

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 550 516**

51 Int. Cl.:

**A61G 7/057** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.11.2013** **E 13194552 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.09.2015** **EP 2735293**

54 Título: **Sistema con colchón inflable y método para sostener un paciente con dicho sistema**

30 Prioridad:

**27.11.2012 IT VR20120233**

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

**10.11.2015**

73 Titular/es:

**MKS INNOVATECH S.R.L. (100.0%)**  
**Via Simone D'Orsenigo, 5**  
**20135 Milano, IT**

72 Inventor/es:

**GELMETTI, NICOLA y**  
**MARTINELLI, FABIO**

74 Agente/Representante:

**PERAL CERDÁ, David**

**ES 2 550 516 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).

**SISTEMA CON COLCHÓN INFLABLE Y MÉTODO PARA SOSTENER UN PACIENTE CON DICHO SISTEMA**

**DESCRIPCIÓN**

- 5 La presente invención se refiere, en general, a un sistema con colchón inflable y a un método de funcionamiento de dicho sistema.
- Concretamente se trata de un sistema que comprende un colchón antidecúbito inflable y de un método de funcionamiento de dicho sistema.
- 10 Como es sabido, existen diferentes tipos de colchones antidecúbito, que normalmente presentan como mínimo dos series de cámaras, que se inflan y desinflan alternativamente según ciclos temporales predefinidos, de forma que con el paso del tiempo varía la posición de quien yace sobre el colchón, cambiando las zonas de apoyo del usuario sobre el colchón.
- Los colchones antidecúbito, por tanto, se inflan por medio de uno o varios compresores, cuyo funcionamiento es gobernado por un sistema de gestión y control, regulando de este modo el inflado y desinflado de cada una de las dos series de cámaras presentes en el colchón.
- 15 Estos sistemas de gestión y control deben, en especial, garantizar el mantenimiento de una presión adecuada que el colchón debe ejercer sobre el cuerpo del usuario.
- Un tipo de sistemas de inflado según la tecnología conocida prevé que el aire que sale del colchón, o sea de cada una de las dos series de cámaras, fluya en una colchoneta con sensor situada debajo del colchón, para detectar la presión que el usuario ejerce sobre el colchón.
- 20 Un sistema de este tipo no permite un control eficaz de la presión del colchón. Por otra parte, el colchón debe estar continuamente alimentado, pues el aire, si bien en cantidades variables, fluye hacia la colchoneta en el exterior del colchón, y desde ésta hacia el exterior.
- En otro tipo de sistemas de inflado según la tecnología conocida, que puede verse en la figura 1, un colchón inflable B, que comprende una primera serie de cámaras C y una segunda serie de cámaras D, es alimentado por un compresor E a través de una válvula F. El aire comprimido por el compresor E alcanza la válvula F a través del conducto G.
- 25 La válvula F permite conducir el aire comprimido hasta la primera serie de cámaras C, a través del conducto H o, en cambio, hasta la segunda serie de cámaras D, a través del conducto I.
- La válvula F también comunica con la salida L, a través de esta última el aire sale al exterior, como indica la referencia M. La presión del aire M de la salida L es medida con el sensor de presión N situado cerca de la salida L.
- 30 El sistema según la tecnología conocida carga y descarga las cámaras, a través de la válvula F, según los tiempos predefinidos. Por ejemplo, durante un determinado intervalo de tiempo la primera serie de cámaras C permanece inflada a una primera presión, mientras que la segunda serie de cámaras D se encuentra a una segunda presión, más baja que la primera presión.
- 35 Posteriormente el sistema puede cambiar la distribución de las presiones en el interior del colchón inflable B inflando la primera serie de cámaras C y desinflando la segunda serie de cámaras D.
- El aire descargado de la primera serie de cámaras C atraviesa la salida L y su presión es medida por el sensor de presión N.
- 40 El sistema trata así de conocer el peso y la postura del paciente sin utilizar una colchoneta con sensor, midiendo la caída de la presión del aire en un tiempo predefinido.
- De esta manera el sistema compara la caída de presión medida con determinados valores experimentales de una base de datos, para calcular la presión óptima de inflado de las cámaras en el ciclo siguiente, tratando de determinar con garantías el peso y la postura del paciente, que varían a lo largo del tiempo, y adaptarse consecuentemente.
- 45 Los sistemas conocidos pueden calcular el peso y la postura del paciente también durante la fase de inflado de cámaras. Esta medición se realiza descargando de aire algunas cámaras mientras se inflan. De esta forma se estima la relación entre un tiempo predefinido y el intervalo de presión medido cerca de la salida L mientras se inflan las cámaras.
- 50 Un ejemplo de dichos sistemas se ha divulgado con el US 6,789,284.

Pero estos sistemas no permiten una evaluación precisa y fiable de la presión óptima de inflado de las cámaras del colchón antidecúbito controlado.

El sensor de presión N no puede medir un valor de presión comparable y repetible ya que las presiones medidas son variables debido a que el sensor se ve afectado por el flujo de aire de la salida L.

5 Otro problema del sistema apenas descrito reside en el método de medición de la caída de presión, que se calcula a partir de presiones iniciales que pueden ser muy distintas entre sí, a causa de la diferente presión a que se encuentran las cámaras cuando comienzan a ser desinfladas por el sistema, instante en que inicia la medición de la caída de presión.

10 - Otro problema adicional del sistema es la variabilidad de las mediciones, que depende de la postura que adopte el paciente. Cuando el paciente se apoya sobre un número de cámaras de la primera serie de cámaras C distinto al de cámaras de la segunda serie de cámaras D, el sistema proporciona dos estimaciones diferentes según las cámaras que cada vez descarga o infla. Por ejemplo, un paciente sentado que distribuye su peso en cuatro cámaras de la primera serie de cámaras C y en dos cámaras de la segunda serie de cámaras D, será evaluado de dos maneras distintas según qué cámaras se descarguen o inflen.

15 En la figura 2 se describen dos mediciones según el método descrito anteriormente.

La gráfica representa la variación O de la presión en una cámara a lo largo del tiempo cuando está conectada a una salida determinada por el sistema. La variación O, de todas maneras, no es lineal y es difícil de predecir.

20 Considérese una primera situación con la presión de la cámara elevada, por la presencia de un paciente muy pesado, o colocado en una posición que provoca la presión elevada, o porque la cámara monitorizada es una de las cámaras de mayor presión en el ciclo alterno.

