

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 641 199**

51 Int. Cl.:

B01J 19/12	(2006.01)
H05B 6/80	(2006.01)
A23L 3/01	(2006.01)
A23L 3/22	(2006.01)
A61L 2/00	(2006.01)
A61L 2/12	(2006.01)
A61L 2/24	(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **23.10.2009** **PCT/GB2009/002549**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **28.04.2011** **WO11048349**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.10.2009** **E 09756542 (8)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.06.2017** **EP 2490801**

54 Título: **Método para tratar un fluido por radiación de microondas**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
08.11.2017

73 Titular/es:
**ADVANCED MICROWAVE TECHNOLOGIES LTD
(100.0%)
2/34 Saltire Square
Edinburgh EH5 1PR, GB**

72 Inventor/es:
**ZADYRAKA, YURIY, VLADIMIROVICH;
GRITSININ, SERGEY, IVANOVICH;
MISAKYAN, MAMIKON, ARAMOVICH;
KOSSYL, IGOR, ANTONOVICH y
BARKHUDAROU, EDUARD, MIKAILOVICH**

74 Agente/Representante:
VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 641 199 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

Método para tratar un fluido por radiación de microondas

5 **Campo de la invención**

La presente invención se refiere a un método de microondas para el tratamiento de fluidos, pastas, semisólidos y suspensiones. El tratamiento incluye, por ejemplo, calentamiento, fusión, esterilización, pasteurización, cocción, reacciones químicas estimulantes y fraccionamiento.

10

Antecedentes de la invención

Se conocen aparatos y métodos para el tratamiento, esterilización y pasteurización de fluidos utilizando radiación de microondas. Normalmente, éstos implican componentes complejos que son difíciles y caros de fabricar y construir, necesitando frecuentemente guías de onda y fuentes de alta energía de radiación, como se ilustra en RU2087084.

15

Sumario de la invención

20 Según un aspecto de la presente invención, se proporciona un método según la reivindicación 1.

El aparato utilizado en el método de la presente invención proporciona un medio altamente eficiente para transferir energía de radiación de microondas desde una fuente de radiación de microondas al fluido que se va a tratar.

25 Los términos tratamiento, tratar, tratado con radiación de microondas y formas asociadas de los mismos pueden incluir tratamiento térmico, tratamiento no térmico e incluyen cualquiera de cocción, pasteurización, esterilización, coagulación, fraccionamiento y desactivación parcial o sustancialmente completa o destrucción de biomoléculas y/u otras especies moleculares como virus y/o protozoarios.

30 Los tratamientos de radiación de microondas de la invención son particularmente eficaces en relación con fluidos proteínicos, tales como por ejemplo sangre y leche. El tratamiento puede resultar en el fraccionamiento o la destrucción de ciertos componentes del fluido proteínico.

35 Para una fuente de radiación de microondas dada, un magnetrón, que tiene una frecuencia de funcionamiento dada, la longitud de onda (λ) de la radiación de microondas obtenida, dependerá en cierta medida de los parámetros de la cámara de resonador y su contenido. Por tanto, por ejemplo, mientras que un magnetrón de 2,45 GHz proporcionaría una radiación de microondas con $\lambda = 12,2$ cm en un vacío, normalmente en la cámara de un aparato utilizado en el método de la invención se obtiene una radiación de microondas con $\lambda =$ del orden de 13,0 cm.

40 La eficiencia del resonador de microondas proporcionada por la cámara de recipiente es sensible a la distancia d_1 entre las paredes de extremo opuestas del recipiente, el grado de sensibilidad dependiendo del múltiplo de $\lambda/2$ al cual corresponde d_1 . La eficiencia es muy altamente sensible a las desviaciones de d_1 por tan poco como $\pm 1\%$ de $\lambda/2$, pero es significativamente menos sensible a las desviaciones de d_1 en hasta $\pm 10\%$ de $\lambda (= 2 \times \lambda/2)$. Además, la eficiencia se reduce con múltiples incrementos de $\lambda/2$. Cuanto mayor sea el número de múltiplos de λ , más voluminoso será el aparato. Por tanto, deseablemente d_1 es de 1 a 3 veces $\lambda/2$, ventajosamente 1 o 2 veces $\lambda/2$. Más preferentemente d_1 es sustancialmente igual a $\lambda (= 2 \times \lambda/2)$.

45

50 El diámetro interior d_2 de la cámara de recipiente es menos crítico que la longitud d_1 . Sin embargo, es deseable que dicho diámetro d_2 se elija de manera que no sea mayor que 2λ y que no sea menor que $0,6\lambda$. Deseablemente, d_2 es de 1 a 2λ .

Las paredes de la cámara de recipiente deben normalmente estar hechas de un material eléctricamente conductor o deben estar revestidas con el mismo material, deseablemente un metal con alta conductividad eléctrica, preferentemente acero inoxidable, cobre, aluminio, latón, etc. Convenientemente, las paredes de la cámara son plateadas o doradas. El material se elige, generalmente, para minimizar la fuga de la radiación de microondas desde el interior de dicha cámara de recipiente, o la absorción de la radiación de microondas por las paredes de la cámara de recipiente.

55

60 Se puede utilizar un magnetrón estándar disponible comercialmente tal como el utilizado en el aparato de cocción por microondas. Estos son ampliamente disponibles, relativamente baratos y pueden ser fácilmente incorporados en un aparato según la presente invención. Tales magnetrones generan, normalmente, microondas con una frecuencia en el intervalo de 2,3 a 2,7 GHz, por ejemplo aproximadamente 2,45 GHz o 2,6 GHz (correspondientes a longitudes de onda (λ) que proporcionan normalmente radiación de microondas en la cámara, de 13,04 a 11,11 cm, por ejemplo aproximadamente 12,24 o 11,54 cm).

65

La radiación de microondas se introduce en la cámara de recipiente a través de una entrada de radiación de

microondas a través de la pared lateral de dicha cámara de recipiente. La entrada de radiación de microondas está descentrada con respecto a la extensión longitudinal de la cámara (d_1) que está, deseablemente, en una posición en la que el nivel de energía de microondas a lo largo del eje longitudinal central es de 30 a 60 %, ventajosamente de 40 a 50 % del nivel de energía máximo. La posición real entre las paredes de extremo dependerá, por supuesto, de la relación entre d_1 y λ . Donde $d_1 \approx \lambda$, entonces una posición adecuada podría estar, en principio, de 10 a 15 %, 30 a 35 %, 55 a 60 %, o 75 a 80 % de d_1 desde la pared de extremo corriente arriba hasta la pared de extremo corriente abajo. Más preferentemente, sin embargo, la entrada de radiación de microondas está en 75 a 80 % de d_1 .

La ubicación de la entrada de radiación de microondas más cerca de la segunda pared de extremo (corriente abajo), hacia la cual fluye el fluido, proporciona un tratamiento y calentamiento más gradual al fluido que fluye a través de la tubería que se va a tratar a medida que el fluido será tratado parcialmente antes de alcanzar el punto a lo largo de la tubería donde se suministra la energía de microondas máxima.

Cuando un fluido está presente en la tubería, no es generalmente necesario proporcionar protección para la fuente de radiación de microondas, lo que ayuda a reducir significativamente el coste de fabricación y la complejidad del aparato. No obstante, si se desea, podría utilizarse protección contra el reflejo significativo de energía de microondas de vuelta a la fuente, en cuyo caso podrían utilizarse otras posiciones de la entrada de radiación de microondas sin el riesgo de dañar la fuente. Los dispositivos de protección adecuados son generalmente bien conocidos en la técnica y comprenden normalmente componentes de ferrita configurados para actuar como una válvula sin retorno de microondas en la guía de ondas que se extiende desde el magnetrón.

Podrían utilizarse diversas orientaciones diferentes del aparato utilizado en el método de la invención, incluyendo, por ejemplo, un aparato con una alineación de tubería horizontal y un aparato con una alineación de tubería vertical. La última es, generalmente, preferente ya que minimiza sustancialmente el riesgo de que las burbujas de gas queden atrapadas al interior de la cámara, lo que podría posiblemente resultar en daños a la fuente de radiación de microondas. No obstante, también se pueden utilizar otras disposiciones, por ejemplo, con una tubería inclinada. Cuando se utiliza una tubería alineada horizontalmente, se pueden proporcionar medios de atrapamiento de burbujas adecuados, cuyos diversos ejemplos son bien conocidos en la técnica de manipulación de fluidos. Por ejemplo, el extremo corriente abajo de la tubería puede estar en comunicación fluida con un tubo cuya salida está a un nivel más alto que el aparato. Las referencias a las paredes laterales y de extremo de la cámara son relativas a la disposición de la tubería dentro de la cámara, independientemente de la orientación del aparato.

