

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 806 930**

51 Int. Cl.:

A61H 23/04 (2006.01)

A61H 9/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.02.2005** **E 10185260 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.04.2020** **EP 2314268**

54 Título: **Sistema de tratamiento por compresión**

30 Prioridad:

23.02.2004 US 784323

23.02.2004 US 784607

23.02.2004 US 784604

23.02.2004 US 784639

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

19.02.2021

73 Titular/es:

KPR U.S., LLC (100.0%)

777 West Street

Mansfield, MA 02048, US

72 Inventor/es:

PERRY, MATTHEW J.;

VESS, MARK A. y

WUDYKA, SCOTT

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 806 930 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Sistema de tratamiento por compresión

5 **Antecedentes****1. Campo técnico**

10 La presente invención se refiere de forma general al campo de la terapia vascular para aplicación a una extremidad de un cuerpo y, más en concreto, a un sistema de tratamiento por compresión que tiene un controlador que regula el flujo de fluido.

2. Descripción de la técnica relacionada

15 Un gran problema para pacientes inmovilizados y personas en estado similar son las condiciones médicas que forman coágulos en la sangre como, por ejemplo, trombosis venosa profunda (DVT) y edema periférico. Dichos pacientes y personas incluyen aquellos que se ven sometidos a cirugía, anestesia, periodos largos de descanso en cama, etc. Por lo general, estas condiciones de tendencia a la formación de coágulos sanguíneos se producen en las venas profundas de las extremidades inferiores y/o de la pelvis. Estas venas, tales como la iliaca, la femoral, la popliteal y la tibial devuelven sangre desoxigenada al corazón. Por ejemplo, cuando la circulación sanguínea en estas venas se hace más lenta debido a una enfermedad, una lesión o a la inactividad, existe tendencia a que la sangre se acumule o se estanque. Una acumulación de sangre estática es ideal para la formación de coágulos. Un gran riesgo asociado con esta condición es la interferencia con la circulación cardiovascular. De manera más grave, un fragmento del coágulo sanguíneo se puede desprender y migrar. Se puede formar un trombo pulmonar que bloquee una arteria pulmonar principal, lo cual puede poner en riesgo la vida.

20 Las condiciones y riesgos resultantes asociados con la inmovilidad del paciente se pueden controlar o aliviar aplicando presión intermitente a una extremidad del paciente, tal como, por ejemplo, una pierna incluidos el muslo, la pantorrilla y el pie para ayudar a la circulación de la sangre. Para ayudar en la circulación de la sangre se han empleado dispositivos conocidos, tales como almohadillas de una pieza y botas de compresión. Véanse, por ejemplo, las Patentes U.S. N.º 6.290.662 y 6.494.852.

30 Por ejemplo, se han usado dispositivos de compresión secuencial, los cuales consisten en una bomba de aire conectada a una almohadilla envolvente desechable mediante una serie de tubos de aire. La almohadilla envolvente está configurada para ser colocada alrededor de una parte de la pierna de un paciente, tal como el muslo, la pantorrilla o el pie. Se pueden montar almohadillas múltiples en la pierna para cubrir las diferentes partes de la misma. A continuación, se hace pasar aire de forma secuencial hacia el interior de las diferentes partes de la almohadilla o almohadilla envolvente, creando presión alrededor del muslo, de la pantorrilla o del pie, mejorando de ese modo el retorno venoso.

40 El documento US 5575762 divulga un sistema de tratamiento por compresión según el preámbulo de la reivindicación 1. Este divulga un sistema de compresión secuencial gradiente para evitar la flebotrombosis, que incluye un controlador del sistema basado en la presión para controlar las transferencias de aire desde una fuente de aire presurizado hasta las cámaras inflables de una manga para extremidad, de modo que la modalidad profiláctica se proporcione a la extremidad. El controlador del sistema incluye medios para detectar los estados de fallo de baja y alta presión, que pueden aparecer debido a conductos desconectados u obstruidos y a las mangas colocadas demasiado flojas o demasiado apretadas alrededor de la extremidad.

50 El documento GB 2295235 divulga una prenda inflable para aplicar compresión en la extremidad de un paciente que tiene dos cámaras inflables para cada extremidad. Tanto la cámara inferior como la superior están conectadas directamente de forma consecutiva a una fuente de inflado en común. Una válvula de no retorno evita que se desinflen la primera cámara cuando se empieza a inflar la segunda cámara. La presión de las cámaras se monitoriza mediante transductores de presión. Un microprocesador está programado para activar una alarma si la velocidad de aumento de la presión cae por fuera de una velocidad umbral predeterminada.

55 El documento EP 1226804 (D3) divulga un aparato de aplicación de presión que comprende una manga de compresión con una pluralidad de celdas anulares inflables, un bloque de control con válvulas neumáticas, conectado a dichas celdas anulares, y una fuente de fluido presurizado, conectada a dicho bloque de control, que está adaptada para llevar a cabo, con dicha manga, un procedimiento de compresión normal. El documento EP 1226804 divulga el escaneo de las celdas mediante la aplicación de poca presión en cada celda. El escaneo detecta el número de celdas de la manga y ajusta el funcionamiento del dispositivo en consecuencia. El procedimiento de escaneo también se utiliza para detectar celdas que no funcionen bien.

65 Estos dispositivos conocidos pueden sufrir diferentes inconvenientes debido a su volumen y a la naturaleza engorrosa de su utilización. Estos inconvenientes reducen la comodidad, la elasticidad y pueden, de forma desventajosa, impedir la movilidad del paciente según va avanzando la recuperación después de la cirugía.

Además, normalmente, estos dispositivos de compresión secuencial conocidos incluyen un conjunto de controlador que regula el flujo de aire y la presión en la almohadilla o almohadillas envolventes. El conjunto de controlador se puede montar en una cama y se puede enchufar en una toma de pared para su alimentación durante el uso. Sin embargo, este sistema puede presentar desafíos, por ejemplo, cuando el paciente necesita realizar ciertas tareas, por ejemplo, aseo, fisioterapia, etc. En estas situaciones, las almohadillas se suelen quitar, interrumpiendo así de forma desventajosa la terapia vascular. De esta manera, estos conjuntos de controlador sufren diferentes inconvenientes porque no facilitan el transporte o la movilidad del paciente y normalmente no se pueden adaptar para inflado de almohadillas para el muslo, para la pantorrilla y para el pie.

Por lo tanto, sería deseable superar las desventajas e inconvenientes de la técnica anterior con un sistema de tratamiento por compresión que tenga un controlador que se pueda adaptar para inflar mangas para el muslo, para la pantorrilla y para el pie y que facilite el transporte o la movilidad del paciente para proporcionar terapia vascular continua. Sería deseable que el sistema detectara de forma automática los tipos de mangas conectadas al mismo. Sería muy deseable que el sistema incluyera un circuito neumático que facilitase la monitorización de la presión con un único transductor de presión para conseguir las ventajas de la presente invención. Se contempla que el sistema de tratamiento por compresión se fabrique de manera fácil y eficiente.

Sumario

Según la invención, se proporciona un sistema de tratamiento por compresión según la reivindicación 1.

Las realizaciones preferidas de la presente invención se definen en las reivindicaciones dependientes.

Breve descripción de los dibujos

Se puede entender mejor la presente divulgación, en cuanto a su organización y a su forma de funcionamiento, junto con objetivos y ventajas adicionales, haciendo referencia a la siguiente descripción, tomada en conexión con los dibujos adjuntos, los cuales se describen más adelante.

La Figura 1 es una vista frontal de una realización particular de un sistema de tratamiento por compresión de acuerdo con los principios de la presente invención;
la Figura 2 es una vista lateral del sistema de tratamiento por compresión mostrado en la Figura 1;
la Figura 3 es una vista en planta del sistema de tratamiento por compresión mostrado en la Figura 1;
la Figura 4 es una vista desde atrás del sistema de tratamiento por compresión mostrado en la Figura 1;
la Figura 5 es una representación esquemática de un circuito neumático del sistema de tratamiento por compresión mostrado en la Figura 1;
la Figura 6 es una vista en planta de una manga del sistema de tratamiento por compresión mostrado en la Figura 1 que está situada alrededor de una extremidad;
la Figura 7 es una realización alternativa de la manga mostrada en la Figura 6; y
la Figura 8 es un ejemplo alternativo de la manga mostrada en la Figura 6 no cubierto por las reivindicaciones.

