

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 458 558**

51 Int. Cl.:

A61F 2/06 (2013.01)

A61M 1/10 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.08.2012 E 12181218 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.02.2014 EP 2574305**

54 Título: **Vaso compensador**

30 Prioridad:

27.09.2011 DE 102011053988

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

06.05.2014

73 Titular/es:

**E.S. BIO-TECH LIMITED (100.0%)
Arch. Makariou III, 213, Maximos Plaza Tower 1,
3rd Floor
3030 Limassol, CY**

72 Inventor/es:

**BAECKE, MARTIN, DR. y
DOSS, MIRKO, DR.**

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 458 558 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

Vaso compensador

5 La presente invención se refiere a un vaso compensador para influir en la presión arterial, el cual comprende una cámara volumétrica con medios de conexión para conectar la cámara volumétrica a un sistema cardiovascular natural, pudiéndose provocar una variación volumétrica de la cámara volumétrica por una variación de presión del sistema vascular, así como medios de adaptación, que limitan la variación volumétrica de la cámara volumétrica a un máximo de 10 cm^3 en una zona inferior de presión por debajo de un valor umbral de la presión, que soporta por lo menos 100 mmHg a un máximo de 10 cm^3 y que provocan una variación volumétrica de la cámara volumétrica de por lo menos 10 cm^3 en una zona de presión superior entre el valor umbral de presión y 150 mmHg.

10 Por hipertensión arterial, en breve hipertensión arterial, se designa un cuadro clínico en el que la presión arterial del sistema arterial de vasos está crónicamente elevada. Según la definición del WHO, se considera como hipertensión arterial una presión arterial sistólica permanente superior a 140 mmHg y una presión arterial diastólica superior a 90 mmHg. La hipertensión arterial está ampliamente extendida sobre todo en los países occidentales industrializados. Como causas vienen al caso, por ejemplo, predisposición genética, efectos nocivos de los medicamentos, estimulantes y drogas, así como otras enfermedades primarias. La hipertensión arterial permanente da lugar, con frecuencia, a daños secundarios como el infarto de miocardio y la apoplejía.

20 El tratamiento de la hipertensión arterial se lleva a cabo, en la actualidad, por vía medicamentosa en combinación con un cambio del estilo de vida, la mayoría de los casos. Sin embargo, el éxito de ambas formas terapéuticas depende, en gran medida, de la capacidad y la disponibilidad de colaboración del paciente tratado. En especial, las personas mayores solo están dispuestas difícilmente, con frecuencia, a cambiar su estilo de vida y a llevar a cabo con la necesaria regularidad una toma de medicamentos. Además, la toma regular de medicamentos se considera frecuentemente como molesta y limitativa y puede representar una sobrecarga para otros órganos del cuerpo humano. Se han observado también rechazos a los medicamentos.

25 Ya se han llevado a cabo, por ello, intentos de facilitar dispositivos para influir en la presión arterial, por medio de los cuales se pueda ofrecer una terapia eficaz y lo más posible sin necesidad de la toma de medicamentos, en especial, para la hipertensión arterial.

30 A partir del documento DE 10 2005 058 409 A1, se conoce un implante, que sustituye a una sección de la aorta o de una arteria, cuyo volumen se configura de modo elásticamente deformable por medio de un elemento elásticamente deformable incorporado a la pared del vaso. Gracias a dicho implante, deben reducirse las variaciones de presión en el sistema cardiovascular.

El documento WO 89/01765 A1 describe un implante y un método para aumentar el flujo sanguíneo elevando la dilatabilidad arterial (del volumen arterial) y para reducir las fluctuaciones de la presión (del pulso) en el sistema arterial así como para mejorar (reforzar) la circulación sanguínea de órganos específicos para contrarrestar los efectos nocivos de las enfermedades cardiovasculares.

