

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 560 014**

51 Int. Cl.:

A61L 2/07 (2006.01)

A61L 2/26 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.05.2012 E 12727772 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **09.12.2015 EP 2731630**

54 Título: **Autoclave para uso médico-dental**

30 Prioridad:

15.07.2011 IT MI20111318

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

17.02.2016

73 Titular/es:

ABSOLUTE UP S.R.L. (100.0%)

Via Verdi 4

24020 Villa di Serio (BG), IT

72 Inventor/es:

ONGARO, DANIELE y

GHILARDI, MARIAPIA

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 560 014 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

Autoclave para uso médico-dental

5 La presente invención se refiere a un desinfectador o esterilizador a vapor denominado en adelante autoclave, en particular para uso médico-dental, del tipo indicado en el preámbulo de la primera reivindicación. Dispositivos similares se develan en los documentos de patente: EP-A-0654274, EP-A- 0654274, US 6 319 463 y US 5 173 258. Actualmente, se conocen autoclaves para la esterilización de instrumentos médicos. Actúan por medio de vapor saturado a temperaturas y presiones elevadas que se envían al interior de una cámara en la que se colocan los instrumentos que van a esterilizarse.

10 En consecuencia, los propios autoclaves comprenden una cámara de esterilización en la que se introducen los instrumentos que van a esterilizarse y los aparatos de humidificación y calentamiento adaptados para crear vapor saturado a temperaturas y presiones elevadas. Después se purga el aire mediante la expulsión de vapor mezclado con aire o mediante vacío fraccionado.

15 Asimismo, comprenden medios para obtener un flujo de aire caliente para realizar el secado de los instrumentos dentro de la cámara de esterilización cuando la esterilización ha finalizado, y la evacuación desde la cámara de esterilización. Además, el secado puede tener lugar mediante vacío (utilizando el calor latente presente en los instrumentos), mediante vacío y radiación térmica, mediante ventilación. La combinación más eficiente es la radiación al vacío seguida de la ventilación de aire caliente seco y filtrado. Los autoclaves se utilizan cada vez más porque permiten una esterilización total y precisa sin utilizar sustancias químicas peligrosas.

20 De hecho, los instrumentos esterilizados mediante el uso de sustancias químicas deben aclararse a fondo para evitar que dichas sustancias químicas permanezcan en los instrumentos médicos utilizados posteriormente para operaciones quirúrgicas o similares.

25 Por el contrario, no es necesario aclarar el vapor proveniente de agua filtrada porque el mismo no es peligroso en absoluto.

30 En particular, para el uso dental se emplean autoclaves pequeños que son de uso sencillo y conveniente, que pueden localizarse en laboratorios de pequeño tamaño.

35 Sin embargo, la técnica conocida mencionada anteriormente tiene algunas desventajas importantes.

De hecho, hace falta una gran cantidad de energía térmica para el funcionamiento de los autoclaves.

40 En particular, cada autoclave debe llevar a cabo fases de esterilización con vapor a una temperatura elevada y también fases de secado mediante aire a una temperatura elevada o también al vacío o utilizando ambas fases de forma simultánea o alternativa.

45 Además, es necesario proporcionar sistemas de evacuación para el vapor y el agua caliente gastados. Estos sistemas de evacuación no pueden coincidir con el entorno externo porque este entorno a menudo consiste en el propio laboratorio dental. Por consiguiente, es necesario concebir sistemas complicados de evacuación y enfriamiento.

50 Otra desventaja radica en que el tiempo de secado correcto de los instrumentos colocados en el autoclave no siempre puede preverse de una forma sencilla. De hecho, no es posible mirar al interior de la cámara de esterilización que se somete a temperaturas y presiones elevadas, por lo que es necesario calcular mucho tiempo para asegurarse de que el secado de los instrumentos se ha producido de forma adecuada. Esta inexactitud en el cálculo del tiempo de secado aumenta aún más la cantidad de energía utilizada por el autoclave.

55 En esta situación, la tarea técnica subyacente a la presente invención es proporcionar un autoclave en particular para uso médico-dental capaz de obviar sustancialmente las desventajas mencionadas.

Dentro del alcance de esta tarea técnica, un objetivo importante de la invención es obtener un autoclave para uso dental en particular, que comporte un consumo de energía reducido.

60 La tarea técnica mencionada y los objetivos especificados se alcanzan mediante un autoclave para uso dental en particular, como se reivindica en la Reivindicación 1 adjunta. Las realizaciones preferidas se destacan en las subreivindicaciones.