Una fuente de radiación de microondas de magnetrón adecuada tiene, generalmente, una antena de vástago generalmente cilíndrica que se extiende hacia el exterior desde el cuerpo principal del magnetrón a través del cual se emite la radiación de microondas. La cámara de recipiente está formada y dispuesta para acoplarse con la fuente de radiación de microondas para formar una conexión sustancialmente a prueba de fugas de radiación de microondas. El cuerpo de la fuente de radiación de microondas está ajustado en la parte posterior de la pared lateral de la cámara de tal manera que la antena, que tiene generalmente una longitud $\approx \lambda/4$, se extiende desde el cuerpo de la fuente de radiación de microondas hacia y dentro de la cámara de recipiente. El rendimiento del aparato es relativamente sensible a la posición de los extremos distal y proximal de la antena con relación a la pared lateral y a la tubería de la cámara.

El extremo distal (libre) de la antena está dispuesto a una distancia d_3 de proyección predeterminada desde la pared lateral de la cámara menor o igual a $\lambda/4$ y mayor o igual a $3\lambda/16$. A medida que la relación $d_3: \lambda$ se desvía de la relación preferente hay una transferencia de calor incrementada al magnetrón debido al reflejo de microondas de vuelta al mismo, lo que puede resultar en daños al magnetrón. Esta transferencia de energía indeseable también resulta en un tratamiento menos eficaz del fluido que fluye.

También se ha encontrado experimentalmente que el rendimiento del aparato es sensible a la posición de la antena desde las paredes de extremo de la cámara a lo largo de la longitud de la cámara, d_1 . Estas distancias se denominarán d_4 y d_5 donde d_4 es la distancia de la antena desde una de las paredes de extremo, d_5 es la distancia de la antena de la otra pared de extremo, siendo d_4 y d_5 iguales a d_1 .

El aparato utilizado en el método de la invención puede comprender un aparato de manipulación de fluidos.

El aparato puede estar provisto de medios de detección y supervisión de temperatura para detectar la temperatura del fluido que se está tratando. Los sensores de temperatura adecuados incluyen, pero no se limitan a termómetros de resistencia, termopares, etc. Tal sensor de temperatura puede estar conectado a un control de fuente de radiación de microondas que puede hacer variar la intensidad de radiación de microondas proporcionada o, más convenientemente, conectada a un controlador de flujo de fluido tal como una bomba de velocidad de flujo variable, una válvula de restricción de flujo, etc., con el fin de evitar el sobrecalentamiento del fluido. Esto es importante cuando se están tratando fluidos sensibles al calor, tales como fluidos biológicos, sangre, plasma, leche, etc., y es necesario evitar el sobrecalentamiento del fluido, por ejemplo con el fin de evitar la solidificación o coagulación del contenido de fluido, etc. Tal control de fluido es también importante en ciertas aplicaciones para permitir el control preciso de las temperaturas y tiempos de exposición en situaciones en las que estos parámetros son críticos, por ejemplo, cocción, pasteurización, esterilización, fraccionamiento o control de reacciones químicas.

Una ventaja de la presente invención consiste en que la naturaleza sin contacto del calentamiento proporcionado por la radiación de microondas proporciona generalmente un riesgo significativamente reducido de sobrecalentamiento localizado del flujo de fluido, particularmente sobre las paredes interiores de la tubería.

5 La tubería es preferentemente de un material sustancialmente transparente a la radiación de microondas, que no absorbe energía de microondas en ninguna medida significativa. Preferentemente, tal material tiene una constante dieléctrica en el intervalo de 2 a 4. Los materiales adecuados incluyen cuarzo, polietileno y preferentemente PTFE (politetrafluoroetileno).

10 La pared de la tubería puede ser de cualquier espesor conveniente, pero debe ser suficientemente fuerte para resistir la presión ejercida por el fluido que se bombea a través de la tubería. En general, la tubería tiene un espesor de pared en el intervalo de 3 a 10 mm, normalmente de 5 a 8 mm. Tal tubería podría actuar como una antena dieléctrica por sí misma permitiendo que las microondas se propaguen a través del material de la tubería hasta que sean absorbidas por el fluido en la tubería.

15 A medida que la energía de radiación de microondas aumenta la temperatura del fluido que fluye a través de la tubería, la constante dieléctrica del fluido disminuye y la penetración de la radiación de microondas aumenta. Como resultado de este hecho, el fluido en el centro (es decir, a lo largo del eje longitudinal central) de la tubería se somete a un tratamiento más intensivo. Ventajosamente, se proporciona un dispositivo mezclador estático o dinámico dentro de la tubería para aumentar la uniformidad del tratamiento del flujo de fluido entre las zonas radialmente interiores y radialmente exteriores de la tubería.

20 Para aumentar adicionalmente la absorción de la radiación de microondas por el fluido que fluye, el aparato utilizado en el método de la invención puede tener un dispositivo de precalentamiento. Tal precalentador puede ser de varias formas que incluyen elementos de calentamiento de resistencia eléctrica a base de contacto fluido, intercambiadores de calor, etc. que proporcionan calor mediante la conducción de un fluido de intercambio de calor que se hace pasar a través de un elemento de intercambio de calor, otros tipos de fuentes de energía a base de radiación tales como energía radiante o calentadores por convección. En general, el precalentamiento se lleva a cabo deseablemente para atraer la temperatura del fluido. Esto tiene la ventaja de aumentar la penetración de la energía de microondas en el fluido, aumentando de este modo la eficiencia del proceso de tratamiento. Cuando se utilice un precalentador, se debe tener cuidado para evitar un sobrecalentamiento localizado del fluido, para evitar la coagulación, etc. Por ejemplo, cuando se calienta la sangre, no se debe sobrepasar la temperatura de 40 °C. El medio de enfriamiento utilizado para enfriar los magnetrones y posiblemente otros componentes puede ser utilizado como fuente de calor para precalentar el fluido.

35 Se puede proporcionar una bomba para impulsar el fluido que se va a calentar a través de la tubería. Una variedad de diferentes bombas son adecuadas e incluyen, pero no se limitan a bombas de engranajes, bombas de tipo pistón y cilindro de movimiento alternativo, bombas de paletas, bombas de placa oscilante, bombas peristálticas y dispositivos de desplazamiento positivo cuando se ponen en funcionamiento como bombas, bombas de cavidad progresiva, etc.

40 El aparato utilizado en el método de la invención puede proporcionarse en forma modular con una pluralidad de aparatos individuales de la invención interconectados en serie, de manera que un flujo de fluido pueda someterse a irradiación por microondas desde las fuentes de radiación de microondas respectivas de módulos sucesivos. Este hecho tiene la ventaja de permitir tiempos de residencia de tratamiento más largos para que se consiga una velocidad de flujo dada, manteniendo al mismo tiempo altas velocidades de flujo y/o una configuración óptima del módulo del aparato de tratamiento de microondas individual. A este respecto, los extremos corriente abajo y corriente arriba de la tubería de módulos sucesivos pueden estar interconectados para permitir un flujo sustancialmente ininterrumpido de fluido a través de los mismos. Como una alternativa adicional, se podría conectar en paralelo una pluralidad de módulos.

55 Preferentemente, el diámetro d_6 exterior de la tubería es $\geq \lambda/\pi$. Por ejemplo, cuando se utilizan microondas con λ aproximadamente igual a 13 cm, d_6 está preferentemente en el intervalo de 41 mm a 65 mm, más preferentemente de 45 mm a 50 mm con el fin de limitar la interacción de las fuentes de radiación de microondas de los módulos interconectados. Al interconectar las cámaras de recipiente, el fluido que fluye a través de las tuberías puede ser tratado secuencialmente en la pluralidad de cámaras de recipiente a medida que fluye a través de la tubería. Al aumentar el número de cámaras de recipientes conectadas, se puede aumentar la velocidad de flujo de fluido facilitando de este modo el tratamiento de volúmenes de fluido más grande. Se pueden introducir separadores entre módulos individuales para aumentar la longitud de la tubería para cualquier número dado de módulos de tratamiento. Al hacer variar el número de módulos de tratamiento, el tiempo de retención del fluido se puede variar para cualquier temperatura dada.

60 Se puede proporcionar un sistema de control de presión en la salida del dispositivo para permitir que se haga variar la presión en el dispositivo. Esto puede ayudar a facilitar un intervalo de parámetros de tratamiento que están limitados por las propiedades físicas de los materiales y construcciones de tubería.

Cuando una serie de cámaras de recipientes están interconectadas, existe la posibilidad de que las microondas penetren en las cámaras de recipiente vecinas. Se ha descubierto que cuando el diámetro d_6 exterior de la tubería preferente es también menor que $\lambda/2$ y las paredes de extremo de la cámara están en forma de un diafragma alrededor de la tubería, se reduce la incidencia de penetración de microondas entre las cámaras de recipiente.

5 Normalmente, el diafragma es de un metal tal como oro, cobre o latón. También se podría utilizar acero inoxidable como una alternativa, aunque esto sería menos eficaz. El metal en malla también sería adecuado. Sin embargo, este sería generalmente más caro que la chapa metálica.