35 En el documento EP 2 319 454 A1, se revela un vaso compensador para influir en presión arterial según el preámbulo de la reivindicación 1. Se trata, en este caso, básicamente de un implante con una cámara volumétrica con medios de conexión para conectar la cámara volumétrica a un sistema cardiovascular natural y con medios de adaptación, por medio de los cuales se puede posibilitar o realizar una variación de volumen de la capacidad de la cámara volumétrica en el caso de una variación de presión en el sistema cardiovascular o en la cámara volumétrica, donde la variación volumétrica es de un máximo de 10 cm^3 en una zona inferior de presión de entre 50 mmHg y un valor umbral de presión que sea por lo menos de 100 mmHg y en una zona superior de presión de entre el valor umbral de presión y 150 mmHg sea de por lo menos 10 cm^3 . Es misión de la presente invención el perfeccionamiento de un vaso compensador semejante.

Esta misión se lleva a cabo con las características de la reivindicación 1.

45 Configuraciones y perfeccionamientos ventajosos de la invención son objeto de las reivindicaciones subordinadas.

La invención prevé que los medios de adaptación comprendan una armadura así como por lo menos un cuerpo elástico, que coopere con ella, disponiéndose la armadura y el cuerpo elástico exteriormente a la cámara volumétrica y presentando la armadura dos piezas frontales así como por lo menos tres varillas de apoyo, que unan las dos piezas frontales, entre cuyas varillas de apoyo se extienda por lo menos un cuerpo elástico.

50 En otras palabras, el vaso compensador según el invento presenta una cámara volumétrica definida para el flujo sanguíneo así como una armadura exterior y por lo menos un cuerpo elástico, que coopera con dicha armadura, operando la armadura y el cuerpo elástico conjuntamente como medios de adaptación y determinando el comportamiento volumétrico especial dependiente de la presión de la cámara volumétrica.

55 Así, pues, se prevé según la invención que la armadura, que rodea la cámara volumétrica, limite con el cuerpo elástico la variación volumétrica de la cámara volumétrica en una zona inferior de presión, mientras provoca o

permite súbitamente una gran variación volumétrica a partir de un valor umbral de la presión previamente ajustable. El cuerpo elástico extendido en la armadura reacciona además, en un ejemplo de realización preferido, a modo de una barra tensada sometida a pandeo, que solo al sobrepasar una carga de pandeo crítica se desvía súbitamente hacia un lado. En el caso del vaso compensador según la invención, el cuerpo elástico ejerce análogamente una presión semejante desde fuera sobre la cámara volumétrica tal que, en una zona de presión arterial baja, solo se permiten variaciones volumétricas mínimas de la cámara volumétrica. Por encima del valor umbral de la presión, por el contrario, el cuerpo elástico puede no contener la presión arterial, que actúa desde dentro sobre la pared de la cámara volumétrica, y se desvía bruscamente hacia fuera. Por ello, aumenta súbitamente el volumen de la cámara volumétrica de manera que la presión arterial desciende.

El comportamiento especial dependiente del cuerpo elástico se determina además, entre otras cosas, por la colaboración del cuerpo elástico con la armadura, que sirve de contrasoporte, la cual se compone según la invención de dos piezas frontales y por lo menos tres varillas de apoyo, que unen las piezas frontales. En la armadura fija montada con las piezas frontales y las varillas de apoyo, se tiende el cuerpo elástico de tal modo que pueda pasar bruscamente, en función de las condiciones de presión arterial reinantes en la cámara volumétrica, de una posición limitadora de una variación volumétrica de la cámara volumétrica a una posición, que permita una clara variación volumétrica de la cámara volumétrica. Al contrario, el cuerpo elástico pasa, en caso de presión arterial disminuyente en la zona del valor umbral de presión, nuevamente a la posición limitadora de una variación volumétrica de la cámara volumétrica. Como material para las varillas de apoyo así como para las piezas frontales se consideran preferiblemente materiales resistentes como acero, titanio o plásticos reforzados.

La conexión de la cámara volumétrica a vasos sanguíneos naturales, en especial, en la región de la aorta, se lleva a cabo preferiblemente por cosido en la zona de los medios de conexión de manera conocida por sí misma. Una fijación adicional, dado el caso también en el tejido corporal circundante, puede realizarse con ayuda de la armadura, que a este objeto puede estar provista de orificios o lengüetas para conducir hilos en la zona de las piezas frontales. Además, el vaso compensador según la invención puede implantarse básicamente tanto paralelamente a modo de un "bypass" como también en serie respecto de un vaso sanguíneo del cuerpo.

