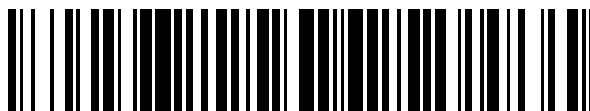


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 757 774**

51 Int. Cl.:

G01N 21/53 (2006.01)

G01N 21/82 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **14.05.2015 PCT/JP2015/002454**

87 Fecha y número de publicación internacional: **23.12.2015 WO15194094**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **14.05.2015 E 15809920 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **09.10.2019 EP 3159675**

54 Título: **Dispositivo de supervisión de la coagulación, procedimiento de supervisión de la coagulación y sistema de coagulación**

30 Prioridad:

18.06.2014 JP 2014125004

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

30.04.2020

73 Titular/es:

**KURITA WATER INDUSTRIES LTD. (100.0%)
10-1, Nakano 4-chome
Nakano-ku, JP**

72 Inventor/es:

**NAGAO, NOBUAKI y
KAWARABAYASHI, NAOYA**

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 757 774 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

Dispositivo de supervisión de la coagulación, procedimiento de supervisión de la coagulación y sistema de coagulación

5

CAMPO TÉCNICO

La presente invención se refiere a una técnica de supervisión en un tratamiento de coagulación del agua que se va a tratar tal como, por ejemplo, agua limpia, agua industrial y aguas residuales, y a una técnica de utilización del mismo.

10

ANTECEDENTES TÉCNICOS

En el tratamiento de coagulación del agua que se va a tratar tal como agua limpia, agua industrial y aguas residuales, se lleva a cabo una separación sólido - líquido tal como separación por precipitación, separación por flotación a presión, separación centrífuga, filtración de arena y separación de membrana, por ejemplo, después del tratamiento de coagulación de un sólido suspendido (SS) en el agua que se va a tratar utilizando un coagulante inorgánico o un coagulante orgánico. El estado de coagulación SS fluctúa dependiendo del pH, la dosis de coagulante, las condiciones de agitación, etc., lo que puede conducir al deterioro de la calidad del agua del agua que se va a tratar y afectar negativamente al tratamiento de separación sólido - líquido en la etapa posterior si el tratamiento de coagulación no se lleva a cabo bajo condiciones apropiadas.

15

20

Un tratamiento de coagulación de este tipo puede emplear un procedimiento para establecer las condiciones de coagulación en pruebas de laboratorio. Sin embargo, si lleva mucho tiempo establecer las condiciones de coagulación en el tratamiento de coagulación real, la calidad del agua del agua que se va a tratar puede fluctuar, dificultando la captación precisa del estado de coagulación SS. Por lo tanto, a fin de establecer las condiciones de coagulación óptimas, tal como el pH, la dosificación del coagulante y las condiciones de agitación, es importante supervisar en tiempo real el estado del tratamiento del agua que se va a tratar durante el tratamiento de coagulación de modo que se realice la supervisión del estado de coagulación SS.

25

30

En relación con esta supervisión de la coagulación, es conocido: aplicar luz láser al agua que se va a tratar, para recibir luz dispersada por partículas en el agua que se va a tratar; someter la señal de la luz recibida a una detección de modulación de la amplitud (AM); y después de ello encontrar el valor más bajo de la intensidad de la señal para determinar la dosis de coagulante a partir del valor más bajo (por ejemplo, documento de patentes 1). En esta supervisión de la coagulación, se encuentra el valor más bajo de la intensidad de la luz dispersada, de modo que la luz dispersada por los sólidos suspendidos no coagulados se detecta de manera que se puede distinguir de la luz dispersada por las sustancias coaguladas en el agua que se va a tratar.

35

Con respecto a la luz láser para su utilización en esta supervisión de la coagulación, es conocido utilizar luz láser que se emite a intervalos de tiempo previamente determinados mediante la activación intermitente de un diodo láser (por ejemplo, documento de patentes 2). Este modo de emisión que reduce el tiempo de emisión extiende el tiempo de disponibilidad del elemento emisor de luz láser.

40

DOCUMENTOS DE LA TÉCNICA ANTERIOR

45

DOCUMENTOS DE PATENTES

Documento de patentes 1: publicación de patente japonesa abierta a consulta pública No. 2002-195947.

50

Documento de patentes 2: publicación de patente japonesa abierta a consulta pública No. 2005-241338.

La técnica anterior se puede encontrar por ejemplo en el documento JP 2007 271333 A que revela un procedimiento para la supervisión del efecto del agente para la fabricación de papel y el procedimiento de control de la cantidad de inyección en el documento US 2014/0131259 A1 que revela un sistema y procedimientos de determinación de la turbidez de la fase líquida de aguas residuales de múltiples fases y en el documento JP 2004 170298 A que revela una sonda y un detector para detectar la condición de las partículas.

55

RESUMEN DE LA INVENCION

60

PROBLEMA QUE VA A SER RESUELTO POR LA INVENCION

A propósito, el tratamiento de coagulación del agua que se va a tratar utiliza un sistema de dosificación que mide la concentración de SS no incorporado en el flóculo generado de modo que se controla la dosificación del coagulante sobre la base del valor de la medición. En la medición de la concentración de SS, la luz láser se aplica a una zona de medición del agua que se va a tratar, y se recibe luz dispersada a partir de la zona de medición para obtener un

65

valor de la medición indicativo de la concentración de SS a partir de un nivel de la señal adquirida a través de la conversión fotoeléctrica de la luz dispersada.

5 Este sistema de dosificación evalúa el estado de coagulación definiendo un límite superior para la dosificación y manteniendo el valor más bajo durante un cierto período del nivel de la señal descrito anteriormente. Puesto que este procedimiento define el límite superior para la cantidad de SS o la dosificación, la medición estable es factible si se suprime la cantidad de flóculo formado.

10 Sin embargo, algo del agua que se va a tratar puede requerir una gran cantidad de coagulante y por lo tanto se puede formar una gran cantidad de flóculo. En este caso, el flóculo aumenta en la cantidad de generación y crece, lo que actúa para disminuir la temporización de la medición de la cantidad de SS entre los flóculos. Por esta razón, el valor de la medición más bajo se mantiene durante un cierto período de tiempo, mientras que el valor de la medición más bajo del agua que se va a tratar se actualiza a intervalos regulares de tiempo de modo que la dosis se determina utilizando este valor más bajo como la cantidad de SS que queda entre bloques.

15 En el caso de mantener el valor de la medición más bajo y actualizar el valor más bajo a intervalos regulares del tiempo de esta manera, una cantidad aumentada de flóculo generado necesita extender el tiempo de mantenimiento del valor de la medición. El tiempo de mantenimiento del valor de la medición extendido reduce el efecto de acortar el tiempo de retraso en el sistema de control, lo cual se compensa midiendo el agua que se va a tratar en el tratamiento en un depósito de coagulación. Suponiendo un control de la derivada integral proporcional (PID) típico, el control de dosificación basado en el valor de la medición más bajo necesita utilizar un valor de la medición correlacionado con el SS que queda entre los flóculos, como el valor de la medición para el control de dosificación. Aunque el valor de la medición más bajo necesita ser actualizado a intervalos regulares del tiempo si la oportunidad de medición de la turbidez disminuye debido al aumento de la cantidad de flóculo y SS entre flóculos, la extensión del intervalo de tiempo para actualizar el valor de la medición de manera no ventajosa el sistema de dosificación puede perder el comportamiento de la compensación del retraso del control.

30 En cuanto al tiempo de mantenimiento del valor de la medición, teóricamente puede ser posible ajustar secuencialmente el tiempo de mantenimiento del valor de la medición dependiendo de las situaciones del tratamiento del agua que se va a tratar, para optimizar el tiempo de mantenimiento. Sin embargo, en un tratamiento de coagulación en, por ejemplo, una planta de fabricación de alimentos en donde se cambian las especies de drenaje en un corto período de tiempo, existe el problema de que la supervisión del estado del tratamiento puede implicar una dificultad.

35 En el caso de emplear un diodo láser como elemento emisor de luz láser, una utilización a largo plazo es difícil ya que su vida útil de emisión es tan corta como de varios miles de horas. Por lo tanto, la utilización de luz láser emitida a intervalos regulares de tiempo puede ser efectiva como medidas de prolongación de la vida para el elemento emisor de luz láser. Sin embargo, la limitación del tiempo de emisión y la temporización de la emisión de luz provoca el problema de que el tiempo para medir la cantidad de SS entre flóculos se ve afectado si la cantidad de flóculos es grande, lo que hace difícil la medición precisa.

40 Los documentos de patentes 1 y 2 no revelan ni sugieren tales requisitos o problemas ni configuraciones, etcétera para resolverlos.

45 Por lo tanto, a la vista de los problemas anteriores, un objeto de la presente invención es proporcionar un dispositivo de supervisión de la coagulación o un procedimiento de supervisión de la coagulación, capaz de medir de manera estable la turbidez del agua SS no coagulada que se va a tratar, sin que se vea afectado por flóculos incluso aunque se formen en gran cantidad.

50 Otro objeto de la presente invención es implantar un sistema de coagulación que garantice un tratamiento de coagulación fiable mientras se mantiene el comportamiento de compensación en un control de dosificación sin que se vea afectado por flóculos, a través de la utilización del dispositivo de supervisión de la coagulación o el procedimiento de supervisión de la coagulación.

55 MEDIOS PARA RESOLVER EL PROBLEMA

A fin de alcanzar los objetos anteriores, un dispositivo de supervisión de la coagulación de la presente invención está definido por las reivindicaciones respectivas.

60 A fin de lograr los objetos anteriores, un procedimiento de supervisión de la coagulación de la presente invención está definido por las reivindicaciones respectivas.

65 A fin de conseguir los objetos anteriores, un sistema de coagulación de la presente invención está definido por las reivindicaciones respectivas.

EFECTO DE LA INVENCION

De acuerdo con la presente invención, se pueden obtener cualquiera de los efectos que siguen a continuación.

5 <Dispositivo de supervisión de la coagulación o procedimiento de supervisión de la coagulación>

(1) A pesar de que se produzca una gran cantidad de flóculos en el agua que se va a tratar durante la coagulación con una densidad aumentada de flóculos, se pueden evitar las influencias inducidas por los flóculos de modo que la turbidez SS del agua que se va a tratar se pueda medir de manera estable.