Descripción detallada de las realizaciones de ejemplo

Las realizaciones de ejemplo del sistema de tratamiento por compresión y los métodos de operación presentados se explican en términos de terapia vascular incluyendo un aparato de compresión con profilaxis para su aplicación a una extremidad de un cuerpo y, más en concreto, en términos de un sistema de tratamiento por compresión que tiene un controlador que se puede adaptar para inflar mangas para el muslo, para la pantorrilla, para el tobillo y para el pie y que facilita el transporte y la movilidad del paciente. Se contempla que el sistema de tratamiento por compresión se pueda emplear para evitar y superar los riesgos asociados con la inmovilidad del paciente. Se contempla además que el sistema de tratamiento por compresión alivie las condiciones que se derivan de la inmovilidad del paciente para impedir, por ejemplo, DVT, edema periférico, etc. Se contempla que el sistema de tratamiento por compresión de acuerdo con la presente invención se pueda atribuir a todos los tipos de sistemas de compresión venosa, incluido un aparato para compresión secuencial con profilaxis, pero no limitado a dicho aparato. El término "secuencial con profilaxis" no se debe considerar limitativo para el sistema de tratamiento por compresión venosa general descrito en este documento. Sin embargo, se prevé que la presente invención encontrará aplicación con una gran variedad de condiciones de inmovilidad de personas y pacientes similares, tales como, por ejemplo, aquellos que se ven sometidos a cirugía, anestesia, periodos largos de reposo en cama, que sufren de obesidad, edad avanzada, cáncer, tromboembolia previa, etc.

En la explicación que se da a continuación, el término "proximal" se refiere a una porción de una estructura que está más cerca del tronco de un sujeto y el término "distal" se refiere a una porción que está más lejos del tronco. Tal como se usa en este documento, el término "sujeto" se refiere a un paciente que es sometido a terapia vascular usando el sistema de tratamiento por compresión. De acuerdo con la presente invención, el término "personal sanitario" se refiere a un individuo que administra el sistema de tratamiento por compresión y puede incluir personal de apoyo.

La siguiente explicación incluye una descripción del sistema de tratamiento por compresión, seguida por una

descripción de un método de ejemplo de accionamiento del sistema de tratamiento por compresión de acuerdo con los principios de la presente invención. Se hará ahora referencia en detalle a las realizaciones de ejemplo y a la invención, las cuales se ilustran con las figuras adjuntas.

Se hará referencia ahora a las figuras, en las cuales a lo largo de las diferentes vistas los componentes similares se designan mediante números de referencia similares. Haciendo referencia inicialmente a las Figuras 1-5, se ilustra en ellas un sistema de tratamiento por compresión 10, construido de acuerdo con los principios de la presente invención. El sistema de tratamiento por compresión 10 incluye una carcasa 12. La carcasa 12 contiene a los componentes de un controlador 14 (mostrado de manera esquemática en la Figura 5) situados en su interior.

La carcasa 12 tiene una configuración semicircular y tiene un recorte 16 de mango a lo largo de su parte superior para facilitar el transporte y la movilidad del sujeto. Se prevé que la carcasa 12 se pueda configurar y dimensionar de formas diferentes tales como, por ejemplo, rectangular, esférica, etc. Se prevé además que la carcasa 12 se pueda ensamblar mediante cualquier proceso apropiado tal como, por ejemplo, encaje a presión, unión adhesiva, soldadura con disolvente, soldadura térmica, soldadura por ultrasonidos, tornillos, remaches, etc. De manera alternativa, la carcasa 12 se puede conformar de una sola pieza o ensamblarse integralmente a partir de múltiples secciones de carcasa y puede ser substancialmente transparente, opaca, etc. La carcasa 12 puede incluir nervios, crestas, etc. para facilitar la manipulación del sistema de tratamiento por compresión 10.

Los componentes de la carcasa 12 se pueden fabricar de un material apropiado para aplicaciones médicas, tal como, por ejemplo, polímeros o metales, como por ejemplo acero inoxidable, dependiendo de la aplicación médica concreta y/o de la preferencia de un médico. Para la fabricación se contemplan polímeros semirrígidos y rígidos, así como materiales elásticos, tales como el polipropileno de grado médico moldeado. Sin embargo, una persona con experiencia en la técnica se dará cuenta de que, de acuerdo con la presente invención, también serían apropiados otros materiales y otros métodos de fabricación adecuados para el montaje y fabricación.

La carcasa 12 es portátil para facilitar la terapia vascular continua a un sujeto (no mostrado). La carcasa 12 incluye un soporte 20 que facilita el montaje no permanente de la carcasa 12 en, por ejemplo, una cama de hospital, una mesa, etc. El soporte 20 se extiende desde una porción 22 posterior de la carcasa 12 y proporciona una configuración con forma de gancho para colgar la carcasa 12 de la cama de un sujeto, etc. Se contempla que la soporte 20 se pueda colgar de diferentes estructuras para el montaje no permanente de la carcasa 12 o, de forma alternativa, que la carcasa 12 no incluya un soporte y se pueda colocar sobre el suelo o sobre otra superficie de apoyo. De manera alternativa, la carcasa 12 incluye una correa 24 para el hombro, como se muestra en la Figura 2, que permite que la carcasa 12 pueda ser llevada colgada por el sujeto o por el personal sanitario durante el transporte. La correa 24 para el hombro se puede emplear con o sin el soporte 20 y puede estar fijada a, por ejemplo, cualquier parte de la carcasa 12, incluido el mango 16.

El sistema de tratamiento por compresión 10 utiliza una fuente de potencia eléctrica de conmutación AC/DC para el funcionamiento de sus componentes. Un cable 26 de alimentación está conectado a la carcasa 12 para llevar energía a los componentes del controlador 14. El cable 26 de alimentación accede a una fuente de energía AC a través de una toma de pared, etc. El controlador 14 puede incluir un transformador u otros componentes electrónicos para conectar a la fuente de energía. Se prevé que el cable 26 de alimentación se pueda enrollar alrededor del soporte 20 para el almacenamiento y durante el transporte y la movilidad del sujeto. Se prevé además que el sistema de tratamiento por compresión 10 pueda incluir un mecanismo de captura para el almacenamiento que retenga el cable 26 de alimentación con la carcasa 12. El mecanismo de captura para el almacenamiento puede incluir un cable elástico, una polea, etc.

El sistema de tratamiento por compresión 10 también utiliza una batería 28 para alimentar a los componentes del controlador 14 para facilitar el transporte y la movilidad del sujeto. La batería 28 está situada en el interior de un compartimento 30 para la batería de la carcasa 12. Se contempla que la batería 28 pueda incluir una celda o una pluralidad de ellas. Las celdas de la batería pueden ser del tipo ion-litio, etc. Se contempla además que la batería 28 sea recargable y se pueda utilizar durante diferentes rangos de tiempo de funcionamiento, tales como, por ejemplo, 6 horas, 8 horas, 10 horas, etc. Por ejemplo, el cable 26 de alimentación se puede desenchufar y ser capturado por el mecanismo de captura para el almacenamiento de la carcasa 12. El sistema de tratamiento por compresión 10 funciona entonces con la energía de la batería 28 y el sujeto se puede mover.

Se prevé que la batería 28 se pueda montar en una superficie exterior de la carcasa 12 o independiente de ella. Se prevé además que el sistema de tratamiento por compresión 10 pueda incluir fuentes de energía alternativas, tales como, por ejemplo, energía solar, energía no eléctrica, etc., o de forma alternativa pueda no incluir alimentación por baterías.

La carcasa 12 tiene un panel de control 32 situado sobre una superficie 34 frontal de la misma. El panel de control 32 incluye controles e indicadores para el manejo del sistema de tratamiento por compresión 10. El panel de control 32 tiene una pantalla 36 LED que proporciona datos de estado, mensajes, etc. de los diferentes componentes del sistema 10, tales como, por ejemplo, energía, batería, identificación y conexión de la manga, inflado, salida de aire, llenado venoso, errores, etc. El panel de control 32 también incluye conmutadores de activación manual para alimentar al

sistema 10, etc. Se contempla que dichos conmutadores sean del tipo de membrana accionados mediante presión con el dedo, etc.

La porción 22 posterior de la carcasa 12 define orificios 38, 40 (Figura 4). Los orificios 38, 40 incluyen orificios 38a, 38b, 38c de salida y orificios 40a, 40b, 40c de salida, respectivamente. Los orificios 38a, 38b, 38c de salida y los orificios 40a, 40b, 40c de salida están en comunicación fluida con cámaras inflables 46a, 46b, 46c de una manga 46 de compresión y con cámaras inflables 48a, 48b, 48c de una manga 48 de compresión, respectivamente, las cuales están configuradas para que se ajusten alrededor de las piernas de un sujeto, por medio de un conector 42 hembra y un conjunto 44 de tubos, como se explicará. Los orificios 38a, 38b, 38c, 40a, 40b, 40c de salida están configurados para su conexión al conjunto 44 de tubos. Cada uno de los orificios 38, 40 se puede conectar a una manga de compresión concreta, por ejemplo, una manga para la pierna, una manga para el pie, etc.

Los orificios 38, 40 también están conectados con los componentes del controlador 14 situados en el interior de la carcasa 12 para facilitar el inflado de mangas de compresión seleccionadas, como se ilustra en el circuito neumático mostrado en la Figura 5. El controlador 14 incluye una fuente de fluido presurizada, tal como, por ejemplo, una bomba 50 que comunica de forma fluida con un bloque 52 de válvulas para conexión con los orificios 38, 40, como se explicará. La bomba 50 incluye un motor que comprime aire y lo envía hacia el bloque 52 de válvulas a través de tuberías o similar. La velocidad del motor de la bomba se controla electrónicamente para proporcionar una correspondiente velocidad del compresor para las presiones de salida respectivas deseadas. Se contempla que una placa de suministro de energía, que incluya la electrónica, circuitos, software, etc. necesarios conocidos por una persona con experiencia en la técnica, esté conectada al motor de la bomba y a otros componentes del controlador 14 para regular la energía transmitida a los mismos. Se prevé que la bomba 50 pueda ser una bomba de membrana.