La cámara volumétrica se hace preferiblemente como manguera de tejido o bien de malla de poliéster. El tejido o malla de poliéster es resistente a la tracción y flexible y se ha acreditado como material para implantes de aorta. Alternativamente se pueden emplear también otros materiales apropiados como implantes de aorta. La cámara volumétrica atravesada por la sangre sufre una variación de forma en función de las condiciones de la tensión arterial reinante, por lo cual está en condiciones de reproducir el efecto natural de cámara de aire. Se designa por efecto de cámara de aire el mantenimiento de una parte del volumen sanguíneo expulsado por el corazón durante la sístole en las arterias elásticas y su descarga continua durante la diástole, por lo cual la corriente sanguínea se uniformiza. Estas variaciones volumétricas mínimas de la cámara volumétrica determinantes del efecto de cámara de aire en una zona inferior de presión, que son reproducción de los vasos naturales, son toleradas por los medios de adaptación según la invención, mientras que grandes variaciones volumétricas de la cámara volumétrica según la invención solo se realizan al sobrepasar un valor umbral de presión crítico.

Según una configuración de la invención, las piezas frontales presentan soportes para alojar las varillas de apoyo, en los que se apoyan de forma resistente a la torsión las varillas de apoyo. Otra propuesta más, prevé que el cuerpo elástico presente guías de paso para las varillas de apoyo, estando asimismo preferiblemente unidas las guías de paso de forma resistente a la torsión con las varillas de apoyo. Por la unión resistente a la torsión de las varillas de apoyo con los soportes así como, en especial, de las varillas de apoyo con las guías de paso en el cuerpo elástico se evita, por un lado, que el material del cuerpo elástico, el de las varillas de apoyo así como el de los soportes se sobrecargue excesivamente por la torsión permanente y la fricción asociada a la misma y se exponga, por ello, a un rápido desgaste. Por otro lado, se asegura con el apoyo resistente a la torsión que el cuerpo elástico, en caso de presión arterial paulatinamente creciente en la cámara volumétrica, no se desvíe gradualmente hacia fuera respecto de las varillas de apoyo solo por una ligera torsión. Más bien, el cuerpo elástico según dicha configuración de la invención queda completamente fijado en la zona de las guías de paso con respecto a las varillas de apoyo, con lo cual se refuerza el efecto de la brusca transición del cuerpo elástico desde la posición limitadora de volumen en la posición liberadora del volumen. Al mismo tiempo, se posibilita, con ello, una introducción del movimiento de reposición con presión relativamente alta.

Se ha mostrado que un cuerpo elástico realizado laminarmente de silicona presenta el comportamiento elástico deseado. Alternativamente, el cuerpo elástico puede hacerse, por ejemplo, de poliuretano. Por diferentes dimensionado, espesor de material o bien perfilado del material utilizado, puede ajustarse con antelación el comportamiento elástico deseado, es decir, especialmente el valor umbral de la presión así como el aumento volumétrico en la zona de presión superior, y adaptarlos a los requerimientos individuales de un paciente a tratar.

Según una configuración de la invención, el cuerpo elástico queda adosado por lo menos por secciones a la pared exterior de la cámara volumétrica. Por ese contacto directo con la cámara volumétrica, se transmite directamente al cuerpo elástico la presión generada por la presión arterial a la pared de la cámara volumétrica.

En una realización preferida de la invención, la armadura presenta cuatro varillas de apoyo, que unen las piezas frontales así como el cuerpo elástico, cuatro superficies elásticas, extendiéndose cada superficie elástica entre dos

varillas de apoyo vecinas. La armadura tiene así una forma paralelepípedica, formando las cuatro varilla de apoyo los bordes longitudinales y las cuatro superficies elásticas, las superficies laterales elásticas del paralelepípedo.