65 Las características y ventajas de la invención se aclaran en adelante mediante la descripción detallada de una realización preferida de la invención, haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

la **Figura 1** muestra una primera vista esquemática del autoclave de acuerdo con la invención;

La **Figura 2** es una segunda vista esquemática del autoclave de la invención;

Las **Figuras 3a-3f** muestran cada una el diagrama de la Figura 2 en diversas fases de funcionamiento diferentes;

y
la **Figura 4** es un gráfico tiempo-presión del proceso de esterilización de acuerdo con la invención.

Haciendo referencia a las figuras mencionadas, el autoclave de acuerdo con la invención se indica en **1**.

Consiste básicamente en un sistema de esterilización para instrumentos médicos-dentales y similares, que utiliza vapor a presiones y temperaturas elevadas.

Comprende brevemente: una cámara de esterilización **2**, un acumulador **3** como se caracteriza mejor en adelante, al menos una bomba **4**, y preferentemente también: un generador de vapor **5**, un intercambiador de calor **6** y al menos un tanque de descarga **7**.

En mayor detalle la cámara de esterilización **2** es una cámara de esterilización de volumen reducido para instrumentos dentales y similares. Se conoce por sí misma, está fabricada de acero y tiene una forma básicamente cilíndrica.

El acumulador **3** comprende ventajosamente un volumen **3a** de un material que tiene propiedades higroscópicas derivadas de una reacción exotérmica y viceversa, y un calentador **3b** para el volumen **3a**, preferentemente de tipo eléctrico. Básicamente, cuando el volumen **3a** absorbe vapor o humedad, emite aire caliente seco y, por el contrario, cuando absorbe calor del calentador **3b** por ejemplo, emite vapor. Por lo tanto, básicamente permite el almacenamiento de energía y la recirculación de la misma para que dicha energía no deba evacuarse en el entorno, como se indica mejor en adelante. El material que tiene dichas propiedades higroscópicas derivadas de una reacción exotérmica y viceversa es la zeolita.

El acumulador **3** comprende finalmente un envase **3c** para el condensado, en la parte inferior del mismo.

La bomba **4** se adapta para realizar transferencias de fluidos entre los diferentes elementos, como se especifica en adelante, y es ventajosamente una bomba de pistón o, como alternativa, una bomba de diafragma. Como alternativa, la bomba **4** puede consistir en un ventilador o cualquier otro medio adecuado para la transferencia de fluidos.

El generador de vapor **5** se conoce por sí mismo y consiste en una resistencia o elemento similar en contacto con el tanque de agua desmineralizada, para que pueda generar calor que sea introducido en la cámara de esterilización **2**.

El intercambiador de calor **6** es básicamente un radiador para fluidos, conocido por sí mismo, que se enfría mediante aire o líquido, y el tanque de descarga **7** se adapta para almacenar los fluidos gastados. Consiste preferentemente en un primer tanque para líquidos **7a** y un segundo tanque para sustancias aeriformes **7b**.

Dichos elementos se conectan entre sí por medio de canales y conductos que forman los mismos y válvulas adaptadas para desconectar o no dichos canales.

En particular, un canal principal **10** se conecta en circuito y establece comunicación para el paso de fluido: la cámara de esterilización **2**, el intercambiador de calor **6**, el acumulador **4**, la bomba **4** y la cámara de esterilización **2** nuevamente, preferentemente siguiendo el orden establecido.

Preferentemente hay algunas válvulas de encendido-apagado presentes a lo largo del canal principal. En particular se coloca una primera válvula **11** entre la bomba **4** y la cámara de esterilización **2**, un conjunto de segunda válvula **12** se coloca por el contrario entre la cámara de esterilización **2** y el intercambiador de calor **6**.

Además, el canal principal **10**, como se muestra en la Figura 2, comprende una parte bifurcada que une la cámara de esterilización **2** y el intercambiador de calor **6**. Por lo tanto, esta parte bifurcada comprende dos conductos separados **10a**, uno que tiene por objeto la evacuación del condensado mezclado con vapor desde la cámara de esterilización **2** y que está colocado en la parte inferior de la misma, y uno que tiene por objeto la extracción y que está colocado en la parte superior de la cámara de esterilización **2**. Estos conductos **10a** se desconectan mediante el conjunto de válvula **12** que, en consecuencia, consiste en dos válvulas **12a** separadas, una en cada conducto **10a**.

Después se proporciona un canal de descarga **13** y conecta el canal principal **10**, en particular el tramo desde la bomba **4** a la cámara de esterilización **2**, al tanque de descarga **7**. La conexión entre el canal de descarga **13** y el canal principal **10** se proporciona convenientemente en la primera válvula **11** que, ventajosamente en este caso, consiste en una válvula de tres vías, adaptada para conectar alternativamente la bomba **4** al tanque de descarga **7** que cierra la conexión a la cámara de esterilización **2**, o la bomba **4** a la cámara de esterilización **2** que cierra la conexión al tanque de descarga **7**. Como alternativa, pueden proporcionarse dos válvulas diferentes de dos vías.