10

(2) La influencia de los flóculos sobre la luz dispersada débil y la influencia de la protección de la luz por los flóculos se puede aliviar o evitar de modo que el estado del tratamiento del agua que se va a tratar durante la coagulación se pueda captar con precisión en tiempo real y en un tiempo de medición corto. Esto permite que la dosificación del coagulante sea seleccionada dependiendo del estado del tratamiento.

15

<Sistema de coagulación>

(1) El estado del tratamiento del agua que se va a tratar durante el tratamiento de coagulación se puede captar en tiempo real a través de una medición estable de la turbidez SS del agua que se va a tratar, sobre la base de las condiciones de coagulación del agua que se va a tratar y se puede determinar la dosificación del coagulante.

20

(2) El rendimiento de la coagulación se puede mejorar a través de la optimización de la dosificación para el agua que se va a tratar y a través de un tratamiento de coagulación estable.

25

Otros objetos, características y ventajas de la presente invención se pondrán de manifiesto mejor haciendo referencia a los dibujos y a las formas de realizaciones adjuntos.

BREVE DESCRIPCION DE LOS DIBUJOS

30 La figura 1 es un diagrama de bloques que muestra un ejemplo de un dispositivo de supervisión de la coagulación de acuerdo con una primera forma de realización.

La figura 2 es un diagrama de bloques que muestra un ejemplo de un circuito de detección del valor más bajo.

35

La figura 3 es una vista que muestra un ejemplo de formas de onda de funcionamiento.

La figura 4 es una vista que muestra tablas de valores de la medición y el cálculo del valor de la medición promedio.

40

La figura 5 es un diagrama de flujo que muestra un procedimiento de supervisión de la coagulación.

La figura 6 es una vista que muestra un ejemplo de un sistema de coagulación de acuerdo con una segunda forma de realización.

45

La figura 7 es una vista que muestra un ejemplo de una tabla de cálculo del coagulante.

La figura 8 es un diagrama de flujo que muestra un proceso de un tratamiento de coagulación.

MODOS DE LLEVAR A CABO LA INVENCION

50 [Primera forma de realización]

La figura 1 muestra un dispositivo de supervisión de la coagulación de acuerdo con una primera forma de realización. La configuración mostrada en la figura 1 es simplemente un ejemplo y no pretende limitar el dispositivo de supervisión de la coagulación, el procedimiento de supervisión de la coagulación o el sistema de coagulación de la presente invención.

55

Un dispositivo de supervisión de la coagulación 2 incluye una pieza del sensor 4. A título de ejemplo, la pieza del sensor 4 se mantiene en estado sumergido en el agua 8 que va a ser tratada dentro de un depósito de coagulación 6. La pieza del sensor 4 incluye una pieza de irradiación de la luz láser 10 y una pieza de recepción de la luz dispersada 12. La pieza de irradiación de la luz láser 10 está formada en un extremo de salida de la luz de una primera fibra óptica 14-1 que guía la luz láser. La pieza de recepción de la luz dispersada 12 está formada en un extremo de entrada de la luz de una segunda fibra óptica 14-2 que guía la luz dispersada.

60

Un elemento de protección 16 está interpuesto entre la pieza de irradiación de la luz láser 10 y la pieza de recepción de la luz dispersada 12 de modo que define una zona de medición 18. La zona de medición 18 es irradiada por la luz láser desde la pieza de irradiación de la luz láser 10, emitida desde una pieza emisora de luz láser 20. La zona de

65

medición 18 es un ejemplo de una zona irradiada con luz láser en el agua que se va a tratar 8. Cuando se irradia en la zona de medición 18, la luz láser se dispersa debido a las partículas en el agua que se va a tratar 8, generando luz dispersada. La pieza de recepción de luz dispersada 12 recibe esta luz dispersada desde la zona de medición 18. En este caso, si hay flóculos en la zona de medición 18, los flóculos afectan a la luz dispersada.

5 El elemento de protección 16 actúa no sólo como medio de fijación y soporte para las fibras ópticas 14-1 y 14-2, sino también como medio de protección de la luz natural para la zona de medición 18. El elemento de protección 16 incluye, como un ejemplo, una pieza con ángulo en el vértice 24 que tiene un cierto ángulo definido entre una primera pieza de soporte 22-1 que fija y sostiene la fibra óptica 14-1 y una segunda pieza de soporte 22-2 que sostiene la fibra óptica 14-2. El ángulo de la pieza con ángulo en el vértice 24 es preferiblemente de 90 grados, por ejemplo, pero puede ser cualquier otro ángulo. La pieza con ángulo en el vértice 24 está enfrente de la zona de medición 18 e interviene entre la pieza de irradiación de la luz láser 10 y la pieza de recepción de luz dispersada 12. Esto puede evitar que la luz láser de la pieza de irradiación de la luz láser 10 entre en la pieza de recepción de la luz dispersada 12, permitiendo que la pieza de recepción de la luz dispersada 12 reciba luz dispersada hacia partículas que están en la zona de medición 18.

20 La pieza emisora de la luz láser 20 incluye un elemento emisor de láser 26 y un circuito emisor de luz 28. El elemento emisor de láser 26 es un ejemplo de una fuente de luz láser que emite luz láser. La fuente de luz láser es preferiblemente un diodo láser, pero puede ser cualquier elemento o dispositivo a partir del cual se pueda obtener luz láser. Por ejemplo, se puede utilizar un diodo emisor de luz.

25 El circuito emisor de luz 28 es un ejemplo de medios de activación del elemento emisor de láser 26. El circuito emisor de luz 28 incluye, a título de ejemplo, un circuito modulador de modulación de la amplitud (AM) 30, un circuito temporizador 32 y un generador de funciones 34. El circuito modulador de AM 30 somete una señal de temporización Ts a una modulación de la amplitud (modulación de AM) utilizando una señal de modulación Ms con una frecuencia previamente determinada f, para emitir de salida una señal de emisión Dr que tiene una amplitud de la frecuencia previamente determinada f e intermite a intervalos de tiempo previamente determinados. Al recibir la señal de emisión Dr, el elemento emisor de láser 26 varía con la señal de modulación Ms y repite la emisión y la no emisión a intervalos de tiempo previamente determinados sobre la base de la señal de temporización Ts. Esto reduce el tiempo de emisión del elemento emisor de láser 26 para la supervisión de la coagulación. En el caso de utilizar el diodo láser como elemento emisor de láser 26, se puede evitar que el diodo láser se deteriore debido a la iluminación continua, mientras se extiende el tiempo disponible independientemente de su vida útil de emisión tan corta como de varios miles de horas.

35 El circuito de temporización 32 genera la señal de temporización Ts. La señal de temporización Ts puede ser, por ejemplo, una señal de impulso intermitente en un ciclo determinado. La señal de temporización Ts se utiliza como información de sincronización para el procesamiento del cálculo del valor promedio más bajo.

40 El generador de funciones 34 es un ejemplo de un oscilador que oscila la señal de modulación Ms. La señal de modulación Ms es preferiblemente de una frecuencia f capaz de eludir la influencia de la luz natural sobre la luz láser, y la frecuencia puede ser de, por ejemplo, $f = 70$ hasta 150 [kHz]. La forma de la señal puede ser una señal periódica con la misma amplitud y la forma de la onda puede ser cualquiera de una onda sinusoidal, triangular, cuadrada, etc.

45 Cuando la luz láser obtenida a partir de dicha pieza emisora de la luz láser 20 se irradia sobre la zona de medición 18, la luz dispersada, que ha sido dispersada por partículas coloidales finas que existen en esta zona de medición 18 entra en la pieza de recepción de la luz dispersada 12. En este caso, las partículas coloidales finas son partículas coloidales no coaguladas. La luz dispersada obtenida por las partículas coloidales finas tiene una frecuencia similar a aquella de la luz láser irradiada desde la pieza de irradiación de la luz láser 10 y tiene una forma intermitente a un ciclo determinado.

50 Una salida de recepción de luz de la pieza de recepción de la luz dispersada 12 es conducida a través de la fibra óptica 14-2 hasta una pieza de procesamiento de la señal 36. La pieza de procesamiento de la señal 36 realiza una conversión fotoeléctrica, elimina componentes de ruido y adquiere una señal de nivel indicativa de la intensidad de la luz dispersada y un valor de la medición representativo de la intensidad de la luz dispersada a partir de la señal de nivel. La pieza de procesamiento de la señal 36 incluye, a título de ejemplo, un circuito de conversión fotoeléctrica 38 y un circuito detector 40.

55 El circuito de conversión fotoeléctrica 38 incluye un foto detector 42, un filtro de paso de banda 44 y un amplificador 46. El foto detector 42 recibe luz dispersada conducida a través de la fibra óptica 14-2, para su conversión en una señal eléctrica Ei. El filtro de paso de banda 44 corta los componentes de ruido de la señal eléctrica Ei para extraer un componente de señal de la señal de modulación Ms. Estableciendo una frecuencia de corte del filtro de paso de banda 44, se eliminan componentes de fluctuación innecesarios de modo que un componente de la señal de modulación Ms es emitido de salida. El amplificador 46 amplifica el componente de señal de la señal de modulación Ms en la luz dispersada, para emitir una señal de recepción de la luz Eo que tiene un nivel de amplitud que depende

de la luz dispersada. En este circuito de conversión fotoeléctrica 38, el foto detector 42 se puede sustituir por un fotodiodo, y el filtro de paso de banda 44 se puede sustituir por un filtro de paso bajo.

El circuito detector 40 detecta una señal de salida Do a partir de la señal de recepción de la luz Eo mediante una detección AM (detección de envolvente). La señal de salida Do indica un nivel de componente de CC de la señal de recepción de la luz Eo. Este nivel representa un nivel de la luz dispersada que aparece a partir de partículas en el agua que se va a tratar que contiene partículas coloidales finas. Esto contiene componentes de reflexión a partir de componentes de ruido y flóculos que son luz dispersada a partir de otras sustancias además de las partículas coloidales finas.

Una salida del circuito detector 40 es alimentada a un circuito de detección del valor más bajo 48. El circuito de detección del valor más bajo 48 es un ejemplo de una parte de cálculo del valor de la medición. El circuito de detección del valor más bajo 48 encuentra un valor de la medición d indicativo de turbidez SS a partir de un nivel (intensidad de señal) de la señal de salida Do, para determinar un valor de la medición más bajo de la luz dispersada por procesamiento del cálculo. El circuito de detección del valor más bajo 48 realiza el procesamiento, tal como la conversión de analógico a digital (A/D) de la señal de salida Do, la comparación de los valores de la medición, la grabación de los valores de la medición y del cálculo de un valor de la medición promedio dav.