Cuando el sistema desinfla la cámara y mide su caída de presión P1 en un tiempo T predefinido, la variación de la presión a lo largo del tiempo tiene como consecuencia la medición de un intervalo de presión grande.

En una segunda situación se ha considerado una cámara que se desinfla a partir de una presión interna más baja de la de la primera situación.

25 Esta segunda situación puede deberse a que el paciente es menos pesado que el anterior, a un paciente que adopta una postura distinta, o porque la cámara monitorizada es una de las cámaras a menor presión del ciclo alterno.

En la segunda situación, el sistema, en el tiempo predefinido T, detectará una caída de presión P2, distinta y menor que la caída de presión P1 anterior.

30 El sistema deberá contar con una base de datos compleja con una gran cantidad de datos experimentales, para poder discriminar todas las caídas de presión que detecta en el tiempo predefinido T.

Por otra parte el sistema no asegura un nivel suficiente de repetibilidad, por la dificultad de prever el comportamiento no lineal del desinflamiento.

35 Los sistemas según la tecnología conocida no son capaces de determinar con precisión y fiabilidad la combinación de peso y postura del paciente apoyado en el colchón inflable para poder regular la presión de inflado del ciclo siguiente.

Y por otra parte no garantizan la seguridad del paciente que sostienen, ya que las cámaras pueden descargarse completamente y entonces el paciente puede entrar en contacto el suelo, con efectos indeseados e ineficacia de la función de colchón antidecúbito.

40 El objetivo de esta invención es realizar un sistema de inflado para colchón antidecúbito que supere los problemas de la tecnología conocida.

Otro objetivo de la invención es ofrecer un sistema de inflado para colchón con consumo reducido y de funcionamiento fácil.

45 Y otro objetivo de la invención es lograr que el cálculo de la presión óptima de inflado de las cámaras del colchón sea más precisa y fiable, sin resultar afectada por las problemáticas descritas anteriormente.

Estos y otros objetivos se alcanzan, según la invención, para un método de funcionamiento de un sistema de sustentación de un paciente que calcula la presión de sustentación del paciente sobre un colchón inflable en función de parámetros como, por ejemplo, su peso y posición. El sistema comprende:

- una primera serie de cámaras y una segunda serie de cámaras en el colchón inflable;
- 50 - instrumentos de medición de la presión del aire en la primera serie de cámaras y en la segunda serie de cámaras;
- un compresor para el inflado de dicho colchón inflable;

- una válvula con una conexión de salida hacia el ambiente exterior, conectada mediante un primer conducto con la primera serie de cámaras del colchón inflable, mediante un segundo conducto con la segunda serie de cámaras del colchón inflable, y mediante un conducto de alimentación con el compresor (60);
- un controlador conectado con la válvula, con los instrumentos de medición de presión y con el compresor;

5 El método comprende las siguientes fases:

- inflado de la primera serie de cámaras o la segunda serie de cámaras a la presión de sustentación;
- desinflado de la primera serie de cámaras a una presión menor que la de sustentación si la segunda serie de cámaras se ha inflado a la presión de sustentación, o desinflado de la segunda serie de cámaras a una presión menor que la de sustentación si la primera serie de cámaras se ha inflado a la presión de sustentación.

10

El método tiene la característica de que el colchón también incluye:

- una o más cámaras de control situadas debajo del paciente y conectadas a un sensor de presión, al compresor -para su inflado- y a una salida de aire -para su desinflado-;
- el sensor de presión está conectado con el controlador;

15

El método comprende las siguientes fases:

- selección inicial de la primera presión y la segunda presión para configurar la primera presión predefinida y la segunda presión predefinida;
- inflado o desinflado de una o más cámaras de control;
- medición de un tiempo indicativo en que una o más cámaras de control pasan de la primera presión a la segunda presión, medidas por el sensor de presión.
- cálculo de la presión de sustentación en función del tiempo indicativo medido en la fase anterior.

20

Gracias a este método se puede determinar la presión de sustentación en función del tiempo indicativo, midiendo el tiempo que emplea una o más cámaras de control en pasar de la primera presión a la segunda presión, obteniéndose una estimación precisa del peso del paciente y de su postura, tanto durante el inflado como durante el desinflado del colchón inflable.

25

La primera presión y/o la segunda presión son predefinidas, así se puede comparar el tiempo indicativo medido en que se pasa de la primera presión a la segunda presión con datos experimentales que presenten la misma primera presión y/o a la misma segunda presión.

30

De este modo se puede desvincular la determinación de la presión de sustentación de la variabilidad de la curva de presión, obteniéndose mediciones que pueden ser fácilmente comparadas con datos experimentales.

Además, la conexión de salida de la válvula puede comprender un orificio calibrado.

Gracias al orificio calibrado el aire puede salir del colchón por uno o más orificios con tamaño y características determinadas previamente. Las mediciones realizadas con orificio calibrado permiten la comparación con datos experimentales obtenidos con otras salidas con orificio calibrado.

35

Una ventaja es que el controlador puede activar el inflado y/o el desinflado de la cámara de control a partir de la presión de reset, mayor que la primera presión en caso de desinflado, o menor que la primera presión en caso de inflado, midiendo el tiempo indicativo que emplea la cámara de control en pasar de la primera presión a la segunda presión.

40

Gracias a la activación a partir de la presión de reset, el controlador puede medir el tiempo indicativo desde el momento en que la cámara de control pasa de la primera presión a la segunda presión con la ventaja adicional de obtener una medición de tiempo todavía más exacta y precisa, ya que se excluyen los fenómenos de transición variables que pueden aparecer al inicio del inflado o del desinflado.

Esta ventaja es importante en caso de desinflado, ya que generalmente el tiempo empleado en pasar de la primera presión a la segunda presión es menor que en caso de inflado.

45

Otra ventaja es que la primera serie de cámaras y/o la segunda serie de cámaras pueden comprender una porción dinámica y una porción estática, separadas entre sí. Las porciones estáticas pueden comunicarse entre sí a través de elementos de conexión. Las porciones estáticas pueden conectarse al compresor y al sensor de presión. La cámara de control puede comprender dichas porciones estáticas.

50

Gracias a este tipo de construcción, las porciones estáticas de las cámaras pueden formar, por lo menos en parte, la cámara de control. Las porciones estáticas de las cámaras, al comunicarse entre sí, siempre se encuentran a la misma presión y se comportan como un único elemento, formando una única cámara de control.

Por otra parte la porción estática puede estar conectada en un primer punto con el sensor de presión, y en un segundo punto con el compresor y con la válvula, el primer punto está situado en un extremo del colchón inflable y el segundo punto en el extremo opuesto, separados entre sí para poder desinflar la porción estática a través de la salida de la válvula.