El canal de escape 13 también se bifurca preferentemente en dos partes **13a** conectadas a los tanques para los líquidos 7a y para las sustancias aeriformes 7b.

5 También se proporciona un canal de carga **14** adaptado para conectar el generador de vapor 5 con la cámara de esterilización y posiblemente está provisto de válvulas y bombas de diafragma, o bombas de vibración o similares, y un canal conector **15** adaptado para conectar el acumulador 3 al entorno externo o al tanque para sustancias aeriformes. El canal conector 15 está convenientemente provisto de una segunda válvula **16** y un filtro de purificación bacteriológica **17** adaptado para filtrar el aire que entra en el acumulador 3.

10 Los canales, y en particular el canal principal 10, pueden comprender finalmente válvulas de no retorno **18** para garantizar la correcta circulación del fluido y evitar el retorno del mismo.

15 De manera práctica, el autoclave 1 comprende finalmente sensores tales como un sensor **19** principal adaptado para medir la temperatura y la presión dentro de la cámara de esterilización 2 y también, ventajosamente, un sensor de termostatación, simplemente denominado termómetro **20** de entrada, adaptado para medir la temperatura del fluido en la entrada del canal principal 10 dentro de la cámara de esterilización 2. También puede haber otro sensor de termostatación presente, simplemente denominado segundo termómetro **21**, en el acumulador 3 o la salida del acumulador.

20 El funcionamiento del autoclave 1, descrito anteriormente desde un punto de vista estructural, es el siguiente. Este funcionamiento define un nuevo proceso de esterilización **50** para distintos instrumentos y en particular instrumentos dentales.

25 Al principio, la cámara de esterilización 2 está a temperatura ambiente y la atmósfera consiste en aire que no está desinfectado o esterilizado, mientras que el volumen 3a se rellena con la humedad recogida internamente procedente de un ciclo de esterilización anterior.

30 En consecuencia, la cámara de esterilización 2 puede abrirse y es accesible manualmente y los instrumentos dentales o similares pueden cargarse.

Comienza una fase de regeneración **51** (Figura 3a) durante la cual se produce la regeneración del volumen 3a, de zeolita, presente en el acumulador 3.

35 Por el término "regeneración" se entiende el proceso por el cual mediante el calentador 3b, el volumen 3a se calienta de tal forma que emite vapor hasta su completa deshidratación. El proceso inverso, es decir, el proceso de hidratación con emisión de aire caliente seco, se denomina absorción.

40 Durante la fase de regeneración 51, en una primera parte el calentador 3b calienta el volumen 3a que emitirá vapor. El vapor se transporta desde la bomba 4 a lo largo del canal principal 10, a través de la primera válvula 11 y, desde ahí, a la cámara de esterilización 2 que comenzará el precalentamiento. Durante este proceso la segunda válvula 16 se abre de vez en cuando para suministrar aire estéril al volumen 3a, ya que este volumen, debido al filtro 17 quedaría de otro modo al vacío.

45 Posteriormente, en una segunda parte de la fase de regeneración 51, llevada a cabo junto con la primera parte o, como alternativa, en distintos momentos alternados, se cierran la primera y segunda válvulas 11 y 16 y se abre el conjunto de válvula 12. El vapor se transfiere desde la cámara de esterilización 2 al intercambiador de calor 6, donde se condensa y se asienta en el envase 3c en la base del acumulador 3 en forma de condensado.

50 Comienza la fase de extracción **52**, siendo el objetivo de esta fase vaciar completamente la cámara de esterilización 2 del aire y rellenarla exclusivamente con vapor que esteriliza mejor los instrumentos.

55 La fase de extracción 52 es convenientemente del tipo descrito en la patente italiana IT-B-1265206 entre la primera línea, página 5, y el penúltimo párrafo de la página 16 y en la Figura 2b. De hecho, en una primera sub-fase de descarga **52a** (Figura 3b) de la fase de extracción 52 la cámara de esterilización 2 se pone al vacío, hasta aproximadamente una presión incluida entre -0,8 y -0,9 bares de presión relativa.

60 En particular, durante esta primera sub-fase 52a el conjunto de válvula 12 está en la posición abierta y la primera válvula 11 conecta el canal principal 10 al tanque de descarga 7, cerrando la parte de entrada a la cámara de esterilización 2.

En consecuencia, el aire y el vapor presentes en la cámara de esterilización 2 se transfieren, todavía a través de la bomba 4, al intercambiador de calor 6 y, desde ahí, al acumulador 3 que retendrá el vapor transferido. El aire seco restante se transfiere entonces a la bomba 4 y al tanque de descarga 7.

65 Después comienza la segunda sub-fase de carga **52b** (Figura 3c) en la que se introduce vapor en la cámara de esterilización 2 para someterlo a una presión relativa incluida entre 0,3 y 1,2 bares.