<Circuito de detección del valor más bajo 48>

El circuito de detección del valor más bajo 48 se implanta mediante por ejemplo un circuito que incluye un ordenador tal como un microprocesador, como se muestra en la Fig. 2. El circuito de detección del valor más bajo 48 incluye un convertidor analógico a digital (A/D) 50, un procesador 52 y una pieza de memoria 54. El convertidor A/D 50 convierte la señal de salida Do en un valor de la medición d que es una señal digital.

El procesador 52 es un ejemplo de un circuito de cálculo que opera un valor de la medición promedio de los valores de la medición. El procesador 52 ejecuta un sistema operativo (OS) y un programa de coagulación presente en la pieza de memoria 54, para realizar de ese modo el cálculo, como la comparación de valores de la medición, la grabación de los valores de la medición y el cálculo de un valor de la medición promedio (valor de la medición más bajo).

La pieza de memoria 54 es un ejemplo de una pieza de grabación e incluye una pieza de almacenamiento de programas 56, una pieza de grabación de datos 58 y una memoria de acceso aleatorio (RAM) 60. La pieza de almacenamiento de programas 56 almacena programas tales como el sistema operativo y el programa de coagulación descrito antes en este documento. La pieza de grabación de datos 58 almacena una pluralidad de tablas de valores de la medición para utilizarlos en el cálculo del valor de la medición promedio. La memoria RAM 60 se utiliza como área de trabajo para el procesamiento de información.

Un resultado del cálculo del procesador 52 es emitido a partir del procesador 52 hasta una pieza de visualización 62. Por ejemplo, se utiliza un visualizador de cristal líquido (LCD) como la pieza de visualización 62. La pieza de visualización 62 visualiza diversos datos, tales como los valores de la medición utilizados en el cálculo del procesador 52 y un valor de la medición más bajo que es el resultado del cálculo.

<Principio de la medición en el tratamiento de coagulación>

El coagulante se dosifica y se agita en el agua 8 que se va a tratar dentro del depósito de coagulación 6 para promover el tratamiento de coagulación. Cuando esta agitación causa que las partículas coloidales finas se muevan a la zona de medición 18, la luz dispersada a partir de las partículas coloidales finas fluctúa. El ciclo de esta fluctuación se puede suponer y estimar a partir del número de colisiones de la zona de medición 18 consideradas como partículas con partículas coloidales finas. Si la zona de medición 18 y las partículas coloidales finas se aproximan mediante esferas con radios R y r, respectivamente, una sección transversal de colisión Qo se puede expresar como

$$Q_o = \pi (R + r)^2 \quad (1)$$

Como se desprende a partir de esta ecuación, la sección transversal de colisión Qo es proporcional al cuadrado de la suma de los radios R y r.

Suponiendo un área de la sección transversal perpendicular a un flujo de partículas con un radio promedio r en una densidad de partículas coloidales N [piezas / m³] que pasan a través de la zona de medición 18 con un radio R a partir de una determinada dirección a una velocidad promedio v [m / s], el número de veces v por el cual una partícula coloidal fina entra en la zona de medición 18 por unidad de tiempo se puede expresar como

$$v = NQ_o v \quad (2)$$

También cuando la partícula coloidal fina abandona la zona de medición 18, se produce una fluctuación de manera similar y el ciclo del valor diferencial de la intensidad de la luz dispersada es igual al doble del número de veces v .

5 Suponiendo que la intensidad de la luz dispersada es proporcional a la enésima potencia del radio de la partícula de una partícula coloidal fina, una fluctuación A de la intensidad de la luz dispersada que acompaña un movimiento de una partícula coloidal fina se expresa como

$$A = A_0 r^n \quad (3)$$

10 si se ignora la dispersión múltiple. A_0 es una constante que depende del sistema de medición y es un valor calibrado utilizando una muestra estándar.

15 Puesto que las partículas coloidales finas antes de la coagulación tienen un radio pequeño r y una gran densidad de partículas N , se producen fluctuaciones insignificantes de luz dispersada en un ciclo corto.

20 Por lo tanto, detectando un componente de la frecuencia de modulación mediante el circuito detector 40, su forma de onda de salida puede realizar un procesamiento de la señal equivalente a pasar a través del filtro de paso de banda 44 o el filtro de paso bajo. Es decir, la selección adecuada de la frecuencia de corte del filtro de paso de banda 44 permite la detección de una señal de salida D_0 a partir de la cual se elimina un componente de fluctuación debido a este componente de frecuencia de modulación.

25 A propósito, el coloide (coloide coagulado) coagulado a partir del agua que se va a tratar 8 experimenta grandes fluctuaciones cuando entra y cuando sale de la zona de medición 18 y tiene un ciclo de fluctuación promedio alargado. Si el producto de la densidad del coloide coagulado y el volumen de la zona de medición 18 es menor que 1, el valor más bajo de la forma de la onda de salida después de la detección del circuito detector 40 corresponde a la dispersión del coloide no coagulado.

30 Aunque la señal de salida D_0 obtenida por el circuito detector 40 contiene una señal de la luz dispersada a partir del coloide no coagulado y una señal de la otra luz dispersada, la luz dispersada del coloide coagulado en el agua que se va a tratar 8 se puede distinguir de la luz dispersada del coloide no coagulado por el nivel de la amplitud de la señal. De acuerdo con ello, extrayendo un componente de señal de un nivel de amplitud que corresponde a la luz dispersada del coloide no coagulado a partir de esta señal de salida D_0 , el estado de coagulación del coloide se puede detectar y captar como el estado del tratamiento del agua que se va a tratar 8.

35 <Procesamiento de la señal y procesamiento de la señal del valor de la medición>

40 La figura 3 muestra el procesamiento de la señal que extrae un valor de la medición de la turbidez SS de la luz dispersada. Este procesamiento de la señal incluye el procesamiento de la captura de un conjunto m ($m = 2$ o más) de valores de la medición, cada conjunto consistiendo en n valores de la medición d consecutivos o no consecutivos n (por ejemplo, $n = 2$ o más), a fin de calcular un valor de la medición promedio a partir de un pluralidad de valores de la medición.

45 Este procesamiento de la señal supone la captura de dos conjuntos SI y SII de valores de la medición con 1 conjunto = 8 valores de la medición d . Por conveniencia de la descripción, el conjunto SI contiene valores de la medición d_{11} , d_{12} , d_{13} ..., mientras que el conjunto SII contiene valores de la medición d_{21} , d_{22} , d_{23} ...

50 En este procesamiento de la señal, una señal de temporización T_s es una señal de impulso que tiene un cierto ancho del impulso t_w en un cierto intervalo de tiempo T (ciclo), como se muestra en A de la figura 3. En este caso, el segmento de nivel H (= ancho del impulso t_w) es un tiempo de emisión de la luz láser, mientras que el segmento de nivel L ($= T - t_w$) es un tiempo de no emisión de la luz láser. A título de ejemplo, se establecen $T = 2$ [seg] y $t_w = 0,2$ [seg]. En este caso, se puede establecer $T - t_w = 2$ [seg].

55 La señal de modulación M_s es una señal periódica con una cierta frecuencia f y la misma amplitud, como se muestra en B de la figura 3. La frecuencia f se puede seleccionar a partir de la gama de 70 a 150 [kHz].

60 La señal de emisión D_r es una señal de salida del circuito modulador AM 30 que modula la señal de temporización T_s con la señal de modulación M_s , como se muestra en C de la figura 3. En otras palabras, la señal de emisión D_r es una señal periódica que se superpone a la señal de modulación M_s en el ancho del impulso t_w del segmento de nivel H de la señal de temporización T_s . Esto es, la señal de emisión D_r es una señal periódica cuyo ancho del impulso t_w varía de acuerdo con la amplitud de la señal de modulación M_s y la cual forma intermitencia mediante la señal de temporización T_s .

65 La utilización de dicha señal de emisión D_r permite que la luz láser que tiene un modo de emisión que se basa en la señal de emisión D_r se adquiera a partir del elemento emisor de láser 26.

Cuando esta luz láser es irradiada a partir de la pieza de irradiación de la luz láser 10 sobre la zona de medición 18, la luz dispersada se adquiere a partir de las partículas en el agua que se va a tratar 8 que permanecen en la zona de medición 18. Esta luz dispersada es recibida por la pieza 12 que recibe la luz dispersada.

5 A través de la conversión fotoeléctrica del circuito de conversión fotoeléctrica 38, el procesamiento del filtro y la amplificación, se obtiene una señal de recepción de la luz Eo en el lado de salida del amplificador 46, como se muestra en D de la figura 3. Esta señal de recepción de la luz Eo forma intermitencia mediante la señal de temporización Ts, tiene una frecuencia de la señal de modulación Ms y tiene una amplitud de un nivel que depende de la intensidad de la luz dispersada.

10 Cuando esta señal de recepción de la luz Eo es detectada por el circuito detector 40, se adquiere la señal de salida Do que forma intermitencia mediante la señal de temporización Ts y que tiene un nivel de CC de acuerdo con la intensidad de la luz dispersada, como se muestra en E de la figura 3. En el procesamiento de la señal de esta señal de recepción de la luz Eo, la señal de salida Do se adquiere por ejemplo mediante la rectificación de media onda y la detección de la salida del filtro de paso de banda 44 y, posteriormente, manteniendo el pico inferior de la salida de detección.

15 Por lo tanto, el circuito de detección del valor más bajo 48 detecta los valores de la medición ya descritos d11, d12, d13 ..., d21, d22, d23 ... a partir de la señal de salida Do a través de la conversión A / D.

20 <Procesamiento del cálculo del valor de la medición>

25 El circuito de detección del valor más bajo 48 ejecuta la grabación de una pluralidad de valores de la medición d para cada conjunto, la clasificación de una pluralidad de valores de la medición d extraídos para cada conjunto, la extracción de los valores de la medición d y el cálculo del promedio del valor de la medición.

(1) Almacenamiento (grabación) del valor de la medición d

30 A de la figura 4 es un ejemplo de la tabla de valores de la medición 64. La tabla de valores de la medición 64 se introduce en la pieza de grabación de datos 58. En esta forma de realización, la tabla de valores de la medición 64 almacena, a título de ejemplo, una tabla de conjunto 64-1 que corresponde al conjunto SI y una tabla de conjunto 64-2 que corresponde al conjunto SII. Cada una de las tablas de conjunto 64-1 y 64-2 almacena los números de identificación No y los valores de la medición d en el orden de la medición sobre la base de conjunto a conjunto. Los números de identificación No indican el orden de la medición de los valores de la medición d y la información específica de los valores de la medición d. Cada valor de la medición d indica un valor de la medición d de F de la figura 3. En esta forma de realización, se capturan y almacenan dos conjuntos de valores de la medición d, cada conjunto compuesto por ocho valores de la medición d.