El controlador 14 también incluye una válvula 54 antirretorno que impide el retorno de aire a través de la bomba 50 cuando se monitoriza la presión de la bolsa durante la detección del llenado venoso, como se explicará. Con el circuito neumático se proporciona una válvula 56 de sobrepresión para proteger contra sobrepresión en las mangas de compresión. La válvula 56 de sobrepresión está configurada para dejar salir presión de aire si fuera necesario. Se contempla que se puedan emplear diferentes tipos de válvulas tales como, por ejemplo, válvulas con empujadores accionados por muelle, etc.

El bloque 52 de válvulas incluye válvulas de solenoide 58a, 58b, 58c, 60a, 60b, 60c que están acopladas a orificios 38a, 38b, 38c, 40a, 40b, 40c, respectivamente. Cada una de las válvulas de solenoide 58a, 58b, 58c, 60a, 60b, 60c tiene un solenoide asociado que es accionado eléctricamente por medio de un procesador de control del controlador 14. El solenoide está acoplado a un asiento de válvula de cada válvula de solenoide 58a, 58b, 58c, 60a, 60b, 60c de tal manera que el asiento actúa abriendo y cerrando la respectiva válvula de solenoide cuando se acciona el solenoide. Véanse, por ejemplo, las válvulas de solenoide descritas en la Patente U.S. N.º 5.876.359 concedida a Bock et al. Se contempla que el procesador de control del controlador 14 incluya la electrónica, circuitos, software, etc. necesarios, conocidos para una persona con experiencia en la técnica, para accionar las válvulas de solenoide 58a, 58b, 58c, 60a, 60b, 60c en respuesta a condiciones variables del sistema de tratamiento por compresión 10 y en respuesta a otras indicaciones y medidas captadas por los componentes del controlador 14. Se prevé que se pueda emplear una válvula de solenoide o una pluralidad de ellas o, de forma alternativa, que se puedan usar otros tipos de válvulas.

Las válvulas de solenoide 58a, 58b, 58c, 60a, 60b, 60c y los componentes de válvula asociados a ellas se montan en los orificios 38, 40 del interior de la carcasa 12. Las válvulas de solenoide 58a, 58b, 58c, 60a, 60b, 60c son válvulas normalmente cerradas de tres vías y dos posiciones, las cuales tienen aberturas 62a, 62b, 62c, 64a, 64b, 64c, respectivamente. En la posición abierta, el aire fluye a través de las aberturas 62a, 62b, 62c, 64a, 64b, 64c hacia el orificio 38a, 38b, 38c, 40a, 40b, 40c de salida asociado y hacia el interior de las cámaras 46a, 46b, 46c inflables de la manga 46 de compresión y hacia el interior de las cámaras 48a, 48b, 48c inflables de la manga 48 de compresión. En la posición cerrada, las aberturas 62a, 62b, 62c, 64a, 64b, 64c están bloqueadas y el aire procedente de las mangas 46, 48 de compresión regresa a través del orificio 38a, 38b, 38c, 40a, 40b, 40c de salida y a través de los orificios de salida de aire 66a, 66b, 66c, 68a, 68b, 68c de la válvula asociada para desinflar las cámaras 46a, 46b, 46c, 48a, 48b, 48c inflables.

Las válvulas 58a, 58b, 58c, 60a, 60b, 60c de solenoide se accionan de forma secuencial para presurizar las cámaras 46a, 46b, 46c, 48a, 48b, 48c inflables y para proporcionar presurización secuencial de las mismas y salida de aire de las cámaras bajo el control del procesador de control del controlador 14. Se contempla que las válvulas 58a, 58b, 58c, 60a, 60b, 60c de solenoide se puedan accionar de manera selectiva cuando se desea el funcionamiento de refrigeración de las mangas, véase por ejemplo la Patente U.S. N.º 5.876.359 concedida a Bock et al.

Las válvulas 58a, 58b, 58c, 60a, 60b, 60c de solenoide son accionadas por señales con modulación de anchura de pulsos enviadas por el procesador de control del controlador 14. Las señales de accionamiento del solenoide tienen inicialmente un nivel de energía alto para un accionamiento rápido y seguro de las válvulas de solenoide. Después del accionamiento inicial, las señales de accionamiento se pueden reducir, por ejemplo, en aproximadamente el 70 % para mantener el accionamiento de las válvulas, reduciendo de ese modo el consumo de energía. Se prevé que las válvulas 58a, 58b, 58c, 60a, 60b, 60c de solenoide se puedan desactivar cuando se desee. Se prevé además que el procesador de control del controlador 14 incluya la capacidad de verificar el estado de las válvulas 58a, 58b, 58c, 60a,

60b, 60c de solenoide. Según va cambiando la condición de las válvulas 58a, 58b, 58c, 60a, 60b, 60c de solenoide, el procesador de control verifica su estado. Por ejemplo, si se detecta que una válvula concreta está cortocircuitada o abierta, el sistema de tratamiento por compresión 10 entrará en un modo de error concreto, como se explicará.

- 5 El controlador 14 también incluye un transductor de presión 66 situado en el interior de la carcasa 12. El transductor de presión 66 está acoplado al circuito neumático y situado entre la bomba 50 y las válvulas 58a, 58b, 58c, 60a, 60b, 60c de solenoide mediante tuberías o similar. El transductor de presión 66 está en comunicación fluida con cámaras 46a, 46b, 46c, 48a, 48b, 48c inflables para monitorizar la presión en cada una de estas cámaras 46a, 46b, 46c, 48a, 48b, 48c inflables. El procesador de control del controlador 14 da instrucciones al transductor de presión 66 para que
10 mida cualquiera de las cámaras 46a, 46b, 46c, 48a, 48b, 48c inflables que están conectadas a su respectiva válvula de solenoide y, por lo tanto, en comunicación fluida con ella. Situar el transductor de presión 66 antes de las válvulas de solenoide, en el lado del colector del circuito neumático, facilita ventajosamente el uso de un único transductor de presión para medir la presión en las cámaras inflables. Esta configuración facilita el inflado de una de las cámaras inflables o de la pluralidad de ellas. Ventajosamente, esta configuración también reduce el volumen del controlador 14
15 para contribuir a un diseño compacto y ligero del sistema de tratamiento por compresión 10, facilita el transporte y la movilidad del paciente y reduce los costes de fabricación.

Por ejemplo, durante un ciclo de compresión seleccionado, las válvulas 58a, 58b, 58c, 60a, 60b, 60c de solenoide se energizan de manera selectiva pasando a su posición abierta para presurizar, de forma secuencial, las cámaras 46a, 46b, 46c, 48a, 48b, 48c inflables. En la posición abierta, las válvulas 58a, 58b, 58c, 60a, 60b, 60c de solenoide permiten
20 el paso de aire procedente de la bomba 50 a través de los respectivos orificios 38a, 38b, 38c, 40a, 40b, 40c de salida hacia las cámaras inflables. El transductor de presión 66 monitoriza las presiones de cada una de las cámaras 46a, 46b, 46c, 48a, 48b, 48c inflables del circuito neumático y proporciona al procesador de control del controlador 14 una entrada de señal eléctrica para el control por realimentación.

25 Al final del ciclo de compresión seleccionado, las válvulas 58a, 58b, 58c, 60a, 60b, 60c de solenoide se desenergizan simultáneamente pasando a la posición cerrada para desconectar la bomba 50 de las mangas 46, 48. En la posición cerrada, el aire de la bomba 50 se bloquea y las válvulas 58a, 58b, 58c, 60a, 60b, 60c de solenoide dejan salir la presión de la manga a la atmósfera a través de los orificios 66a, 66b, 66c, 68a, 68b, 68c del bloque 52 de válvulas. Se
30 contempla que el sistema de tratamiento por compresión 10 pueda alternar el inflado de las cámaras entre una primera extremidad y una segunda extremidad. Se contempla además que el sistema de tratamiento por compresión 10 pueda inflar de manera individual cada una de las bolsas.

Haciendo referencia a la Figura 6, el sistema de tratamiento por compresión 10, similar al descrito anteriormente, está
35 ensamblado y preparado para su uso. Durante el funcionamiento, el sistema de tratamiento por compresión 10 incluye un controlador 14 provisto de la carcasa 12, descrita anteriormente, y una manga 112. La manga 112 incluye una bolsa 114 para el muslo, una bolsa 116 para la pantorrilla y una bolsa 118 para el tobillo. La manga 112 incluye un conector 120 que encaja con el conector 42 hembra, el cual está conectado al orificio 38 a través de una tubería 44. El conector 120 comunica de manera fluida con las cámaras de la manga 112 a través del conjunto 122 de tuberías.
40 De esta manera, esta configuración facilita la comunicación fluida entre las bolsas 114, 116, 118 y la bomba 50. En esta invención se contempla que el conector 120 pueda incluir además un mecanismo de válvula para controlar el flujo de fluido.