ES 2 560 014 T3

5 Durante esta fase la cámara de esterilización 2 está cerrada; el conjunto de válvula 12 y, en algunos casos, la primera válvula 11 también cierran el conducto principal, mientras que el generador de vapor 5 alimenta la cámara de esterilización 2 hasta que se alcanza dicha presión. Además, preferentemente el acumulador 3 y, en particular, el volumen 3a de zeolita pueden suministrar otro vapor. Este vapor se transfiere entonces a la cámara de esterilización 2.

10 En una tercera sub-fase de descarga **52c** (Figura 3b), el vapor se evacúa al menos parcialmente desde la cámara de esterilización 2 para llevarlo a una presión relativa incluida entre -0,9 y 0,4 bares. En esta sub-fase 52c, el vapor y el aire se transmiten al volumen 3a y se almacenan internamente.

15 Como se muestra en la Figura 4a y en la Figura 4c, en esta fase la presión relativa en la cámara de esterilización 2 puede ser positiva o negativa como se muestra en la Figura 4b. En particular, durante esta tercera sub-fase 52c los ajustes son idénticos a los ajustes de la primera sub-fase 52a, con la única diferencia de que el porcentaje de vapor en los canales es mucho mayor, y el acumulador 3 y, más en particular el volumen 3a de zeolita, está muy cargado con el mismo vapor.

20 Dichas segunda sub-fase 52b y tercera subfase 52c pueden repetirse varias veces para eliminar casi completamente el aire presente en la cámara de esterilización 2 y optimizar la esterilización mediante el vapor. Este recurso se describe en particular en la mencionada patente IT- B-1265206.

También es posible comprobar si el entorno interno de la cámara de esterilización 2 está compuesto totalmente de vapor verificando que la presión y temperatura internas, medidas por el sensor 19, tienen proporciones muy próximas a las proporciones teóricas de los diagramas de estado del vapor.

25 Después de un número predeterminado de ciclos o cuando el sensor 19 mide el porcentaje correcto de vapor dentro de la cámara de esterilización 2, comienza la fase de carga **53** (Figura 3c).

30 Al principio de esta fase el acumulador 3 y, más en particular, el volumen 3a de zeolita, se carga con vapor. Este vapor se transfiere entonces a la cámara de esterilización 2.

Después el calentador 3b calienta el volumen 3a regenerándolo. El último emite vapor a través del canal principal 10.

35 El vapor atraviesa la bomba 4, la primera válvula 11 que conecta el acumulador 3 a la cámara de esterilización 2 que cierra la vía hacia el tanque de descarga 7, el vapor entra en la cámara de esterilización 2 y la presuriza, hasta una presión relativa incluida entre 1,8 y 2,2 bares, ya que el conjunto de válvula 12 está en la posición cerrada.

40 Además, durante esta fase de carga 53 preferentemente el generador de vapor 5 también alimenta la cámara de esterilización 2, hasta dicha presión.

45 Cuando la fase de carga 53 ha finalizado, comienza la fase de esterilización **54**; durante esta fase la cámara de esterilización se aísla mientras el conjunto de válvula 12 y la primera válvula 11 cierran el conducto principal, y el canal de carga 14 también se cierra. En consecuencia, el vapor lleva a cabo la esterilización de los instrumentos dentro de la cámara de esterilización 2.

Al final de la esterilización, el acumulador 3 y, en particular, el volumen 3a, está seco, porque ha emitido todo el vapor.

50 Después comienza la fase de secado **55** (Figura 3d). Durante esta fase se utiliza el flujo de aire caliente generado en el volumen 3a por absorción en dicho material.

En particular, el conjunto de válvula 12 y la primera válvula 11 están en la posición abierta, la vía al tanque de descarga 7 está cerrada y el canal principal 10 está completamente abierto.

55 En este caso el vapor se envía al intercambiador de calor 6 y después al acumulador 3. El último absorbe el vapor y emite aire caliente seco. El aire caliente seco alcanza la bomba 4 que siempre está realizando transferencias de fluidos, atraviesa la primera válvula 11 y vuelve a la cámara de esterilización 2. El ciclo continúa y el aire que sale de la cámara de esterilización 2 es cada vez más seco y el aire que sale del acumulador 3 es cada vez más caliente, por efecto de la fase de absorción del volumen 3a, como se ha descrito anteriormente. Como alternativa, el secado puede contemplar una fase alternada de vacío y presión ambiental (Figura 4c) o exclusivamente fases de presión ambiental.

60 Después se secan los instrumentos y el termómetro 20 mide la temperatura a la entrada de la cámara de esterilización 2. Este secado puede alcanzar un vacío de la cámara de esterilización 2.