5 Con una construcción de este tipo se obtiene la mayor distancia posible entre la salida de la válvula, por donde sale el aire de la porción estática y/o de la cámara de control, y el sensor de presión. De este modo hay una gran cantidad de aire entre el sensor de presión y la salida, aire que debe circular a través de los elementos que componen la cámara de control para salir por la salida de la válvula. De esta manera el sensor de presión mide la presión en condiciones de fluido estático. La medición de presión no está sujeta a los errores de medición de la tecnología conocida, debidos a que el aire sale cerca del sensor de presión.

10 Como ventaja, el controlador puede activar la medición del tiempo indicativo cuando el sistema arranca y cuando detecta una variación de presión en por lo menos una cámara de control, dicha variación es evaluada como un salto de presión ocurrido en un tiempo predefinido y es interpretada por el controlador como una variación de peso y/o postura del paciente sostenido por el colchón inflable.

15 De este modo se filtran las variaciones bruscas, pues aunque el sistema detecte los desplazamientos de corta duración del paciente no los tiene en cuenta, pero sí tiene en cuenta las variaciones de presión que se mantienen durante un tiempo predefinido, no momentáneas.

Otra ventaja es que dicho salto de presión puede superar un nivel de umbral predefinido.

20 Como quiera que el salto de presión ha de superar un nivel de umbral predefinido, pueden filtrarse los pequeños movimientos del paciente y las pequeñas variaciones de peso y/o postura que aparecen como variaciones de presión en la cámara de control. De este modo la medición del tiempo indicativo se activa únicamente cuando la variación de peso y/o postura del paciente alcanza un nivel determinado que supone una variación de la presión de sustentación.

25 Por otra parte, la cámara de control puede ser única y alcanzar la totalidad de la longitud del colchón inflable. De este modo no se presentan los problemas de la tecnología conocida, que cambia el modo de medición del paciente en función de qué serie de cámaras está cargando o descargando. En el método y en el sistema según la invención, en cambio, la determinación de la presión de sustentación del paciente siempre se basa en la medición de la variación de peso y/o postura a lo largo de todo el colchón.

30 Los objetivos también se alcanzan, según la invención, para el sistema, capaz de sostener un paciente. El sistema comprende:

- un colchón inflable dispuesto debajo del paciente que comprende una primera serie de cámaras y una segunda serie de cámaras;
- instrumentos de medición de la presión del aire en la primera serie de cámaras y en la segunda serie de cámaras;
- 35 - un compresor para el inflado de dicho colchón inflable;
- una válvula con una conexión de salida hacia el ambiente exterior, conectada mediante un primer conducto a la primera serie de cámaras del colchón inflable, mediante un segundo conducto a la segunda serie de cámaras del colchón inflable, y mediante un conducto de alimentación al compresor;
- un controlador conectado a la válvula, a los instrumentos de medición de la presión y al compresor.

40 El sistema además comprende:

- una o más cámaras de control situadas debajo del paciente y conectadas a un sensor de presión, al compresor -para su inflado- y a una salida de aire -para su desinflado.

El sensor de presión está conectado al controlador;

45 Gracias a este tipo de construcción, el paciente es sostenido por la primera serie de cámaras y por la segunda serie de cámaras, y la medición de la presión de sustentación se realiza inflando y/o desinflando la cámara de control.

50 Una ventaja consiste en que la primera serie de cámaras y/o la segunda serie de cámaras pueden comprender una porción dinámica y una porción estática, separadas entre sí; las porciones estáticas pueden comunicarse entre sí a través de medios de conexión, están conectadas al compresor y al sensor de presión y actúan como cámara de control.

De este modo las cámaras están divididas según su función en dos porciones distintas. Las subcámaras estáticas, al comunicarse entre sí, pueden formar una única cámara de control.

Otra ventaja es que la porción estática puede estar conectada en un primer punto con el sensor de presión, y en un segundo punto con el compresor y con la válvula, el primer punto está situado en un extremo del colchón

inflable y el segundo punto en el extremo opuesto, separados entre sí para poder desinflar la porción estática a través de la salida de la válvula.

Con una construcción de este tipo se obtiene la mayor distancia posible entre la salida de la válvula, por donde sale el aire de la porción estática y/o de la cámara de control, y el sensor de presión, con las ventajas explicadas previamente y a continuación.

Una ventaja consiste en que la conexión de salida de la válvula puede comprender un orificio calibrado.

Gracias al orificio calibrado el aire puede salir del colchón por uno o más orificios con tamaño y características determinadas previamente. Las mediciones realizadas con orificio calibrado permiten la comparación con datos experimentales obtenidos con otras salidas con orificio calibrado.

Otras características y detalles de la invención pueden entenderse mejor con la descripción siguiente, que se proporciona a título de ejemplo y sin limitaciones, así como con los dibujos que se adjuntan, donde:

la fig. 1 muestra un esquema de un aparato con colchón inflable, según la técnica conocida;

la fig. 2 muestra el cálculo de variación de la presión a lo largo del tiempo para una cámara en fase de desinflado;

la fig. 3 muestra un colchón inflable de un sistema con colchón inflable, según la invención.

la fig. 4 muestra un detalle del colchón inflable de la figura 3, según la invención.

la fig. 5 muestra un sistema con colchón inflable, según la invención.

Haciendo referencia a las figuras adjuntas, en concreto a la figura 3, el 10 se indica un colchón inflable que comprende una cobertura superior 11 y un tubo de toma de aire exterior (no visible en la figura).

La cobertura superior 11 está unida a una cobertura inferior 15, por ejemplo por medio de una cremallera. Entre la cobertura superior 11 y la cobertura inferior 15 se encuentran la primera serie de cámaras 21 y la segunda serie de cámaras 25, de manera que las cámaras de la primera serie de cámaras 21 se alternan con las correspondientes cámaras de la segunda serie de cámaras 25.

La primera serie de cámaras 21 y la segunda serie de cámaras 25 son mantenidas en su posición por un par de correas 23 que cifan cada cámara, por el colector derecho 14 y el colector izquierdo 16, éste último puede verse en la figura 4.

Como puede verse en la figura 4, cada cámara de la primera serie de cámaras 21, comprende una primera subcámara 28 y una segunda subcámara 30, separadas por un diafragma 32.