La manga 112 se proporciona y se manipula para su colocación alrededor de la pierna L del sujeto (no mostrada). El
45 conector 120 se encaja con el conector 42 hembra para establecer comunicación fluida entre la manga 112 y el circuito neumático. La manga 112 se enrolla alrededor de la pierna L y se sujeta a ella por medio de tiras 124, 126 de velcro. Se contempla que el sistema de tratamiento por compresión 10 pueda tratar una segunda pierna de un sujeto con una manga de compresión, similar a la manga 112, a través de la conexión al orificio 40. La segunda pierna se trata en ciclos de compresión alternos a los ciclos de compresión descritos más adelante para el tratamiento de la pierna L,
50 como se describe más adelante en la realización alternativa.

Las características portátiles de la carcasa 12 y del controlador 14, descritas anteriormente, proporcionan un sistema de tratamiento por compresión 10 que facilita el transporte y la movilidad del sujeto. Esta configuración ventajosa proporciona profilaxis frente a la DVT ininterrumpida cuando se usa el sistema en toda una instalación de tratamiento,
55 y puede ser llevado y usado de manera continua por el sujeto durante todo el periodo de riesgo. El sistema de tratamiento por compresión 10 facilita ventajosamente la terapia vascular continua durante la actividad del sujeto y tareas tales como, por ejemplo, el transporte para la realización de pruebas, el aseo, la fisioterapia, etc. El sistema de tratamiento por compresión 10 evita interrupciones de la terapia al proporcionar un controlador 14 que funcionará con la batería 28 cuando no esté enchufado el cable 26 de alimentación, y también será suficientemente cómodo,
60 compacto, y ligero para que se mueva con el sujeto cuando sea necesario.

Los conmutadores de activación manual del panel de control 32 del controlador 14 encienden el sistema de tratamiento por compresión 10 para ponerlo en funcionamiento. Cuando se enciende inicialmente el sistema de tratamiento por compresión 10, el procesador de control del controlador 14 realiza una serie de autodiagnósticos. Los indicadores LED
65 de la pantalla 36 se iluminan y se hacen sonar señales acústicas para verificar la operatividad de los indicadores visuales y sonoros. La pantalla 36 se ilumina para verificar la operatividad de la pantalla. El controlador 14 también

verifica la operatividad del software del procesador de control. Si cualquiera de las verificaciones falla, códigos de error proporcionan señales acústicas y/o visuales.

Se contempla que, si el procesador de control del controlador 14 no puede continuar con la ejecución normal del software, se dispare un código de error. Esto hace que el sistema de tratamiento por compresión 10 se resetee y vuelva a iniciar su funcionamiento normal. La manga 112 dejaría salir el aire durante un procedimiento de reinicio. También pueden activarse señales acústicas y visuales para representar la condición.

Tras la finalización de la compresión de la secuencia de autodiagnóstico del sistema 10 de tratamiento, el controlador 14 comienza un procedimiento de detección de mangas para determinar el tipo o tipos de mangas fijadas a los orificios 38, 40. La detección de la manga se realiza durante un primer ciclo de inflado (detección) después de que se haya encendido inicialmente el controlador. Durante el ciclo de detección, se suministra aire de forma alternativa a través de los orificios 38, 40 funcionando la bomba 50 durante dos segundos, o hasta que la presión alcanza un umbral por defecto. Un segundo más tarde, el transductor de presión 66 toma una medida de presión para determinar si una bolsa está o no conectada a un orificio 38a, 38b, 38c, 40a, 40b, 40c de salida concreto sobre el que se está realizando la detección de la manga.

Por ejemplo, se realiza el procedimiento de detección para las bolsas 114, 116, 118 para cada uno de los orificios 38, 40 de la manga. Si no hay contrapresión en un orificio de salida concreto para conexión con una bolsa, entonces el procesador de control del controlador 14 determina que no se está usando una bolsa con ese orificio de salida concreto. El procesador de control ajusta en consecuencia la terapia de compresión para la configuración de manga detectada. Para la manga de 3 bolsas, se detecta la contrapresión en las bolsas 114, 116, 118 cuando están conectadas al controlador 14. Se contempla que, si no se detectan mangas mediante este procedimiento en cualquiera de los orificios 38 o 40, o si no se reconoce la configuración detectada, se dispare entonces un error de baja presión con señales acústicas correspondientes. Se contempla además que se puedan emplear diferentes periodos de temporización para la detección del inflado y la medida de presión, de acuerdo con las necesidades de una aplicación concreta.

De manera alternativa, la bolsa 114 para el muslo se puede desmontar de la bolsa 116 para la pantorrilla. Por ejemplo, la bolsa 116 para la pantorrilla está conectada de forma no permanente a la bolsa 114 para el muslo por medio de una fijación perforada, véase, por ejemplo, la manga descrita en la Solicitud de Patente U.S. de N.º de serie 10/784.607, registrada el 23 de febrero de 2004 y titulada "Aparato de Compresión". Para la bolsa 114 para el muslo desmontable, el procesador de control del controlador 14 realiza un procedimiento de detección de manga similar al que se ha descrito anteriormente. El procesador de control detectará una manga de 3 bolsas debido a una válvula de restricción del flujo (no mostrada) acoplada al conector 120. Véase, por ejemplo, la válvula de restricción del flujo descrita en la Solicitud de Patente U.S. de N.º de serie 10/784.639, registrada el 23 de febrero de 2004 y titulada "Aparato Conector para Conducto de Fluido". La válvula de restricción del flujo simula la contrapresión creada por la bolsa 114 para el muslo cuando en realidad no hay ninguna bolsa conectada. De esta manera, la conversión de una manga hasta el muslo de 3 bolsas a una manga de longitud de rodilla de 2 bolsas no tiene un impacto significativo en los parámetros de compresión, y el controlador 14 continúa la terapia vascular como si la bolsa 114 para el muslo estuviera todavía intacta.

En una realización alternativa, como se muestra en la Figura 7, la manga 112 incluye una bolsa 114 para el muslo y una segunda bolsa 218 unitaria. La segunda bolsa 218 tiene una porción 220 para la pantorrilla y una porción 222 para el tobillo. La bomba 50 se comunica de forma fluida con la manga 112 a través de un conector 224 de válvulas y de una tubería 226, 228 independientes, para un uso similar al descrito anteriormente, incluido el desmontaje opcional de la bolsa 114 para el muslo por medio de perforaciones o similar.

En un ciclo de compresión concreto para el sistema de tratamiento por compresión 10, los parámetros de compresión incluyen un periodo de inflado de 11 segundos para inflar las bolsas 114, 116, 118 seguido por 60 segundos de salida de aire para desinflar las bolsas 114, 116, 118. El periodo de inflado de 11 segundos es secuencial:

1) Inicialmente, se infla la bolsa 118 para el tobillo durante un primer periodo de tiempo que comienza a los 0 segundos;

2) después de eso y durante el primer periodo de tiempo, se inicia el inflado de la bolsa 116 para la pantorrilla durante un segundo periodo de tiempo, coincidiendo el inicio del segundo periodo de tiempo con aproximadamente 2,67 segundos de duración del primer periodo de tiempo;

3) después de eso y durante el segundo periodo de tiempo, se inicia el inflado de la bolsa 114 para el muslo durante un tercer periodo de tiempo, iniciándose el tercer periodo de tiempo tras aproximadamente 3,0 segundos de duración del segundo periodo de tiempo y tras aproximadamente 5,67 segundos del primer periodo de tiempo; y

4) después de 11 segundos del primer periodo de tiempo, las bolsas 114, 116, 118 dejan salir aire durante un mínimo de 20 segundos y un máximo de 60 segundos. En la Tabla 1 posterior se ilustra un ejemplo.

Tabla 1

	Comienzo de la secuencia	Final de la secuencia
Compresión del tobillo:	0 segundos	2 2/3 segundos
Compresión del tobillo/pantorrilla:	Final del tobillo	5 2/3 segundos
Compresión de Tobillo/Pantorrilla/Muslo:	Final del Tobillo/Pantorrilla	11,0 segundos
Descompresión/Salida de Aire:	Mínimo 20 segundos,	máximo 60 segundos

Se contempla que el periodo de salida de aire se mida desde el final de un ciclo de inflado hasta el comienzo del siguiente ciclo de inflado en la pierna L. Se contempla además que se puedan tratar ambas extremidades del sujeto y que el sistema de tratamiento por compresión 10 alterne la terapia vascular de la pierna L a la segunda pierna. Se prevé que el periodo de tiempo desde el final del ciclo de inflado para la pierna L hasta el inicio del ciclo de inflado para la segunda pierna pueda oscilar, por ejemplo, desde 4,5 hasta 24,5 segundos.