Cuando la fase de secado 55 ha finalizado, posiblemente se espera al enfriamiento de los instrumentos, y entonces vuelven a darse las condiciones de partida en las que el acumulador 3 se carga con vapor y la cámara de esterilización 2 está a temperatura ambiente y es accesible para la extracción de los instrumentos y la introducción de nuevos instrumentos para un nuevo ciclo de esterilización.

5 La invención consigue importantes ventajas.

De hecho, debido a la presencia del acumulador 3, el vapor y el calor no se pierden en el entorno, sino que pueden reciclarse y el aire caliente y el vapor pueden emitirse alternativamente, para poder obtener importantes ahorros en energía y vapor.

Otra ventaja se obtiene del hecho de que el condensado no atraviesa la bomba 4, de hecho, el acumulador 3 lo retiene. Por lo tanto, dicha bomba 4 puede consistir en una bomba de pistón con mejores resultados que las bombas de diafragma. Por el contrario, en la técnica conocida, debido a la presencia de condensado, el uso de bombas de diafragma era obligatorio.

Otra ventaja radica también en que el termómetro 20 o el segundo termómetro 21 pueden medir el estado de secado de los instrumentos en la cámara de esterilización 2 en tiempo real. De hecho, cuando la temperatura de los sensores 20 y 21 cae por debajo de un valor determinado, 50 °C por ejemplo, y por tanto, se introduce aire no caliente en la entrada, esto significa que el vapor ya no está presente en la cámara de esterilización 2 y que, en consecuencia, los instrumentos ahora están secos.

Por consiguiente, es posible ajustar el secado basándose en los instrumentos presentes en la cámara de esterilización 2.

Otra ventaja más se representa por el hecho de que puede reciclarse parte del agua utilizada, por lo que no es necesario eliminarla del entorno.

La invención es susceptible de variaciones que pertenecen al alcance de la idea inventiva expresada por las reivindicaciones independientes y los correspondientes equivalentes técnicos.

REIVINDICACIONES

1. Un autoclave (1) para instrumentos médico-dentales y similares, que comprende:
- 5 una cámara de esterilización (2), un acumulador (3), un canal principal (10) que conecta dicha cámara de esterilización (2) y dicho acumulador (3) en circuito y que establece comunicación entre ellos para el paso de fluido, una bomba (4) adaptada para mover dicho fluido dentro de dicho canal principal (10), **caracterizada por**
10 **que** dicho acumulador (3) incluye un volumen (3a) de un material consistente en zeolita que tiene propiedades higroscópicas derivadas de una reacción exotérmica y viceversa.
2. Un autoclave de acuerdo con la reivindicación anterior, en el que dicho acumulador (3) comprende un calentador (3b) para dicho volumen (3a).
3. Un autoclave de acuerdo con una o más de las reivindicaciones anteriores, en el que dicha bomba (4) es una
15 bomba de pistón.
4. Un autoclave de acuerdo con una o más de las reivindicaciones anteriores, que comprende un termómetro (20) colocado cerca de la conexión entre dicho canal principal (10) y dicha cámara de esterilización (2).
- 20 5. Un proceso de esterilización (1) para instrumentos médico-dentales, que comprende: una fase de carga (53) en la que se introduce vapor a una presión elevada en una cámara de esterilización (2), una fase de esterilización (54) en la que dicho vapor en dicha cámara de esterilización (2) se mantiene a dicha presión elevada, una fase de secado (55) en la que se expulsa dicho vapor y se introduce aire caliente seco en dicha cámara de esterilización (2),
25 **caracterizado por que** durante dicha fase de secado (55), dicho vapor se introduce en un acumulador (3) que incluye un volumen (3a) de un material que consiste en zeolita que tiene propiedades higroscópicas derivadas de una reacción exotérmica y viceversa y dicho volumen (3a) emite aire caliente seco que se introduce en dicha cámara de esterilización (2).
- 30 6. Un proceso de acuerdo con la reivindicación anterior, en el que dicho acumulador (3) comprende un calentador (3b) para dicho volumen (3a) y en el que durante dicha fase de carga (53) se activa dicho calentador (3b) y dicho vapor se extrae de dicho volumen (3a) y se lleva a dicha cámara de esterilización (2).
7. Un proceso de acuerdo con las reivindicaciones 5 o 6, en el que dicha fase de secado (55) se interrumpe cuando un termómetro (20) colocado cerca de la conexión entre dicho canal principal (10) y dicha cámara de esterilización (2) mide una temperatura de dicho aire seco, que entra en dicha cámara de esterilización (2), por debajo de un umbral predeterminado.
35
8. Un proceso de acuerdo con una o más de las reivindicaciones 5-7, en donde dicho proceso comprende una fase de extracción (52) durante la cual dicha cámara de esterilización se vacía completamente del aire y se rellena con vapor, en donde en dicha fase de extracción (52), se repiten sub-fases de carga (52b) y descarga (52a, 52c) de dicha cámara de esterilización (2).
40
9. Un proceso de acuerdo con la reivindicación 8, en el que en dichas sub-fases de descarga (52a, 52c) de dicha cámara de esterilización (2), dicho acumulador (3) absorbe dicho vapor.
45