40 (2) Clasificación de los valores de la medición d

Los valores de la medición d se reordenan en orden ascendente mediante el procesamiento de clasificación. Esta clasificación utiliza una tabla de clasificación 66.

45 B de la figura 4 es un ejemplo de la tabla de clasificación 66. Esta tabla de clasificación 66 se introduce en la pieza de grabación de datos 58. La tabla de clasificación 66 almacena, a título de ejemplo, una tabla de clasificación 66-1 que corresponde al conjunto SI y una tabla de clasificación 66-2 que corresponde al conjunto SII.

50 El procesamiento de la clasificación es ejecutado por el procesador 52 para cada uno de los conjuntos SI y SII. Esta forma de realización muestra el caso en el que d16 <d12... d13 para valores de los valores de la medición d11, d12... d18 del conjunto SI, y d23 <d28... d22 para valores de los valores de la medición d21, d22... d28 del conjunto SII. En este caso, los valores de la medición d16, d12, d17... d13 se ordenan en la tabla de clasificación 66-1 en orden ascendente de abajo hacia arriba, como se muestra en B de la figura 4. Los valores de la medición d23, d28, d24... d22 se ordenan en la tabla de clasificación 66-2 en orden ascendente de abajo hacia arriba.

55 (3) Primera extracción del valor de la medición d

En la primera extracción, se extraen desde el más bajo hasta el múltiplo más bajo, por ejemplo, los segundos valores de la medición más bajos d se extraen en orden ascendente a partir de una pluralidad de valores de la medición d capturados para cada conjunto.

60 Una primera tabla de extracción de valores de la medición 68 se utiliza para la extracción de los valores de la medición d. Como se muestra en C de la figura 4, la tabla de extracción de los valores de la medición 68 almacena los valores de la medición d12 y d16 de los valores inferiores extraídos a partir del conjunto SI y los valores de la medición d23 y d28 de los valores inferiores extraídos del conjunto SII.

65 (4) Segunda extracción del valor de la medición d

En la segunda extracción, el valor de la medición más bajo d se elimina de la primera tabla de extracción de los valores de la medición 68 utilizada en la primera extracción, y los valores de la medición d , para encontrar un valor promedio, se almacenan en una tabla de extracción de los valores de la medición 70.

Este procesamiento utiliza la tabla de extracción de los valores de la medición 70. Esta tabla de extracción de los valores de la medición 70 almacena una pluralidad de valores de la medición d con el valor de la medición más bajo d eliminado de la tabla de extracción de los valores de la medición 68. Puesto que la correlación de la magnitud de los valores de la medición es, a título de ejemplo, $d_{16} < d_{23} < d_{12} < d_{28}$ en esta forma de realización, el valor de la medición d_{16} se elimina. En este caso, la tabla de extracción de los valores de la medición 68 se puede utilizar como la tabla de extracción de los valores de la medición 70.

(5) Cálculo del valor de la medición promedio d_{av}

En el cálculo de un valor de la medición promedio d_{av} , se utilizan una pluralidad de valores de la medición d para determinar un valor promedio. Una pluralidad de valores de la medición d con el valor de la medición d más bajo eliminado se utilizan para determinar el valor promedio. En esta forma de realización, los tres valores de la medición d_{23} , d_{12} y d_{28} de los valores inferiores se utilizan para dividir la pluralidad de valores de la medición d por un número N_t de valores de la medición. Por ejemplo, el valor de la medición promedio d_{av} se obtiene promediando $\{(d_{23} + d_{12} + d_{28}) / 3\}$. El método de cálculo del valor de la medición promedio d_{av} puede ser un procedimiento de cálculo distinto de la media.

<Proceso de supervisión de la coagulación>

La figura 5 muestra un ejemplo de un proceso de supervisión de la coagulación. El proceso es un ejemplo de un procedimiento de supervisión de la coagulación de la presente invención. El proceso se ejecuta mediante procesamiento informático (procesamiento de información) que incluye el procesador 52 y la pieza de memoria 54 incluida en el circuito de detección del valor más bajo 48.

En este proceso, el ajuste de la condición de supervisión de la coagulación se realiza en una etapa de ajuste de la condición (S1). Este ajuste de la condición incluye, por ejemplo, el ajuste de un número SN de conjuntos para capturar los valores de la medición d y un número de valores de la medición de cada conjunto. En esta forma de realización, dos conjuntos de valores de la medición d , cada conjunto compuesto por ocho valores de la medición d , se almacenan a título de ejemplo para encontrar un valor de la medición promedio.

Después del ajuste de la condición, se determina si se debe iniciar una supervisión de la coagulación (S2). Si se inicia la supervisión (SÍ de S2), el proceso pasa a una etapa de emisión de láser para activar el elemento emisor de láser 26 (S3), cambiando a una etapa de irradiación de luz láser (S4). En la etapa de irradiación de luz láser, la luz láser se irradia en la zona de medición 18 como ya se ha descrito.

En una etapa de recepción de luz dispersada (S5), como ya se ha descrito, se recibe la luz dispersada a partir de la zona de medición 18, para la conversión en una señal de recepción de la luz que tiene un nivel indicativo de la intensidad de la luz dispersada.

En una etapa de procesamiento de la señal (S6), como ya se ha descrito, los valores de la medición d se capturan en secuencia, a partir de una señal de salida D_o emitida de salida a partir del circuito detector 40, dentro del circuito de detección del valor más bajo 48.

En este caso, se captura un conjunto de ocho valores de la medición d por ejemplo de acuerdo con las condiciones establecidas (S7). Se determina si el número de los valores de la medición capturados d ha alcanzado un número previamente determinado (S8). En esta forma de realización es si se ha alcanzado un conjunto de ocho valores de la medición d .

Si el número de valores de la medición no ha alcanzado el número previamente determinado (NO de S8), la adquisición de valores de la medición d continúa. Si este número de valores de la medición ha alcanzado el número previamente determinado (SÍ de S8), se determina si el número de conjuntos ha alcanzado un número previamente determinado (S9). Si el número de conjuntos no ha alcanzado el número previamente determinado (NO de S9), la captura de los valores de la medición d continúa hasta que el número de conjuntos alcanza el número previamente determinado. En esta forma de realización, dos conjuntos de valores de la medición d , cada conjunto compuesto por ocho valores de la medición d , se almacenan en la tabla de los valores de la medición 64.

Si se ha alcanzado el número previamente determinado de conjuntos (SÍ de S9), el valor de la medición d de cada conjunto se clasifica como ya se ha descrito (S10). En esta clasificación, los valores de la medición d se reorganizan en orden ascendente para cada conjunto y se almacenan en la tabla de clasificación 66.

Sobre la base de conjunto a conjunto, una pluralidad de valores de la medición de los valores más bajos se extraen a partir de los valores de la medición d y se almacenan (S11). En esta forma de realización, como ya se ha descrito, se extraen los dos valores de la medición más bajos d para cada conjunto y se almacenan en la primera tabla de extracción de los valores de la medición 68.

5 La tabla de extracción de los valores de la medición 70 almacena una pluralidad de valores de la medición d almacenados en la tabla de extracción de los valores de la medición 68 con el valor de la medición más bajo d eliminado de la misma (S12).

10 Entonces se promedia la pluralidad de valores de la medición d con el valor de la medición más bajo d eliminado para determinar un valor de la medición promedio d_{av} (S13).

<Funciones y efectos de la primera forma de realización>

15 De acuerdo con la primera forma realización, se pueden obtener las siguientes funciones y efectos.

(1) Puesto que el circuito de detección del valor más bajo 48 incluye el procesador 52 que es un ejemplo de un circuito de cálculo y la pieza de grabación de datos 58 de la pieza de memoria 54 que es un ejemplo de una pieza de grabación que graba el resultado del cálculo, el valor de la medición promedio d_{av} en forma del valor más bajo indicativo del estado de coagulación se puede obtener a través del procesamiento de alta velocidad mediante procesamiento digital.

(2) En el proceso de cálculo del procesador 52, los valores de la medición d que alcanzan o exceden un cierto número de veces son capturados a intervalos específicos de modo que los valores de la medición d de un valor inferior a un valor n -ésimo inferior entre una pluralidad de valores de la medición d se almacenan en la pieza de grabación de datos 58 de la pieza de memoria 54. Entonces otra vez, de la misma manera, los valores de la medición d se muestrean para retenerlos en la pieza de grabación de datos 58 de la pieza de memoria 54. Este proceso de cálculo se repite una cantidad de veces previamente especificada (dos veces o más), y después de ello una pluralidad de valores de la medición d almacenados en la pieza de memoria 54 se clasifican (reorganizan) en orden ascendente a partir de un valor bajo, para extraer los valores de la medición d de cualquier valor inferior a un m -ésimo valor inferior previamente especificado de modo que la pluralidad de valores de la medición d se promedian para el cálculo de un valor de la medición promedio d_{av} . Esto es, este valor de la medición promedio d_{av} es un valor promedio del valor más bajo.

(3) A fin de conseguir un efecto de prolongación de la vida acortando el tiempo de emisión, el elemento emisor de láser 26 emite luz, por ejemplo durante un tiempo de emisión $t = 0,2$ [seg] a ciertos intervalos de tiempo $T = 2$ [seg], para obtener la luz láser. Como ya se ha descrito, en el tratamiento de coagulación de alta densidad de floculación con una alta dosificación de coagulante, la turbidez SS entre flóculos se puede medir únicamente varias veces o menos por minuto. Si hay flóculos presentes delante de la pieza de recepción de la luz dispersada 12, estos flóculos pueden proteger la luz dispersada débil que se va a medir, hasta inhibir la recepción de la luz dispersada. Cuando ocurre una situación de este tipo con frecuencia, se anticipa medir un valor más bajo que la intensidad de la luz dispersada real. Como en la forma de realización anterior, la emisión de luz durante un tiempo de emisión $t = 0,2$ [seg] a ciertos intervalos de tiempo $T = 2$ [seg], permite 30 mediciones por minuto de modo que una desventaja de este tipo se puede evitar, haciendo mediciones estables de la turbidez SS en el tiempo más corto posible.

