coordenadas según la intensidad de la señal de luz dispersada hacia delante (FSC-3) y la intensidad de la primera señal de fluorescencia (FLH-3) del resultado de medición del BF-RBC.

En el proceso de análisis del paso S509, las células nucleadas (TNC) y las bacterias (BACT) en el fluido corporal son detectadas y contadas a partir de los datos de medición del BF-WBC. Las células nucleadas (TNC) son clasificadas en los leucocitos (WBC) y las células grandes (LC) y se cuentan las células respectivas. Específicamente, las células nucleadas (TNC) son clasificadas a partir de otras partículas y contadas en base a la intensidad de la señal de luz dispersada hacia delante (FSC-4) y la intensidad de la primera señal de fluorescencia (FLH-4). Las bacterias son clasificadas a partir de otras partículas y contadas en base a la intensidad de la señal de luz dispersada hacia delante (FSC-5) y la intensidad de la primera señal de fluorescencia (FLH-5). Además, se generan datos de representación para representar un sexto diagrama de distribución en el que las células nucleadas de BF-WBC se representan en coordenadas según la intensidad de la señal de luz dispersada hacia delante (FSC-4) y la intensidad de la primera señal de fluorescencia (FLH-4) del resultado de medición del BF-WBC. Y se generan datos de representación para representar un séptimo diagrama de distribución en el que las bacterias del BF-WBC se representan en posiciones según la intensidad de la señal de luz dispersada hacia delante (FSC-5) y la intensidad de la primera señal de fluorescencia (FLH-5) del resultado de medición del BF-WBC.

La clasificación de leucocitos (WBC) y células grandes (LC) descrita anteriormente se lleva a cabo de la siguiente manera. Entre los datos de medición del BF-WBC obtenidos en el paso S715, hematíes fantasmas (hematíes destruidos), bacterias, cristales y otras partículas aparecen en la región de valor bajo de la intensidad de fluorescencia y la intensidad de luz dispersada hacia delante, y un grupo de células nucleadas incluyendo leucocitos y células grandes aparece en la porción excluyendo las regiones anteriores. Los datos de medición que aparecen en la región distinta de la región de valor bajo son extraídos como el grupo de células nucleadas. Los datos extraídos son clasificados en dos grupos cuando se realiza un histograma de los datos extraídos según la anchura de pulso de la señal de luz dispersada hacia delante. Esto es debido a que los leucocitos y las células grandes tienen tamaños diferentes. Los leucocitos son más pequeños. Y la anchura de pulso de la señal de luz dispersada hacia delante refleja exactamente el tamaño de la célula. Así, en el proceso de análisis del paso S509, los leucocitos y las células grandes son clasificados a partir de la anchura de pulso de la señal de luz dispersada hacia delante contenida en los datos extraídos.

La CPU 401 visualiza entonces el resultado de análisis obtenido de la forma anterior en la unidad de visualización 409 (paso S510), y termina el proceso.

La figura 20 es una vista que representa una pantalla de resultado de análisis de la muestra de fluido corporal. Como se representa en la figura, una pantalla de resultado de análisis de muestra de fluido corporal D4 incluye una sección de parámetros de análisis R41, que visualiza los recuentos de hematíes, leucocitos y células nucleadas así como bacterias. La pantalla D4 también incluye una sección de parámetro de investigación R42, que visualiza un recuento de células grandes, el quinto diagrama de distribución R43, un histograma R44 de los hematíes según la intensidad de luz dispersada hacia delante, el sexto diagrama de distribución R45, un histograma R46 de las células nucleadas según la anchura de pulso de la intensidad de luz dispersada hacia delante, y el séptimo diagrama de distribución R47.

(Otras realizaciones)

En la realización descrita anteriormente se ha descrito la configuración de la medición del sedimento de orina tal como hematíes y leucocitos del U-SED y la medición de las bacterias del U-BAC en el modo de medición de orina. Es decir, en la realización anterior, se preparan dos especímenes de medición a partir de una muestra de orina. Uno se prepara para sedimentos, el otro se prepara para bacterias. Sin embargo, la configuración del analizador no se limita al modo antes descrito. Los dos especímenes de medición preparados en el modo de medición de orina puede no distinguirse como uno para sedimentos y el otro para bacterias. Por ejemplo, un espécimen de medición puede ser usado para medir las células nucleadas (leucocitos, células epidérmicas, etc.) y el otro espécimen de medición puede ser usado para medir las células anucleadas (hematíes, cilindros, etc).

A continuación se describirá el analizador de muestras de orina de otra realización. El analizador sirve, en el modo de medición de orina, para preparar un primer espécimen de medición en el que las membranas celulares y las proteínas de sedimentos urinarios se tiñen mezclando una muestra de orina, un primer reactivo libre de un efecto hemolítico y un tercer reactivo para tinción de membranas celulares y proteínas. El analizador puede funcionar para medir células anucleadas incluyendo hematíes y cilindros en el primer espécimen de medición. Además, el analizador puede operar, en el modo de medición de orina, para preparar un segundo espécimen de medición en el que ácido nucleico de células nucleadas se tiñe mezclando una muestra de orina, un segundo reactivo que tiene un efecto hemolítico y un cuarto reactivo para tinción de ácido nucleico. El analizador puede funcionar para medir células nucleadas incluyendo leucocitos en el segundo espécimen de medición. En esta realización, en el modo de medición de fluido corporal, el analizador prepara un tercer espécimen de medición en el que las membranas

celulares de células anucleadas, al menos hematíes, en fluido corporal se tiñen usando los reactivos primero y tercero empleados para las células anucleadas en orina. El analizador mide los hematíes en fluido corporal del tercer espécimen de medición. Además, en el modo de medición de fluido corporal, el analizador prepara un cuarto espécimen de medición en el que ácido nucleico de células nucleadas, al menos leucocitos, en fluido corporal se tiñe utilizando los reactivos segundo y cuarto empleado para las células nucleadas en orina. El analizador mide los leucocitos en fluido corporal del cuarto espécimen de medición.

La figura 21 es un diagrama esquemático que representa una configuración del analizador de muestras de orina de otra realización como la descrita anteriormente. La estructura principal del analizador de muestras de orina 1 es la misma que la de la realización descrita anteriormente.

El analizador está equipado con un primer reactivo 19u conteniendo un diluyente para células anucleadas, y un segundo reactivo 19b conteniendo un diluyente de células nucleadas, un tercer reactivo 18u conteniendo el colorante para tinción de células anucleadas y un cuarto reactivo 18b conteniendo un colorante para tinción de células nucleadas.

El primer reactivo 19u es una solución tampón conteniendo un agente tampón como su componente principal. El primer reactivo 19u contiene agente compensador de presión osmótica para hacer que las células sean teñidas adecuadamente por el tercer reactivo 18u sin lisar hematíes. La presión osmótica del primer reactivo 19u se ajusta para no lisar hematíes en orina, en particular en el rango de 100 a 600 mOsm/kg de modo que las mediciones de clasificación de sedimentos urinarios se realicen adecuadamente. El primer reactivo 19u carece de un agente hemolítico que tiene un efecto hemolítico en hematíes en orina como en la realización descrita anteriormente.

Como con la realización descrita anteriormente, el segundo reactivo 19b tiene un efecto hemolítico. Más específicamente, el segundo reactivo 19b contiene un surfactante catiónico para mejorar la tinción realizada por el cuarto reactivo 18b dañando la membrana celular, hemolizando eritrocitos y encogiéndolos residuos de eritrocito contaminantes. Como en la realización descrita anteriormente, en lugar de contener un surfactante, el segundo reactivo 19b puede adquirir efecto hemolítico ajustando su presión osmótica y/o pH.

El tercer reactivo 18u contiene un colorante para tinción de proteínas y membranas celulares, y se usa para medir células anucleadas como hematíes, cilindros, mucus, cristales en orina. Como el colorante, se selecciona preferiblemente un colorante que tiene un efecto de tinción de membrana celular. Preferiblemente, el colorante que no afecta a la morfología de los hematíes se selecciona entre colorante de cianina, colorante de estirilo, o colorante de acridina. Se usan preferiblemente colorantes de carbocianina lipófila. Se prefieren en particular los colorantes de indocarbocianina, los colorantes de oxacarbocianina.

El cuarto reactivo 18b contiene colorante para tinción específica de ácido nucleico, y se usa para medir células nucleadas como leucocitos, células epiteliales, hongos, bacterias. Para ser más específicos, en el cuarto reactivo 18b se contiene intercalador o un colorante que se une a un surco menor. Como ejemplos del intercalador se indican colorantes de cianina conocidos, colorantes de acridina o colorantes de fenantridio.

En el modo de medición de orina, la cámara de reacción 2u mezcla el primer reactivo 19u, el tercer reactivo 18u y la muestra de orina. Así, se prepara el primer espécimen de medición, en el que se tiñen las membranas celulares o proteínas de células anucleadas en orina y se mantienen las morfologías de los hematíes en orina. El primer espécimen de medición es alimentado al detector óptico 5 como en la realización descrita anteriormente, y a continuación se lleva a cabo la detección de señales de células anucleadas como hematíes en orina.

En modo de medición de orina, la cámara de reacción 2b mezcla el segundo reactivo 19b, el cuarto reactivo 18b y la muestra de orina. Así, se prepara el segundo espécimen de medición, en el que se tiñen las células nucleadas que tienen ácidos nucleicos en orina y se lisan los hematíes en orina. El segundo espécimen de medición es alimentado al detector óptico 5 como en la realización descrita anteriormente, y a continuación se lleva a cabo la detección de señales de las células nucleadas como leucocitos, células epiteliales, hongos y bacterias en orina.

En el modo de medición de fluido corporal, la cámara de reacción 2u mezcla el primer reactivo 19u, el tercer reactivo 18u y la muestra de fluido corporal. Así, se prepara el tercer espécimen de medición, en el que se tiñen membranas celulares o proteínas de células anucleadas en fluido corporal y se mantienen las morfologías de los hematíes en fluido corporal. El tercer espécimen de medición es alimentado al detector óptico 5 como en la realización descrita anteriormente, y a continuación se lleva a cabo la detección de señales de células anucleadas como hematíes en fluido corporal.

En el modo de medición de fluido corporal, la cámara de reacción 2b mezcla el segundo reactivo 19b, el cuarto reactivo 18b y la muestra de fluido corporal. Así, se prepara el cuarto espécimen de medición, en el que se tiñen las células nucleadas que tienen ácidos nucleicos en fluido corporal y se lisan los hematíes en fluido corporal. El cuarto espécimen de medición es alimentado al detector óptico 5 como en la realización descrita anteriormente, y a continuación se lleva a cabo la detección de señales de las células nucleadas como leucocitos y bacterias en fluido corporal.

Además, en la realización descrita anteriormente se ha descrito la configuración de la medición óptica de los componentes en orina o fluido corporal por citometría de flujo que usa una cuba de flujo y elementos fotorreceptores; sin embargo, la configuración no se limita a esta realización. Por ejemplo, los componentes en orina o fluido corporal pueden ser medidos aplicando voltaje a la cuba de flujo y detectando el cambio de voltaje cuando el componente pasa por la cuba de flujo. En este caso, los componentes no tienen que teñirse, y por lo tanto el reactivo de tinción se puede ahorrar. Además, la información óptica distinta de la fluorescencia como luz dispersada, la absorbancia y análogos puede ser usada incluso en la citometría de flujo. También en este caso, los componentes no tienen que teñirse, y por lo tanto el reactivo de tinción se puede ahorrar.

En la realización descrita anteriormente, el diluyente como el primer reactivo 19u y el reactivo de tinción como el tercer reactivo 18u son soluciones separadas, pero se pueden combinar en una solución.

En la realización descrita anteriormente, la cantidad de alimentación por unidad de tiempo del espécimen de medición a la cuba de flujo difiere entre al medir el sedimento de orina y al medir los hematíes en el fluido corporal. Sin embargo, no se limita a esta realización. Pueden ser las mismas entre los dos modos de medición. Por ejemplo, incrementando la cantidad del primer reactivo 19u a mezclar con fluido corporal en la cámara de reacción 2u, la ampliación de dilución del fluido corporal en el BF-RBC se puede ajustar más alta que la ampliación de dilución de la muestra de orina en el U-SED. En este caso, la cantidad de alimentación por unidad de tiempo a la cuba de flujo puede ser la misma para el U-SED y el BF-RBC. Tanto la ampliación de dilución como la cantidad de alimentación por unidad de tiempo pueden ser diferentes entre al medir el sedimento de orina y al medir los hematíes en el fluido corporal. También en ese caso, se puede evitar el paso simultáneo de hematíes en la cuba de flujo.