Durante el ciclo de inflado inicial para el tratamiento de la pierna L, como se ha descrito anteriormente, la bomba 50 arranca con una tensión por defecto baja para no inflar demasiado las bolsas 114, 116, 118 en el ciclo inicial. Las válvulas 58a, 58b, 58c de solenoide se energizan pasando a la posición abierta, como se ha descrito, de tal manera que las válvulas se abren para enviar aire a las bolsas 118 para el tobillo, a continuación, a la bolsa 116 para la pantorrilla, a continuación, a la bolsa 114 para el muslo de la manga 112 usando una secuencia de temporización de ciclo deseada. El transductor de presión 66 monitoriza la presión en cada una de las bolsas 114, 116, 118 durante todo el ciclo de compresión de 11 segundos. Cuando finaliza el ciclo de inflado, se detiene la bomba 50 y se desenergizan las válvulas 58a, 58b, 58c de solenoide pasando a la posición cerrada para permitir que se desinflen las bolsas 114, 116, 118 a través de orificios 66a, 66b, 66c de salida de aire.

Se prevé que, si se trata con terapia vascular una segunda pierna del sujeto, las válvulas 60a, 60b, 60c de solenoide se energicen pasando a la posición abierta, como se ha descrito, de tal manera que se abran las válvulas para suministrar aire a bolsas correspondientes de una manga situada alrededor de la segunda pierna, similar a la manga 112, usando una secuencia de temporización de ciclo deseada. El transductor de presión 66 monitoriza la presión en cada una de las bolsas correspondientes durante todo el ciclo de compresión de 11 segundos. Tras la finalización del ciclo de inflado, se detiene la bomba 50 y se desenergizan las válvulas de solenoide 60a, 60b, 60c pasando a la posición cerrada para permitir que las correspondientes bolsas se desinflen a través de orificios 68a, 68b, 68c de salida de aire. Se prevé además que el ciclo de inflado para el tratamiento de la segunda pierna se pueda iniciar aproximadamente 24,5 segundos después de la finalización del ciclo de inflado para el tratamiento de la pierna L. Este proceso se puede repetir para ciclos pertenecientes a ambas piernas. Se contemplan otros tiempos de ciclo.

En esta realización, las presiones medidas por el transductor de presión 66 y la correspondiente señal transmitida al procesador de control del controlador 14, de las bolsas 114, 116, 118 durante el ciclo de inflado permanecen escalonadas siendo la presión de la bolsa 118 para el tobillo mayor que la presión de la bolsa 116 para la pantorrilla, y siendo la presión de la bolsa 116 para la pantorrilla mayor que la presión de la bolsa 114 para el muslo. Las presiones de final de ciclo, por ejemplo, incluyen 45 mmHg en la bolsa 118 para el tobillo, 40 mmHg en la bolsa 116 para la pantorrilla y 30 mmHg en la bolsa 114 para el muslo. En la Tabla 2 posterior se ilustra un ejemplo. Se contempla que la compresión continúe en este patrón cíclico hasta que se apaga el sistema de tratamiento por compresión 10 o hasta que el controlador 14 indica un código de error mediante señales acústicas o visuales. Se contemplan otras presiones de ciclo.

Tabla 2

	Manga hasta el muslo	Manga hasta la rodilla	Presión (mmHg)
Bolsa 118 para el tobillo	Tobillo	Tobillo	45 mmHg
Bolsa 116 para la pantorrilla	Pantorrilla	Pantorrilla inferior	40 mmHg
Bolsa 114 para el muslo	Muslo	Pantorrilla superior	30 mmHg

Para ciclos de inflado posteriores al ciclo de inflado inicial para la pierna L, ya descrito, se puede realizar un ajuste por realimentación de presión de acuerdo con la medida de presión tomada por el transductor de presión 66. A la finalización del ciclo de inflado inicial para la pierna L, la presión de final de ciclo en la bolsa 118 para el tobillo es medida por el transductor de presión 66 y comparada por el procesador de control del controlador 14 con la presión establecida de 45 mmHg. Si la presión de la bolsa 118 para el tobillo es mayor o menor que la presión establecida, entonces es necesario un aumento o reducción correspondiente en la velocidad de la bomba 50 para reducir o incrementar la entrega de presión. El ajuste de velocidad de la bomba se basa en el siguiente cálculo:

Ajuste=|45 - P|, donde P=presión en el tobillo

Si la presión es menor que la presión establecida, entonces la velocidad de la bomba para el siguiente ciclo se incrementa en la cantidad de ajuste. Si la presión es mayor que la presión establecida, entonces la velocidad de la bomba para el siguiente ciclo se reduce en la cantidad de ajuste. Se contempla que el proceso de ajuste continúe incluso después de que se haya alcanzado el rango de presión establecido. Se contempla además que el sistema de tratamiento por compresión 10 se pueda ajustar para que proporcione velocidades de la bomba diferentes para cada manga conectada al controlador 14. También se contemplan otros ciclos de compresión secuenciales.

En un ejemplo alternativo el sistema de tratamiento por compresión 10 realiza una medida del tiempo de llenado venoso. La medida del tiempo de llenado venoso (VRT) es una técnica pletismográfica de aire que determina cuándo se han rellenado de sangre completamente las venas de una extremidad después de un ciclo de compresión. Véase, por ejemplo, la medida del tiempo de llenado venoso descrita en la Patente U.S. N.º 6.231.532 concedida a Watson et al. El VRT minimiza la cantidad de tiempo que la sangre permanece estancada dentro de las venas. El VRT será substituido por el tiempo de reposo por defecto (60 segundos) siempre que dicho VRT esté entre 20 y 60 segundos. Si el VRT es menor de 20 segundos entonces se usa el valor por defecto de 20 segundos. Si el VRT es mayor de 60 segundos entonces se usa el máximo de 60 segundos. La medida del VRT se realiza cuando el sistema alcanza por primera vez la presión establecida y una vez cada 30 minutos después de eso. Se contempla que se puedan usar la técnica y el algoritmo VRT tanto para la compresión de la manga y como para la compresión del pie.

La medida del VRT utiliza una técnica pletismográfica de aire en la que se aplica una pequeña presión a las bolsas para las pantorrillas. Según se van llenando de sangre las venas, aumentan las presiones en las bolsas para las pantorrillas hasta que se alcanza una meseta. El tiempo que tarda la presión en alcanzar la meseta es el VRT. Si están conectadas dos mangas al controlador 14, entonces se determina por separado el VRT para cada extremidad que está siendo comprimida y se usa la mayor de las dos medidas como nuevo tiempo de salida de aire del ciclo de compresión. La medida del VRT para cada manga se realiza según cada manga concreta va alcanzando de forma independiente la presión establecida. Sin embargo, el tiempo de salida de aire no se actualiza hasta que se han calculado las medidas del VRT para ambas mangas.

Por ejemplo, el sistema de tratamiento por compresión 10 puede utilizar la medida del VRT después de que el sistema haya iniciado la terapia vascular. Posteriormente, después de que hayan pasado 30 minutos, se tomará una medida del VRT en el siguiente ciclo de inflado completo. Después de que se infle cualquiera de las mangas descritas anteriormente, se deja salir todo el aire de la bolsa o bolsas de la manga concreta como en el ciclo de inflado por defecto.

Se contempla que se monitorice la presión de una bolsa seleccionada y que la salida de aire de la bolsa se cierre cuando la presión descienda hasta 5-7 mmHg. Si la presión en la bolsa es de 5-7 mmHg en un ciclo más reciente entonces se toma una medida del VRT. Si la presión en la bolsa no desciende hasta 5-7 mmHg entonces el tiempo de salida de aire permanecerá en su valor más reciente y se tomará otra medida en 30 minutos. Si se produce un error, una alarma correspondiente proporciona señales acústicas y/o visuales.

El algoritmo de medida del VRT determina cuándo alcanzan la meseta las presiones en las bolsas seleccionadas después de la compresión. El VRT se determinará de manera independiente para las dos piernas. El mayor de los dos tiempos de llenado se usará como el nuevo tiempo de salida de aire. Si se aplica compresión a solo una pierna, el VRT para esa pierna se usa como el nuevo tiempo de salida de aire. El algoritmo de medida del VRT se inicia arrancando un contador de tiempo desde el final del ciclo de inflado, lo cual se produce después de que la bolsa seleccionada alcanza 5-7 mmHg (presión suficiente para hacer que la bolsa permanezca en contacto con la superficie de la pierna) y se detiene la salida de aire. La medida del VRT se inicia arrancando el contador de tiempo desde el final del ciclo de inflado.

Se monitoriza a continuación la presión en la bolsa seleccionada. A modo de ejemplo, la presión se monitoriza con una ventana de muestreo móvil, de 10 segundos. La ventana se mueve en intervalos de 1 segundo. La curva ha alcanzado su meseta cuando la diferencia entre los valores primero y último en la ventana es menor que aproximadamente 0,3 mmHg. La medida del VRT se considera realizada, y el intervalo de tiempo está determinado. Se considera que el final de la ventana es el punto en el cual se ha rellenado el sistema venoso de las extremidades.