El colector derecho 14 comprende una primera vía derecha 34, una segunda vía derecha 36 y una tercera vía derecha 38. La tercera vía derecha 38 rodea la primera vía derecha 34 y la segunda vía derecha 36.

Igualmente, el colector izquierdo 16 comprende una primera vía izquierda 44, una segunda vía izquierda 46 y una tercera vía izquierda 48. La tercera vía izquierda 48 rodea la primera vía izquierda 44 y la segunda vía izquierda 46.

Entre la segunda subcámara 30 y la cobertura inferior 15 está situada la colchoneta 40 de seguridad para el paciente.

Haciendo referencia a la figura 5, el 110 indica un sistema que comprende el colchón inflable 10 anteriormente descrito y el compresor 60. El compresor 60 comunica, a través del primer conducto de alimentación 62, con la válvula 64, y a través del segundo conducto de alimentación 66, con la tercera vía derecha 38 del colector derecho 14 del colchón inflable.

La válvula 64 incluye cuatro conexiones con el exterior, de ellas una conectada con el primer conducto de alimentación 62, dos conductos de salida con un medidor de presión cada uno y una última de salida 70. La salida 70 consta de un orificio calibrado, que permite obtener un caudal de salida controlado y predefinido, útil para el funcionamiento correcto del sistema 110, como se describe a continuación.

La válvula 64 comprende además un mecanismo interno que permite comunicar entre sí dos o más de las cuatro conexiones con el exterior, posibilitando la regulación continua de la válvula 64 y del paso de aire por su interior.

La primera serie de cámaras 21 del colchón inflable 10 es alimentada por el colector derecho 14 y la segunda serie de cámaras 25 por el colector izquierdo 16. Cada cámara de la primera serie de cámaras 21 se alterna con otra cámara de la segunda serie de cámaras 25 en el interior del colchón inflable.

El primer conducto de salida 72 de la válvula 64 comunica con la primera vía derecha 34 del colector derecho 14, mientras que la segundo conducto de salida 74 de la válvula 64 comunica con la primera vía izquierda 44 del colector izquierdo 16.

La primera vía derecha 34 transmite aire a presión a la primera serie de cámaras 21 por medio de la primera conexión 76, mientras que la primera vía izquierda 44 transmite aire a presión a la segunda serie de cámaras 25 por medio de la segunda conexión 86. La primera serie de cámaras 21 y la segunda serie de cámaras 25 pueden verse en la figura, con una cantidad mínima de cámaras, para hacer más comprensible la invención. En realidad, las cámaras de cada serie son más y se alternan una con otra consecutivamente, como se puede ver en la figura 3.

La tercera vía derecha 38 y la tercera vía izquierda 48 se comunican a través del puente 120, para igualar la presión del aire.

Las primeras subcámaras 28 corresponden a la porción dinámica de la primera serie de cámaras 21, alimentada directamente por la primera conexión 76, mientras que las segundas subcámaras 30 corresponden a la porción estática que comunica con la tercera vía derecha 38 del colector derecho 14 a través de una conexión estática 78. A continuación, la referencia 28 se utiliza para indicar la porción dinámica y la referencia 30 para la porción estática.

Del mismo modo, la segunda serie de cámaras 25 comprende una porción dinámica 92, alimentada directamente por la segunda conexión 86, y una porción estática 94 que comunica con la tercera vía izquierda 48 del colector izquierdo 16 por medio de una conexión estática 88.

La segunda vía derecha 36 y la segunda vía izquierda 46 pueden utilizarse para inflar y desinflar dos posibles series adicionales de cámaras que sostengan partes del cuerpo distintas de las sometidas a la acción de la primera serie de cámaras 21 y de la segunda serie de cámaras 25, por ejemplo para proporcionar presión a una zona que sostenga los pies.

En un extremo del colector derecho 14, opuesto al extremo conectado con el segundo conducto de alimentación 66, está conectado el conducto sensor 96 que comunica con el sensor de presión 98.

El controlador 100 controla y monitoriza el funcionamiento del compresor 60, de la válvula 64 y del sensor de presión 98.

A continuación se describe el funcionamiento del sistema con colchón inflable según la invención.

Haciendo referencia a la figura 5, el funcionamiento del sistema 110 es gestionado por el controlador 100, que ordena al compresor que alimente con aire comprimido el primer conducto de alimentación 62 y el segundo conducto de alimentación 66, transmitiendo aire a presión a la válvula 64 y a la tercera vía derecha 38 del colector derecho 14, inflando consiguientemente la porción estática 30 de la primera serie de cámaras 21 y la porción estática 94 de la segunda serie de cámaras 25, que alcanzan la misma presión, ya que comunican entre sí.

El controlador 100 también ordena a la válvula 64 que ponga en comunicación el primer conducto de alimentación 62 con el primer conducto de salida 72 y/o con el segundo conducto de salida 74, inflando respectivamente la porción dinámica 30 de la primera serie de cámaras 21 y/o la porción dinámica 92 de la segunda serie de cámaras 25.

El controlador 100, mediante el control del mecanismo interno de la válvula 64, puede desinflar la porción dinámica 28 de la primera serie de cámaras 21 comunicando el primer conducto de salida 72 con la salida 70 de la válvula 64. Análogamente, se puede desinflar la porción dinámica 92 de la segunda serie de cámaras 25 comunicando el segundo conducto de salida 74 con la salida 70 de la válvula 64. El desinflado de las respectivas porciones dinámicas puede ocurrir tanto cuando el compresor 60 está en marcha como cuando el compresor 60 no está en marcha y por lo tanto no suministra aire a presión al primer conducto de alimentación 62.

A través de la salida 70 de la válvula 64 es posible, con el compresor 60 apagado, descargar aire también del segundo conducto de alimentación 66 a través del primer conducto de alimentación 62. De esta manera se puede desinflar la porción estática 30 de la primera serie de cámaras 21 y la porción estática 94 de la segunda serie de cámaras 25 a través de sus respectivas conexiones con la tercera vía derecha 38 y con la tercera vía izquierda 48.

El controlador 100 controla la presión del aire contenido en las porciones dinámicas de la primera serie de cámaras 21 y de la segunda serie de cámaras 25 mediante los dos medidores de presión situados en la válvula 64 correspondientes al primer conducto de salida 72 y al segundo conducto de salida 74.

La presión del aire de las porciones estáticas es controlada por el sensor de presión 98.

A continuación se describe el funcionamiento del sistema 110 en modo alterno, en que el sistema 110 ejecuta un ciclo de funcionamiento que alterna la sustentación del cuerpo del paciente entre la primera serie de cámaras 21 y la segunda serie de cámaras 25 del colchón inflable, cambiando la presión del aire en cada punto del colchón inflable a lo largo del tiempo.