(4) En la forma de realización anterior, a una frecuencia de medición utilizando la luz láser de un tiempo de emisión de $0,2$ [seg] a ciertos intervalos tiempo $T = 2$ [seg], los valores más bajos de por ejemplo dos conjuntos de valores de la medición d , cada conjunto compuesto por ocho valores de la medición d , se muestrean para recoger los valores de la medición d del valor más bajo y un segundo valor más bajo a partir de una pluralidad de valores de la medición d de cada conjunto. Esto permite que sea eliminado un valor de la medición d del valor más bajo a partir de los dos conjuntos, cuatro valores de la medición d , para obtener un valor de la medición promedio que es un valor promedio de los tres valores de la medición restantes d . Esto atenúa la influencia de los flóculos, la cual se espera que ocurra a una frecuencia alta, en la luz dispersada a partir de partículas coloidales no coaguladas, de modo que se pueda eliminar la influencia de la protección de la luz debida a los flóculos. Es posible evitar la interferencia de los flóculos en la recepción de la luz dispersada débil y captar la situación del tratamiento en tiempo real con el aumento de las temporizaciones de la medición para mejorar la precisión de la medición. Como resultado, el estado del tratamiento del agua que se va a tratar 8 se puede medir de manera estable para mejorar la precisión de la medición.

(5) En la forma de realización anterior, a título de ejemplo, se obtienen 16 valores de la medición durante 36 [seg] si se utilizan dos conjuntos de valores de la medición, cada conjunto compuesto por 8 valores de la medición, para una emisión y recepción de la luz de $0,2$ [seg] a intervalos de 2 [seg]. Los 4 valores de la medición más bajos, 2 por 1 conjunto, se extraen de estos valores de la medición de modo que se promedian 3 valores de la medición, excepto el valor más bajo. Esto permite evitar la influencia de los flóculos con temporizaciones de la medición incrementados por minuto. Puesto que los valores de la medición se promedian, excepto el valor de la medición mínimo, la influencia del bloqueo de la luz dispersada y la interferencia en la recepción de la luz dispersada débil por los flóculos se pueden evitar de modo que se puedan resolver los problemas anteriores. Se hace entonces posible

aumentar las temporizaciones de la medición, captar la situación del tratamiento en tiempo real y mejorar la precisión de la medición.

(6) En la forma de realización anterior, a título de ejemplo, se utilizan dos conjuntos de valores de la medición, cada conjunto compuesto por 8 valores de la medición, de modo que se extraen dos valores de la medición d el de un valor más bajo y un segundo de valor más bajo a partir de cada conjunto, con un valor de la medición d del valor inferior siendo excluido a partir de un total de 4 valores de la medición. El número del muestreo, tal como el número de valores de la medición por conjunto y el número de conjuntos, se podría modificar sin que afecte al proceso de supervisión de la coagulación. Por el contrario, se podría ajustar según la naturaleza y el tipo de agua que se va a tratar 8, tal como el drenaje y se pueden establecer las condiciones de muestreo deseadas.

(7) El elemento emisor de láser 26 se activa con la señal de emisión D_r obtenida sometiendo la señal de temporización T_s a la modulación de amplitud por la señal de modulación M_s , la luz láser obtenida de ese modo se irradia sobre la zona de medición 18, se recibe luz dispersada obtenida a partir de esta zona de medición 18 y los valores más bajos de una pluralidad de valores de la medición obtenidos por el nivel de la señal de recepción de la luz se promedian para obtener un valor de la medición promedio indicativo del estado del tratamiento de coagulación.

Haciendo referencia a un proceso de medición y de cálculo de este tipo, la medición de la intensidad de la luz dispersada promedio no puede distinguir la luz dispersada de las sustancias coaguladas en el agua que se va a tratar 8 de la luz dispersada a partir de las sustancias no coaguladas, lo que hace difícil captar el estado de únicamente SS esto es las sustancias no coaguladas. Típicamente, la intensidad de la luz dispersada es proporcional al número de partículas en el agua que se va a tratar 8 y es proporcional a la potencia cuarta a la sexta del radio de la partícula. Cuando continúa la coagulación SS, el número de partículas en el agua que se va a tratar 8 disminuye, con el resultado de que disminuye la intensidad de la luz dispersada. Cuando el radio de las partículas de la sustancia coagulada se hace mayor, la intensidad de la luz dispersada por partícula aumenta. Por esta razón, la medición de la intensidad promedio de la luz dispersada no puede captar el estado de coagulación apropiadamente, ya que están contenidas tanto la luz dispersada a partir de las sustancias coaguladas como la luz dispersada a partir de las sustancias no coaguladas.

Aunque el circuito detector 40 detecta un cambio de la intensidad de la luz dispersada en la medición de la luz dispersada, el procesamiento de la señal de recepción de la luz y el procesamiento de cálculo del valor de la medición de la forma de realización anterior, las señales eléctricas están sujetas a la detección AM a una frecuencia previamente determinada en una etapa anterior del circuito detector 40 para extraer componentes de señal de la luz dispersada. Cuando se detecta una señal, el circuito detector 40 sufre una variación pico, la señal se introduce dentro del circuito de detección del valor más bajo 48 para la conversión A/D, y la intensidad de la señal del valor más bajo se considera como la intensidad de la luz dispersada que ha sido dispersada a partir de los sólidos suspendidos no coagulados en el agua que se va a tratar 8, detectándolos de manera distinguible de la luz dispersada a partir de las sustancias coaguladas en el agua que se va a tratar 8. Esto es, un cambio en el valor más bajo de la intensidad de la señal obtenida a partir de la luz dispersada se detecta como un cambio en el número de partículas coloidales no coaguladas en el agua que se va a tratar 8.

Haciendo una referencia adicional al procesamiento de la señal en este circuito de detección del valor más bajo 48, la intensidad de la señal del valor más bajo es detectada a partir de la señal de salida D_o . Para detectar este valor más bajo, se mide una porción de baja amplitud de la forma de la onda mostrada en D de la figura 3. Las partes distintas de la porción de baja amplitud indican el caso en el que las partículas coloidales coaguladas y los coloides finos no coagulados permanecen en la zona de medición 18, mientras que la porción de baja amplitud indica el caso en el que las partículas coloidales coaguladas han pasado de la zona de medición 18 a otras zonas. De acuerdo con ello, puesto que el circuito de detección del valor más bajo 48 detecta el valor más bajo de la intensidad de la señal, se hace posible medir la intensidad de la luz dispersada en el caso en el que únicamente existan partículas coloidales finas (partículas coloidales no coaguladas) en la zona de medición 18, es decir, el número de partículas coloidales finas. En este caso, una disminución del valor más bajo de los valores de la medición significa una reducción de partículas coloidales finas en la zona de medición 18, mientras que un aumento del mismo significa un aumento de las partículas coloidales finas.

Entre los valores de la medición d ejemplificados en la figura 3, los valores de la medición d_{11} , d_{13} , d_{22} y d_{23} no mostrados son valores que contienen partículas coloidales coaguladas, mientras que los valores de la medición d_{12} , d_{14} y d_{21} son valores que contienen partículas coloidales no coaguladas. Por lo tanto, se entenderá que evidentemente ha sido posible la medición de la intensidad de la luz dispersada, esto es, el número de partículas coloidales finas en el caso en el que únicamente estén presentes las partículas coloidales finas (partículas coloidales no coaguladas) en la zona de medición 18.

Por lo tanto, puesto que el circuito de detección del valor más bajo 48 determina un valor de la medición promedio d_{av} a partir de una pluralidad de valores de la medición d_{11} , d_{13} , d_{22} y d_{23} excluyendo un valor de la medición más bajo d_{16} , la influencia de las partículas coloidales coaguladas se puede eliminar de modo que se puede medir la turbidez de partículas coloidales finas no coaguladas.

[Segunda forma de realización]

5 La figura 6 muestra un sistema de coagulación de acuerdo con una segunda forma de realización. El sistema de coagulación 72 es un ejemplo de un sistema de tratamiento de coagulación que utiliza el dispositivo de supervisión de la coagulación 2 de acuerdo con la primera forma de realización. En la figura 6, las mismas piezas que aquellas de la Fig. 1 se designan con los mismos números de referencia y no se describirán nuevamente.

10 En el dispositivo de supervisión de la coagulación 2, se determina un valor de la medición promedio d_{av} indicativo de una turbidez SS del agua que se va a tratar 8 durante el tratamiento de coagulación en el depósito de coagulación 6 y se proporciona a una pieza de control 74. Este valor de la medición promedio d_{av} indica un valor obtenido a partir del estado de tratamiento del agua que se va a tratar 8 bajo tratamiento de coagulación dentro del depósito de coagulación 6.

15 La pieza de control 74 controla el tratamiento de coagulación del agua que se va a tratar 8 en el depósito de coagulación 6, tal como la dosificación de coagulante y el control de la agitación. El coagulante se dosifica a partir de una pieza de dosificación 76 dentro del agua que se va a tratar 8 en el depósito de coagulación 6. Un agitador 78 dispuesto en el depósito de coagulación 6 es accionado por una pieza de accionamiento 80, cuyo accionamiento está controlado por la pieza de control 74.

20 La pieza de control 74 está compuesta, por ejemplo por un ordenador, en el que se determina la dosis de coagulante utilizando el valor de la medición promedio d_{av} proporcionado a partir del dispositivo de supervisión de la coagulación 2.

25 La figura 7 muestra una tabla de dosificación del coagulante 82 para la utilización en la selección de la dosificación. La tabla de dosificación del coagulante 82 almacena la dosificación de coagulante Y que es una de las condiciones de coagulación que corresponden al valor de la medición promedio d_{av} . Utilizando la tabla de dosificación del coagulante 82, cuando se determina un valor de la medición promedio d_{av} , se puede seleccionar la dosis Y que corresponde al valor de la medición promedio d_{av} .

30 <Tratamiento de coagulación del sistema de coagulación>

35 La figura 8 muestra un ejemplo de un proceso de tratamiento de coagulación. En este proceso, se determina si inicia un tratamiento de coagulación (S11), y el tratamiento de coagulación se inicia de acuerdo con el resultado de la determinación. Cuando empieza el tratamiento de coagulación (SÍ de S11), se lleva a cabo la supervisión de la coagulación del estado de tratamiento del agua que se va a tratar en el depósito de coagulación 6 (S12). Esta supervisión de la coagulación se lleva a cabo mediante el dispositivo de supervisión de la coagulación 2. No se describirán detalles del contenido de este tratamiento. El dispositivo de supervisión de la coagulación 2 determina un valor de la medición promedio d_{av} indicativo del estado de tratamiento del agua que se va a tratar 8 (S13), para la provisión a la pieza de control 74 del sistema de coagulación 72.