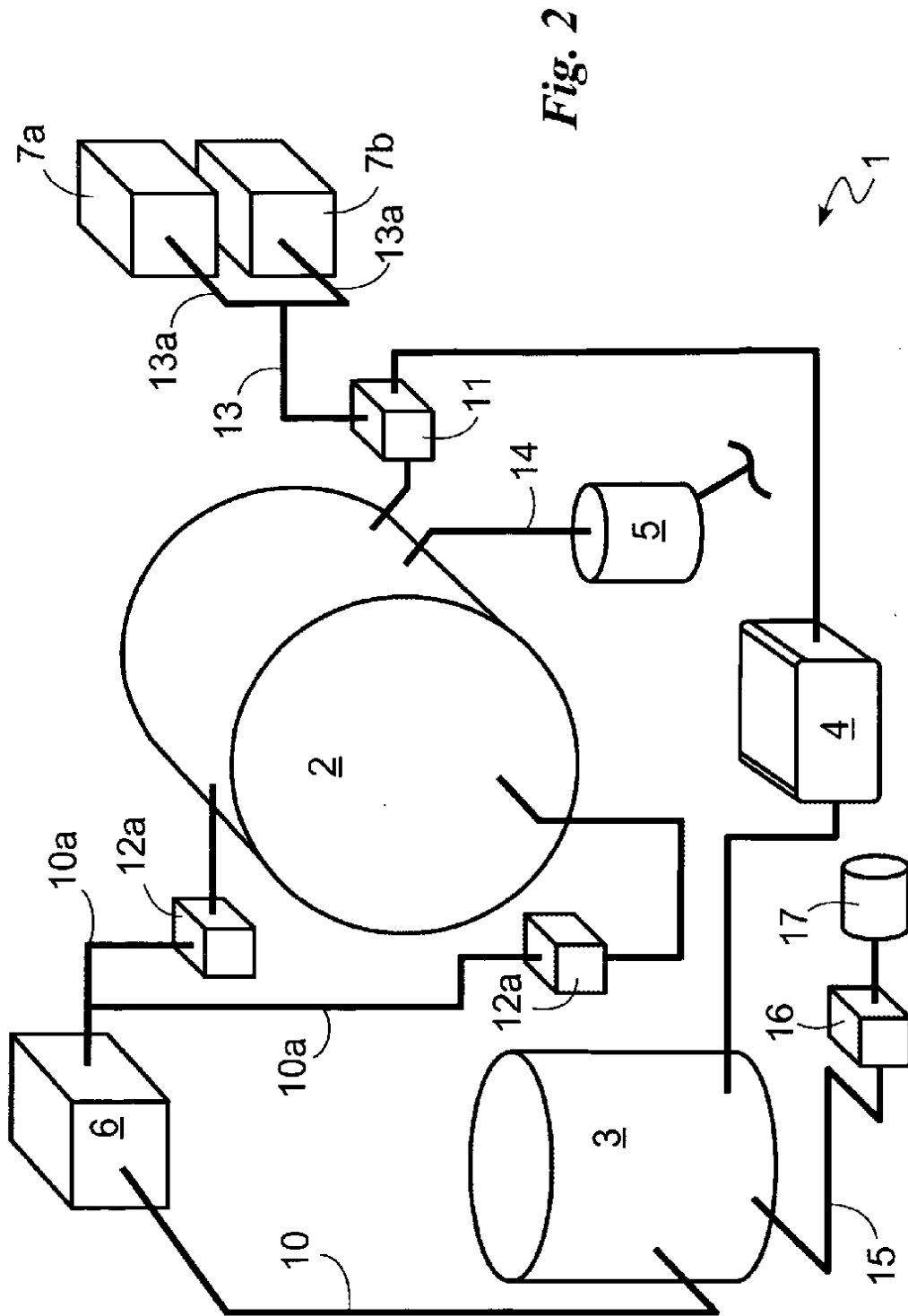


Fig. 2

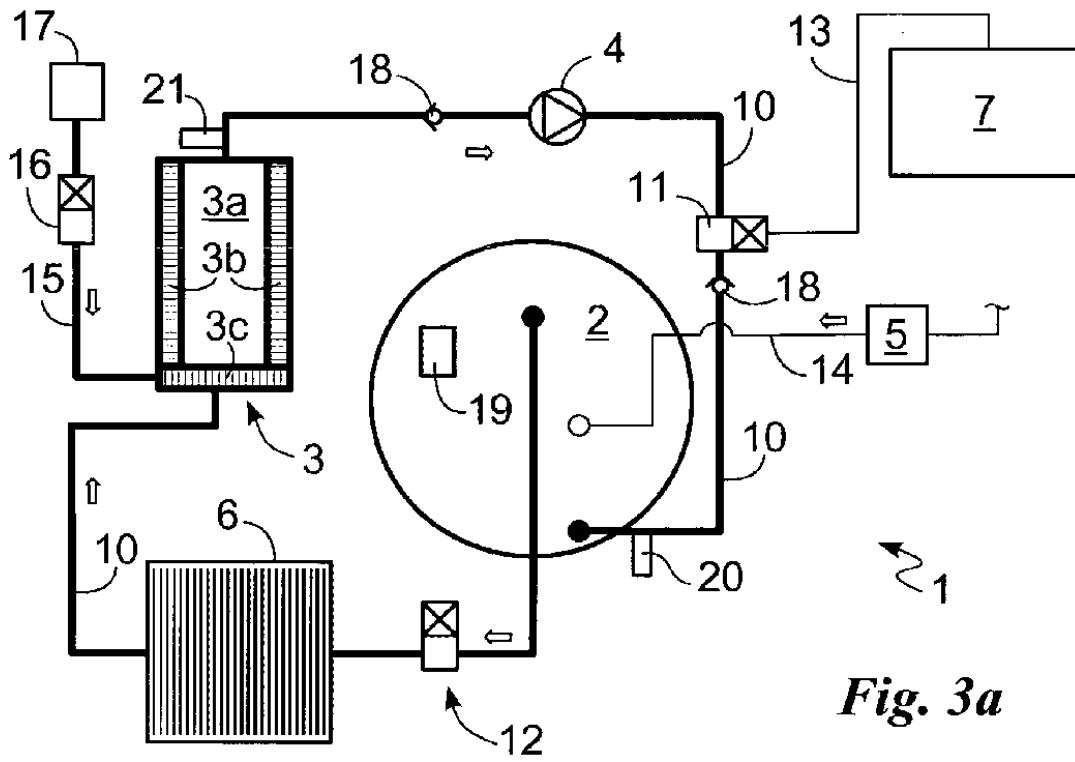


Fig. 3a