En la realización descrita anteriormente, las sensibilidades del detector FSC 55, el detector SSC 58 y el detector FL 59 y la ganancia del circuito de amplificación 50 son diferentes entre al medir las bacterias en la orina y al medir las células nucleadas en el fluido corporal, pero no se limita a la realización. Solamente la ganancia del preamplificador conectado a cada elemento fotorreceptor de la sección FCM 5 puede ser diferente entre al medir las bacterias en la orina y al medir las células nucleadas en el fluido corporal. En este caso, la ganancia del circuito de amplificación 50 no se tiene que cambiar entre al medir las bacterias en la orina y al medir las células nucleadas en el fluido corporal. Las ganancias tanto del preamplificador como del circuito de amplificación 50 pueden ser diferentes entre al medir las bacterias en la orina y al medir las células nucleadas en el fluido corporal. Solamente la sensibilidad de cada elemento fotorreceptor puede ser conmutada entre al medir las bacterias en la orina y al medir las células nucleadas en el fluido corporal, y las ganancias del preamplificador y el circuito de amplificación 50 pueden ser fijas. Consiguientemente, las sensibilidades de la señal de luz dispersada hacia delante, la señal de luz dispersada a un lado y la señal de fluorescencia se pueden cambiar según el modo de medición.

En la realización descrita anteriormente se ha descrito la configuración capaz de analizar la muestra de orina y la muestra de fluido corporal, pero no se limita a esta realización. Se puede adoptar una configuración capaz de medir la muestra de sangre (muestra de sangre entera) en lugar de la muestra de fluido corporal. Dado que la muestra de sangre contiene una gran cantidad de hematíes, las células nucleadas se pueden medir exactamente realizando la medición después de realizar el proceso hemolítico en la muestra de sangre al medir las células nucleadas como los leucocitos y análogos en la muestra de sangre.

Además, la cantidad de muestra aspirada en el modo de medición de orina puede ser diferente de la cantidad de muestra aspirada en el modo de medición de fluido corporal en la realización descrita anteriormente. Dado que es más difícil recoger fluido corporal que orina, la cantidad de muestra aspirada en el modo de medición de fluido corporal es preferiblemente menor que la del modo de medición de orina.

Además, en la realización antes descrita, dado que el tercer espécimen de medición en el modo de medición de fluido corporal se prepara de la misma manera que el primer espécimen de medición en el modo de medición de orina, el tercer espécimen de medición y el primer espécimen de medición se preparan en la misma cantidad. Sin embargo, dado que una cantidad del tercer espécimen de medición requerida para análisis es menor que la del primer espécimen de medición, la cantidad de preparación del tercer espécimen de medición puede ser menor que la del primer espécimen de medición. La cantidad de la preparación del tercer espécimen de medición se puede reducir a una cantidad necesaria para realizar la medición por el detector óptico. Dado que la cantidad de alimentación de la bomba de jeringa por unidad de tiempo del tercer espécimen de medición es 1/8 del primer espécimen de medición y el tiempo de medición es el mismo que el primer espécimen de medición, la cantidad necesaria del tercer espécimen de medición es 1/8 del primer espécimen de medición. Así, en el modo de medición de fluido corporal, la cantidad de muestra de fluido corporal dispensado por la sección de distribución de muestra 1 a la cámara de reacción 2u y las cantidades de los reactivos primero y tercero dispensados a la cámara de reacción 2u se puede ajustar respectivamente a 1/8 del modo de medición de muestra de orina. Así, se puede reducir la cantidad de muestra de fluido corporal a aspirar y el consumo de reactivos.

Si la preparación del tercer espécimen de medición se reduce en el modo de medición de fluido corporal, incrementando la preparación del cuarto espécimen de medición alternativamente, el tiempo de medición del cuarto espécimen de medición puede ser más largo. Incrementando la cantidad del cuarto espécimen de medición a medir,

es posible mejorar la exactitud del recuento de leucocitos. En este caso, la cantidad de fluido corporal dispensado por la sección de distribución de muestra 1 a la cámara de reacción 2u se reduce, y se dispensa una mayor cantidad de fluido corporal a la cámara de reacción 2b.

5 En otra realización, el tiempo de medición del cuarto espécimen de medición puede ser variable según el resultado de medición del tercer espécimen de medición. La figura 22 es una modificación del diagrama de flujo del lado de
10 unidad de medición de la figura 14. Después de realizar el proceso de medición de hematíes en S505, el microordenador 11 determina si el número de datos de medición de partículas introducido desde el circuito de procesado de señal digital 8 es igual o mayor que el valor umbral (paso S5051). Si el número de los datos de
15 medición es igual o mayor que el valor umbral, la muestra de fluido corporal contiene probablemente abundantes hematíes y está contaminada con sangre. En este caso, la muestra de fluido corporal contiene probablemente abundantes leucocitos, e incluso sin incrementar el tiempo de medición del cuarto espécimen de medición, se puede medir un número suficiente de leucocitos. Por lo tanto, el microordenador 11 continúa el proceso a S5061 si el número de datos de medición es igual o mayor que el valor umbral, y realiza el proceso de medición de células nucleadas/bacterias del cuarto espécimen de medición reduciendo el tiempo de medición (paso S5061). En este caso, el tiempo de medición del cuarto espécimen de medición puede ser de 1 a 3 veces el tiempo de medición del segundo espécimen de medición en el modo de medición de orina.

20 Por otra parte, si el número de los datos de medición es menor que el valor umbral, dado que la concentración de leucocitos es baja, el proceso de medición de células nucleadas/bacterias del cuarto espécimen de medición se realiza durante un tiempo más largo que el tiempo de medición en S5061 (paso S506). Específicamente, el tiempo de medición en S5061 puede ser 6 veces el tiempo de medición del segundo espécimen de medición en el modo de medición de orina.

REIVINDICACIONES

1. Un analizador de orina (100) capaz de operar en un modo de medición de orina y un modo de medición de fluido corporal, incluyendo el analizador de orina (100):
- 5 una sección de preparación de espécimen (2) configurada para preparar un espécimen de medición;
- una sección de detección (10a) configurada para derivar señales de partículas en el espécimen de medición suministrado desde la sección de preparación de espécimen (2); y
- 10 un ordenador (11) programado para
- (A) en el modo de medición de orina, controlar la sección de preparación de espécimen (2) para preparar un primer espécimen de medición mezclando una primera alícuota de una muestra de orina y un primer reactivo (19u), para preparar un segundo espécimen de medición mezclando una segunda alícuota de la muestra de orina y un segundo reactivo (19b) que tiene un efecto hemolítico, y para suministrar los especímenes de medición primero y segundo a la sección de detección (10a); y
- 15 analizar las señales del primer espécimen de medición para medir hematíes en la muestra de orina y analizar las señales del segundo espécimen de medición para medir bacterias en la muestra de orina,
- (B) en el modo de medición de fluido corporal, controlar la sección de preparación de espécimen (2) para preparar un tercer espécimen de medición mezclando una primera alícuota de una muestra de fluido corporal no incluyendo orina y el primer reactivo (19u) usado en (A), para preparar un cuarto espécimen de medición mezclando una
- 20 segunda alícuota de dicha muestra de fluido corporal y el segundo reactivo (19b) usado en (A), y para suministrar los especímenes de medición tercero y cuarto a la sección de detección (10a); y
- analizar las señales del tercer espécimen de medición para medir hematíes en la muestra de fluido corporal y analizar las señales del cuarto espécimen de medición para medir leucocitos en la muestra de fluido corporal.
- 25
2. El analizador de orina (100) según la reivindicación 1, donde
- el ordenador (11) está programado para analizar las señales del cuarto espécimen de medición para medir además células nucleadas diferentes de los leucocitos.
- 35
3. El analizador de orina (100) según la reivindicación 1 o 2, donde la sección de preparación de espécimen (2) está configurada para preparar, bajo el control del ordenador (11), el primer espécimen de medición mezclando la primera alícuota de la muestra de orina, el primer reactivo (19u), y un tercer reactivo (18u) para teñir membranas celulares,
- 40 preparar el segundo espécimen de medición mezclando la segunda alícuota de la muestra de orina, el segundo reactivo (19b), y un cuarto reactivo (18b) para teñir ácido nucleico,
- preparar el tercer espécimen de medición mezclando la primera alícuota de la muestra de fluido corporal, el primer reactivo (19u), y el tercer reactivo (18u), y
- 45 preparar el cuarto espécimen de medición mezclando la segunda alícuota de la muestra de fluido corporal, el segundo reactivo (19b), y el cuarto reactivo (18b).
4. El analizador de orina (100) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, donde
- el ordenador (11) está programado para
- 50 controlar la preparación del primer espécimen de medición o suministrar el primer espécimen de medición a la sección de detección (10a) por la sección de preparación de espécimen (2) según una primera condición de medición, y
- 55 controlar la preparación del tercer espécimen de medición o suministrar el tercer espécimen de medición a la sección de detección (10a) por la sección de preparación de espécimen (2) según una segunda condición de medición diferente de la primera condición de medición.
- 60
5. El analizador de orina (100) según la reivindicación 4, donde
- 65 el ordenador (11) está programado para controlar la preparación o el suministro del tercer espécimen de medición por la sección de preparación de espécimen (2), según la segunda condición de medición, de modo que la ampliación de dilución de la muestra de fluido corporal cuando la señal de las partículas en el tercer espécimen de

medición sea detectada por la sección de detección (10a) sea más alta que la ampliación de dilución de la muestra de orina cuando la señal de las partículas en el primer espécimen de medición sea detectada por la sección de detección (10a).

- 5 6. El analizador de orina (100) según la reivindicación 5, donde
- la sección de preparación de espécimen (2) está configurada para suministrar los especímenes de medición a la sección de detección (10a) con un diluyente,
- 10 el ordenador (11) está programado para controlar la sección de preparación de espécimen (2) para:
- suministrar el primer espécimen de medición con el diluyente de un primer volumen en la primera condición de medición, y
- 15 suministrar el tercer espécimen de medición con el diluyente de un segundo volumen más grande que el primer volumen en la primera condición de medición.
7. El analizador de orina (100) según la reivindicación 5, donde
- 20 el ordenador (11) está programado para controlar la sección de preparación de espécimen (2) para:
- preparar el primer espécimen de medición en el que se diluye la muestra de orina y suministrar el primer espécimen de medición a la sección de detección (10a) en la primera condición de medición,
- 25 preparar el tercer espécimen de medición en el que se diluye la muestra de fluido corporal en una ampliación de dilución más grande que la primera condición de medición y suministrar el tercer espécimen de medición a la sección de detección (10a) en la segunda condición de medición.
8. El analizador de orina (100) según la reivindicación 4, donde la sección de detección (10a) incluye un citómetro de flujo para irradiar un flujo del espécimen de medición que circula en una cuba de flujo con un haz de luz, y
- 30 el ordenador (11) está programado para controlar, en la segunda condición de medición, la sección de preparación de espécimen (2) para hacer el flujo del tercer espécimen de medición más estrecho que en la primera condición de medición.
- 35 9. El analizador de orina (100) según la reivindicación 8, donde la sección de preparación de espécimen (2) es capaz de suministrar el espécimen de medición a la cuba de flujo haciendo fluir al mismo tiempo el diluyente a la cuba de flujo, y
- 40 el ordenador (11) está programado para, en la segunda condición de medición, controlar la sección de preparación de espécimen (2) de modo que la cantidad de tercer espécimen de medición suministrado a la cuba de flujo por unidad de tiempo sea inferior a la cantidad de primer espécimen de medición suministrado a la cuba de flujo por unidad de tiempo en la primera condición de medición.
- 45 10. El analizador de orina (100) según la reivindicación 6, donde la sección de detección (10a) está configurada para, bajo el control del ordenador (11),
- derivar señales del segundo espécimen de medición en una tercera condición de medición, y derivar señales del cuarto espécimen de medición en una cuarta condición de medición diferente de la tercera condición de medición.
- 50 11. El analizador de orina (100) según la reivindicación 10, donde
- la sección de detección (10a) está configurada para ajustar una sensibilidad de detección; y
- 55 la sensibilidad de detección aplicada en la tercera condición de medición es más alta que la sensibilidad de detección en la cuarta condición de medición.
12. El analizador de orina (100) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, donde
- 60 la sección de detección (10a) está configurada para, bajo el control del ordenador (11), detectar señales de partículas en una parte del cuarto espécimen de medición con una primera sensibilidad de detección, y detectar señales de partículas en otra parte del cuarto espécimen de medición con una segunda sensibilidad de detección más alta que la primera sensibilidad de detección, y
- 65 el ordenador (11) está programado para medir leucocitos en la muestra de fluido corporal analizando las señales detectadas con la primera sensibilidad de detección del cuarto espécimen de medición, y medir bacterias en la

muestra de fluido corporal analizando las señales detectadas con la segunda sensibilidad de detección del cuarto espécimen de medición.