40 Cuando se recibe la provisión del valor de la medición promedio d_{av} , la pieza de control 74 selecciona una dosificación de coagulante como una de las condiciones de coagulación de la tabla de dosificación del coagulante 82 (S14). Como resultado, el coagulante se dosifica a partir de la pieza de dosificación 76 (S15).

45 Se supervisa si se termina el tratamiento de coagulación (S16) y, si el tratamiento de coagulación no se termina (NO de S16), el proceso vuelve a S12 para llevar a cabo un tratamiento de coagulación continuo a través del tratamiento de S12 a S16.

50 Si el tratamiento de coagulación finaliza (SÍ de S16), termina la supervisión de la coagulación (S17), para acabar el tratamiento de coagulación.

<Funciones y efectos de la segunda forma de realización>

55 De acuerdo con la segunda forma de realización, se pueden obtener las siguientes funciones y efectos.

(1) Se implanta el control de dosificación estable debido a la captación en tiempo real del estado del tratamiento de coagulación y a la adopción del control de la dosificación del valor de la medición promedio d_{av} derivado a partir del valor de la medición de la luz dispersada a partir del cual se elimina o atenúa la influencia de los flóculos.

60 (2) Se pueden encontrar las condiciones de coagulación del agua que se va a tratar y la dosificación del coagulante.

(3) El rendimiento de la coagulación se puede mejorar a través de la optimización de la dosificación para el agua que se va a tratar y a través de la ejecución de un tratamiento de coagulación estable.

65

5 (4) Es posible mantener las capacidades de compensación del sistema de coagulación sobre la base de la medición del estado del tratamiento del depósito de coagulación 6, mientras se evita la administración excesiva de coagulante para evitar la influencia sobre las cargas ambientales, a raíz de lo cual se puede implantar un tratamiento de coagulación altamente fiable. Esto permite que se mantengan las capacidades de compensación necesarias, por ejemplo para el control PID ya descrito, si se aplica, mientras se conserva la fiabilidad del tratamiento.

10 (5) Incluso en el caso de agua que se va a tratar cuyas especies de drenaje se cambien con frecuencia, tal como el drenaje de una planta de fabricación de alimentos, se puede realizar el tratamiento de coagulación apropiado que corresponda a las especies de drenaje de modo que se eviten las influencias sobre las cargas ambientales.

[Otras formas de realización]

15 (1) Aunque la forma de realización anterior utiliza luz láser que se emite a intervalos de tiempo previamente determinados y se modula en amplitud a una frecuencia previamente determinada, la luz láser sometida a la modulación de la amplitud a una frecuencia previamente determinada se puede utilizar si se da prioridad a la medición de la turbidez sin considerar la vida útil del elemento emisor de láser. En este caso, se pueden extraer una pluralidad de señales del nivel más bajo a partir de señales continuas de recepción de la luz a una temporización previamente determinada.

20 (2) En la forma de realización anterior, el filtro de paso de banda 44 y el amplificador 46 pueden estar implantados mediante proceso digital.

25 (3) Aunque en la forma de realización anterior, el agua purificada, el agua industrial, el drenaje, etcétera se ejemplifican como agua que se va a tratar 8 cuyo estado de tratamiento es supervisado por el dispositivo de supervisión de la coagulación 2, este agua que se va a tratar 8 puede ser un líquido para beber, tal como zumo de fruta.

30 Como se establece antes en este documento, se ha proporcionado una descripción de la forma de realización más preferida, etcétera, del dispositivo de supervisión de la coagulación, del procedimiento de supervisión de la coagulación y del sistema de coagulación de la presente invención. La presente invención no está limitada a las descripciones anteriores. Naturalmente, diversas modificaciones y alteraciones podrían ser realizadas por aquellos expertos en la técnica, sobre la base de la esencia de la presente invención que se define en las reivindicaciones o que se revela en el modo de llevar a cabo la invención. Evidentemente, tales modificaciones y alteraciones están comprendidas en el ámbito de la presente invención.

35 APLICABILIDAD INDUSTRIAL

40 De acuerdo con la presente invención, el estado de tratamiento del tratamiento de coagulación del agua que se va a tratar, tal como agua purificada, agua industrial y drenaje, se puede captar de manera estable y correcta, contribuyendo a un tratamiento de coagulación eficiente.

EXPLICACIONES DE LETRAS O NÚMEROS

45 2 dispositivo de supervisión de la coagulación

4 pieza del sensor

6 depósito de coagulación

50 8 agua que se va a tratar

10 pieza de irradiación de la luz láser

55 12 pieza de recepción de la luz dispersada

14-1 primera fibra óptica

14-2 segunda fibra óptica

60 16 elemento de protección

18 zona de medición

65 20 pieza emisora de la luz láser

22-1 primera pieza de soporte

	22-2	segunda pieza de soporte
5	24	pieza con ángulo en el vértice
	26	elemento emisor de láser
	28	circuito emisor de luz
10	30	circuito modulador de AM
	32	circuito temporizador
15	34	generador de funciones
	36	pieza de procesamiento de la señal
	38	circuito de conversión fotoeléctrica
20	40	circuito detector
	42	foto detector
25	44	filtro de paso de banda
	46	amplificador
	48	circuito de detección de valor más bajo
30	50	A / D
	52	procesador
35	54	pieza de memoria
	56	pieza de almacenamiento de programas
	58	pieza de grabación de datos
40	60	memoria RAM
	62	pieza de visualizador
45	64, 64-1, 64-2	tabla de los valores de la medición
	66, 66-1, 66-2	tabla de clasificación
	68	tabla de extracción del primer valor de la medición
50	70	tabla del extracción del segundo valor de la medición tabla
	72	sistema de coagulación
55	74	pieza de control
	76	pieza de dosificación
	78	pieza de agitación
60	80	pieza motriz

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo de supervisión de la coagulación (2) para supervisar un estado de tratamiento del agua que se va a tratar (8) sometida a un tratamiento de coagulación, que comprende:

5

una pieza de irradiación de la luz láser (10) configurada para irradiar luz láser en una zona de medición (18) del agua que se va a tratar, de tal modo que la luz láser es emitida por lo menos a intervalos de tiempo previamente determinados y sometida a una modulación de la amplitud a una frecuencia previamente determinada;

10

una pieza de recepción de la luz dispersada (12) configurada para recibir la luz dispersada a partir de partículas del agua que se va a tratar que están en la zona de medición;

15

una pieza de procesamiento de la señal (36) configurada para extraer un valor de la medición indicativo de una intensidad de la luz dispersada, a partir de la señal de recepción de la luz obtenida en la pieza de recepción de la luz dispersada;

20

y una pieza de cálculo del valor de la medición configurada para capturar de forma continua o discontinua m conjuntos de valores de la medición plurales, cada conjunto consiste en n valores de la medición en el que $m = 2$ o más y $n = 2$ o más;

25

caracterizado por que la pieza de cálculo de los valores de la medición, está configurada para extraer una pluralidad de valores de la medición en orden ascendente a partir de un valor más bajo para cada conjunto, la pieza de cálculo de los valores de la medición está configurada para determinar un valor de la medición promedio a partir de una pluralidad de valores de la medición extraídos con el valor más bajo eliminado del mismo.

30

2. El dispositivo de supervisión de la coagulación según la reivindicación 1, adicionalmente comprendiendo:

una pieza emisora de la luz láser (20) configurada para emitir la luz láser, la pieza emisora de la luz láser comprendiendo un elemento emisor de láser, el elemento emisor de láser estando configurado para emitir luz en respuesta a una señal de emisión obtenida sometiendo una señal de temporización intermitente a intervalos de tiempo previamente determinados a una modulación de la amplitud efectuada por una señal de modulación que tiene una amplitud que varía a una frecuencia previamente determinada.

35

3. Un procedimiento de supervisión de la coagulación que supervisa un estado de tratamiento del agua que se va a tratar (8) sometida a un tratamiento de coagulación, el procedimiento comprendiendo:

una etapa de irradiación con luz láser (S4) que consiste en irradiar luz láser en una zona de medición (18) del agua que se va a tratar, la luz láser siendo emitida a por lo menos intervalos de tiempo previamente determinados y sometida a una modulación de la amplitud a una frecuencia previamente determinada;

40

una etapa de recepción de luz dispersada (S5) que consiste en recibir la luz dispersada a partir de partículas del agua que se va a tratar que están en la zona de medición;

una etapa de procesamiento de la señal que consiste en extraer un valor de la medición indicativo de una intensidad de la luz dispersada, a partir de la señal de recepción de la luz obtenida en la etapa de recepción de la luz dispersada; y

45

una etapa del cálculo del valor de la medición que captura de forma continua o discontinua m conjuntos de valores de la medición plurales, cada conjunto consiste en n valores de la medición, en donde $m = 2$ o más y $n = 2$ o más

caracterizado por que la etapa del cálculo del valor de la medición extrae una pluralidad de valores de la medición en orden ascendente a partir de un valor más bajo para cada conjunto, la etapa de cálculo del valor de la medición determina un valor de la medición promedio a partir de los valores de la medición extraídos con un valor más bajo eliminado de los mismos.

50

4. Un sistema de coagulación que realiza un tratamiento de coagulación del agua que se va a tratar, comprendiendo:

un depósito de coagulación para hacer que el agua que se va a tratar se someta a un tratamiento de coagulación;

un dispositivo de supervisión de la coagulación de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 y 2, configurado para supervisar el estado del tratamiento del agua que se va a tratar en el depósito de coagulación; y

un medio de dosificación configurado para dosificar un coagulante dentro del agua que se va a tratar en una dosificación que depende del estado del tratamiento.