Otra proposición más prevé que en la zona de presión inferior, dos superficies elásticas mutuamente opuestas del cuerpo elástico presentan una curvatura cóncava y las dos superficies elásticas restantes presentan una curvatura cóncava, mientras que en la zona de presión superior las cuatro superficies elásticas del cuerpo elástico presentan una curvatura convexa. El efecto elástico esencial del cuerpo elástico parte, por consiguiente, de las dos superficies elásticas cóncavas en la zona de presión inferior, es decir, en la cámara volumétrica a superficies laterales curvadas, las cuales modifican bruscamente su comportamiento de curvatura por encima del valor umbral de la presión y se desvían hacia fuera. Por la curvatura cóncava de dos superficies elásticas en la zona de presión inferior, puede deformarse de modo osiforme la cámara volumétrica elástica. Solo con presiones arteriales por encima del valor umbral de la presión, es tan grande la presión sobre la pared de la cámara volumétrica y, con ello, sobre las superficies elásticas allí adosadas, que estas últimas flexionan bruscamente hacia fuera y ensanchan la sección transversal osiforme de la cámara volumétrica a una sección transversal circular o bien elíptica. El aumento de volumen ligado a dicho ensanche de la cámara volumétrica da lugar al descenso deseado de la presión arterial.

La relación de longitud a anchura y altura de un vaso compensador según la invención es de aproximadamente 1:0,4:0,5 típicamente. Así, pues, por ejemplo, con una longitud de vaso compensador en un intervalo entre 90mm y 130 mm, la anchura queda preferiblemente en un intervalo entre 36 mm y 52 mm, y la altura en el intervalo entre 45 mm y 65 mm.

A continuación, se explica más detalladamente la invención a base de un ejemplo de realización y en relación con los dibujos adjuntos. Lo muestran las figuras:

Figura 1 un vaso compensador según la invención en una vista en perspectiva;

Figura 2 un alzado lateral de un vaso compensador según la invención;

Figura 3 una vista en planta desde arriba sobre un vaso compensador según la invención; y

Figura 4 una vista desde arriba por delante sobre un vaso compensador según la invención.

Las figuras 1 a 4 muestran un vaso compensador, designado en conjunto con la referencia 1, en el estado aun no acoplado a un vaso sanguíneo natural. Comprende una cámara 2 volumétrica alargada, situada interiormente, de tejido de poliéster, así como una armadura 4 dispuesta por fuera de la cámara 2 volumétrica. La cámara 2 volumétrica presenta por sus dos extremos unos medios 3 de conexión para conectar a un vaso sanguíneo natural, donde la cámara 2 volumétrica se cose con el vaso sanguíneo natural, en general, en la zona de los medios 3 de conexión. Los medios 3 de conexión presentan un diámetro D1, mientras que la cámara 2 volumétrica en las zonas de transición adyacentes a los medios 3 de conexión se ensancha paulatinamente hasta un diámetro D2, compárese con la figura 2. Los valores reales de los diámetros D1 y D2 dependen, entre otras cosas, de si el vaso compensador se ha instalado paralelamente a modo de un "bypass" o en serie respecto de un vaso sanguíneo del cuerpo. Con una disposición en "bypass", en la que únicamente fluye un volumen parcial de la sangre a través del vaso 1 compensador, el diámetro D1 queda, por ejemplo, en un intervalo de entre 5 mm y 20 mm, preferiblemente entre 10 mm y 15 mm. Si, por el contrario, el vaso 1 compensador se dispone en serie, entonces deben elegirse mayores los medios 3 de conexión y, dado el caso, también la propia cámara 2 volumétrica. El diámetro D1 queda, en este caso, típicamente en un intervalo de entre 20 mm y 40 mm, preferiblemente entre 25 mm y 35 mm.

La armadura 4 que rodea la cámara 2 volumétrica, se compone de dos piezas 6 frontales, configuradas básicamente de forma oval a anular, así como de cuatro varillas 7 de apoyo, que unen las dos piezas 6 frontales, donde la armadura 4 puede presentar una longitud algo menor que la cámara 2 volumétrica. La cámara 2 volumétrica se introduce de tal manera en la armadura 4 que las dos piezas 6 frontales acaben quedando en las zonas de transición, descritas más arriba en relación con la ampliación del diámetro de la cámara 2 volumétrica, y que los medios 3 de conexión sobresalgan de la armadura 4 por orificios centrales de las piezas 6 frontales, véanse las figuras 1 y 2. Las piezas 6 frontales pueden realizarse además con lengüetas y/u orificios no representados en las figuras, que ofrecen, junto con los medios 3 de conexión, posibilidades adicionales para la fijación del vaso 1 compensador en un vaso sanguíneo natural o en el tejido de unión circundante.