El sistema 110 lleva alternadamente la primera serie de cámaras 21 y la segunda serie de cámaras 25 a la presión de sustentación, es decir, la presión óptima para la sustentación del paciente, que depende principalmente del peso y de la postura del paciente que se apoya sobre el colchón inflable.

5 La presión de sustentación, a la que debe sostenerse el paciente, puede variar a lo largo del tiempo, por ejemplo por la presencia o no del paciente en el colchón inflable, por un cambio de paciente con peso distinto, por el cambio de postura o posición que adopte el paciente y por otros factores o eventos que involucren al paciente o al sistema 110.

10 Durante el funcionamiento en modo alterno el sistema 110 mantiene siempre las porciones estáticas del colchón inflable a una presión mayor que la presión atmosférica, garantizando la sustentación segura del paciente. El sistema 110, por lo tanto, permite obtener la alternancia de los puntos de sustentación del paciente alternando el inflado y/o el desinflado de las porciones dinámicas del colchón inflable.

A continuación se describe un método para calcular la presión de sustentación, (en adelante, ciclo de evaluación) que permite estimarla en el momento de encendido del sistema 110 y estimar su variación en el tiempo por los factores previamente citados.

15 En el momento de encendido del sistema 110, al estar presente un paciente apoyado en el colchón inflable, el controlador 100 enciende el compresor 60 y coloca la válvula 64 de forma que el primer conducto de alimentación 62 comunique tanto con el primer conducto de salida 72 como con el segundo conducto de salida 74, inflándose así las porciones dinámicas del tramo posterior del recorrido. El aire a presión suministrado por el compresor 60 también infla todas las porciones estáticas del colchón inflable, mediante el segundo conducto de alimentación 66.

20 Por medio de los dos medidores de presión situados en la válvula 64 y el sensor de presión 98, el controlador 100 ordena inflar las porciones dinámicas del colchón inflable hasta alcanzarse la presión inicial, por ejemplo una presión de sustentación estimada o predefinida igual a, por ejemplo, a 25 mm de mercurio. Cuando esta condición se alcanza, el controlador 100 ordena a la válvula 64 que aisle el primer conducto de salida 72 y el segundo conducto de salida 74 del primer conducto de alimentación 62 para no inflar más las porciones dinámicas del colchón inflable.

25 El controlador 100 mantiene encendido el compresor 60, para que continúen inflándose las porciones estáticas del colchón inflable hasta que se alcance la presión de reset, que por lo tanto será superior a la presión inicial de inflado de las porciones dinámicas del colchón inflable. La presión de reset puede ser igual, por ejemplo, a 32 mm de mercurio.

30 Cuando el sensor de presión 98 detecta que la presión de reset se ha alcanzado en las porciones estáticas del colchón inflable, el controlador 100 puede ordenar el apagado del compresor 60, para lograr un ahorro energético bastante mayor que los sistemas conocidos que mantienen el compresor siempre encendido. Evidentemente, el compresor 60 puede volver a encenderse y utilizarse en las distintas fases de funcionamiento del sistema 110, por ejemplo tras transcurrir un tiempo predefinido, por ejemplo cinco o diez minutos, después del cual sea necesario alternar las presiones de aire de las porciones dinámicas de la primera serie de cámaras 21 y de la segunda serie de cámaras 25.

35 Mientras la sustentación del paciente está asegurada con el mantenimiento de las porciones dinámicas del colchón inflable a la presión inicial, el controlador 100 ordena a la válvula 64 que comunique el primer conducto de alimentación 62 con su salida 70, para desinflar las porciones estáticas del colchón inflable a través del orificio calibrado de la salida 70.

40 Cuando el sensor de presión 98 detecta una presión igual a la presión de arranque, por ejemplo 30 mm de mercurio, el controlador 100 comienza a medir el tiempo indicativo, empleado para alcanzar la presión de parada, por ejemplo 20 mm de mercurio, detectada por el sensor de presión 98, inferior a la presión de arranque. Cuando se alcanza la presión de parada, el controlador 100 ordena a la válvula 64 que interrumpa la comunicación entre el primer conducto de alimentación 62 y la salida 70, para no desinflar más las porciones estáticas del colchón inflable.

45 El tiempo indicativo, empleado para alcanzar la presión de parada, a partir de la presión de arranque, es evaluado por el controlador 100 para predecir la presión de sustentación que se configurará más tarde, indicativa por tanto del peso y de la postura del paciente sostenido por el colchón inflable.

50 El controlador 100 calcula la presión de sustentación utilizando una base de datos experimentales que correlaciona el tiempo indicativo medido con tiempos análogos obtenidos por medio de la experimentación, a los que se ha correlacionado una determinada presión de sustentación.

55 La base de datos puede incluir intervalos de tiempo para los que se ha asignado una determinada presión óptima de sustentación, simplificándose así la recogida de datos experimentales y su elaboración para el funcionamiento correcto del sistema 110.

También puede crearse un cuadro de correlación con los intervalos de tiempo medidos y sus correspondientes presiones de sustentación recomendadas.

5 El controlador 100 monitoriza de forma continua el sensor de presión 98 y los medidores de presión de la válvula 64 para detectar posibles cambios bruscos de presión, debidos a un cambio de paciente o a un cambio de la postura, pudiendo así calcular la presión óptima de sustentación para el nuevo estado, mediante el ciclo de evaluación descrito anteriormente.

De esta forma puede calcularse automáticamente, con seguridad y fiabilidad la presión de sustentación.

10 La fiabilidad del cálculo está garantizada por la distancia entre la salida 70 de la válvula 64 y el sensor de presión 98, distancia que permite al sensor de presión 98 detectar en modo continuo una presión no influenciada por el caudal de aire de la salida 70 de la válvula 64, a diferencia de los sensores de presión que en los sistemas conocidos están colocados cerca de la salida.

15 En el sistema según la invención, el sensor de presión 98 está conectado con la tercera vía derecha 38 en el extremo opuesto al segundo conducto de alimentación 66, de esta manera las variaciones de presión debidas al caudal de aire de la salida 70 son absorbidas por todas las porciones estáticas conectadas a la tercera vía derecha 38 y a la tercera vía izquierda 48.

La seguridad del paciente está garantizada por la sustentación continua proporcionada por las porciones dinámicas del colchón inflable, cuya presión no varía durante el ciclo de evaluación, que solo concierne a las porciones estáticas del colchón inflable.