10 Preferentemente, el espesor del espacio anular entre el interior de la cámara de recipiente y el exterior de la tubería (d_7) (es decir, d_2-d_6) es igual a $\lambda/2 \pm 1\%$.

15 El diámetro interior de la tubería d_8 se elige para tener una dimensión adecuada dependiendo del fluido que se vaya a tratar y de la penetración de las microondas a través del mismo. Cuanto mayor sea la penetración de microondas, mayor será d_8 mientras se sigue proporcionando un tratamiento eficaz del fluido en el centro de la tubería. Por ejemplo, se sabe que las microondas pueden penetrar a través de aproximadamente 10 a 12 mm de agua, mientras que en la sangre pueden penetrar más, aumentando la penetración a medida que aumenta la temperatura de la sangre. El nivel superior de penetración de la sangre caliente parece ser de aproximadamente 15 mm. Se ha descubierto que las tuberías con un diámetro d_8 interior de 30 mm a 32 mm son adecuadas en un aparato para tratar la sangre.

20 Los inventores han descubierto que los valores de las dimensiones d_1 a d_8 de los componentes del aparato pueden determinarse, normalmente, según el siguiente proceso. El diámetro interior de la cámara d_2 se determina basándose en los tubos estándar fácilmente disponibles que son de tamaño adecuado para proporcionar un aparato de tamaño práctico y satisfacer el intervalo preferente de no ser menor de $0,6\lambda$ y de no ser mayor de 2λ . Entonces se elige un tubo. Este tiene que tener un diámetro d_8 interior adecuado para el fluido que se va a tratar, como se ha descrito anteriormente, y un diámetro exterior que cae dentro del intervalo preferente $\lambda/\pi \geq d_6 < \lambda/2$.

30 El valor d_1 está generalmente predeterminado según el múltiplo de $\lambda/2$ elegido y las dimensiones restantes d_3 y d_4 (y por lo tanto d_5) pueden determinarse fácilmente por experimentación. Esto se realiza normalmente midiendo el aumento de temperatura del fluido tratado y del magnetrón durante un periodo de 1 minuto para diferentes valores de d_3 y d_4 , siendo los valores deseados los que proporcionan la temperatura máxima del fluido y la temperatura mínima del magnetrón. Tal disposición proporciona las condiciones más eficientes para calentar el fluido a medida que se minimiza la cantidad de energía de microondas reflejada de vuelta al magnetrón y, por lo tanto, no absorbida por el fluido.

35 La velocidad del flujo de fluido a través del aparato se puede hacer variar según se requiera dependiendo de diversos factores, tales como la capacidad de la tubería, la contrapresión de fluido aceptable, la intensidad de tratamiento requerida, los tiempos de retención, la temperatura de tratamiento, la energía de radiación de microondas suministrada, la temperatura de suministro de fluido, las propiedades del fluido tales como el contenido de sólidos suspendidos, la constante dieléctrica, los niveles de conductividad, la penetración de microondas, el grado de mezclado, etc. En general, las velocidades de flujos adecuados pueden determinarse fácilmente mediante simple ensayo y error. Convenientemente, al menos en algunos casos, se puede obtener una velocidad de flujo adecuada ajustando simplemente la velocidad de flujo para conseguir un nivel de temperatura predeterminado en el extremo corriente abajo del aparato (ya se trate de un aparato de una sola cámara o de un aparato modular de cámaras múltiples). De este modo, por ejemplo, por propósitos de esterilización de un fluido de desperdicio biológico tal como la sangre, la velocidad de flujo se controla preferentemente para conseguir una temperatura del fluido de al menos 98 °C a presión atmosférica.

50 Se puede proporcionar un dispositivo de agitación para agitar el fluido a medida que fluye a través del aparato. Este hecho reduce la probabilidad de que la tubería se bloquee debido a la acumulación de residuos o residuo coagulado en la tubería y facilita el mantenimiento del aparato reduciendo el tiempo necesario para limpiar el sistema. El dispositivo de agitación reduce la aparición de "puntos calientes" que se acumulan a medida que se hace funcionar el aparato. Un dispositivo de agitación particularmente simple y conveniente comprende un vástago alargado, por ejemplo un vástago de acero inoxidable de 3 a 4 mm, o un alambre helicoidal o vástago de metal que se extiende centralmente a lo largo de la longitud de la tubería y está conectada de forma impulsada en un extremo a un dispositivo impulsor giratorio, convenientemente un motor electrónico. Preferentemente, el alambre o vástago debe estar cubierto y/o protegido por un tubo de PTFE de diámetro interior apropiado.

60 En líquidos espesos como la sangre, el dispositivo de agitación se monta mejor en un lado de un cubo de manera que el dispositivo de agitación esté a 0,5 mm de distancia de la pared de la tubería. Pueden disponerse varios dispositivos de agitación en pares en lados opuestos del cubo dependiendo de la naturaleza del fluido. La velocidad de rotación es crítica y depende del fluido que se esté tratando y del propósito del tratamiento. En el caso de un líquido de alto contenido de proteínas, como la sangre, una velocidad de 2800 rpm es óptima. Para otros líquidos y aplicaciones, la velocidad óptima se puede determinar mediante ensayo y error.

65 La dirección del flujo del fluido sobre el dispositivo de rotación es importante. Generalmente, cuando el fluido es

viscoso, la velocidad de flujo es relativamente alta (17 litros/min) o hay una gran cantidad de sólidos suspendidos grandes, es mejor que el líquido fluya lejos del dispositivo de rotación. Esto se puede conseguir colocando la unidad de rotación en el extremo corriente abajo de la cámara de tratamiento. Cuando el flujo es bajo (por debajo de 17 l/min) y el líquido es viscoso sin sólidos suspendidos grandes, es mejor que el fluido fluya hacia la unidad de rotación. Esto se puede conseguir posicionando la unidad de rotación en el extremo corriente arriba de las cámaras de tratamiento.

En ciertas circunstancias, particularmente cuando el fluido es muy viscoso y el nivel de sólidos suspendidos es alto, es ventajoso cambiar el sentido de rotación a intervalos regulares para asegurar que no haya acumulación de material sólido en el dispositivo de rotación. En el caso de sangre, tal intervalo es de diez minutos.

Dependiendo del tipo de fluido que se esté tratando y de las temperaturas de tratamiento, puede ser necesario revestir el dispositivo de agitación con un material adecuado para evitar la adhesión por el fluido o sus constituyentes. Tales materiales adecuados son, pero no se limitan a, PTFE y PEEK. En tales circunstancias, la inserción del dispositivo de agitación en un tubo hecho de un material adecuado puede ser el mejor. Tal tubo puede tener un diámetro interior igual al diámetro exterior del dispositivo de agitación. Cuando se utiliza tal método, el cubo que conecta el dispositivo de agitación al método de rotación se construirá en dos mitades de manera que pueda ser utilizado como una abrazadera para conectar tanto el dispositivo de agitación como su cubierta a los dispositivos de rotación. En ciertas aplicaciones, en las que la velocidad del dispositivo de agitación es lenta, se pueden utilizar materiales alternativos para tomar ventaja de sustituir el vástago o alambre de acero inoxidable. Tales materiales deben ser sustancialmente transparentes a la radiación de microondas y no deben absorber la energía de microondas en ninguna medida mayor. Preferentemente, tal material tiene una constante dieléctrica en el intervalo de 2-4. Tales materiales incluyen, pero no se limitan a, PTFE (politetrafluoroetileno) y PEEK (polieteretercetona). El diámetro de los vástagos fabricados de estos materiales será generalmente mayor que sus equivalentes fabricados de acero inoxidable.

Una amplia variedad de fluidos, emulsiones, suspensiones, semisólidos y sólidos transportados en un líquido pueden ser tratados mediante la presente invención para diversos propósitos. De este modo, muchos fluidos utilizados y procesados en la industria alimenticia tales como la leche, la sangre, los zumos de frutas, productos de cerveza y grasa pueden ser esterilizados, pasteurizados, cocinados o fundidos. Muchos sólidos que pueden ser transportados en un fluido como el arroz, casquería, carne recuperada mecánicamente pueden ser esterilizados, pasteurizados o cocinados. Muchos fluidos de alto contenido de proteína, particularmente materiales de fluidos biológicos, tales como fluidos corporales, que incluyen uno o más de sangre, suero, fluido linfático, así como desperdicios de la industria de alimentos y bebidas, pueden fraccionarse mediante coagulación y/o esterilización para que sean aceptables para descarga al sistema de aguas tratables públicas o cualquier otro medio simple. Pueden tratarse fluidos que contienen varios reactivos para mejorar los tiempos de reacción y rendimientos.