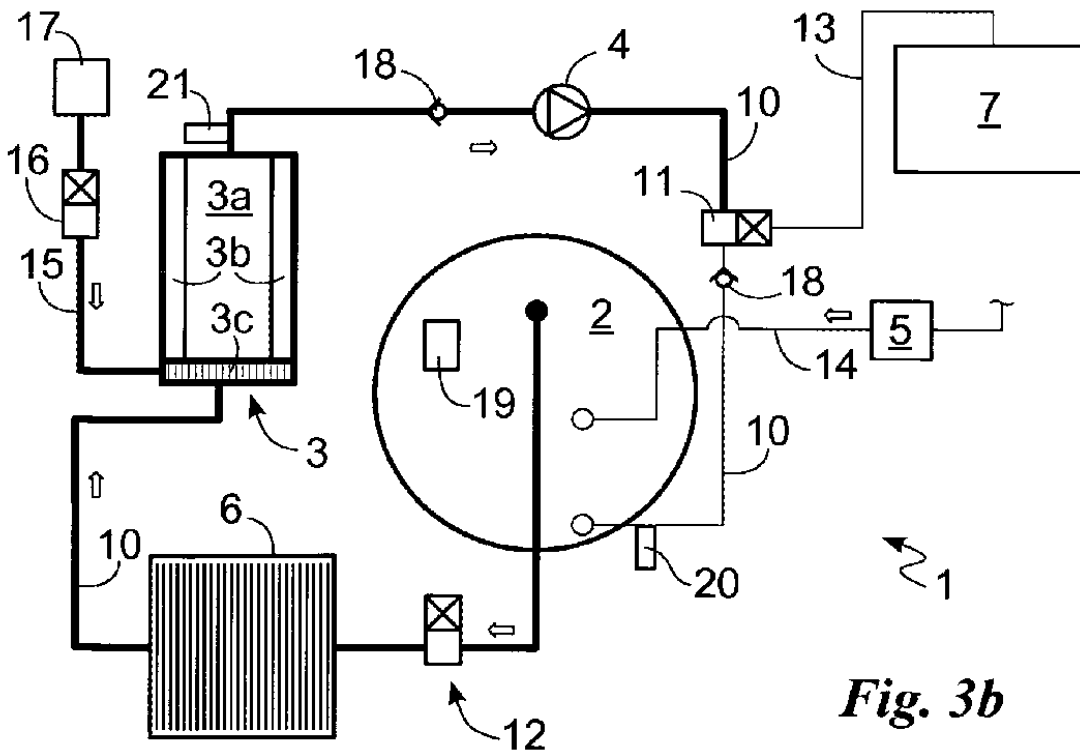


Fig. 3b

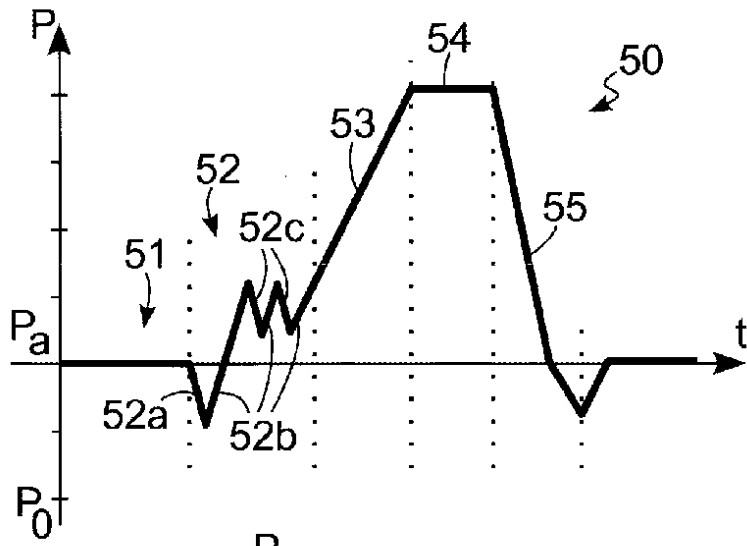


Fig. 4a