Con independencia de la medida del VRT, se deja salir el aire de la bolsa seleccionada durante 15 segundos antes de empezar el siguiente ciclo de compresión en esa misma extremidad. Como factor de seguridad, se suman 5 segundos al tiempo de llenado medido de manera que no se comprima la extremidad demasiado pronto. Se contempla que el tiempo de salida de aire sea equivalente a al tiempo de llenado medido más 5 segundos. Por ejemplo, como resultado del movimiento del paciente, la desviación estándar en la ventana de muestreo puede ser demasiado grande, haciendo la medida errónea. En este punto, se desecha el cálculo y se usa el antiguo valor del VRT. La medida del VRT se considera errónea si en cualquier momento durante la medida, la presión en la bolsa seleccionada es menor de 2 mmHg, se desecha el cálculo, y se usa el antiguo valor del VRT. Esto puede ocurrir si hay una fuga en el sistema. Se contempla que se use el antiguo valor de VRT si la presión es mayor que 20 mmHg en cualquier instante durante la medida del VRT. Se contempla además que, si se realiza el cálculo del VRT para ambas piernas, se use el mayor VRT de las dos piernas. Se prevé que, si se calcula que el VRT es mayor de 60 segundos, se use un valor de 60 segundos. Si se calcula que el VRT es menor de 20 segundos, se usa un valor de 20 segundos.

De manera alternativa, el sistema de tratamiento por compresión 10 puede utilizar uno, una pluralidad o todos los siguientes códigos de error para proporcionar señales acústicas y/o visuales de error o fallo del sistema. Ventajosamente, estas características incrementan la seguridad para el sujeto durante la terapia vascular. Varias condiciones de error pueden provocar que el sistema de tratamiento por compresión 10 proporcione una alarma y detenga un ciclo de compresión concreto. Se contempla que el sistema de tratamiento por compresión 10 pueda hacer

destellar indicadores de error, genere señales continuas sonoras, etc., haciendo que un usuario resetee el sistema de tratamiento por compresión 10. El controlador 14 puede proporcionar una alarma de error para una, para una pluralidad o para todas las siguientes condiciones de error: error por alta presión, que incluye aquellas presiones detectadas por encima de la presión establecida; error por baja presión, que incluye aquellas presiones detectadas por debajo de la presión establecida y si no se detectan mangas; error de presión del sistema, que incluye presión determinada dentro de un ciclo de inflado fuera de parámetros deseados; error de válvula, error de software; error de bomba; error de salida de aire y de desinflado, error de batería; y error de temperatura, que incluye temperaturas detectadas fuera de condiciones ambientales especificadas.

En un ejemplo alternativo no cubierto por las reivindicaciones, como el que muestra en la Figura 8, el sistema de tratamiento por compresión 10, similar al descrito anteriormente, incluye una manga 312 para el pie configurada para proporcionar terapia vascular al pie del sujeto. La manga 312 para el pie incluye una bolsa 314 que se infla con aire para proporcionar una aplicación de presión al pie y que a continuación se desinfla. Véase, por ejemplo, la manga descrita en la Solicitud de Patente U.S. N.º 10/784.604, registrada el 23 de febrero de 2004 y titulada "Aparato de Compresión".

La bomba 50 se comunica de manera fluida con la manga 312 del pie. La manga 312 incluye un conector 316 que encaja con el conector 42 hembra, el cual está conectado al orificio 40 a través del tubo 44. El conector 316 de la válvula comunica de manera fluida con la bolsa 314 de la manga 312 a través del tubo 318. De esta manera, esta configuración facilita una comunicación fluida entre la bolsa 314 y la bomba 50. La manga 312 del pie se enrolla alrededor de las porciones laterales del pie por medio de una solapa 320 de conexión de tipo velcro que cruza el empeine del pie y una tira 322 para tobillo con conexión de tipo velcro.

Tras la finalización de la compresión de la secuencia de autodiagnóstico para el sistema 10 de tratamiento, similar a la descrita, el controlador 14 comienza el procedimiento de detección de mangas para determinar el tipo o los tipos de mangas fijadas a los orificios 38, 40. En lo que respecta a la manga 312 para el pie, la contrapresión es detectada por el procesador de control del controlador 14 correspondiente a la bolsa 314, la cual está conectada al orificio 40b de salida. Se contempla que el sistema de tratamiento por compresión 10 pueda tratar el pie de una segunda pierna de un sujeto con la manga 312 para el pie y tratar también la pierna L, como se ha descrito anteriormente, en ciclos de inflado alternativos.

En un ciclo de compresión de ejemplo concreto para la manga 312 para el pie, los parámetros de compresión incluyen un periodo de inflado de 5 segundos seguido por 60 segundos de salida de aire. En la Tabla 3 posterior se ilustra un ejemplo.

Tabla 3

	Comienzo de la secuencia	Final de la secuencia
Compresión del pie:	0 segundos	5,0 segundos
Descompresión/Salida de aire:	Mínimo 20 segundos, máximo 60 segundos	

Se contempla que se mida el periodo de salida de aire desde el final de un ciclo de inflado hasta el comienzo del siguiente ciclo de inflado sobre el pie del sujeto. Se contempla además que se puedan tratar ambas extremidades del sujeto y que el sistema de tratamiento por compresión 10 alterne la terapia vascular de la pierna L a la segunda pierna. Se prevé que el periodo de tiempo desde el final del ciclo de inflado para la pierna L hasta el inicio del ciclo de inflado para la segunda pierna pueda ser de 7,5-27,5 segundos.

Durante el ciclo de inflado inicial para el tratamiento del pie del sujeto, como se ha descrito anteriormente, la bomba 50 arranca con una tensión por defecto baja para no inflar en exceso la bolsa 314 en el ciclo inicial. La válvula de solenoide 60b se energiza pasando a la posición abierta, como se ha descrito, de tal manera que la válvula se abre para enviar aire a la bolsa 314 usando una secuencia de temporización de ciclo deseada. El transductor de presión 66 monitoriza la presión en la bolsa 314 durante todo el ciclo de compresión de 5 segundos. Tras la finalización del ciclo de inflado, la bomba 50 se detiene y la válvula de solenoide 60b se desenergiza pasando a la posición cerrada para permitir que la bolsa 314 se desinfla a través del orificio 68b de salida de aire.

Se prevé que, si se trata con terapia vascular un segundo pie del sujeto, se energice la válvula de solenoide 58b 58b pasando a la posición abierta, como se ha descrito, de tal manera que la válvula se abra para enviar aire a una bolsa correspondiente de una manga para el pie situada alrededor de la otra pierna, similar a la manga 312 para el pie, usando una secuencia de temporización de ciclo deseada. Por ejemplo, el transductor de presión 66 monitoriza la presión en la correspondiente bolsa durante todo el ciclo de compresión de 5 segundos. Tras la finalización del ciclo de inflado, la bomba 50 se detiene y la válvula de solenoide 58b se desenergiza pasando a la posición cerrada para permitir que la correspondiente bolsa se desinfla a través del orificio 66b de salida de aire. Se prevé además que el ciclo de inflado para tratamiento del segundo pie se pueda iniciar aproximadamente 27,5 segundos después de la finalización del ciclo de inflado para el tratamiento del pie tratado por la manga 312 para el pie. Este proceso se puede repetir para ciclos pertenecientes a ambos pies o, de manera alternativa, para una manga para el pie de una primera pierna y una manga para la pierna de una segunda pierna. Se contempla que el sistema de tratamiento por compresión 10 pueda proporcionar compresión alternante a cualquier combinación de una manga y una funda para el pie y que,

si se emplea esta combinación, entonces, por ejemplo, se suma un margen o tiempo adicional de salida de aire de 6 segundos a todos los periodos de salida de aire después del ciclo de inflado para el pie, de tal manera que el tiempo total sea consistente con los parámetros de compresión de manga por defecto. Se contemplan otros tiempos de ciclo.

- 5 En esta realización, la presión objetivo, medida por el transductor de presión 66 y la correspondiente señal transmitida al procesador de control del controlador 14, de la bolsa 314 es, por ejemplo, 130 mmHg. Se contempla que la compresión continúe según este patrón cíclico hasta que se apague el sistema de tratamiento por compresión 10 o hasta que el controlador 14 indique un código de error por medio de señales acústicas o visuales.
- 10 Para ciclos de inflado posteriores al ciclo de inflado inicial para la manga 312 para el pie descrita, se puede realizar un ajuste por realimentación de presión de acuerdo con la medida de presión tomada por el transductor de presión 66. Tras la finalización del ciclo de inflado inicial para la manga 312 para el pie, el transductor de presión 66 mide la presión de final de ciclo en la bolsa 314 y el procesador de control del controlador 14 la compara con la presión establecida de 130 mmHg. Si la presión de la bolsa 314 es mayor o menor que la presión establecida, entonces es necesario un
- 15 aumento o una disminución correspondiente en la velocidad de la bomba 50 para aumentar o reducir la entrega de presión. El ajuste de la velocidad de la bomba se basa en el siguiente cálculo:

$$\text{Ajuste} = |1130 - P|,$$

- 20 donde P=presión en el pie

- Si la presión es menor que la presión establecida, entonces la velocidad de la bomba para el siguiente ciclo se incrementa en la cantidad de ajuste. Si la presión es mayor que la presión establecida, entonces la velocidad de la bomba para el siguiente ciclo se reduce en la cantidad de ajuste. Se contempla que el proceso de ajuste continúe
- 25 incluso después de que se haya alcanzado el rango de presión establecida. Se contempla además que el sistema de tratamiento por compresión 10 se pueda ajustar para velocidades de bomba independientes para cada manga conectada al controlador 14. Se contemplan también otros ciclos de compresión secuencial.