5 13. El analizador de orina (100) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, incluyendo además una sección de establecimiento de modo para establecer un modo de operación de la pluralidad de modos operativos incluyendo el modo de medición de orina y el modo de medición de fluido corporal.

10 14. Un método para analizar fluido corporal no incluyendo orina usando un analizador de orina automatizado (100), incluyendo el método los pasos de:

mezclar una primera alícuota de una muestra de fluido corporal y un primer reactivo (19u) con el analizador de orina (100);

15 mezclar una segunda alícuota de la muestra de fluido corporal y un segundo reactivo (19b) que tiene efecto hemolítico con el analizador de orina (100);

medir hematíes en la muestra de fluido corporal de la mezcla de la primera alícuota y el primer reactivo (19u) con el analizador de orina (100); y

20 medir leucocitos en la muestra de fluido corporal de la mezcla de la segunda alícuota y el segundo reactivo (19b) con el analizador de orina (100); donde

el primer reactivo (19u) es uno que puede ser usado para medir hematíes en orina, y el segundo reactivo (19b) es uno que puede ser usado para medir bacterias en orina.

25 15. Un programa de ordenador ejecutable en un procesador de un analizador de orina (100) capaz de operar en un modo de medición de orina y un modo de medición de fluido corporal, incluyendo el analizador de orina (100): una sección de preparación de espécimen (2) configurada para preparar un espécimen de medición; una sección de detección (10a) configurada para derivar señales de partículas en el espécimen de medición suministrado desde la
30 sección de preparación de espécimen (2); y un ordenador (11), el programa de ordenador hace que el ordenador (11),

(A) en el modo de medición de orina,

35 controle la sección de preparación de espécimen (2) para preparar un primer espécimen de medición mezclando una primera alícuota de una muestra de orina y un primer reactivo (19u), para preparar un segundo espécimen de medición mezclando una segunda alícuota de la muestra de orina y un segundo reactivo (19b) que tiene un efecto hemolítico, y para suministrar los especímenes de medición primero y segundo a la sección de detección (10a); y

40 analice las señales del primer espécimen de medición para medir hematíes en la muestra de orina y analice las señales del segundo espécimen de medición para medir bacterias en la muestra de orina,

(B) en el modo de medición de fluido corporal,

45 controle la sección de preparación de espécimen (2) para preparar un tercer espécimen de medición mezclando una primera alícuota de una muestra de fluido corporal no incluyendo orina y el primer reactivo (19u), para preparar un cuarto espécimen de medición mezclando una segunda alícuota de dicha muestra y el segundo reactivo (19b), y para suministrar los especímenes de medición tercero y cuarto a la sección de detección (10a); y

50 analice las señales del tercer espécimen de medición para medir hematíes en la muestra y analice las señales del cuarto espécimen de medición para medir leucocitos en la muestra.