Cada una de las dos piezas 6 frontales presenta cuatro soportes 8, que forman parte integral, para alojar las varillas 3 de apoyo. Tal como puede observarse, en especial, en la figura 4, los soportes 8 son además sin duda simétricos, aunque dispuestos de tal manera que, según la representación de la figura 4, los dos soportes superiores o bien los dos soportes inferiores presenten respectivamente una separación mutua menor que la del soporte superior izquierdo y el soporte inferior izquierdo o bien que la del soporte superior derecho y el soporte inferior derecho. Gracias a esa disposición, el vaso 1 compensador tiene en conjunto una forma más bien plana, lo que facilita la introducción y la colocación en un cuerpo humano.

Con ayuda de las cuatro varillas 7 de apoyo, introducidas en los cuatro soportes 8 de las dos piezas 6 frontales, se monta completamente la armadura 4. Las varillas 7 de apoyo están provistas de un perfilado, con el cual encajan en

un perfilado interior correspondiente de los soportes 8 de modo que las varillas 8 de apoyo se alojen de modo resistente al giro en los soportes 8.

Entre las varillas 7 de apoyo, se extiende un cuerpo 5 elástico de silicona hecho de una pieza. El cuerpo 5 elástico comprende cuatro superficies 12 elásticas así como cuatro guías 9 de paso para las varillas 7 de apoyo. Análogamente a los soportes 8, las guías 9 de paso presentan también un perfilado interior, en el que encaja el perfilado de las varillas 7 de apoyo introducidas de tal modo que la guías 9 de paso y las varillas 7 de apoyo estén mutuamente unidas de modo resistente a la torsión.

La longitud de las cuatro superficies 12 elásticas corresponde básicamente a la distancia mutua entre las dos piezas 6 frontales prefijada por la longitud de las varillas 7 de apoyo, mientras que la anchura de las superficies 12 elásticas es, en cada caso, algo mayor que la distancia directa entre las dos varillas 7 de apoyo, entre las cuales se extiende la respectiva superficie 12 elástica. Por esta razón, las superficies 12 elásticas no se tienden de una manera tirante, sino que presentan una curvatura. Además, dos superficies 12 elásticas mutuamente opuestas, la superficie 12 cóncava derecha así como la izquierda no visible en la representación de la figura 1, están curvadas cóncavamente hacia dentro, mientras que las dos restantes superficies 12 elásticas, la superior y la inferior asimismo no visible según la figura 1, están curvadas convexamente hacia fuera. Las dos superficies 12 elásticas curvadas cóncavamente también se designarán, a continuación, como superficies primarias, las dos superficies 12 elásticas curvadas convexamente, como superficies secundarias.

Tanto las superficies primarias como también las superficies secundarias quedan adosadas a la pared exterior de la cámara 2 volumétrica y deforman la sección transversal de la cámara 2 volumétrica de modo que presente una configuración osiforme, que se puede reconocer indicativamente en la figura 4. Las fuerzas elásticas de las superficies secundarias pueden ser muy pequeñas con respecto a las de las superficies primarias. Funciones importantes de las superficies secundarias son la guía y soporte de la cámara volumétrica y la perturbación o bien deformación selectiva del arco de presión, que forman las superficies primarias con la hipertensión arterial para activar el desvío brusco de las superficies primarias.

El ejemplo de realización de vaso 1 compensador representado en las figuras presenta una longitud L de 112 mm, una anchura B de 43 mm y una altura H de 52 mm, compárense las figuras 3 y 4.

Si se conecta el vaso 1 compensador según la invención a un vaso sanguíneo natural del modo descrito más arriba, se muestra entonces un comportamiento diferente en función de la presión arterial reinante. En una zona de presión inferior por debajo de un valor umbral de presión de 100 mmHg, el vaso 1 compensador se comporta básicamente como un vaso sanguíneo natural. Está por tanto en condiciones de reproducir el efecto de cámara de aire descrito más arriba y permite, por consiguiente, variaciones de volumen reducidas de la cámara 2 volumétrica, las cuales se limitan, no obstante, a un máximo de 10 cm^3 por el cuerpo 5 elástico adosado por fuera a la cámara 2 volumétrica.