55

FIG.1

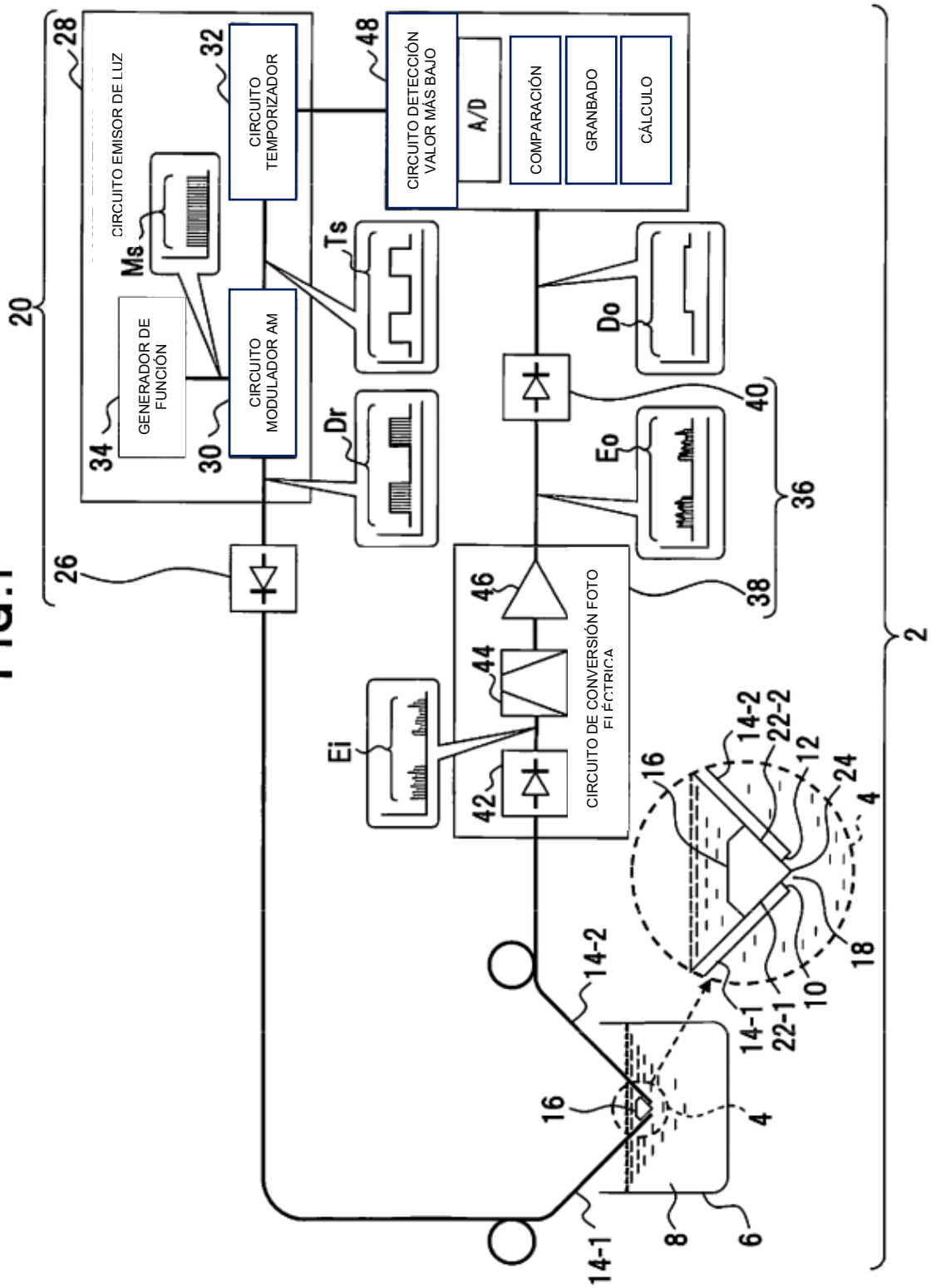


FIG.2

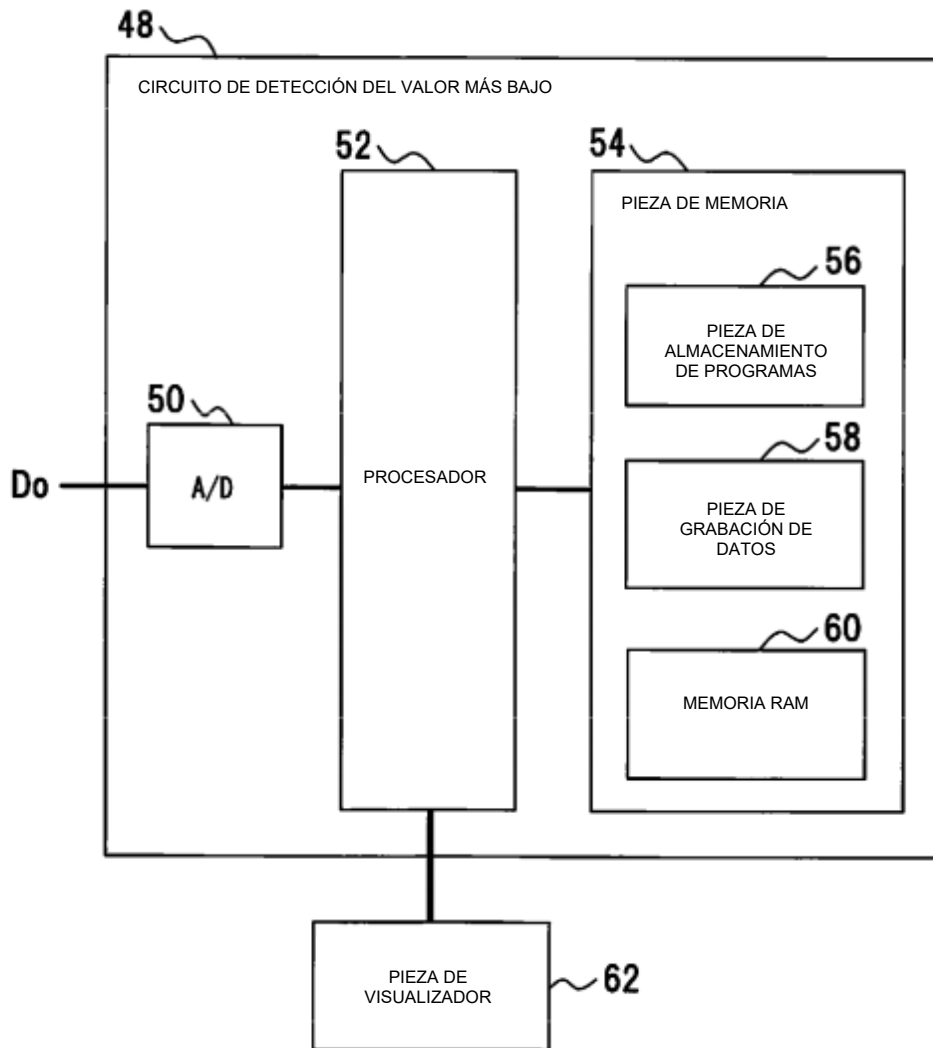


FIG.3

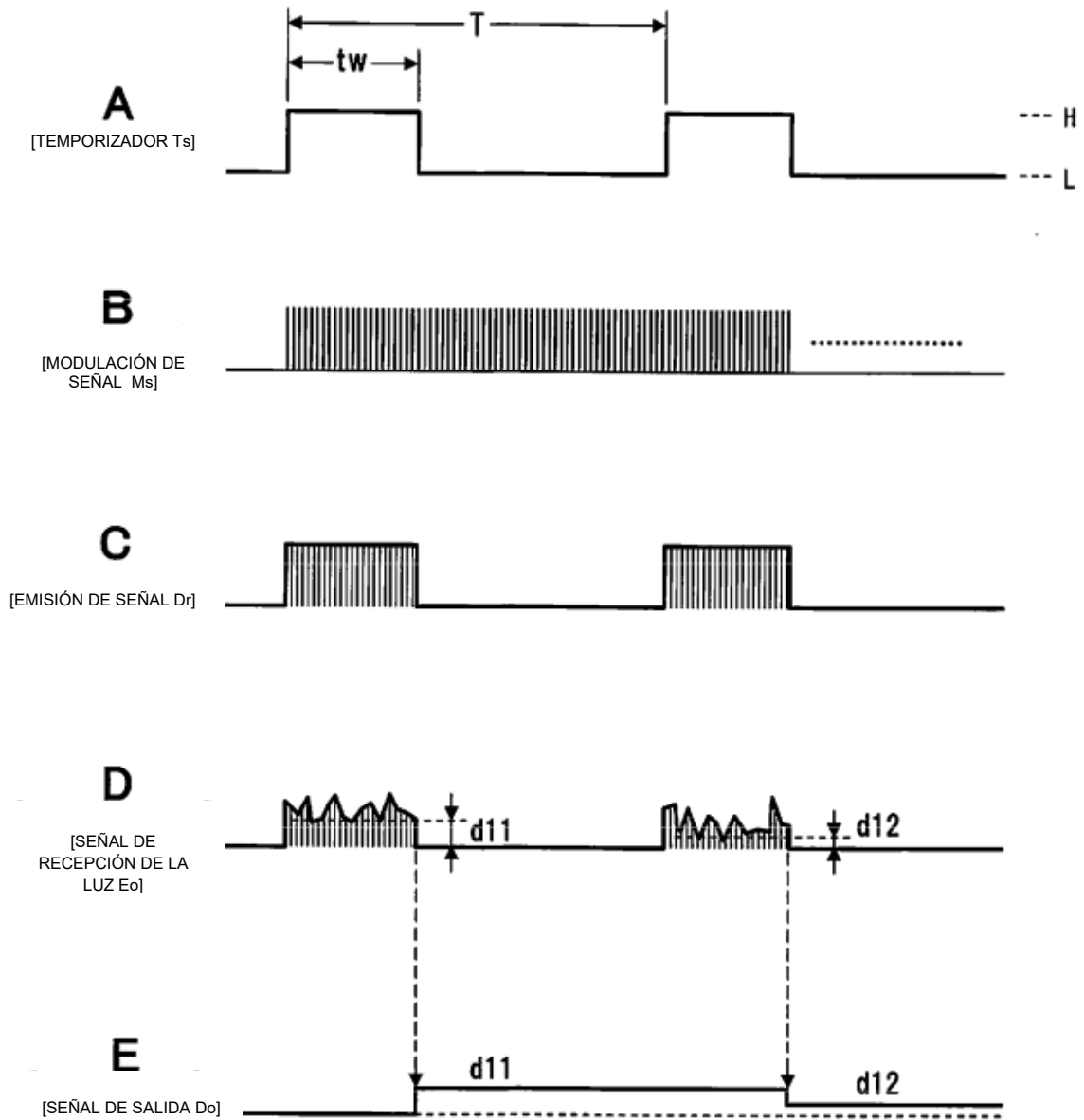
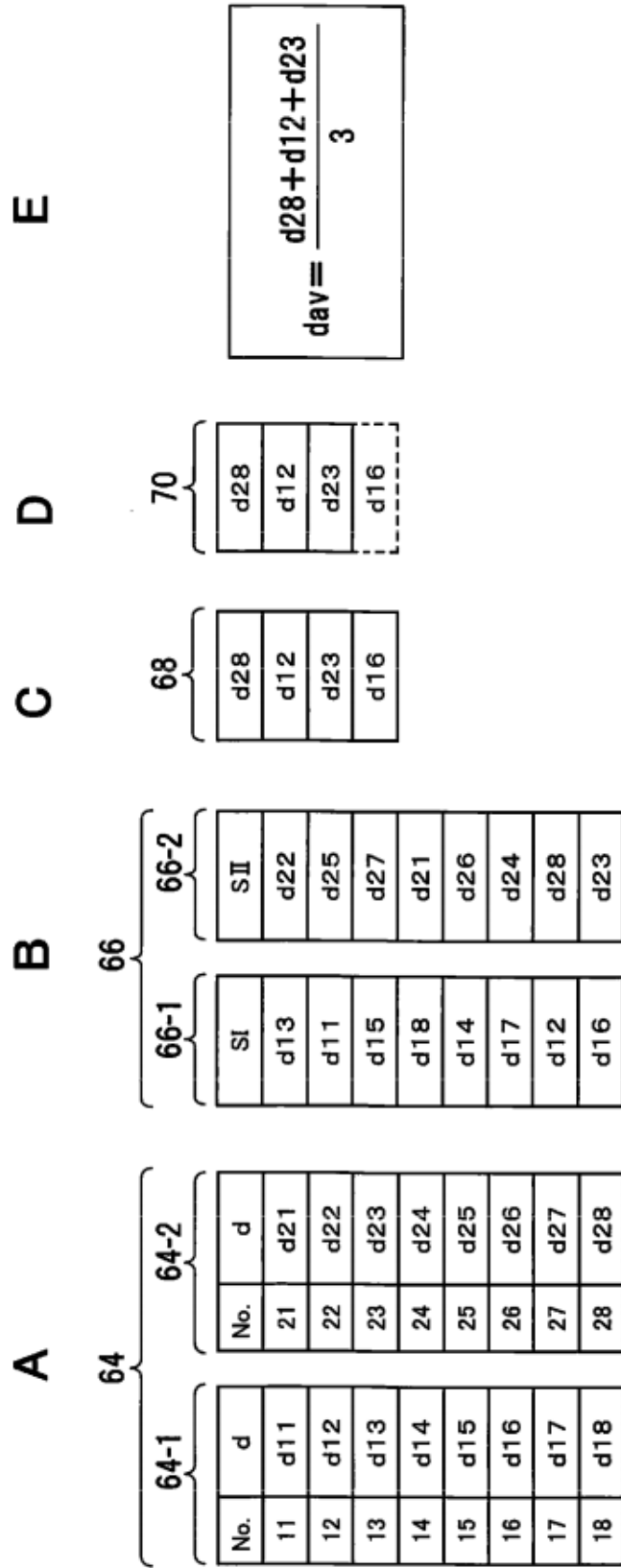