- Se comprenderá que se pueden hacer diferentes modificaciones a las realizaciones presentadas en este documento.
- 30 Por lo tanto, la descripción anterior no se debería considerar como limitativa, sino solamente un ejemplo de las diferentes realizaciones. Aquellas personas con experiencia en la técnica concebirán otras modificaciones dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas a esta patente.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de tratamiento por compresión (10) que comprende:

- 5 una bomba (50) como fuente de fluido;
una manga (46, 48) que incluye varias bolsas (46a, 46b, 46c, 48a, 48b, 48c) adaptadas para ser sujetadas
alrededor de una extremidad y en comunicación fluida con la fuente de fluido;
una carcasa (12) que incluye un panel de control (32), orificios (38, 40) y dicha bomba,
válvulas de solenoide (58, 60) (58, 60) en comunicación fluida con la bomba (50) para hacer pasar o bloquear
10 selectivamente un flujo de fluido desde la bomba (50) hasta las bolsas;
un transductor de presión (66);
un circuito neumático para permitir el inflado de las bolsas (46a, 46b, 46c, 48a, 48b, 48c) y la monitorización de la
presión utilizando el transductor de presión (66), en donde:
el transductor de presión (66) está acoplado al circuito neumático y está dispuesto entre la bomba (50) y las válvulas
15 de solenoide (58a, 58b, 58c, 60a, 60b, 60c) a través de tubos;
caracterizado por
un procesador de control en la carcasa (12) en comunicación con el panel de control (32), la bomba (50) y las
válvulas de solenoide (58, 60) para controlar el funcionamiento de la bomba (50) y de las válvulas de solenoide
(58, 60), estando programado el procesador de control para ejecutar un procedimiento de detección de mangas
20 durante un primer ciclo de inflado, después de que el procesador de control (14) se haya encendido inicialmente y
tras haber completado la secuencia de autodiagnóstico, incluyendo el procedimiento de detección de mangas las
siguientes etapas:
- 25 a) suministrar aire a través de los orificios (38, 40) con la bomba (50) hasta que la presión alcanza un umbral
por defecto;
b) tomar una medición de presión con el transductor de presión (66) para determinar si una bolsa (46, 48) está
conectada o no a un orificio (38a, 38b, 38c, 40a, 40b, 40c) en particular tras la detección de la manga;
c) determinar que una bolsa (46a, 46b, 46c, 48a, 48b, 48c) no se está conectando a un orificio (38a, 38b, 38c,
40a, 40b, 40c) en particular si no hay contrapresión;
30 d) detectar qué orificios están conectados y determinar qué tipo de manga (46, 48) está conectada, y
e) ajustar la terapia de compresión adecuada en consecuencia.

2. El sistema de tratamiento de compresión según la reivindicación 1,

caracterizado por que

35 el tipo de manga (46, 48) es una manga para piernas o una prenda para pies.

3. El sistema de tratamiento por compresión según las reivindicaciones 1 o 2,

caracterizado por que

40 el procesador de control ejecuta una etapa adicional en la que se dispara un error de baja presión con las señales
acústicas correspondientes si no se detectan mangas (46, 48) en los orificios (38, 40) o si el tipo detectado no se
reconoce.