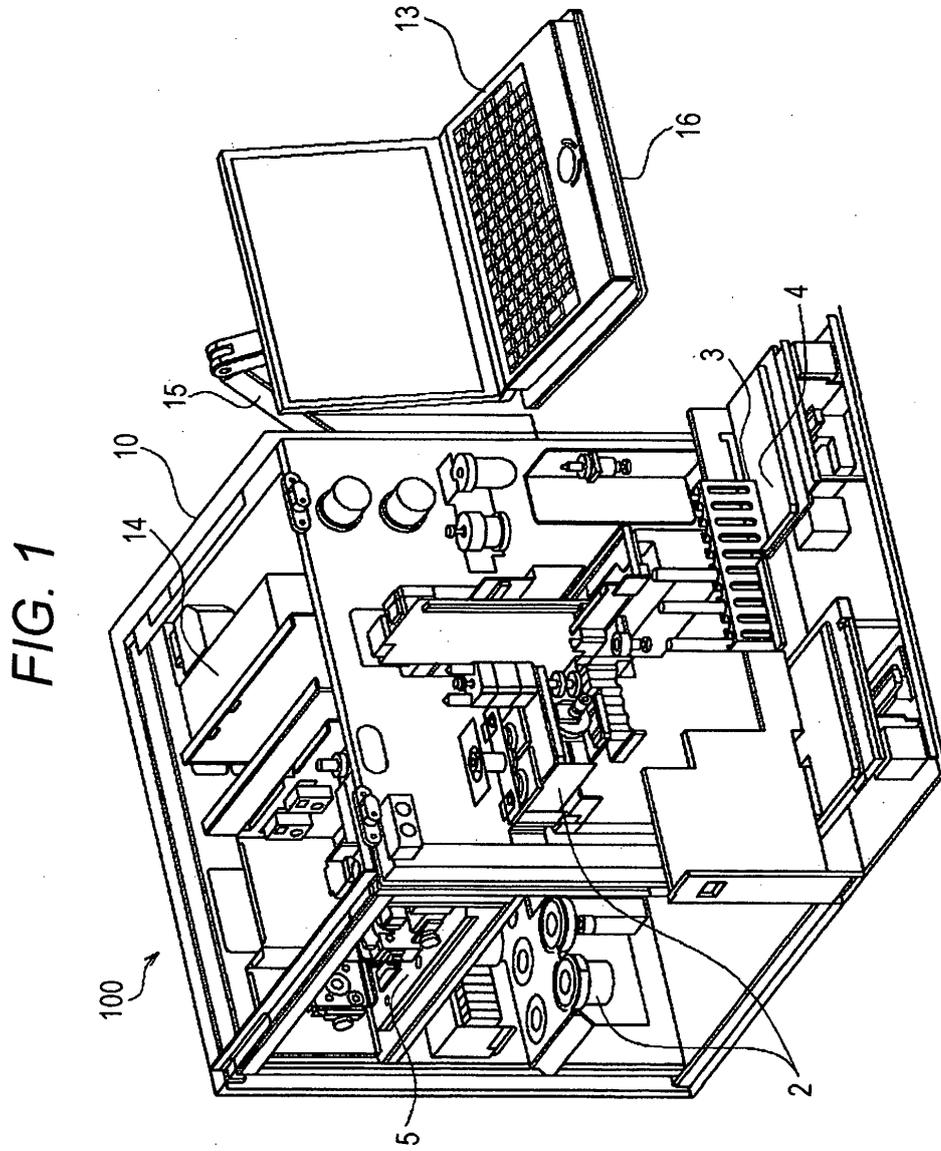


FIG. 2

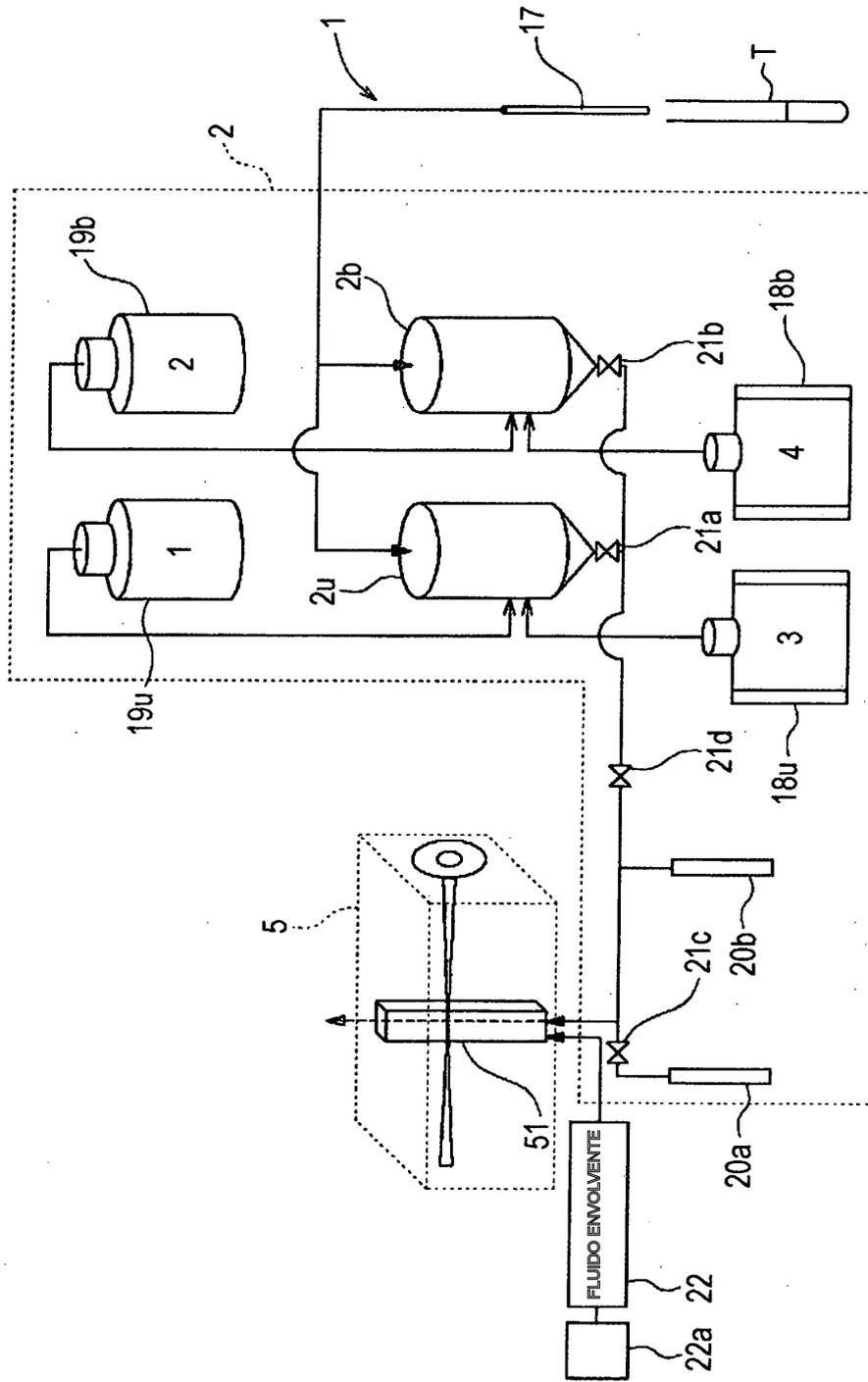


FIG. 3

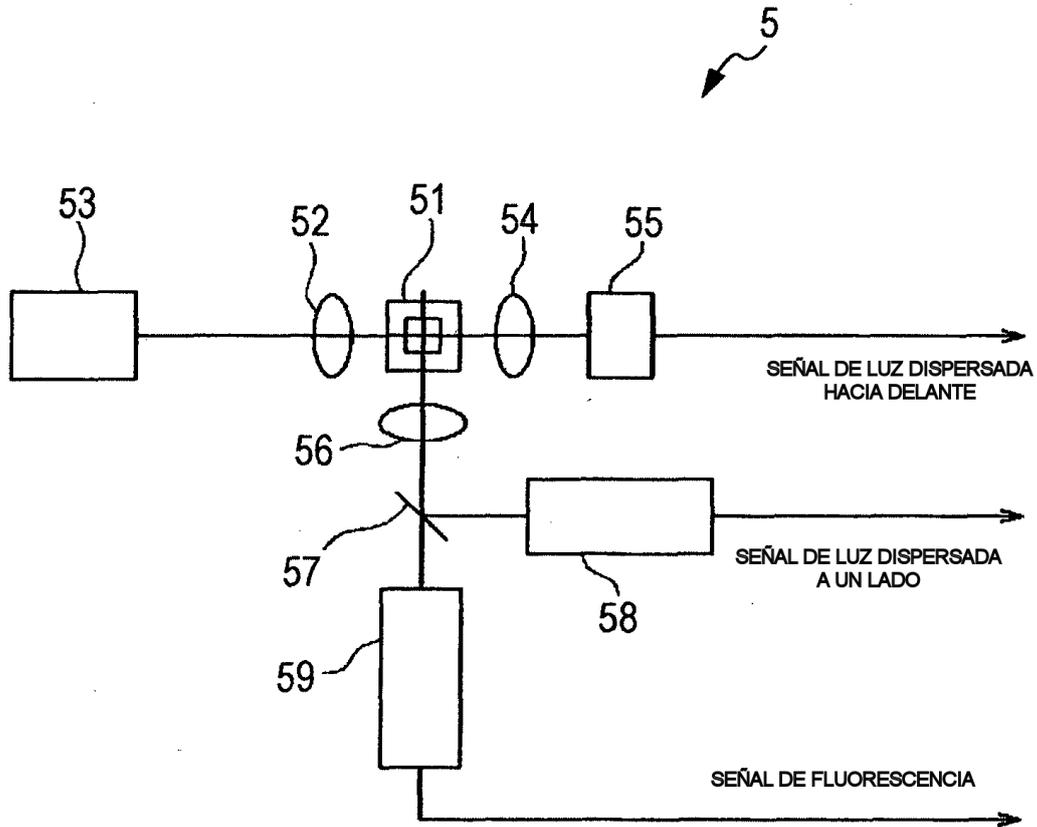


FIG. 4

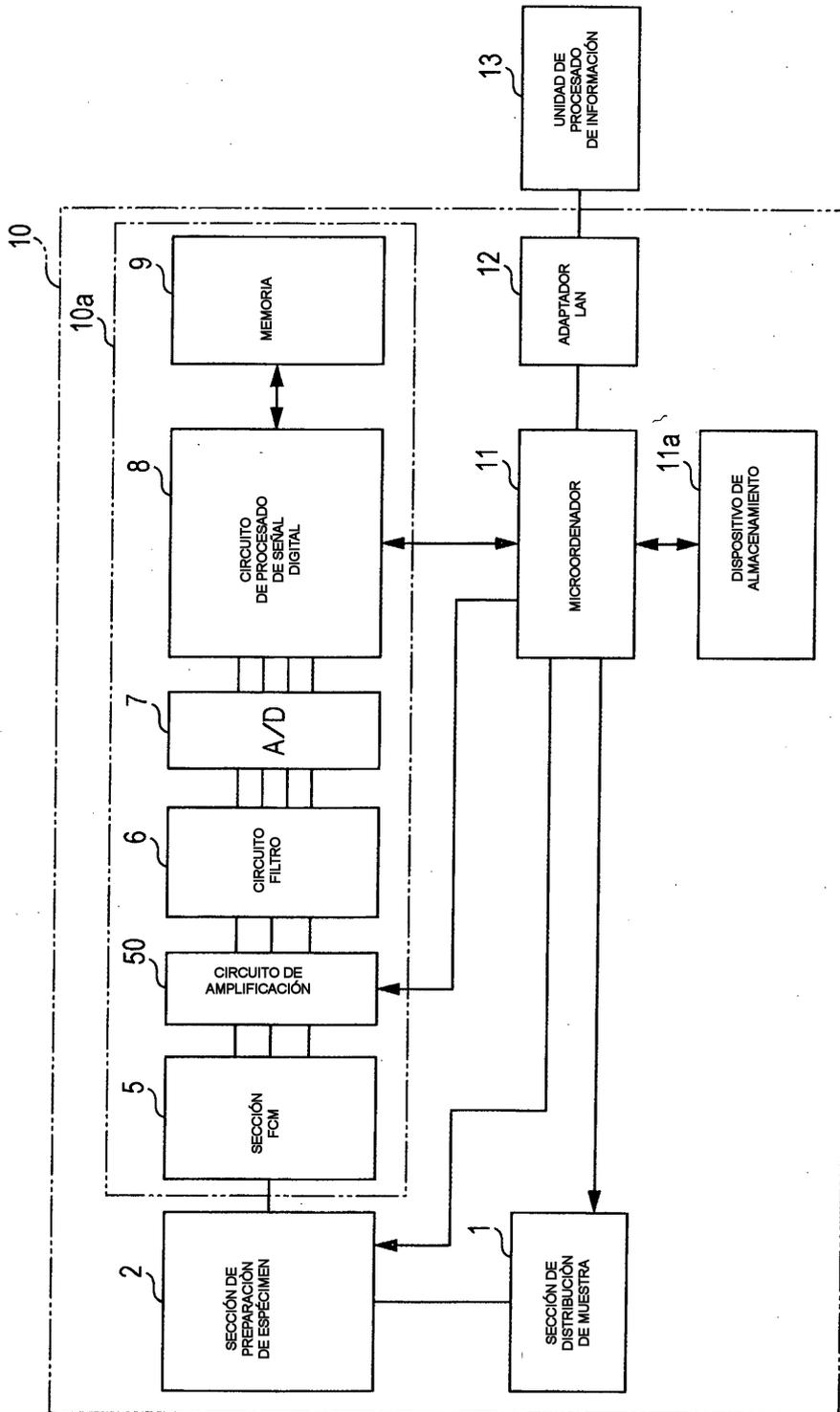


FIG. 5

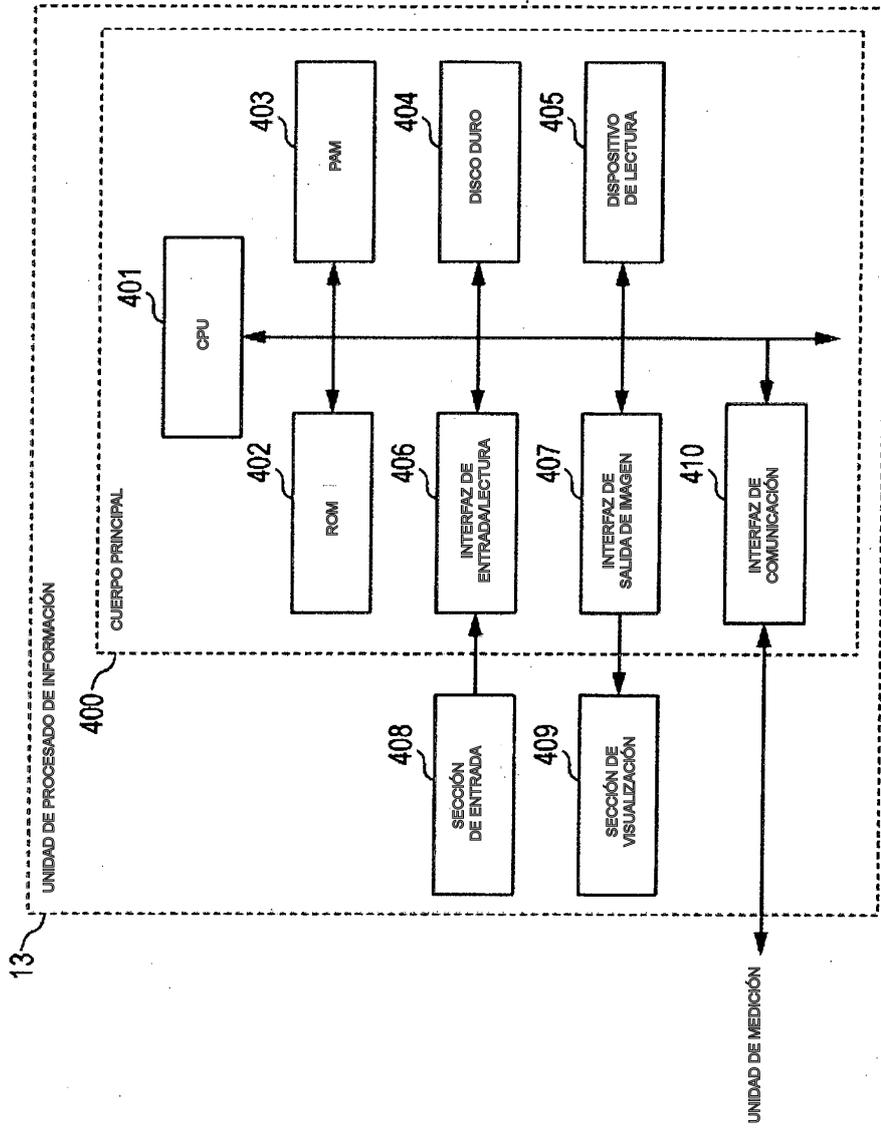