Breve descripción de los dibujos

Otras características y ventajas preferentes de la invención aparecerán a partir de los siguientes ejemplos y la descripción detallada ilustrada con referencia a los dibujos adjuntos, de los cuales:

- la figura 1 es una vista en sección esquemática a través de un aparato de tratamiento de fluidos;
- la figura 2 es una vista esquemática de otro aparato de tratamiento de fluidos de múltiples módulos;
- la figura 3 es una representación esquemática de un sistema de tratamiento de desperdicio de sangre;
- la figura 4 es una representación más detallada de un sistema de tratamiento de desperdicio de sangre y
- la figura 5 es una vista esquemática de otro aparato de tratamiento de fluidos de múltiples módulos.

Descripción detallada de los dibujos

La figura 1 muestra un aparato de tratamiento de fluido 1 que comprende un recipiente 2 con una primera pared de extremo 3 corriente arriba y una segunda pared de extremo 4 corriente abajo opuesta a una distancia d_1 separada, y una pared lateral 5 que indica una cámara 6 sustancialmente cilíndrica de diámetro d_2 interior. Las paredes de recipiente son de acero inoxidable porque es relativamente barato y práctico, aunque también podrían utilizarse otros metales tales como oro, cobre o latón, que reducen la pérdida de energía de microondas en las paredes.

Un magnetrón 7 está acoplado a una entrada 8 tubular de la pared lateral 5 a través de la cual la antena 9 del magnetrón 7 se extiende al interior de la cámara 6. La entrada 8 de pared lateral está acoplada por soldadura a la parte frontal, sustancialmente plana, la cara 10 del cuerpo 11 del magnetrón 7 que forma un cierre hermético a prueba de fugas de radiación de microondas sustancialmente entre el recipiente 2 y el magnetrón 7.

El magnetrón 7 está acoplado al recipiente 2 en una posición descentrada con respecto a la distancia d_1 de separación de la pared de inter-extremo de tal manera que la antena 9, que se extiende sustancialmente paralela a las paredes de extremo 3, 4 del recipiente, está a una distancia $d_4 = 10,5$ cm de la primera pared de extremo 3 y $d_5 = 2,5$ cm de la segunda pared de extremo 4 del recipiente 2. La distancia d_5 puede determinarse fácilmente de manera experimental de tal manera que la antena 9 se posiciona aproximadamente en el punto medio entre un punto

máximo y un punto mínimo del campo eléctrico de la onda vertical a lo largo de la longitud del recipiente. El magnetrón 7 tiene una frecuencia de salida de microondas de aproximadamente 2,45 GHz y una potencia de salida de 1400 W y genera microondas en la cámara de longitud de onda (λ) = aproximadamente 13 cm. La radiación de microondas es emitida de la antena 9 a la cámara 6. El extremo distal 13 de la antena 9 se proyecta a una distancia d_3 de la pared lateral 5 de la cámara 6. Cada una de las diversas dimensiones más o menos críticas del aparato están relacionadas con la longitud de onda como sigue: $d_1 \approx \lambda$; $d_2 \approx 1,3 \lambda$; $d_3 \approx \lambda/5$.

El recipiente 2 tiene una tubería 14 que se extiende dentro de la cámara 6 de recipiente 2 y a través de la misma desde la primera pared de extremo 3 hacia la segunda pared de extremo 4 de recipiente 2. La tubería 14 es sustancialmente coaxial y concéntrica con la cámara 6 cilíndrica. Las paredes de extremo 3, 4 de recipiente están hechas de metal, tal como cobre o latón. La pared de la tubería 15 es de PTFE (que es sustancialmente transparente a la radiación de microondas). La tubería 14 tiene un diámetro exterior $d_6 \geq \lambda/\pi$ (aproximadamente 48 mm) y un diámetro d_8 interior de aproximadamente 30 mm.

El fluido 17 que será tratado por el aparato 1 fluye a través de la tubería 14, en la dirección mostrada por las flechas, desde la primera pared de extremo 3 del recipiente 2 hacia la segunda pared de extremo 4 del recipiente 2 y se somete a la radiación de microondas a medida que pasa a través del interior de la tubería 16 a través de la cámara 6.

La radiación de microondas que resuena en la cámara de recipiente da como resultado niveles de potencia de entrada variables de radiación que se proporcionan a lo largo del eje longitudinal de la tubería entre las primeras y segundas paredes de extremo de la cámara de recipiente. Pueden obtenerse valores de energía sustancialmente uniformes angularmente cuando la relación del diámetro d_2 de cámara de recipiente a la longitud d_1 está en el intervalo 1-2. Bajo tales condiciones y cuando la radiación de microondas entra en la cámara de recipiente en una posición preferente a lo largo de la longitud del eje de tubería entre las primeras y segundas paredes de extremo de la cámara de recipiente, la radiación de microondas resonante tiene una intensidad máxima en una o más posiciones entre la primera pared de extremo y segunda pared de extremo de la cámara de recipiente (dependiendo de cuántas $\lambda/2$ unidades d_1 corresponden), y la intensidad mínima de microondas en las paredes de extremo del recipiente (y entre máximos donde hay dos o más).

Para el aparato de la figura 1, la energía de la radiación de microondas resonante aumenta progresivamente de una manera generalmente sinusoidal a lo largo del eje longitudinal central de la tubería 14 desde un valor mínimo en la primera pared de extremo 3 del recipiente 2 hasta un valor máximo a aproximadamente 25 % de la separación de pared inter-extremo de la primera pared de extremo 3 del recipiente 2. La energía disminuye entonces a cero antes de aumentar a otro máximo de 75 % y finalmente disminuir de nuevo a medida que la segunda pared de extremo 4 del recipiente se aproxima a cero.

En general, se ha descubierto que cuando d_1 es un múltiplo de $\lambda/2$, los máximos de la energía de radiación de microondas se pueden encontrar en posiciones iguales a 25 % y 75 % de d_1 a lo largo de la longitud de d_1 y los mínimos de energía a 0 %, 50 % y 100 % de d_1 a lo largo de su longitud, aunque la distribución de energía detallada dentro de la cámara es compleja. Dentro de la tubería, la distribución también depende de las propiedades del fluido en la misma. Por ejemplo, cuando un fluido tal como la sangre con un alto nivel de conductividad eléctrica está fluyendo a través de la tubería, las microondas pueden penetrar más hacia dentro radialmente de la tubería que cuando se están tratando fluidos tales como agua corriente con una conductividad relativamente baja. Por lo tanto, la conductividad del fluido que se está tratando es también un factor determinante en la elección del diámetro de la tubería.

La figura 2 muestra una forma modular del aparato de tratamiento de fluidos 18 en el que una pluralidad de módulos 19 individuales, similares al aparato mostrado en la figura 1, están interconectados en serie. Las paredes de extremo 3 corriente arriba de los recipientes 2 de los módulos 19 están acopladas a las paredes de extremo 4 corriente abajo de los recipientes 2 de módulos 19 sucesivos (corriente abajo). Las paredes 3, 4 del recipiente están sujetadas de manera liberable entre sí, convenientemente mediante elementos de sujeción liberables tales como tuercas y pernos. Las paredes de recipiente 3, 4 están formadas por cobre o latón y están en forma de un diafragma lo que minimiza la propagación de radiación de microondas entre módulos 19 vecinos, estando el diafragma y la tubería 20 relativamente en contacto estrecho entre sí.

Una única tubería 20 común pasa a través del recipiente 2 de los módulos 19 individuales para proporcionar un segmento 21 de tubería en cada módulo 19. El fluido 17 que fluye a través de la tubería 20, en la dirección mostrada por las flechas, entra secuencialmente en los módulos sucesivos 19 cada uno de los cuales está provisto de un magnetrón 7, como en la figura 1. Los magnetrones 7 de cada módulo 19 proporcionan radiación de microondas para tratar el fluido 17 presente en el segmento 21 respectivo de la tubería 20 del módulo 19. El fluido 17 se somete a tratamientos sucesivos de radiación de microondas en los módulos 19 secuenciales a medida que fluye a lo largo de la tubería 20. La tubería 20 está restringida a un diámetro d_6 exterior del orden de λ/π para limitar la transmisión de radiación de microondas de la cámara 6 de un módulo 19¹ a otro 19² y minimizar la interacción de los magnetrones 7 en los módulos interconectados 19¹, 19².