FIG.4



(d16 < d12 < ... < d13) (d23 < d28 < ... < d22)

FIG. 5

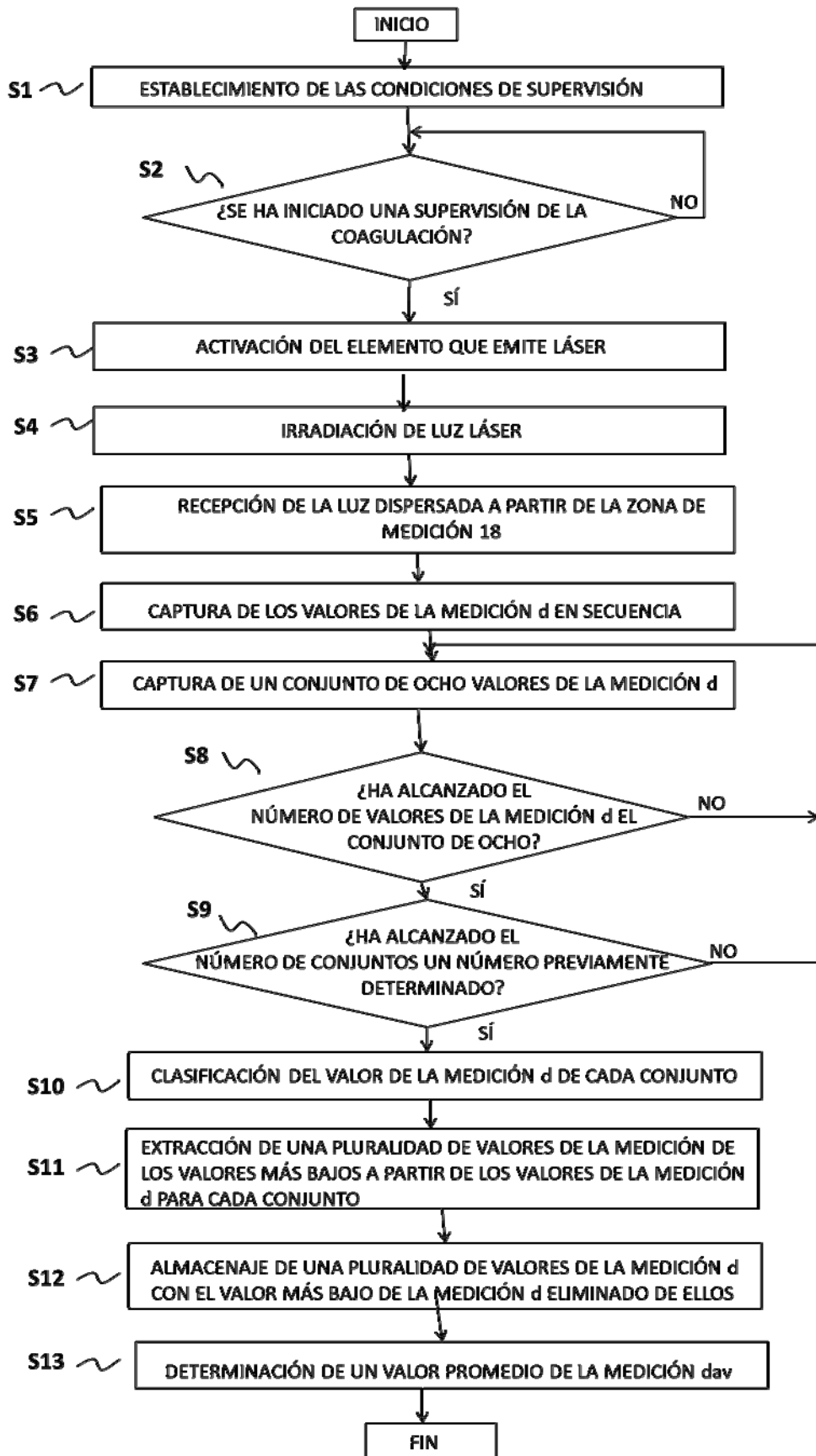


FIG.6

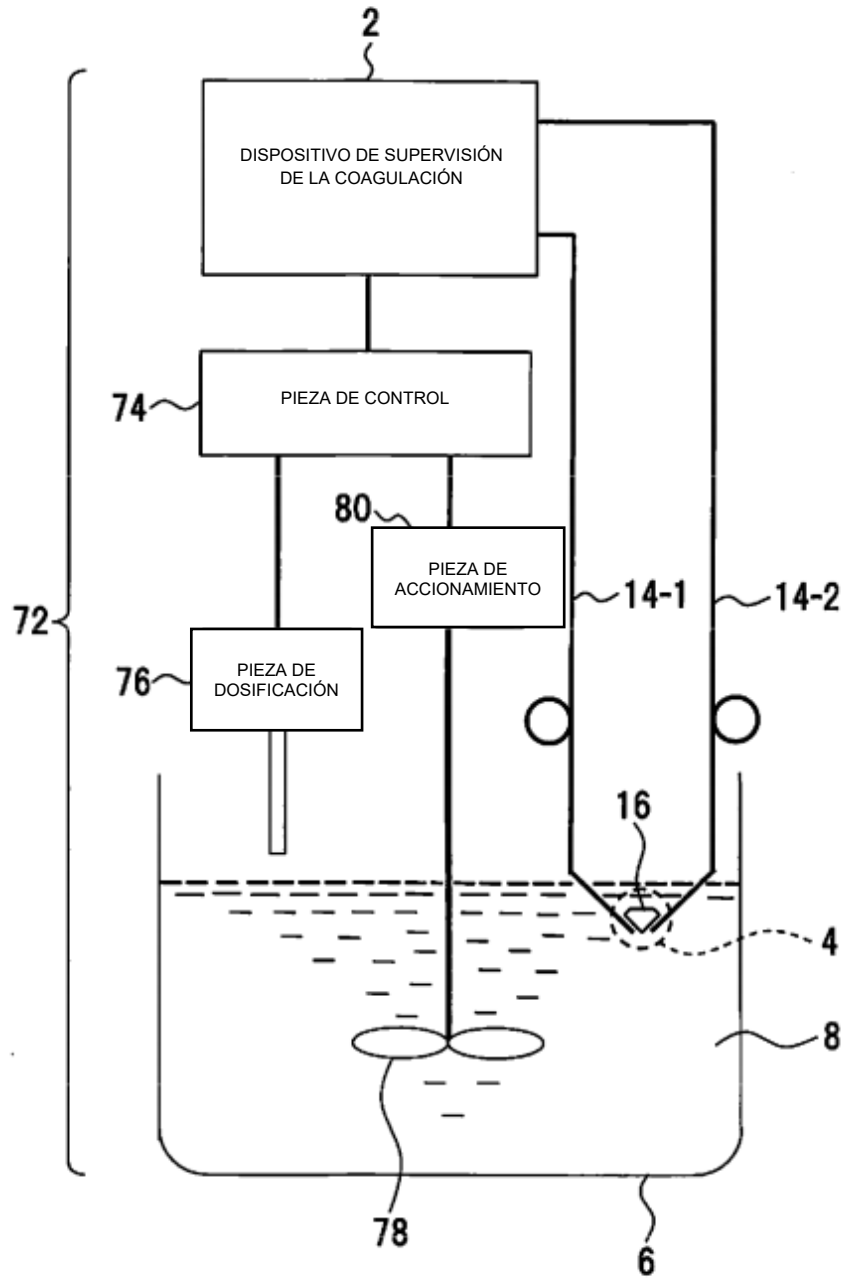


FIG.7

82

dav	DOSIS
dav1	Y1
dav2	Y2
dav3	Y3
.....	Y3
.....	Y3
davN	YN

FIG. 8