FIG. 6

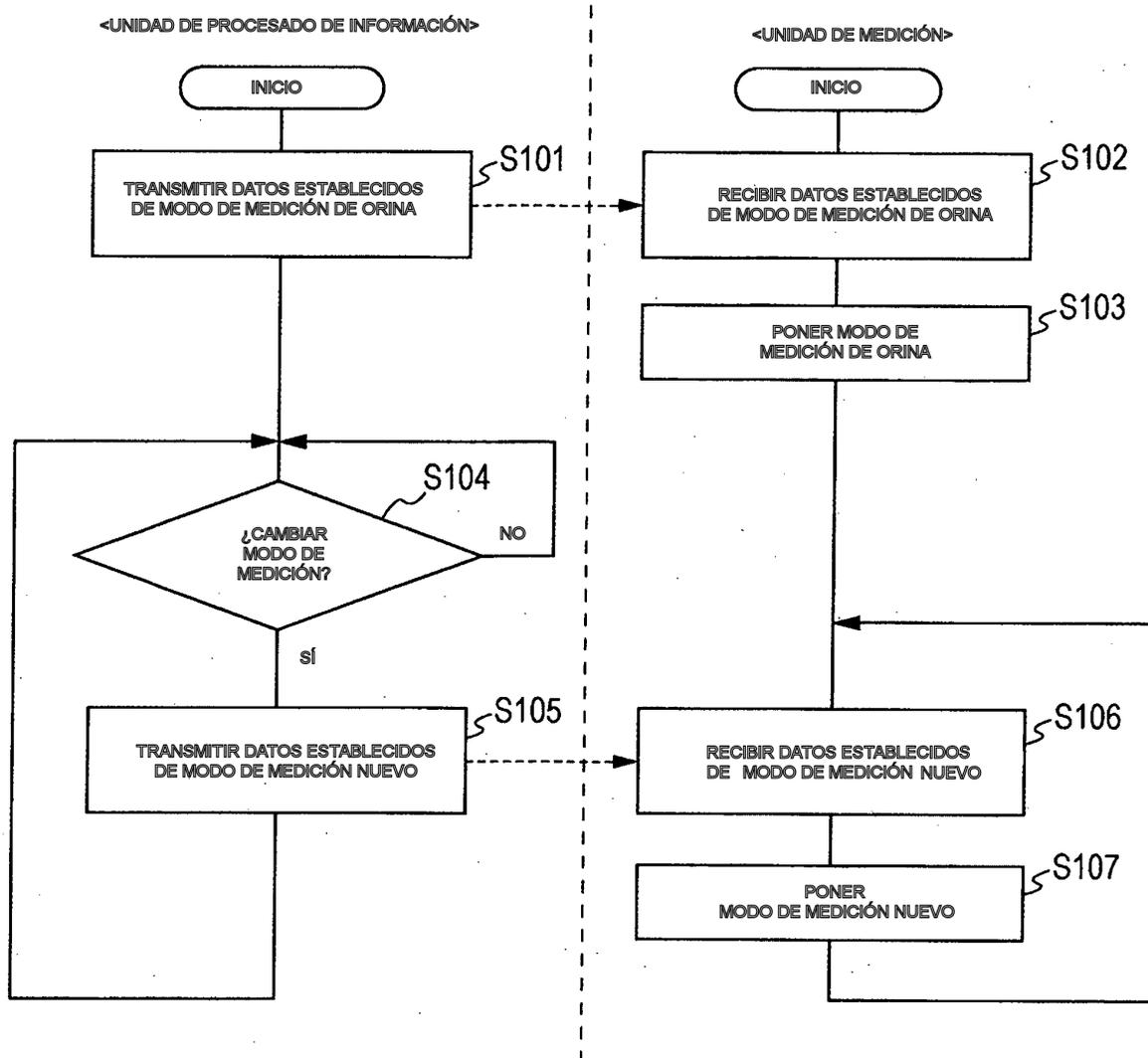


FIG. 7

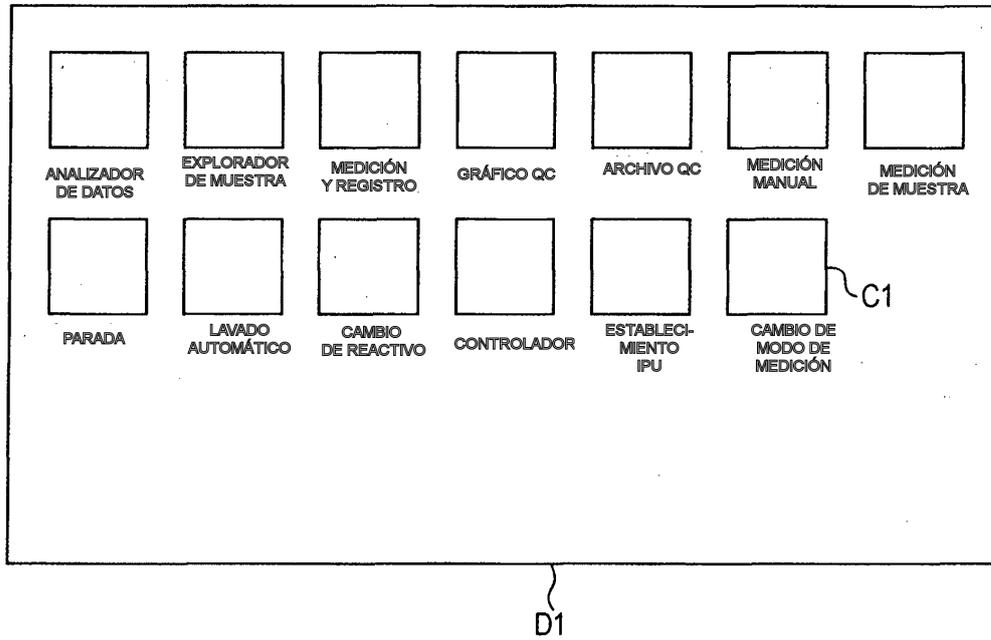


FIG. 8

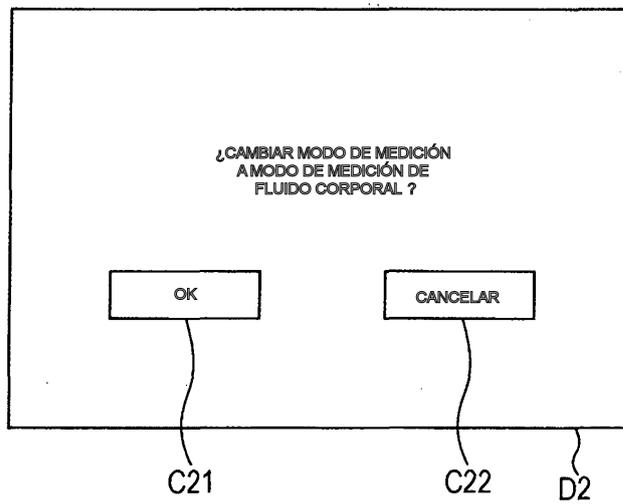


FIG. 9

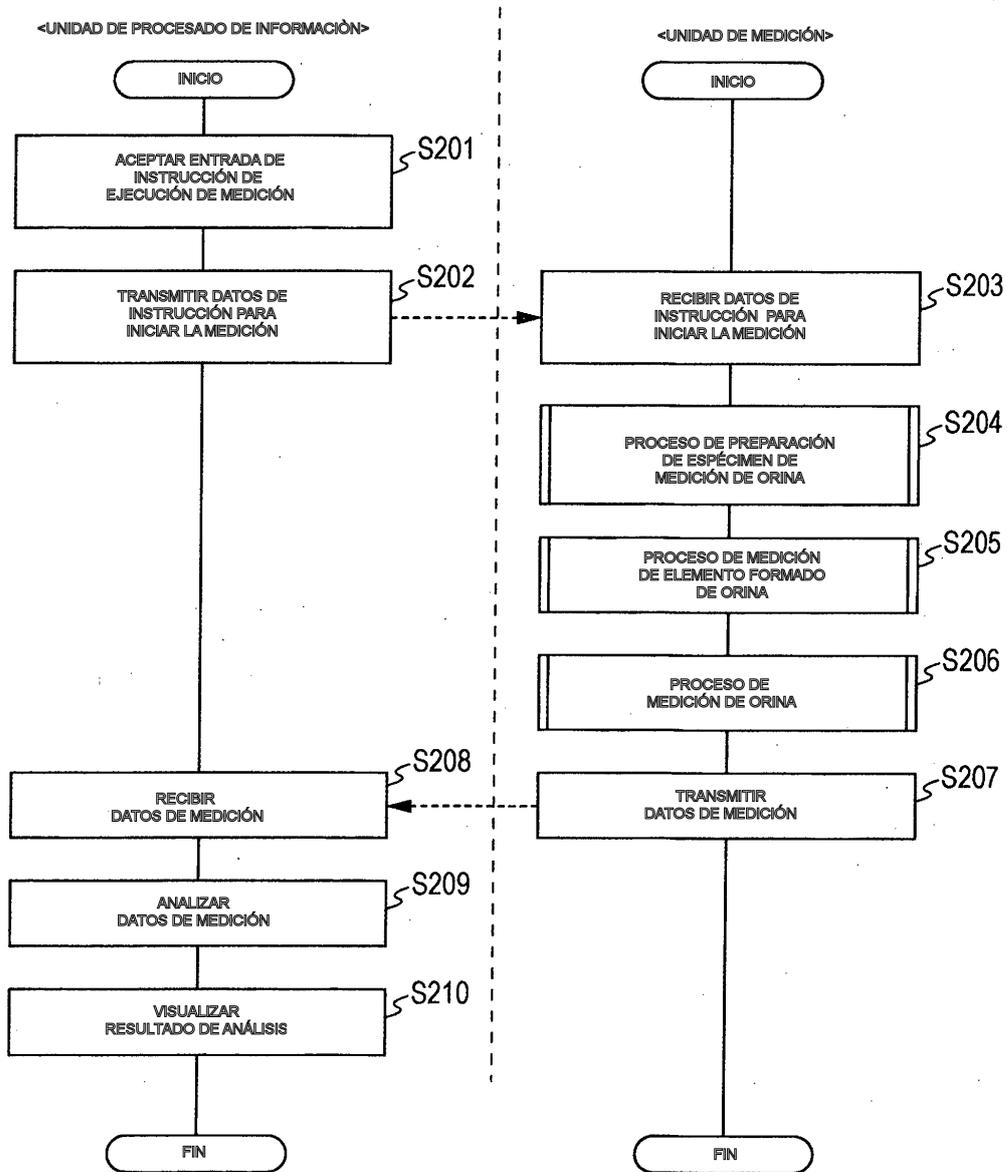