Una bomba P y dos válvulas 22 corriente arriba del recipiente 2 controlan la velocidad de flujo del fluido a través de la tubería 14. Se proporciona un sensor de temperatura 23 para leer la temperatura del fluido que se está tratando en la tubería 14 del recipiente 2. Una unidad de control 24 supervisa la temperatura. La unidad de control 24 está conectada a la bomba P y al magnetrón 7. La unidad de control 24 controla la velocidad a la cual la bomba P
 5 bombea fluidos a través de la tubería 14 (y opcionalmente la potencia de salida del magnetrón 7), según la temperatura del fluido 17 que fluye para asegurar que el fluido 17 se calienta suficientemente para proporcionar un tratamiento adecuado pero impide que el fluido 17 se sobrecaliente. Con el fin de impedir la acumulación de depósitos del fluido que se está tratando sobre la pared de la tubería 15, se proporciona una unidad de rotación de flujo 26 que comprende un alambre 27 helicoidal generalmente rígido conectado 28 de manera impulsada a un accionador 29 giratorio en forma de un motor eléctrico M .
 10

La figura 3 muestra un sistema 30 de tratamiento de desperdicio de sangre que comprende un recipiente de almacenamiento 31 para contener desperdicio de sangre líquida, que se transfiere de ahí por una bomba 32. Se proporciona un precalentador 33 para calentar el desperdicio de sangre líquida hasta alrededor de 35 a 37 °C con el fin de aumentar la eficacia del tratamiento de radiación de microondas, evitando al mismo tiempo el riesgo de elevar la temperatura del desperdicio de sangre líquida a un nivel al que podría producirse la coagulación. Se proporciona un aparato 34 de tratamiento de microondas. El mismo tiene un número de módulos individuales, por ejemplo diez, (como se describe con referencia a la figura 1) conectados en serie (como se muestra en la figura 2). El aparato 34 de tratamiento de microondas incluye un dispositivo de agitación 35 en forma de una unidad de rotación de flujo, la cual se activa cuando el fluido fluye a través del aparato.
 15
 20

El dispositivo es, generalmente, similar al mostrado en la figura 2 pero comprende dos alambres helicoidales de acero inoxidable, teniendo cada uno un diámetro (del propio alambre) de aproximadamente 4 mm, retorcidos entre sí para formar un agitador más rígido y más eficaz. El funcionamiento de la unidad de rotación de flujo para hacer girar el fluido ayuda a impedir que la tubería se bloquee y reduce el tiempo necesario para limpiar el sistema. La temperatura del desperdicio de sangre tratada en la salida 36 del aparato 34 de tratamiento de microondas alcanzará normalmente una temperatura en la región de 80 a 100 °C. Como resultado, generalmente se llevará a cabo la separación del desperdicio de sangre tratada en lodo y líquido concentrado. La porción de líquido se introduce en un depósito de sedimentación 37 y después de un período de sedimentación adecuado (normalmente 30 minutos), la fase líquida es evacuada en la alcantarilla 38 pública.
 25
 30

Si se requiere un tratamiento de esterilización adicional, la porción de líquido del desperdicio de sangre tratada por microondas se podría hacer pasar a un aparato 39 de tratamiento adicional, usando convenientemente una descarga eléctrica de impulsos de alto voltaje realizada directamente en el líquido tal como el descrito en WO99/47230. El lodo puede ser utilizado directamente como fertilizante orgánico o primero desaguado por la centrífuga 40.
 35

Con el fin de mantener un funcionamiento óptimo, el sistema 30 incluye un sensor de temperatura 41 para medir la temperatura del desperdicio de sangre en la salida 36 del aparato 34 de tratamiento de microondas. También se proporciona una unidad de control 42 para supervisar y regular la velocidad de flujo de desperdicio de sangre que se puede conectar opcionalmente al sensor de temperatura para regular el flujo de manera adecuada para mantener la temperatura de flujo de salida del fluido a un nivel apropiado. Una unidad de entrada de energía 43 para controlar los magnetrones de la fuente de radiación de microondas del aparato de radiación de microondas 34.
 40

La figura 4 muestra una vista más detallada de un sistema de tratamiento de desperdicio de sangre similar al mostrado en la figura 3. En la misma, las puntas de flecha indican la dirección del flujo de fluido. El desperdicio líquido que se va a tratar se alimenta en un primer recipiente de almacenamiento 50 a través de un filtro 52 grueso, que consiste en un saco de filtro de malla de 8 mm colocada sobre un saco de filtro de malla de 3 mm, de donde es bombeado a través de la bomba 54 a través de un segundo filtro 56 sustancialmente similar al primer filtro, a un segundo recipiente de almacenamiento 58. El desecho líquido es bombeado a través de una segunda bomba 60 a través de la válvula de bola 62 y válvulas de diafragma 64. La válvula de bola 62 es un dispositivo simple y robusto pero no puede proporcionar fácilmente una velocidad de flujo ajustable y preciso del fluido, que es necesaria para regular el flujo antes de que se encienda el magnetrón. La válvula de diafragma 64 proporciona este ajuste.
 45
 50

Cuando se va a limpiar el aparato, se puede introducir agua en el aparato a través de una entrada de agua 66 bajo el control de la válvula de bola 67 y es vaciada a través de los tubos. El desperdicio líquido que se va a tratar pasa a través de un medidor de flujo 68, el cual supervisa y controla la velocidad de flujo del fluido, y en dos precalentadores 69 eléctricos, en serie, desde donde fluye hacia una unidad de rotación de flujo, como se describe en la figura 3, y hacia un primer reactor 72 de tratamiento de radiación de microondas. Cada reactor 72 comprende una serie de diez módulos conectados como se describe en la figura 2. El desperdicio líquido fluye a través de tubos de conexión 73 a cuatro reactores 72 de tratamiento adicionales conectados en serie y provistos con unidades de rotación de flujo 70 respectivas. Después del tratamiento, el líquido tratado se recoge en un depósito de sedimentación 74 desde donde se bombea la fase líquida (a través de la bomba 76) a través de una salida de agua 78 directamente a la alcantarilla pública o a una centrífuga 79 para la separación adicional de los componentes sólidos y líquidos. La fase líquida y la fase sólida se evacúan a través de la salida de fase líquida 80 y la salida de retorta de lodo 82.
 55
 60
 65

En un ejemplo relacionado, que no cae dentro del alcance de la invención reivindicada, la sangre de un matadero se hace pasar a través de un aparato similar al de la figura 4 con 50 módulos que tienen cada uno una longitud de cámara d_1 y un diámetro d_2 de 13 cm y 17 cm, respectivamente, a través de una tubería que tiene un diámetro d_6 exterior de 48 mm y un diámetro d_8 interior de 30 mm y cada una tiene una fuente de microondas de magnetron de 1400 W que proporciona una radiación de microondas con una longitud de onda de 12,24 cm al interior de la cámara. La sangre se bombeó a través del aparato a una velocidad de flujo de 2000 litros/hora, proporcionando de este modo un tiempo de residencia dentro de cada cámara del aparato de 15 segundos y un tiempo de residencia de tratamiento de irradiación de microondas total de 12,5 minutos. La sangre se precalentó de manera que la temperatura de la sangre en el extremo corriente arriba del aparato era de 35 a 37 °C, que aumentó a aproximadamente de 90 °C a 98 °C en el extremo corriente abajo del aparato.

Los beneficios del tratamiento de desperdicios de sangre nueva producida por mataderos se confirmaron midiendo la proporción de sólidos y líquidos que resulta del fraccionamiento de la sangre mediante coagulación y mediante el análisis de los constituyentes de cada fracción. Se descubrió que virtualmente toda la proteína contenida en la sangre permanecía en la fracción sólida que representa el 50-60 % del total tratado, dejando un líquido (40-50 %) consistente principalmente en agua con una demanda de oxígeno biológica (DBO) extensamente reducido. La DBO de este líquido es suficientemente baja para ser tratado simplemente en un sistema convencional de alcantarillado. La DBO de la sangre se evaluó utilizando procedimientos estándar, como se describe en "Standard Methods of Water and Waste Water Analysis" (Métodos estándar de análisis de agua y agua de desperdicio) según la Asociación Estadounidense de Salud Pública. Los índices de demanda de oxígeno, la DBO (demanda de oxígeno biológico) y la DQO (demanda de oxígeno químico) del líquido tratado se reducen normalmente por un factor de 20 a 25 en comparación con la sangre no tratada. La extensión real de reducción de DBO y de DQO obtenida en cualquier caso dado depende del tipo de sangre, su edad y grado de dilución, etc. Por ejemplo, cuando se trató el desperdicio de sangre de oveja, la DBO se redujo de 72.000 mg/ml a 4.000 mg/ml, y cuando se trató la sangre de pollo, la DBO se redujo de 23.000 mg/ml a 918 mg/ml.

Además de reducir el volumen de material que se va a disponer de los sólidos de alto contenido de proteínas concentrados son estériles y libres de cualquier patógeno. Esto permite que el material sólido se almacene durante períodos largos si se llena asépticamente en recipientes estériles. Esta estabilidad permite que estos sólidos se utilicen como una fuente de proteína de alta calidad en cualquier parte de la industria.