20 Según una variante de la invención, puede determinarse un tiempo indicativo adicional midiendo el intervalo de tiempo que se emplea para inflar las porciones estáticas del colchón inflable desde una presión inicial hasta una presión final mayor que la presión inicial.

Para un determinado intervalo de presión, comprendido entre la presión inicial y la presión final, el tiempo empleado para alcanzar la presión final variará en función de los factores descritos anteriormente, por ejemplo variaciones de peso o de postura del paciente.

25 También en este caso el controlador 100 puede calcular la presión de sustentación utilizando una base de datos experimentales que correlacionen el nuevo tiempo indicativo medido con tiempos análogos obtenidos por medio de la experimentación, a los que se haya correlacionado una determinada presión óptima de sustentación.

30 La base de datos puede incluir intervalos de tiempo para los que se ha asignado una determinada presión de sustentación, simplificándose así la recogida de datos experimentales y su elaboración con la finalidad de simplificar el funcionamiento del sistema 110.

Por consiguiente puede elaborarse un cuadro de correlación con los intervalos de tiempo medidos y sus correspondientes presiones de sustentación recomendadas.

35 Este último método de cálculo de la presión de sustentación del paciente no requiere utilizar la salida 70 de la válvula 64, por lo que está todavía menos influenciado por la presencia de una salida que pueda provocar inestabilidad o inexactitud en la medición de la presión por el sensor de presión 98, como, en cambio, sí ocurre en los sistemas conocidos.

40 El ciclo de evaluación según la invención, al utilizar siempre el mismo intervalo de presiones para calcular el tiempo empleado, y estimando a partir de este la presión de sustentación, ofrece la ventaja de simplificar considerablemente la recogida de datos experimentales y de evitar un desinflado demasiado rápido e incontrolado debido al cual el paciente pueda tocar el suelo.

La estimación según los sistemas conocidos, que se obtiene con el desinflado durante un tiempo predefinido, y evaluando posteriormente la consiguiente caída de presión, está sujeta, en cambio, a todos los problemas ya descritos.

45 La división de cada cámara del colchón inflable según la invención en una porción dinámica y una porción estática permite dividir en el espacio dos funciones del sistema.

Una primera función de sustentación del paciente, que garantiza la alternancia de presiones entre la primera serie de cámaras y la segunda serie de cámaras, evitando así la formación de llagas de decúbito y otros problemas, es llevada a cabo por el conjunto de porciones dinámicas de las distintas cámaras.

50 Una segunda función de estimación del peso y la postura del paciente, para el cálculo de la presión de sustentación correcta, es llevada a cabo, en cambio, por el conjunto de porciones estáticas.

En los sistemas conocidos ambas funciones, llevadas a cabo en modo diferente, son realizadas por cada cámara en su interior.

Con el sistema según la invención, además, se mejora la seguridad del paciente, ya que es sostenido por dos capas que pueden considerarse independientes entre sí, de forma que si una sufriera una avería, por ejemplo la

capa del conjunto de las porciones dinámicas, la otra capa, la de las porciones estáticas en el ejemplo, continuaría garantizando la sustentación del paciente, evitando que llegara a tocar el suelo involuntariamente.

Además, están disponibles otras variantes y modos de construcción, que se consideran incluidos en el marco de protección definido por las siguientes reivindicaciones.

5

10

15

20

25

30

35

40

**REIVINDICACIONES**

- 1) Método de funcionamiento de un sistema (110) de sustentación de un paciente que calcula la presión de sustentación de un colchón inflable (10) en función de parámetros como, por ejemplo, su peso y posición, dicho sistema (110) comprende:
- una primera serie de cámaras (21) y una segunda serie de cámaras (25) en el colchón inflable (10);
  - instrumentos de medición de la presión del aire en la primera serie de cámaras (21) y en la segunda serie de cámaras (25);
  - un compresor (60) para el inflado de dicho colchón inflable (10);
  - una válvula (64) con una conexión de salida (70) hacia el ambiente exterior, dicha válvula (64) está conectada mediante un primer conducto (72) con la primera serie de cámaras (21) del colchón inflable (10), mediante un segundo conducto (74) con la segunda serie de cámaras (25) del colchón inflable (10), y mediante un conducto de alimentación (62) con el compresor (60);
  - un controlador (100) conectado con la válvula (64), con los instrumentos de medición de la presión y con el compresor (60);
- dicho método comprende las siguientes fases:
- inflado de la primera serie de cámaras (21) o la segunda serie de cámaras (25) a la presión de sustentación;
  - desinflado de la primera serie de cámaras (21) a una presión menor que la de sustentación si la segunda serie de cámaras (25) se ha inflado a la presión de sustentación, o desinflado de la segunda serie de cámaras (25) a una presión menor que la de sustentación si la primera serie de cámaras (21) se ha inflado a la presión de sustentación.
- El método **tiene la característica de que** el colchón también incluye:
- como mínimo una cámara de control (30, 38, 48, 66, 94, 96, 120) situada debajo del paciente y conectada a un sensor de presión (98), al compresor (60) -para su inflado- y a una salida de aire (70) -para su desinflado.
  - dicho sensor de presión (98) está conectado con el controlador (100);
- y además** comprende las siguientes fases:
- selección inicial de la primera presión y la segunda presión para configurar la primera presión predefinida y la segunda presión predefinida;
  - inflado o desinflado de por lo menos una cámara de control (30, 38, 48, 66, 94, 96, 120);
  - medición de un tiempo indicativo, en el que por lo menos una cámara de control (30, 38, 48, 66, 94, 96, 120) pasa de la primera presión a la segunda presión, detectadas por el sensor de presión (98);
  - cálculo de la presión de sustentación en función del tiempo indicativo medido en la fase anterior.
- 2) Método según una de las reivindicaciones anteriores, en el que la conexión de salida (70) de la válvula (64) comprende un orificio calibrado.
- 3) Método según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el controlador (100) activa el inflado y/o el desinflado de la cámara de control (30, 38, 48, 66, 94, 96, 120) a partir de la presión de reset, mayor que la primera presión en caso de desinflado, o menor que la primera presión en caso de inflado, midiendo el tiempo indicativo que emplea la cámara de control (30, 38, 48, 66, 94, 96, 120) en pasar de la primera presión a la segunda presión.
- 4) Método según una de las reivindicaciones anteriores, en el que la primera serie de cámaras (21) y/o la segunda serie de cámaras (25) comprende una porción dinámica (28, 92) y una porción estática (30, 94), separadas entre sí, las porciones estáticas (30, 94) se comunican entre sí a través de elementos de conexión (38, 48, 78, 88, 120) y están conectadas al compresor (60) y al sensor de presión (98); la cámara de control incluye dichas porciones estáticas (30, 94).
- 5) Método según la reivindicación anterior, en el que la porción estática (30, 94) está conectada en un primer punto (96) con el sensor de presión (98), y en un segundo punto (66) con el compresor y con la válvula (64), el primer punto (96) está situado en un extremo del colchón inflable (10) y el segundo punto (66) en el extremo opuesto, estando separados entre sí para poder desinflar la porción estática (30, 94) a través de la salida (70) de la válvula (64).
- 6) Método según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el controlador (100) activa dicha medición del tiempo indicativo cuando el sistema (110) arranca y cuando detecta una variación de presión en por lo menos una cámara de control, dicha variación es evaluada como un salto de presión ocurrido en un tiempo predefinido y es interpretada por el controlador (100) como una variación del peso y/o la postura del paciente sostenido por el colchón inflable (10).
- 7) Método según la reivindicación anterior, en el que dicho salto de presión supera un nivel de umbral predefinido.
- 8) Método según una de las reivindicaciones anteriores, en el que la cámara de control es única y alcanza la totalidad de la longitud del colchón inflable (10).
- 9) Sistema (110) para sostener a un paciente, dicho sistema (110) comprende:
- un colchón inflable (10) apto para su colocación debajo del paciente y que comprende una primera serie de cámaras (21) y una segunda serie de cámaras (25);
  - instrumentos de medición de la presión del aire en la primera serie de cámaras (21) y en la segunda serie de cámaras (25);
  - un compresor (60) para el inflado de dicho colchón inflable (10);
  - una válvula (64) con una conexión de salida (70) hacia el ambiente exterior, dicha válvula (64) está conectada mediante un primer conducto (72) con la primera serie de cámaras (21) del colchón inflable (10), mediante un