FIG. 10

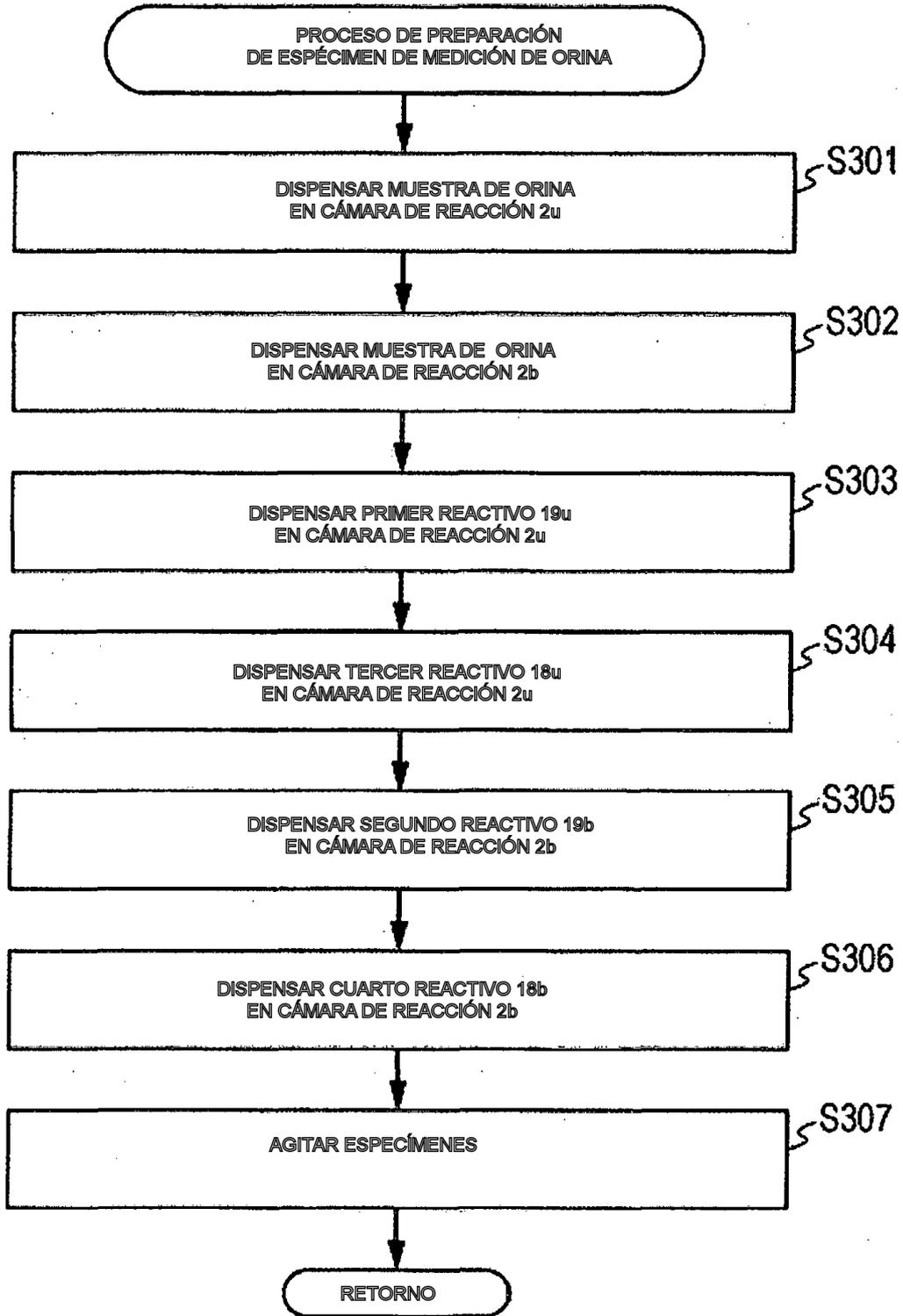


FIG. 11

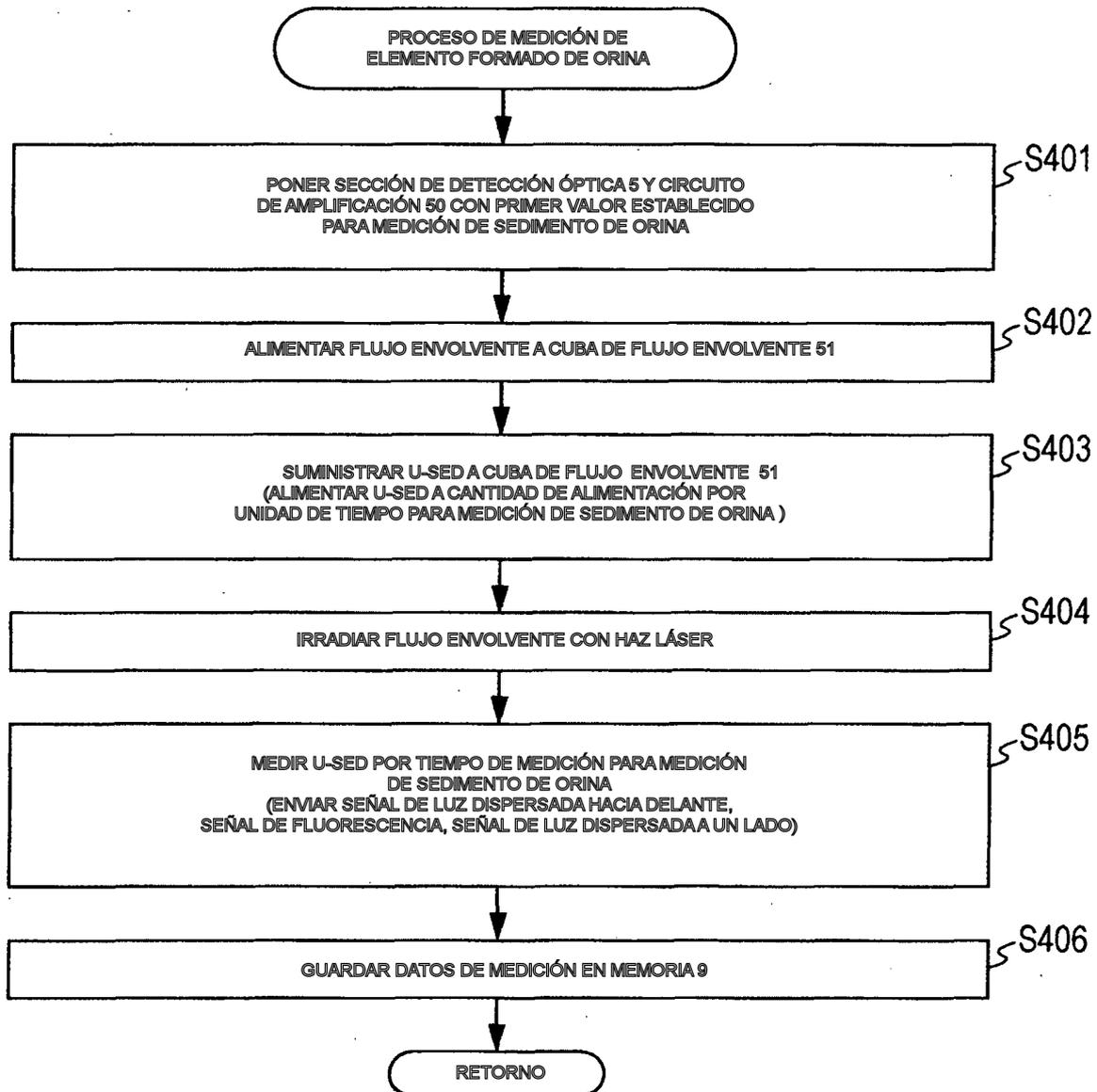


FIG. 12

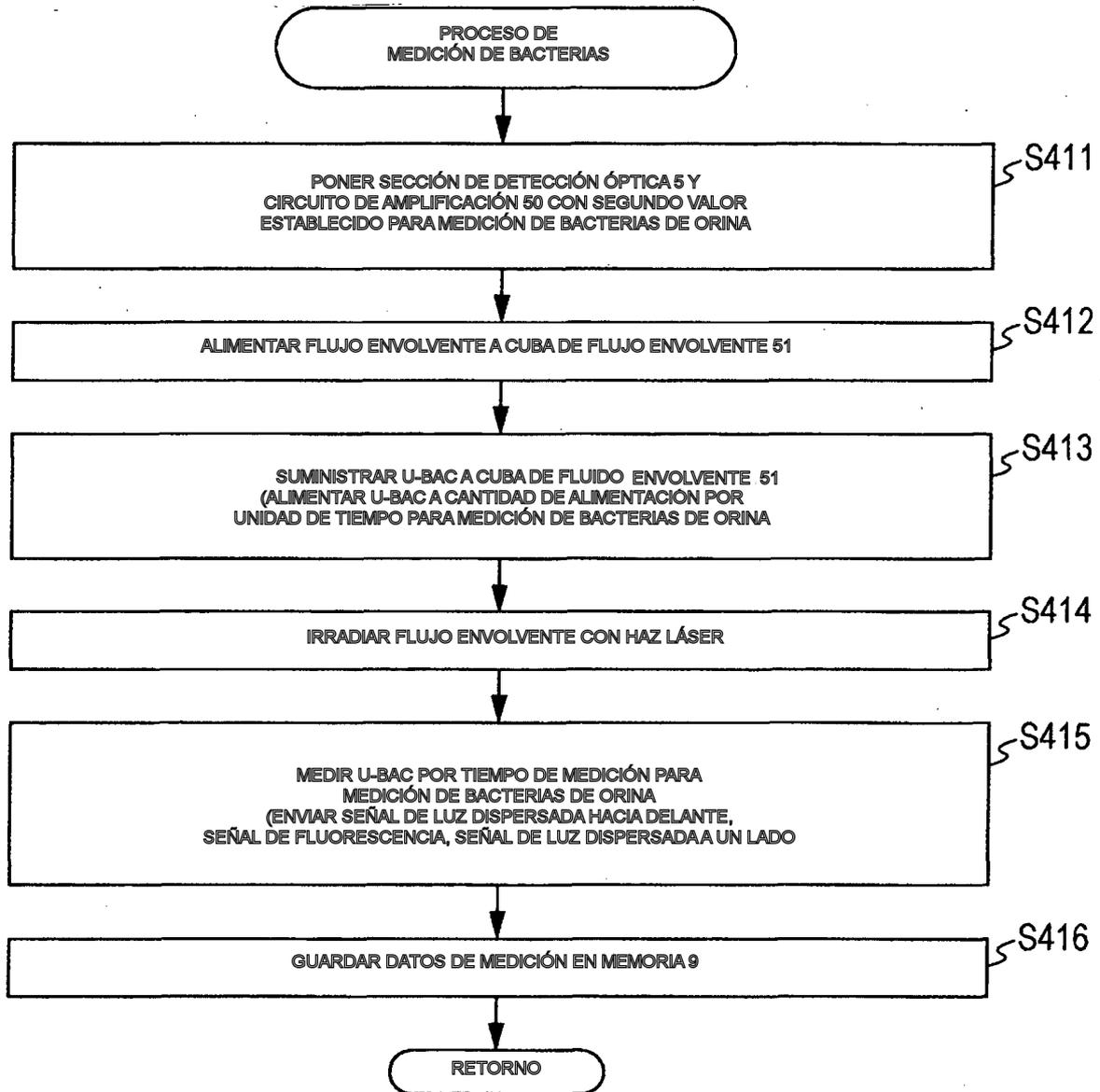


FIG. 13

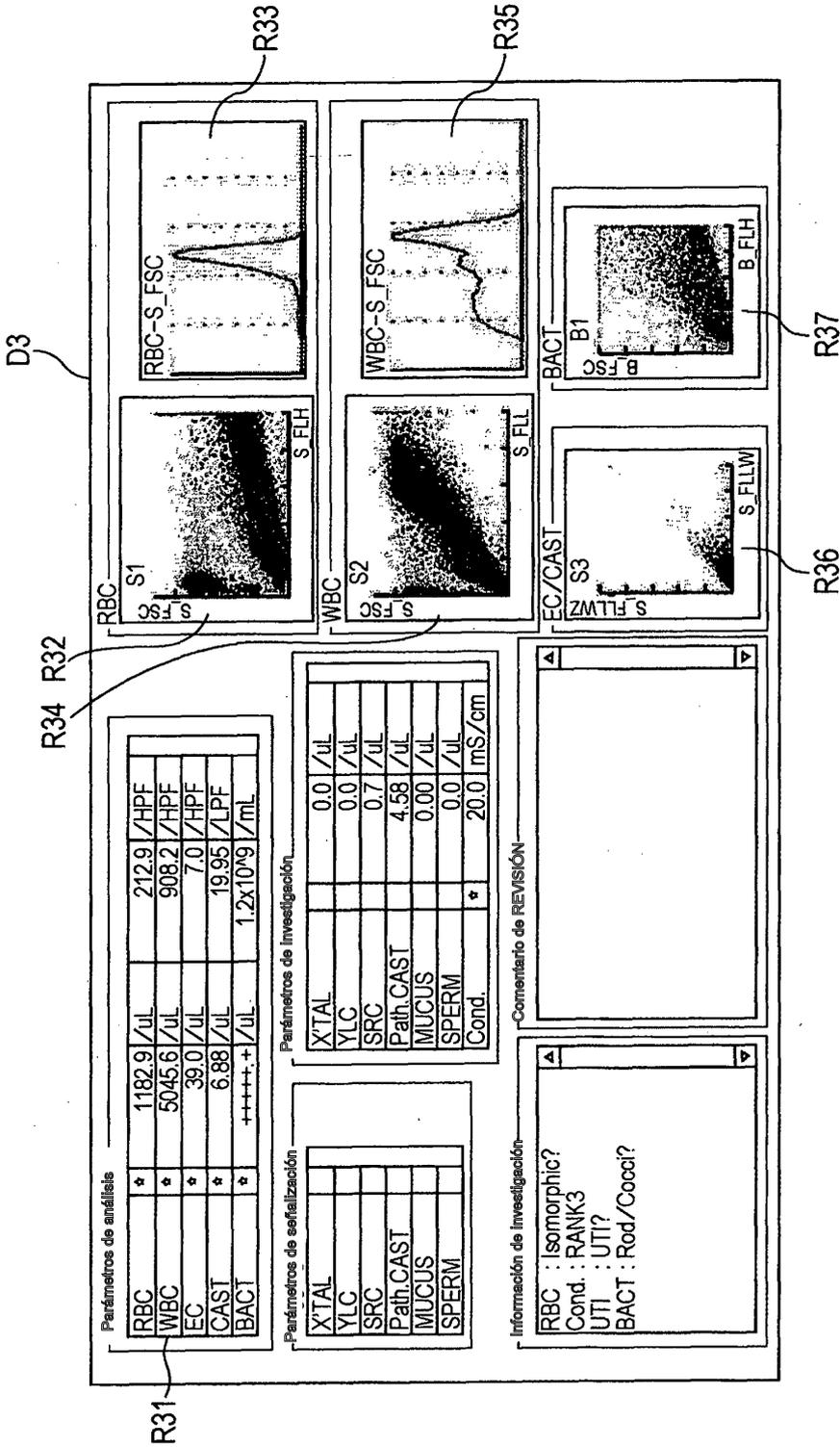


FIG. 14