La figura 5 muestra un ejemplo de un sistema de tratamiento de desperdicio 84 para uso en un matadero. Este sistema está totalmente computarizado con un PLC que controla todos los aspectos del proceso. En este ejemplo, la disposición tiene una válvula de "encendido/apagado" 86 que permite el acceso del proceso a la sangre sin procesar, un depósito de almacenamiento de material sin procesar 88 con un sensor de nivel 90, una válvula 92 para abrir o cerrar el flujo, un macerador 94, una bomba 96, un depósito de retención de proceso 98 con un sensor de nivel 100, una válvula 102 bidireccional que incluye un punto de conexión para una purga de agua 104, un medidor de flujo 106 (control de flujo y registro de volumen) una unidad de intercambio de calor 108, tres cámaras de tratamiento según la invención ensambladas originalmente en series 110, un depósito regulador de cierre hermético 112 con sensor de nivel 114, una bomba de desplazamiento positivo de alimentación de barro 116, una unidad de recuperación de calor, una válvula 118 bidireccional para desviar la sangre parcialmente tratada de vuelta a la explotación depósito de retención 88 y un sistema de desagüe 120.

La sangre procedente del matadero se introduce al depósito de material sin procesar y se bombea a través del macerador 94 al depósito de almacenamiento de proceso de acero inoxidable 98 a petición. El material sin procesar y los depósitos de retención de proceso 88 y 98 están instalados cada uno con un sensor de nivel 90 y 100, el que proporciona indicaciones del nivel de alto-alto, alto, bajo y bajo-bajo. Cuando la sangre en el depósito de retención alcanza el punto/nivel alto, el sistema de PLC apaga automáticamente el macerador 94 y la bomba 96. El depósito de retención y un suministro de agua exterior están conectados al sistema de tratamiento a través de una válvula bidireccional y una bomba. En esta etapa se proporciona un medidor de flujo electrónico para controlar/registrar los volúmenes entrantes de sangre.

Durante el arranque, se introduce agua a través de la válvula bidireccional en las cámaras de tratamiento 110. El sistema de enfriamiento de agua del magnetron se enciende entonces para enfriar los magnetrones. Cuando el medidor de flujo indica la presencia de agua en el sistema, los filamentos de todos los magnetrones de las cámaras de tratamiento 110 se encienden y dos minutos más tarde se encienden secuencialmente las fuentes de alimentación de alta tensión a todos los magnetrones. El agua puede proporcionarse del suministro de agua principal del matadero o un depósito independiente con una bomba separada y una válvula sin retorno. El agua se bombea inicialmente a una velocidad predeterminada (en este caso 1200 l por hora). Esto asegura que la temperatura del agua se eleva rápidamente pero evita el sobrecalentamiento. Cuando la temperatura del agua que sale de la última cámara de tratamiento alcanza la temperatura deseada (65 grados C), la sangre se enciende y el agua se apaga por la válvula bidireccional. Después la sangre se bombea a través del primer intercambio de calor 108, donde se calienta a alrededor de 39-40 °C antes de pasar a las tres cámaras de tratamiento 110. Estas están todas en línea en un momento dado, aunque cada una puede ser desviado para permitir la limpieza y retiro de bloques sin comprometer la operación. La presión y el flujo de la sangre, así como la temperatura de entrada y salida de cada cámara de tratamiento es supervisada por el PLC. Esto permite que el PLC controle la temperatura del producto de

extremo final a nivel deseado (95-100 grados C) ajustando la velocidad de la bomba.

5 La última cámara de la unidad de tratamiento está conectada a través de un tubo de acero inoxidable a un depósito amortiguador termo aislado de cierre hermético. Este se conecta a través de una bomba a la segunda unidad de intercambio de calor enfriada por agua de cierre hermético, donde la temperatura del residuo tratado se reduce de 100 °C a la temperatura ambiente. Mediante el uso de la temperatura del material tratado, el agua caliente puede ser devuelta al matadero como parte de un esquema de ahorro de energía.

10 Después del enfriamiento a temperatura ambiente, el líquido espeso tratado es alimentado al sistema de desagüe 120, que puede ser un simple depósito con una salida de agua filtrada en el fondo o un tornillo de desagüe o centrífuga si se considera necesario, donde se permite que el material tratado se seque. Después de retirar el agua, la "retorta" sólida puede retirarse y venderse.

15 Si se requiere un material estéril, el depósito de amortiguación final, el sistema de bombeo y de desagüe se sustituye por una línea de llenado en caliente aséptica que permite que el material tratado estéril se llene en recipientes asépticos para conservar la vida útil.

20 Se proporciona un modo de emergencia/purga en caso de que cualquier material orgánico semisólido blando se pegue a las paredes de las cámaras de tratamiento y se acumule y restrinja gradualmente el flujo. La detección temprana de tal escenario se consigue mediante la supervisión de cualquier aumento en la presión del proceso. Este sistema está diseñado para funcionar a una presión de hasta 2 bar, pero generalmente funciona a aproximadamente 0,4 bar. Aunque es poco frecuente, un pequeño aumento de presión (0,2 bar) indica una ligera acumulación que se retira rápidamente al cerrar la sangre y al enjuagar con agua durante unos minutos. La temperatura de tratamiento se mantiene ajustando la velocidad de flujo del agua. Esto se puede hacer utilizando la velocidad de la bomba.

25 En la práctica, el componente más vulnerable es la tercera cámara de tratamiento 110. En esta etapa, el líquido es pegajoso y altamente viscoso con inclusiones semisólidas. Las partículas semisólidas pueden pegarse a las paredes interiores de la cámara de tratamiento y convertirse en centros para la acumulación de formaciones semisólidas. Al cambiar la dirección del dispositivo de rotación al mismo tiempo que se introduce el agua, puede adoptarse el retiro rápido de cualquier acumulación sólida.

30 El sistema de la figura 5 es capaz de producir un material estéril a una temperatura de salida de al menos 98 °C a presión atmosférica. El cultivo extensivo de cualquier producto a una temperatura de 98 °C o superior (la máxima probada a 105 °C) ha fallado en demostrar cualquier bacteria viable de cualquier género (ya sea formador de esporas grampositivas o gramnegativas) en el material de la salida de sangre del matadero del sistema de la figura 5. Se han realizado pruebas con *Escherichia coli* NCTC 10418, *Salmonella* entérica sv typhimurium NCTC 74 (ATCC 13311), *Salmonella* entérica sv seftenberg NCTC 9959, *Clostridium perfringens* NCTC 3181 o el equivalente y *Enterococcus faecalis* NCTC12697. Algunas de estas bacterias son fácilmente eliminadas por calentamiento térmico alrededor de 80-85 °C. Por lo tanto, en el caso de bacterias gramnegativas como *Salmonella* entérica y *Escherichia coli* NCTC 10418, es difícil separar los impactos térmicos y de microondas. Sin embargo, en el caso de *Clostridium perfringens* NCTC 3181, la erradicación total mediante medios térmicos solo requeriría presiones de temperatura y tiempos de retención mayores que los descritos anteriormente. Por consiguiente, demostrar que la presente invención es más eficiente para eliminar patógenos que los sistemas convencionales y puede utilizarse para pasteurizar y esterilizar líquidos a temperaturas mucho más bajas de las que se necesitarían si se utilizara solo calor.

50 El tratamiento por microondas de desperdicio de sangre u otros líquidos de alto contenido de proteínas tiene ventajas significativas con respecto a los métodos de tratamiento térmico tradicionales que utilizan superficies de transferencia de calor. La transferencia de energía de microondas directamente al interior del cuerpo del desperdicio de sangre líquida que fluye a través de la tubería permite evitar los problemas particulares asociados con las inevitables diferencias de temperatura sustanciales que surgen entre las paredes y/o el elemento de calentamiento y diferentes partes de líquido que se está tratando. Este diferencial conduce a un sobrecalentamiento localizado que da como resultado la coagulación de la sangre y la deposición de películas o revestimientos sólidos sobre las superficies calentadas. Tales depósitos tienen una conductividad térmica extremadamente baja que disminuye sustancialmente la transferencia de calor de la fuente de calor al líquido que se está calentando, lo que conduce a una reducción dramática de la eficiencia del tratamiento y al sobrecalentamiento de los elementos de calentamiento y su posible daño. En casos menos extremos, el diferencial de temperatura puede provocar la quema localizada del líquido y crear cambios de sabor.

60 En situaciones en las que la recuperación completamente del calor de los componentes eléctricos es posible y este calor recuperado puede utilizarse para precalentar el líquido entrante entre un 85 % y 90 % de la energía eléctrica consumida puede entregarse a un líquido altamente absorbente como la sangre. La combinación de calor, los campos electromagnéticos intensos y la radiación de microondas creada dentro de las cámaras de tratamiento individuales tiene un efecto en las estructuras moleculares de los constituyentes del fluido mayores que el calor solo. Esto se manifiesta por sí mismo de varias maneras. La evidencia más notable de este efecto es la reducción de las temperaturas, las presiones y los tiempos de retención para conseguir una esterilización completa, la trituración de

5 proteínas a temperaturas y presiones muy reducidas y el aumento en rendimiento y tiempo de reacción de ciertas reacciones químicas. La reducción de la temperatura y la presión requerida para la esterilización reduce el daño potencial y para algunos productos permite la conservación de la textura. Para los productos alimenticios esto también puede permitir la conservación del sabor, por ejemplo en productos alimenticios líquidos como leche, zumo de naranja recién exprimido, etc. Otras ventajas consisten en que todo el aparato ocupa un espacio pequeño y tiene tiempos de arranque y parada muy bajos permitiendo el funcionamiento a bajo coste.