segundo conducto (74) con la segunda serie de cámaras (25) del colchón inflable (10), y mediante un conducto de alimentación (14) con el compresor (60);

- un controlador (100) conectado con la válvula (64), con los instrumentos de medición de la presión y con el compresor (60);

5 - como mínimo una cámara de control (30, 38, 48, 66, 94, 96, 120) apta para su colocación debajo del paciente y conectada a un sensor de presión (98), al compresor (60) -para su inflado- y a una salida de aire (70) -para su desinflado.

dicho sensor de presión (98) está conectado con el controlador (100);

10 en el que la primera serie de cámaras (21) y/o la segunda serie de cámaras (25) comprende una porción dinámica (28, 92) y una porción estática (30, 94), separadas entre sí, las porciones estáticas (30, 94) se comunican entre sí a través de elementos de conexión (38, 48, 78, 88, 120) y están conectadas al compresor (60) y al sensor de presión (98), actuando como cámara de control;

15 con la característica de que la porción estática (30, 94) está conectada en un primer punto (96) con el sensor de presión (98), y en un segundo punto (66) con el compresor y con la válvula (64), el primer punto (96) está situado en un extremo del colchón inflable (10) y el segundo punto (66) en el extremo opuesto, estando separados entre sí para poder desinflar la porción estática (30, 94) a través de la salida (70) de la válvula (64).

**10)** Sistema (110) según la reivindicación 9, en que la conexión de salida (70) de la válvula (64) comprende un orificio calibrado.