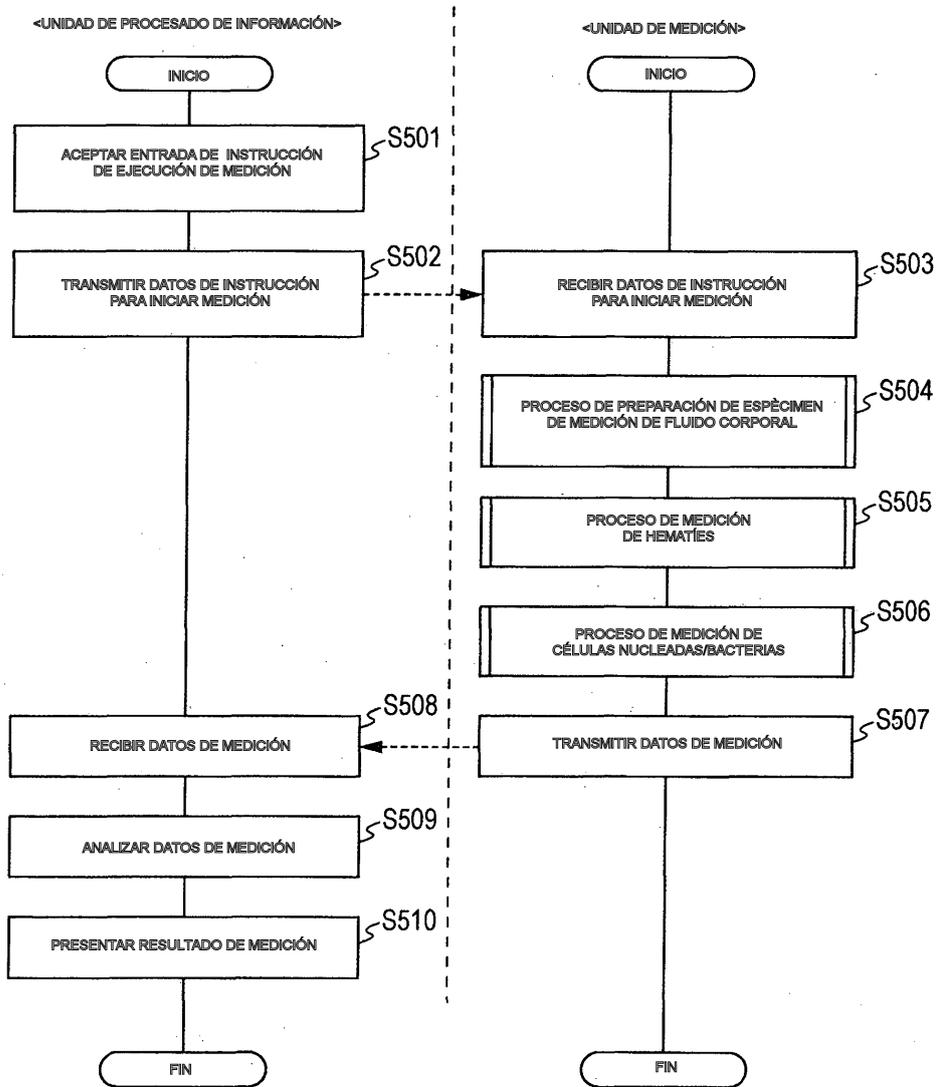


FIG. 15

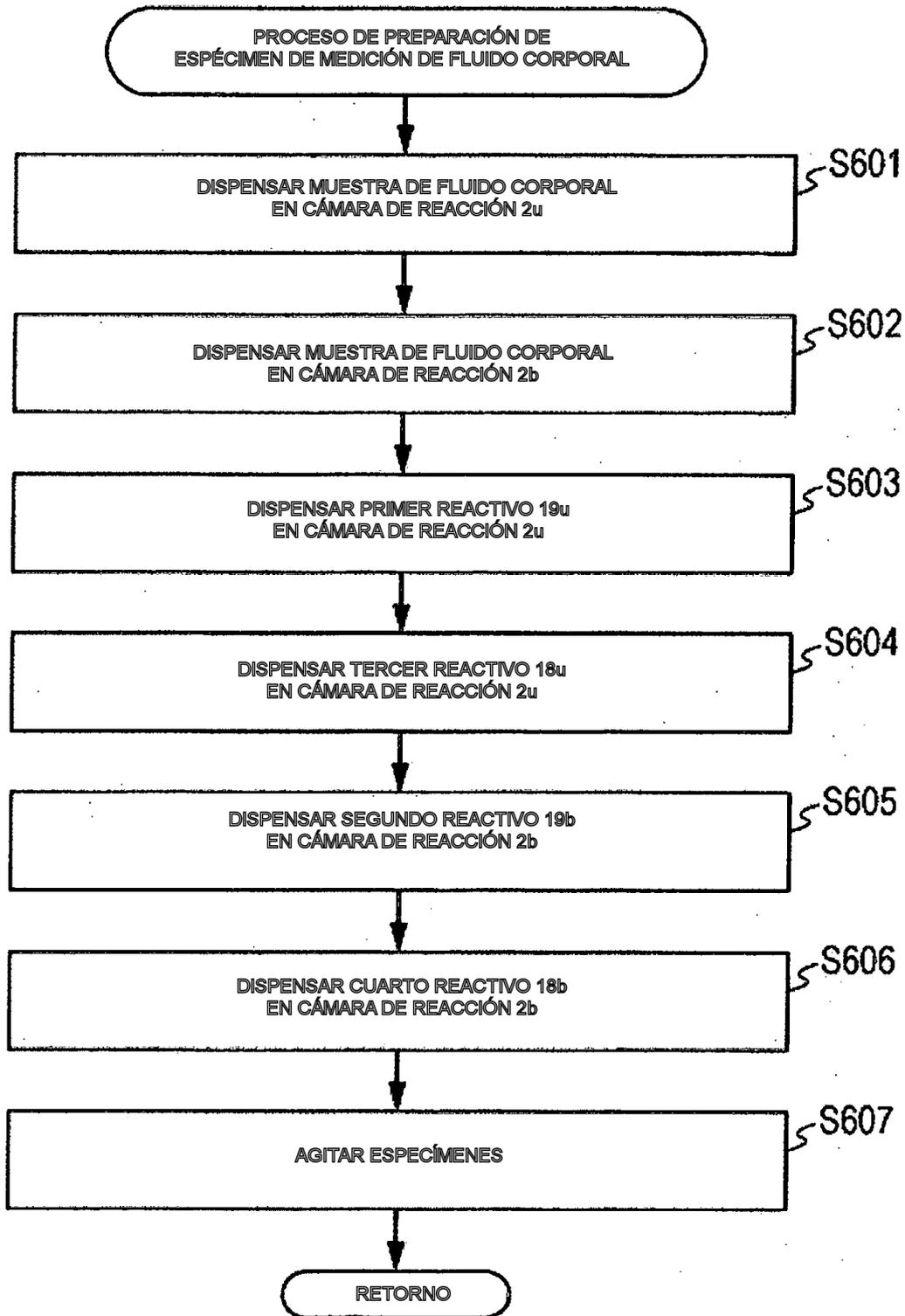


FIG. 16

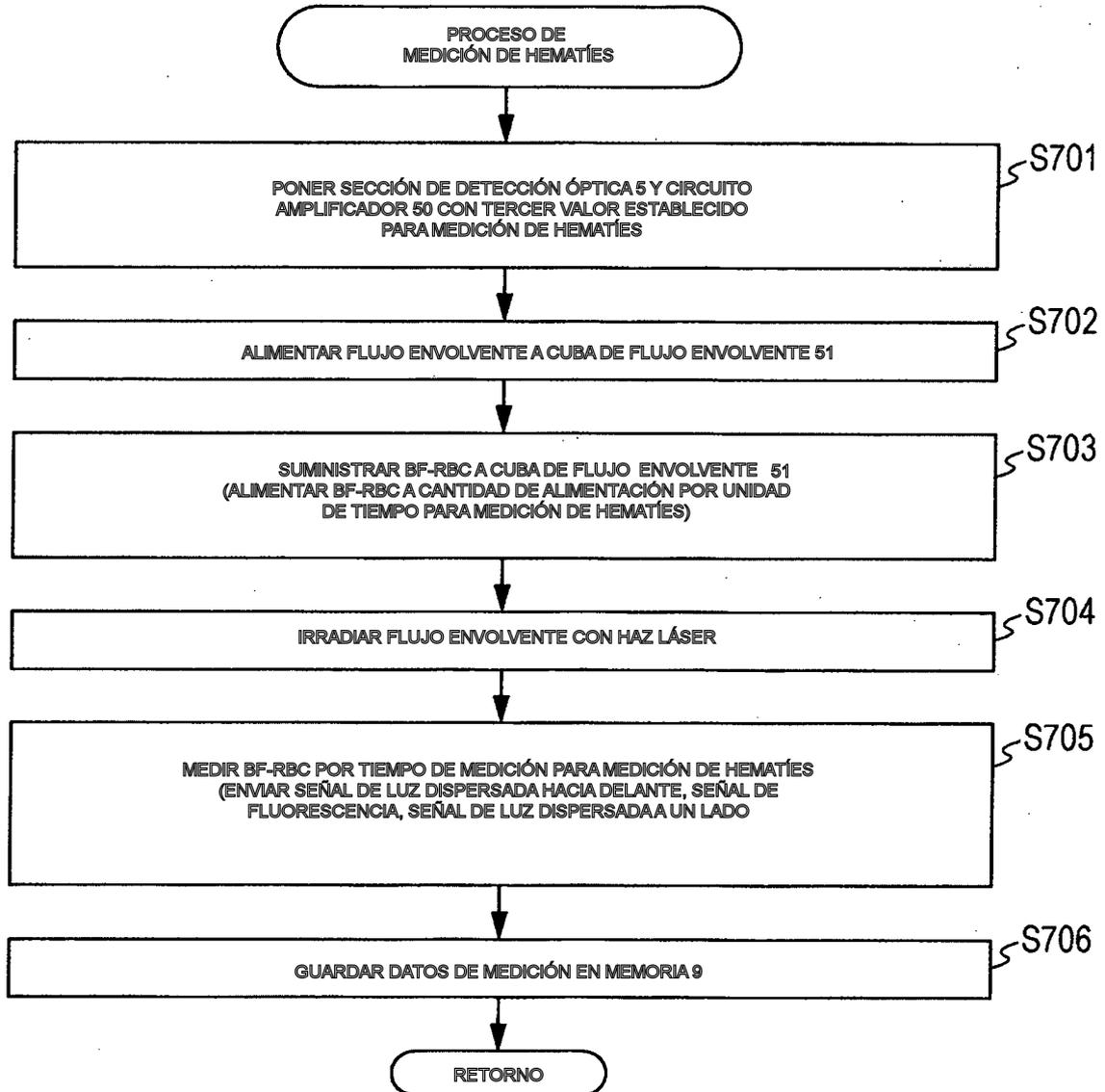


FIG. 17A

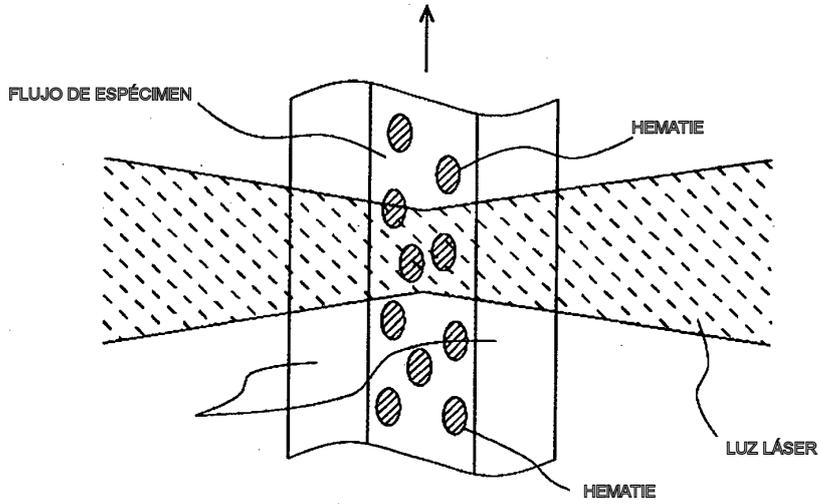


FIG. 17B

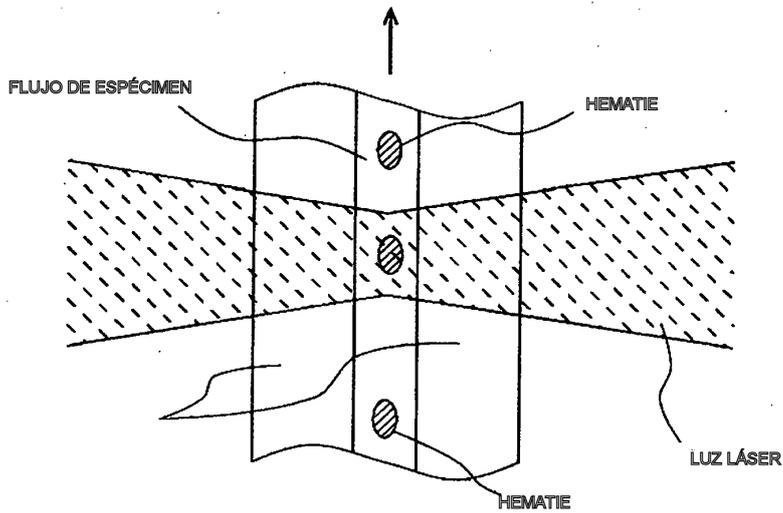