10 Un experto apreciará que las variaciones de las disposiciones divulgadas son posibles sin apartarse de la invención. Aunque el sistema de control por ordenador se ha descrito como un PLC, podría utilizarse cualquier sistema de control basado en ordenador o procesador adecuado. Por consiguiente, la descripción anterior de realizaciones específicas se realiza únicamente a modo de ejemplo y no a efectos de limitación. Será evidente para el experto que pueden realizarse modificaciones menores sin cambios significativos en la operación descrita.

REIVINDICACIONES

1. Un método para tratar un flujo de fluido por radiación de microondas que utiliza un aparato que comprende un recipiente que tiene una pared lateral y primeras y segundas paredes de extremo opuestas que definen una cámara cilíndrica, estando la primera pared de extremo dispuesta a una distancia d_1 predeterminada de la segunda pared de extremo, en donde el método comprende:
 5 fluido que fluye a través de una tubería, pasando la tubería a través de la primera pared de extremo hacia la segunda pared de extremo del recipiente, siendo la cámara y la tubería coaxiales y siendo la tubería transparente a la radiación de microondas; y
 10 la admisión de la radiación de microondas en la cámara desde una fuente de radiación de microondas, en donde la fuente de radiación de microondas tiene un magnetrón situado detrás de la pared lateral del recipiente y una antena que se extiende desde el magnetrón a través de una entrada de radiación de microondas en la pared lateral del recipiente y en la cámara de recipiente,
 15 en el que la longitud de onda λ de la radiación de microondas en la cámara es tal que la distancia d_1 es igual a un múltiplo integral de $\lambda/2$ de manera que la cámara es un resonador de microondas, la entrada de radiación de microondas está descentrada con respecto a la extensión longitudinal de la cámara (d_1) y un extremo libre distal de la antena está dispuesto a una distancia de proyección predeterminada d_3 desde la pared lateral de la cámara que es menor o igual a $\lambda/4$ y mayor o igual a $3\lambda/16$.
- 20 2. Un método según la reivindicación 1, en el que d_1 está en el intervalo de 1 a 3 veces $\lambda/2$, opcionalmente en el que d_1 es 1 o 2 veces $\lambda/2$, más opcionalmente en el que d_1 es igual a λ .
3. Un método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que un diámetro interior de la cámara d_2 está en el intervalo de $0,6\lambda$ y 2λ , opcionalmente en el que d_2 está en el intervalo de 1λ a 2λ .
- 25 4. Un método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que las paredes de la cámara de recipiente están hechas de un material eléctricamente conductor o están revestidas con el mismo material.
5. Un método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la fuente de microondas tiene una salida que tiene una frecuencia en el intervalo de 2,3 a 2,7 GHz.
- 30 6. Un método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que cuando d_1 es aproximadamente igual a λ , entonces la posición de entrada de radiación de microondas se selecciona de: 10 al 15 %, 30 al 35 %, 55 al 60 % o 75 al 80 % de d_1 desde la pared de extremo corriente arriba hasta la pared de extremo corriente abajo.
- 35 7. Un método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende evitar que la energía de microondas sea reflejada en la fuente.
8. Un método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende detectar la temperatura del fluido que se está tratando.
- 40 9. Un método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la pared de la tubería tiene un espesor en el intervalo de 3 a 10 mm, normalmente de 5 a 8 mm.
- 45 10. Un método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende calentar el fluido antes de que entre en la tubería y/o una bomba para impulsar el fluido a través de la tubería.
11. Un método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el aparato comprende una pluralidad de módulos conectados en serie o en paralelo de manera que un flujo de fluido pueda someterse a irradiación de microondas desde las fuentes de radiación de microondas respectivas de módulos sucesivos y/o en el que el diámetro d_6 exterior de la tubería es $\geq \lambda/\pi$ y/o comprende un sistema de control de presión para permitir variar la presión en el dispositivo.
- 50 12. Un método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el espesor del espacio anular entre el interior de la cámara de recipiente y el exterior de la tubería es igual a $\lambda/2$.
- 55