1/4

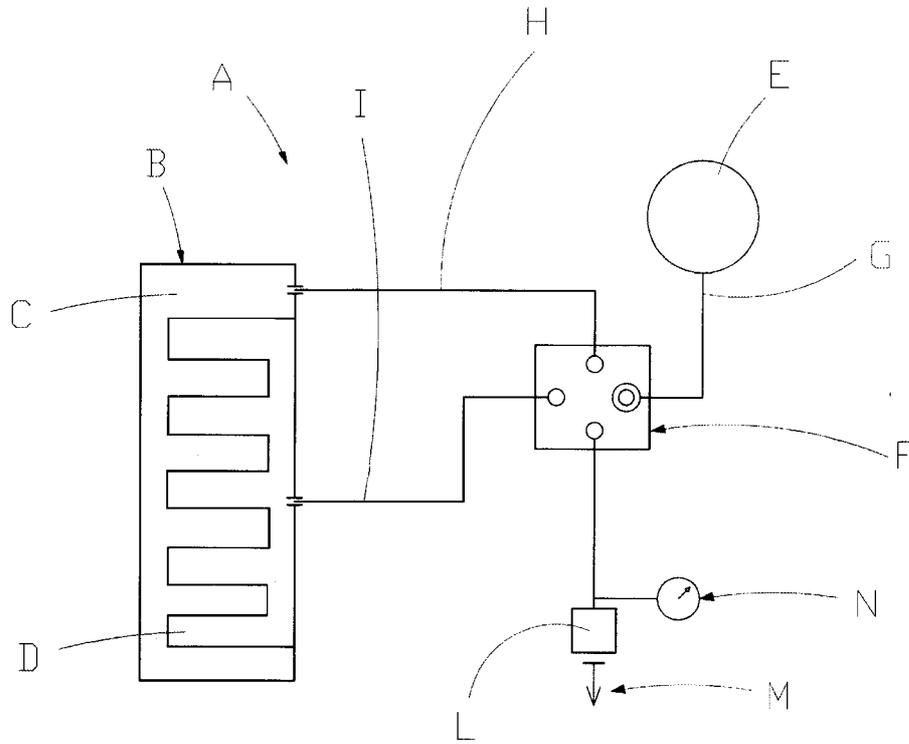


Fig. 1

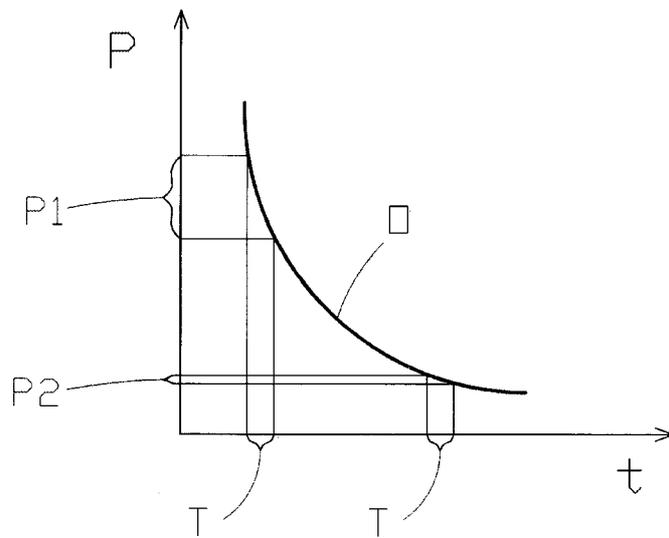


Fig. 2

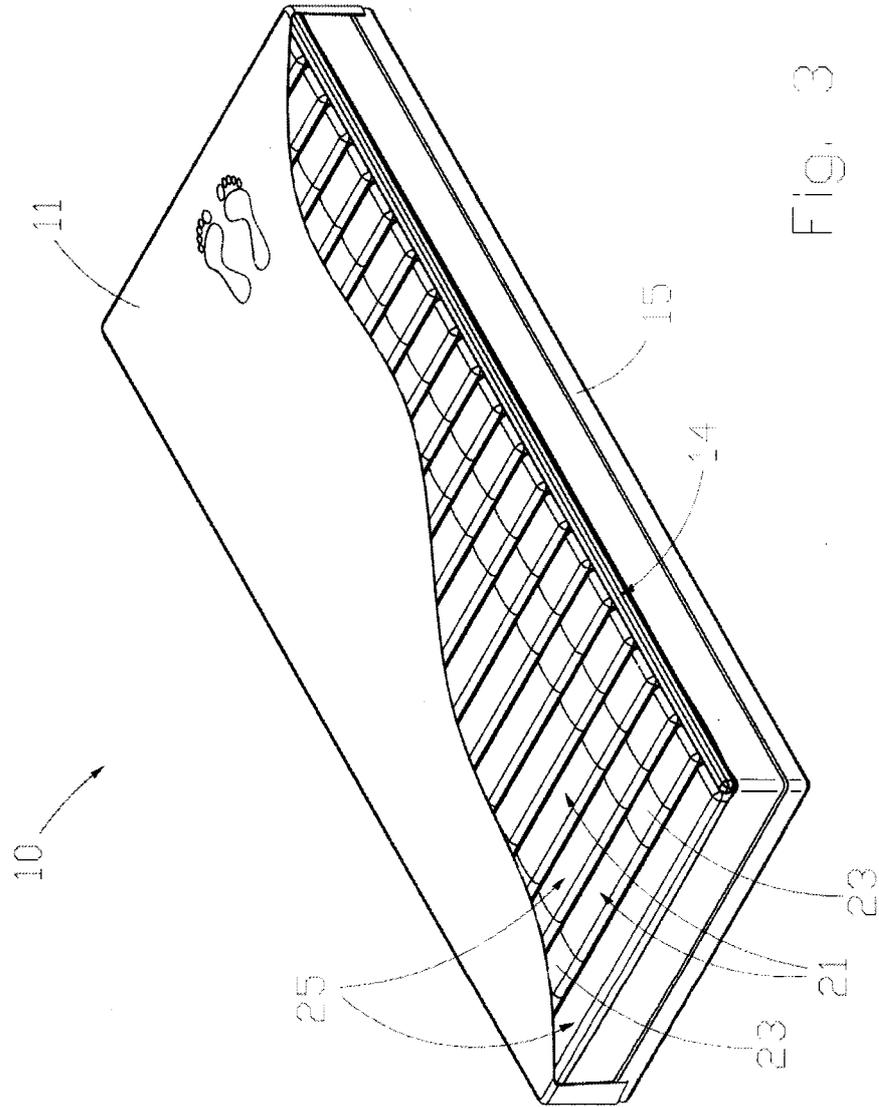


FIG. 3

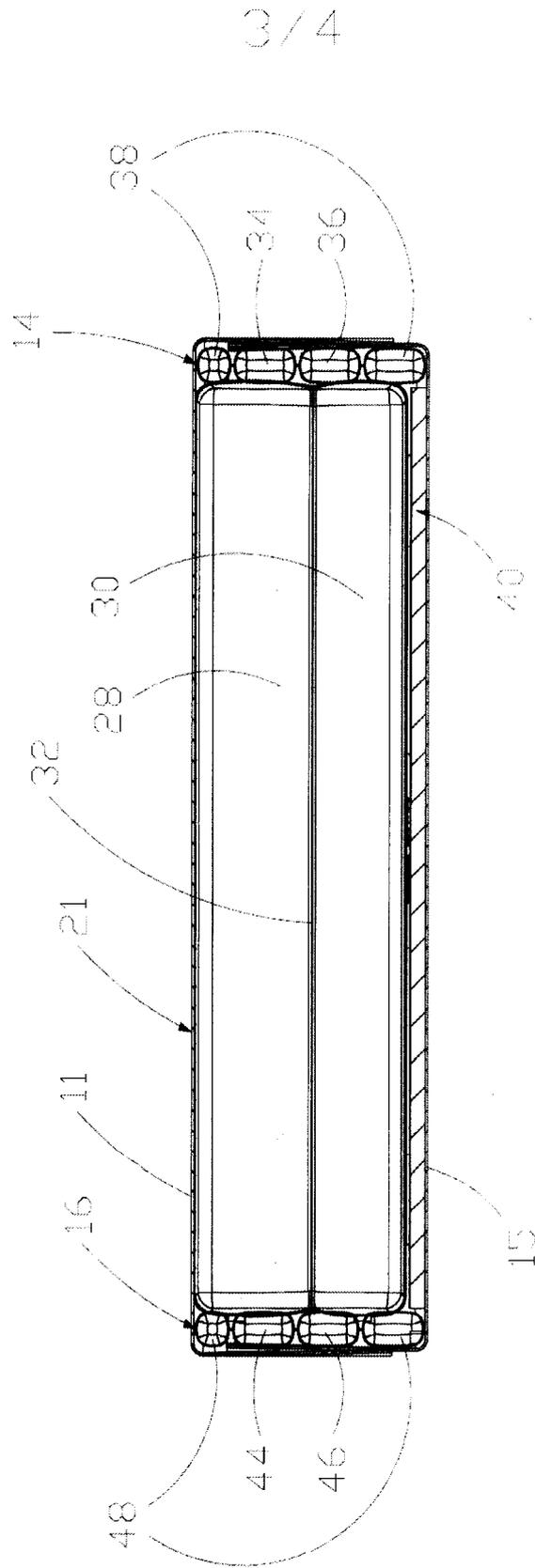


FIG. 4