FIG. 18

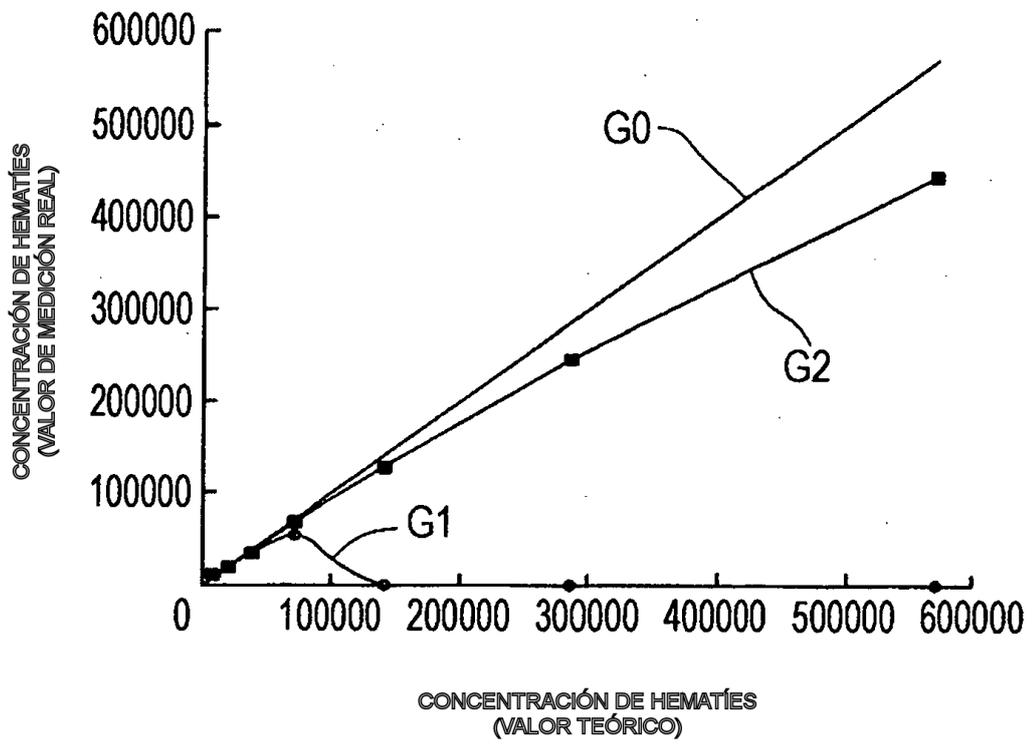


FIG. 19

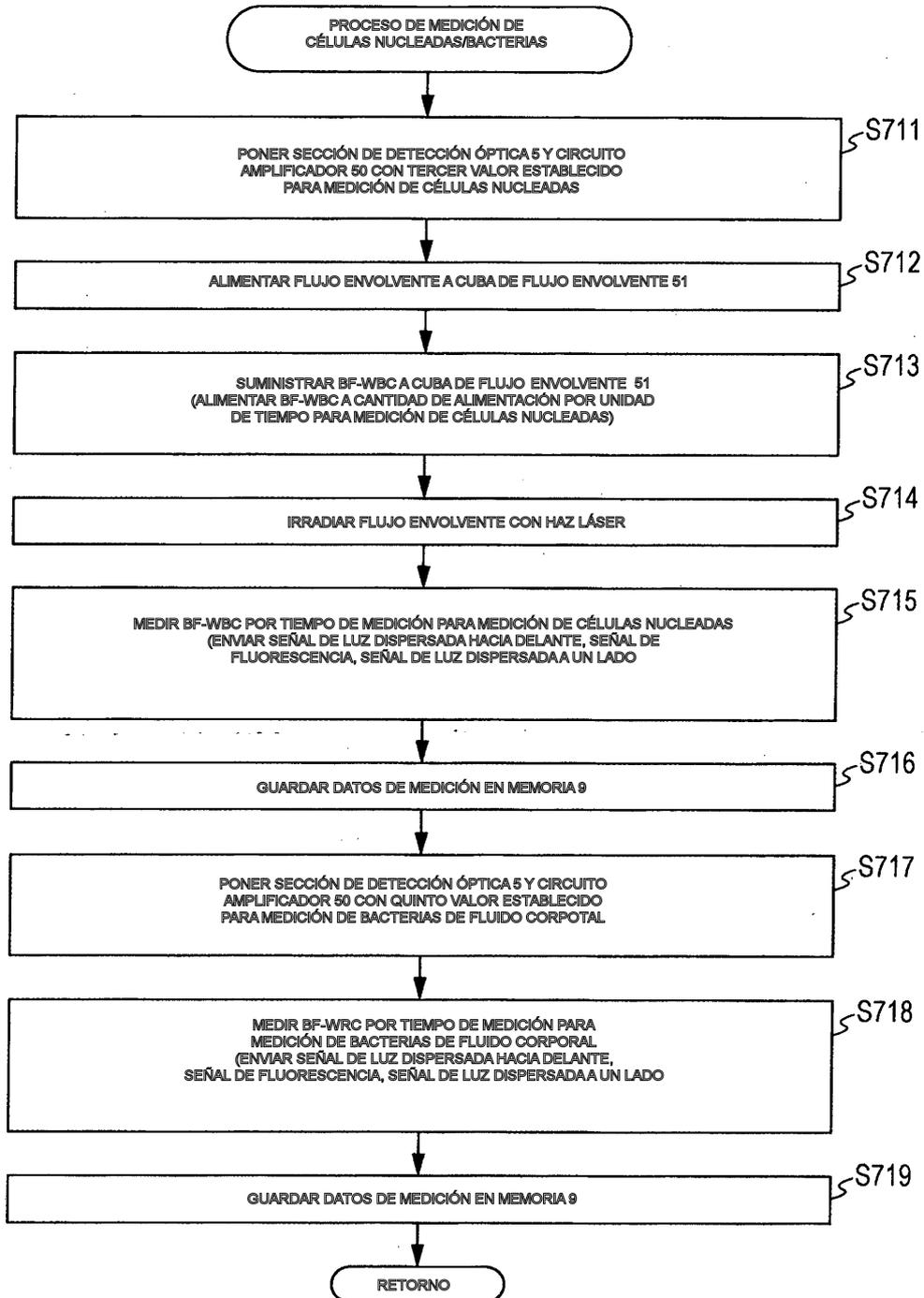


FIG. 20

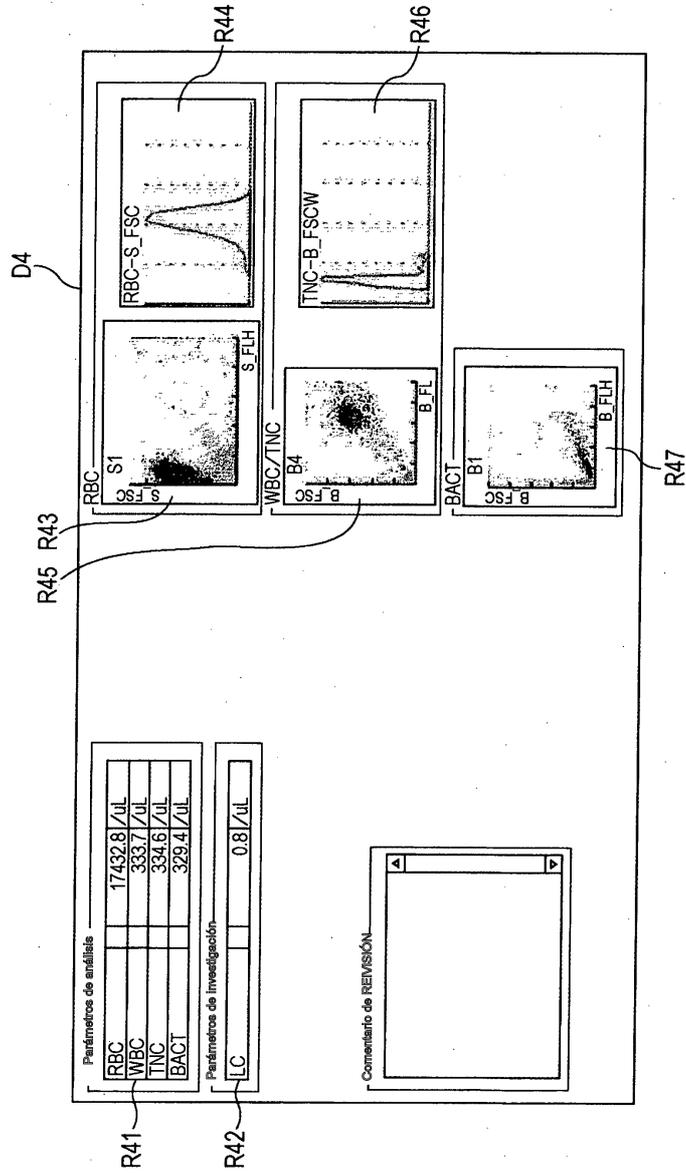


FIG. 21

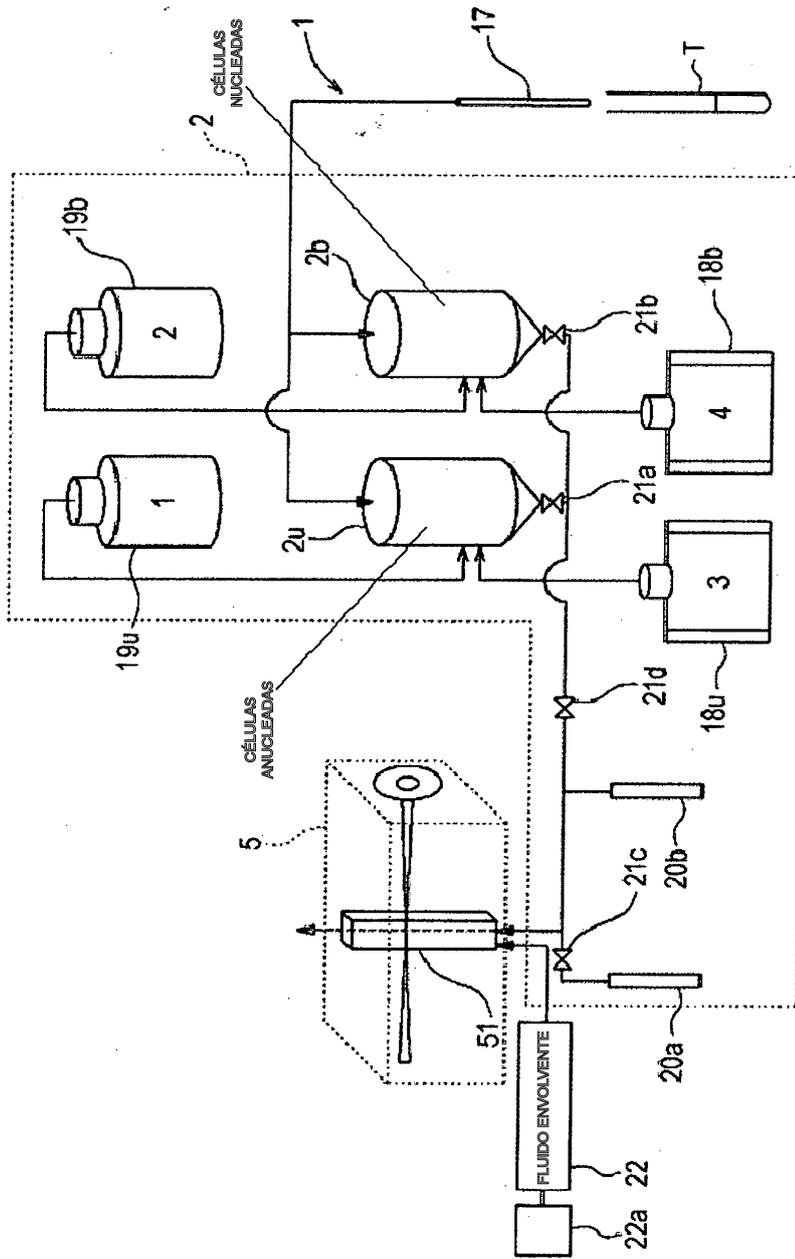


FIG. 22