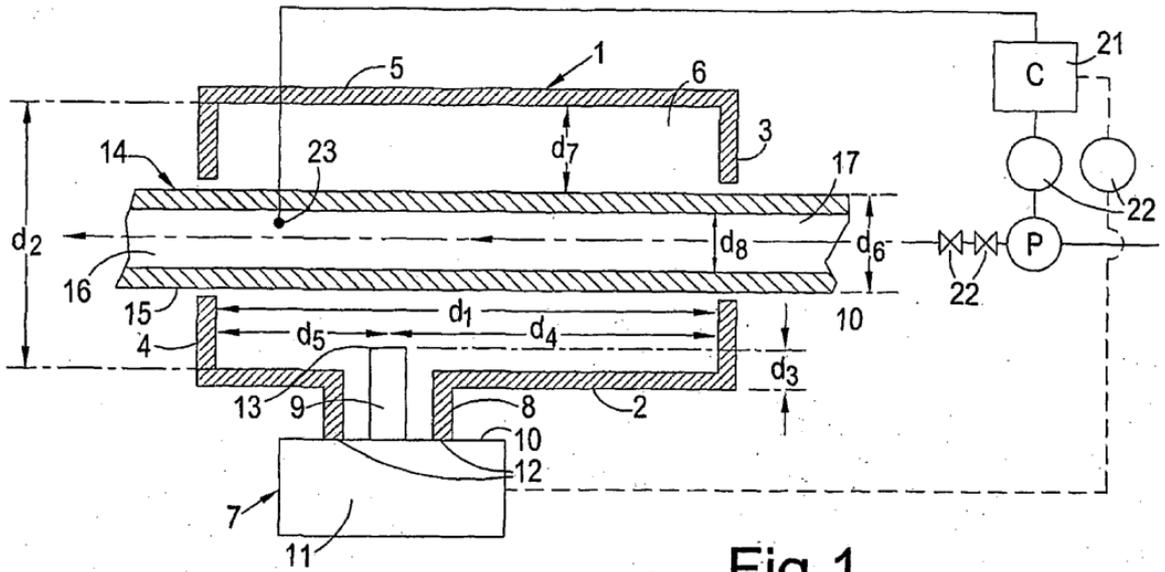


Fig. 1

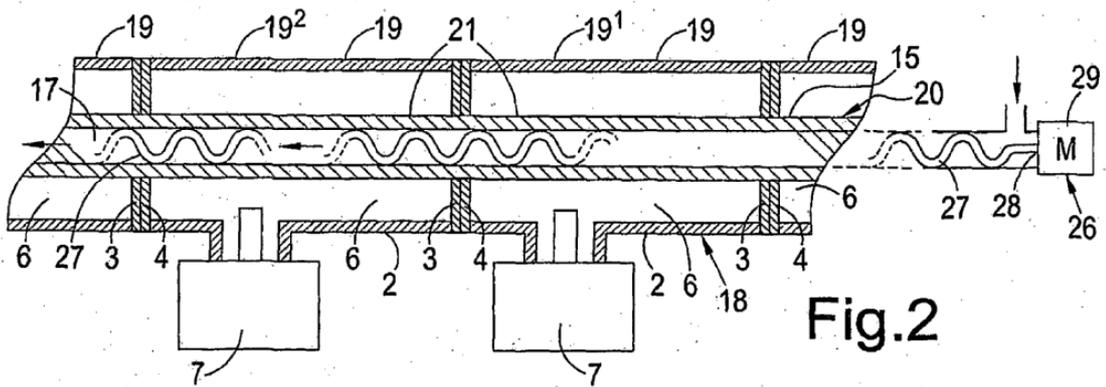


Fig. 2

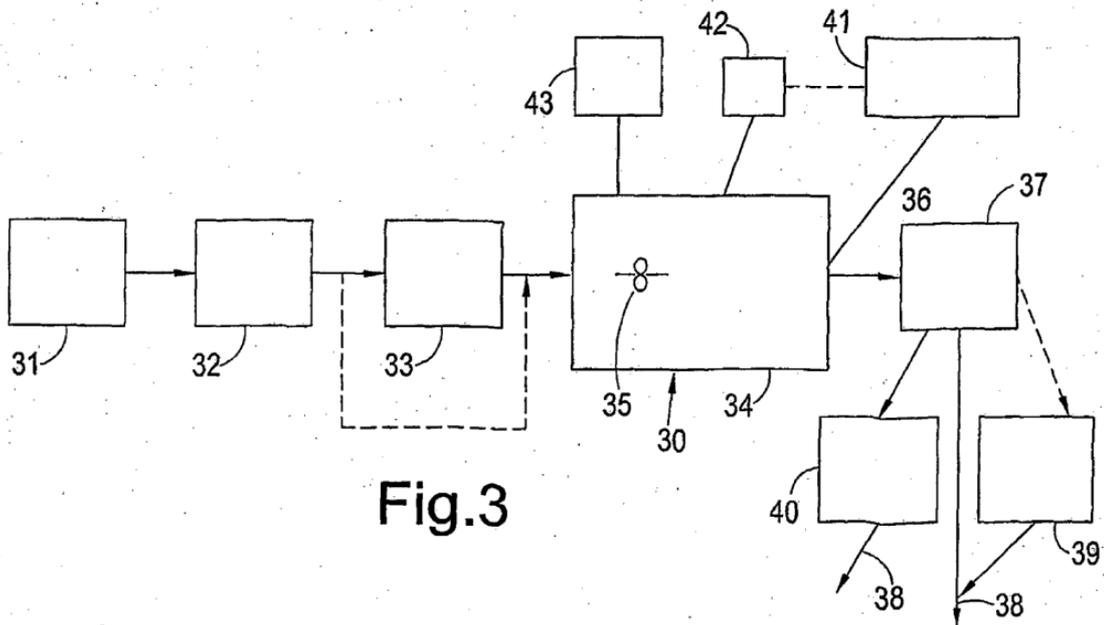
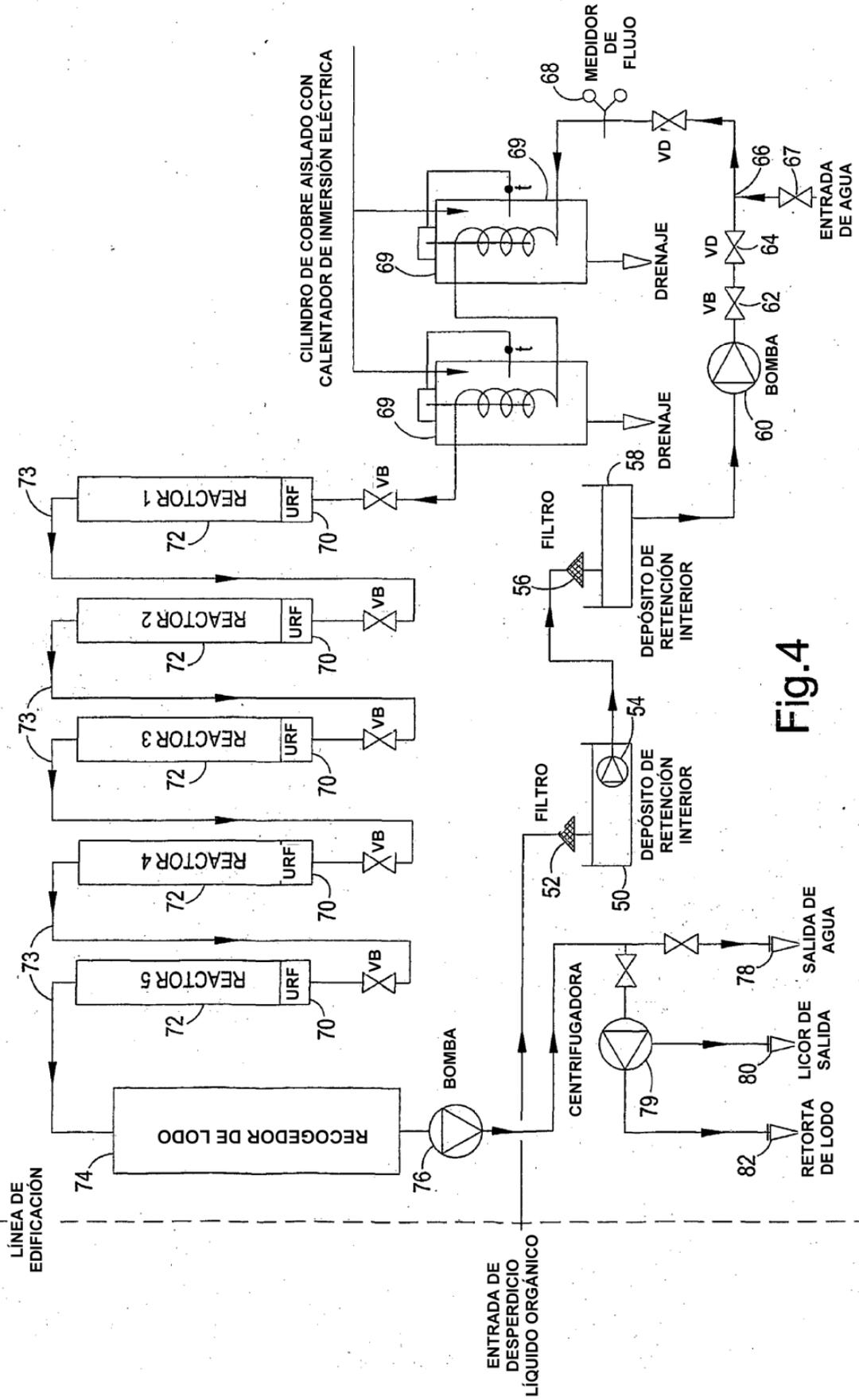


Fig. 3



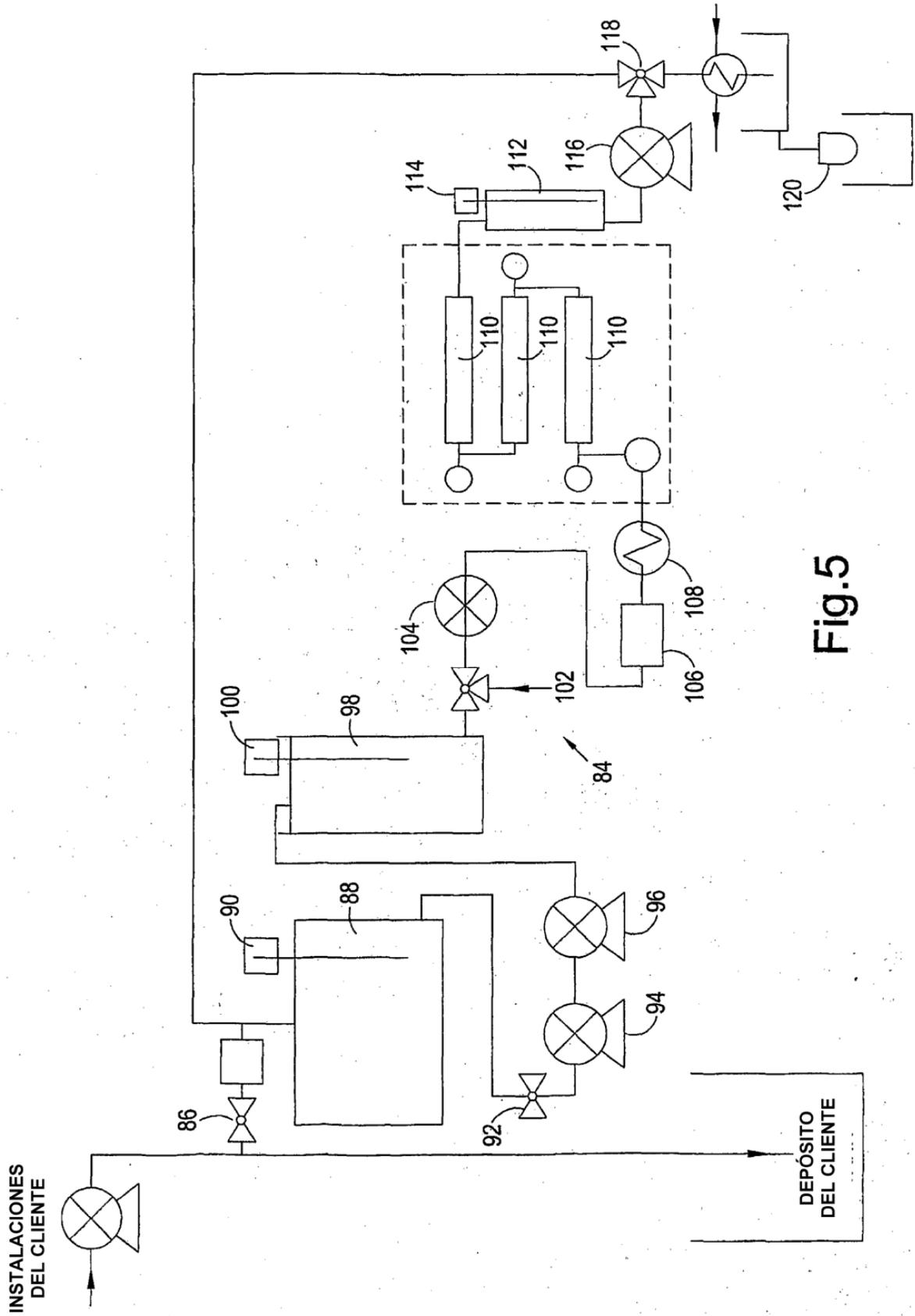


Fig.5