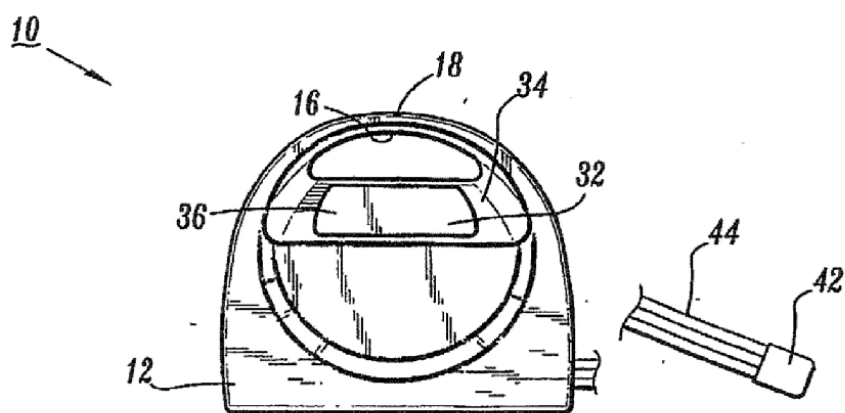


FIG. 1

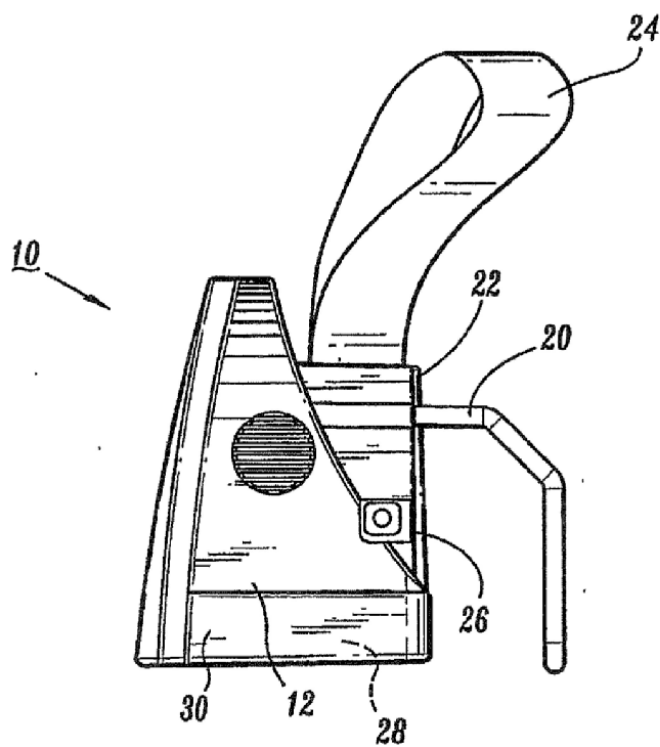


FIG. 2

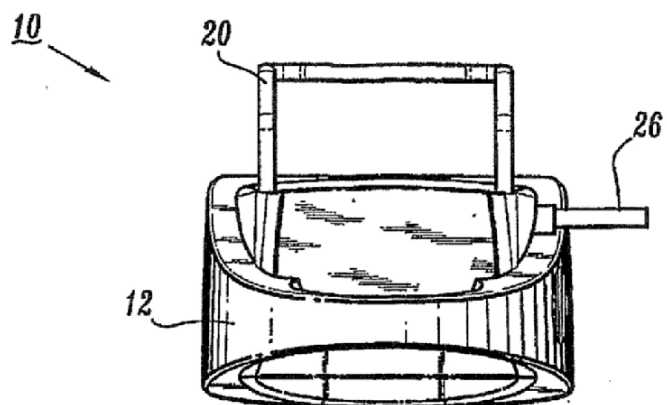


FIG. 3

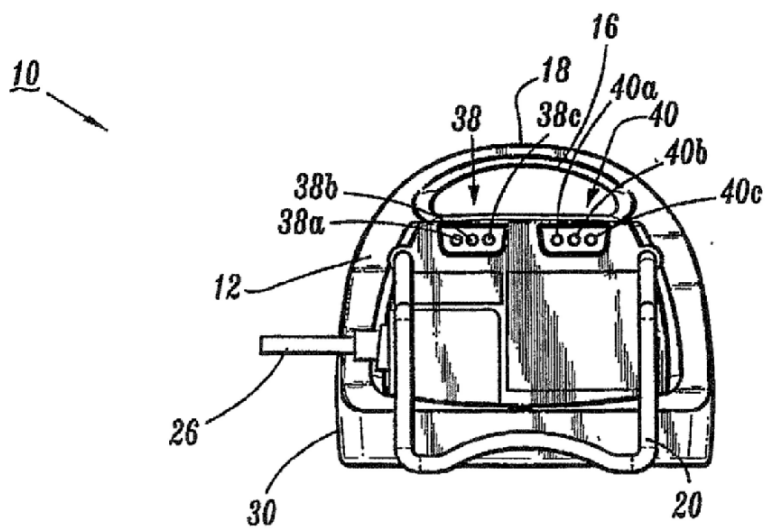


FIG. 4

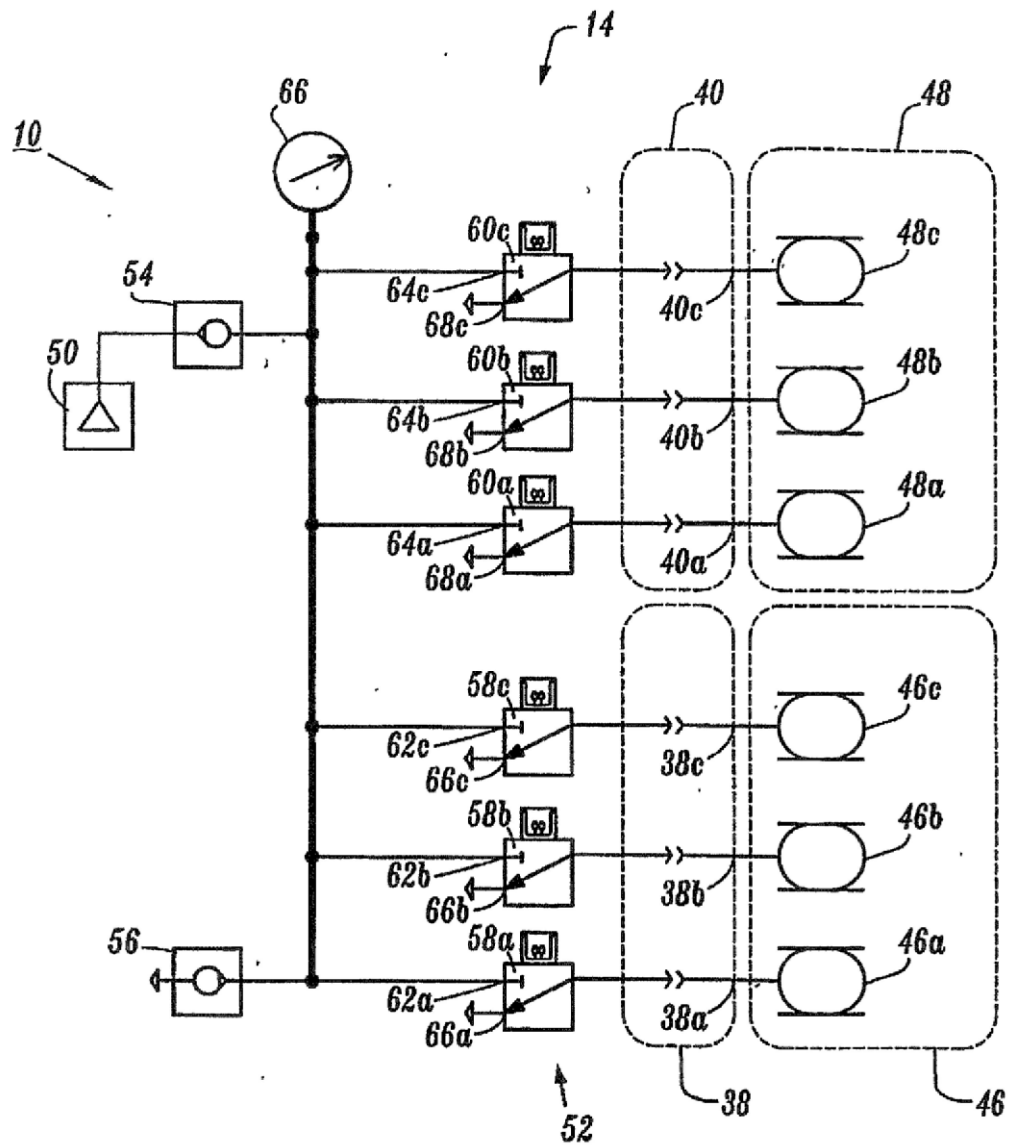


FIG. 5

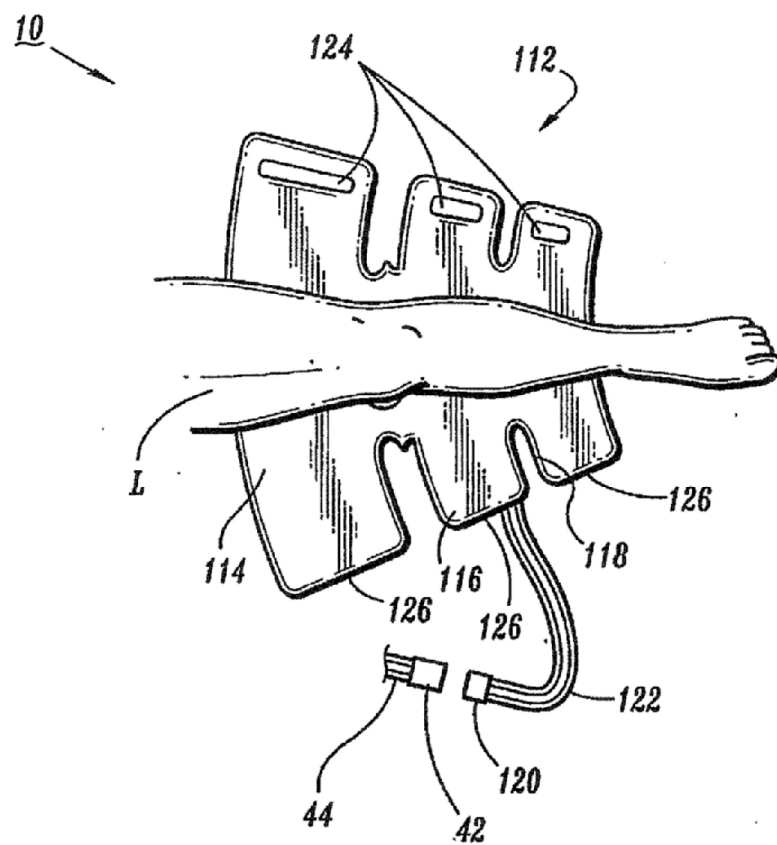


FIG. 6

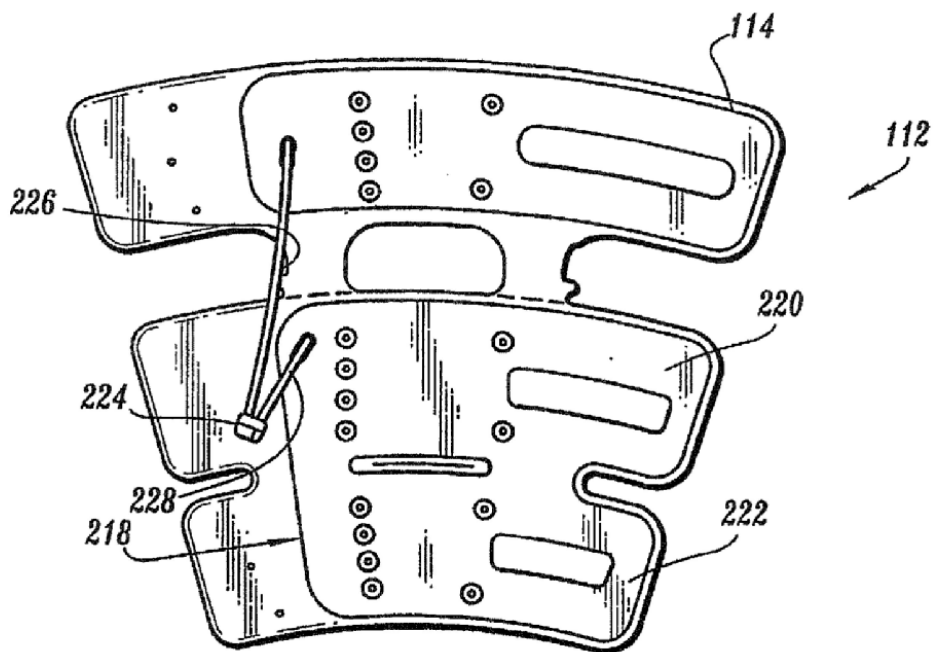


FIG. 7

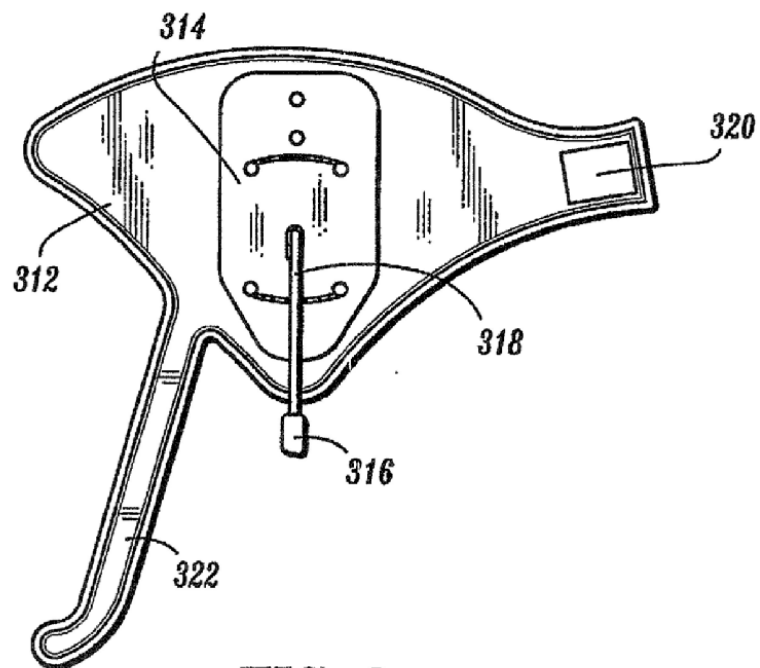


FIG. 8