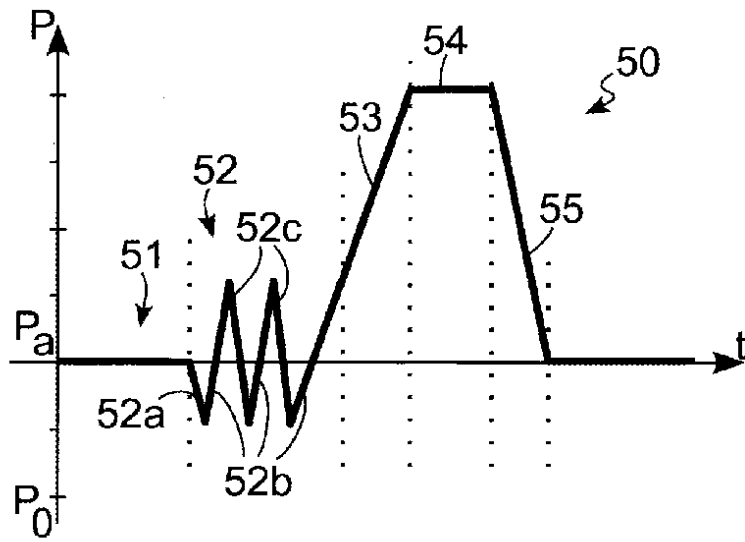


Fig. 4b

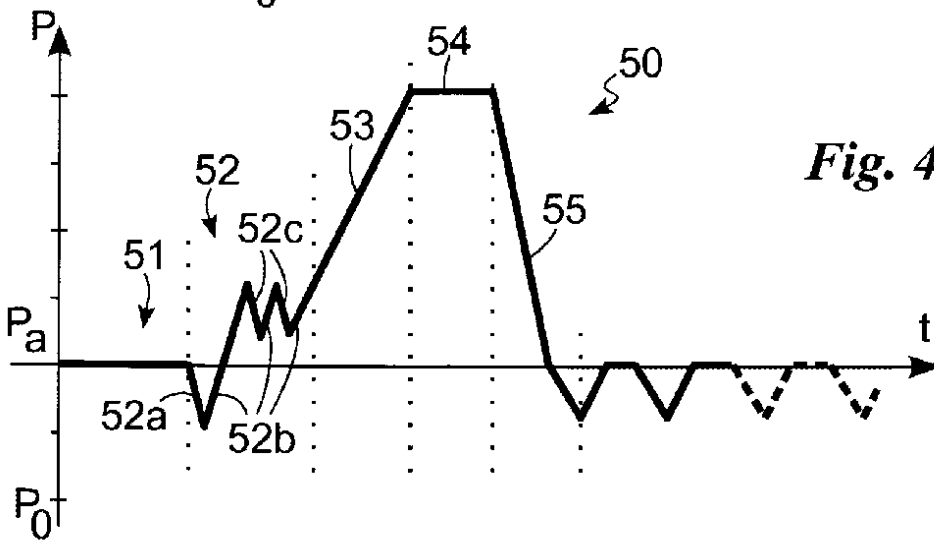


Fig. 4c