Si por el contrario la presión arterial sobrepasa el valor umbral de presión, entonces la presión sobre la pared de la cámara 2 volumétrica y, por tanto, sobre las superficies 12 elásticas adosadas a la cámara 2 volumétrica, es tan grande que las dos superficies primarias curvadas cóncavamente se desvían bruscamente hacia fuera y pasan a un estado de curvatura convexa. En correspondencia, la sección transversal de la cámara volumétrica varía bruscamente de la forma de hueso existente en la zona de presión inferior a una forma más bien circular o elíptica, donde el cuerpo 5 elástico no sufre torsión en la zona de las varillas 7 de apoyo debido a la unión resistente a la torsión entre el cuerpo 5 elástico y las varillas 7 de apoyo. Por la variación de la sección transversal, aumenta súbitamente el volumen de la cámara 2 volumétrica en unos 20 cm^3 más, por lo cual la presión arterial disminuye. Puntas de presión arterial de, por ejemplo, unos 150 mmHg se amortiguan de ese modo a unos 115 mmHg. La variación volumétrica total de la cámara 2 volumétrica es de 20 a 40 cm^3 , preferiblemente de unos 30 cm^3 .

Se garantiza, por consiguiente, que el vaso 1 compensador en zonas de presión, que correspondan a una presión arterial normal, no muestre efecto que sobresalga del efecto de cámara de aire natural, mientras que la presión arterial elevada puede rebajarse eficazmente. Preferiblemente, el vaso 1 compensador según la invención se instala en personas con hipertensión arterial crónica, en las que el vaso 1 compensador opera permanentemente del modo descrito arriba. Debido a su capacidad de adaptación a presiones arteriales diversas, también puede emplearse, no obstante, en un círculo de personas, que padezca únicamente elevada presión arterial en función de la situación, pero que presente, por lo demás, valores de presión arterial en la zona normal. Esa flexibilidad representa una gran ventaja del vaso 1 compensador según la invención con respecto a una terapia medicamentosa.

Por la unión resistente a la torsión de las varillas 7 de apoyo con los soportes 8 de las piezas 6 frontales y, en especial, con las guías 9 de paso del cuerpo 5 elástico, se refuerza el efecto del súbito ensanche de la cámara 2 volumétrica. Con la unión resistente a la torsión, se evita que las superficies 12 elásticas, en caso de presión paulatinamente creciente en la cámara 2 volumétrica, ya se desvíen hacia fuera por la torsión de las guías 9 de paso respecto de las varillas 7 de apoyo, y se adapten así gradualmente a las condiciones de presión modificadas. Las superficies 12 elásticas se montan más bien por sus caras longitudinales sólidamente en la armadura 4, que opera como contrafuerte, y solo es posible un desvío brusco de las superficies 12 elásticas al sobrepasar el valor umbral de tensión. Contempladas en su sección transversal, las superficies primarias muestran, con ello, un comportamiento análogo al de una varilla acodada tensada. Si, a continuación, la presión arterial desciende

nuevamente por debajo del valor umbral de la tensión, entonces las superficies primarias saltan de vuelta a su posición de partida.

Las varillas 7 de apoyo se realizan preferiblemente resistentes a la flexión y a la torsión. La elasticidad aun restante de las varillas 7 de apoyo influye en el comportamiento elástico del cuerpo 5 elástico.

- 5 El comportamiento elástico concreto de las superficies primarias y, con ello, del valor umbral de la presión puede ajustarse, por ejemplo, por el espesor de las superficies 12 elásticas y/o por un perfilado 11 estriado en las superficies primarias. También las superficies secundarias curvadas convexamente, así como el dimensionado concreto de las superficies primarias y secundarias tienen influencia en el comportamiento conmutador de las superficies primarias.
- 10 Con ayuda del vaso compensador según la invención se puede reducir con eficacia la hipertensión arterial, y ello, en general, sin que sea necesaria una toma adicional de medicamentos.

REIVINDICACIONES

1. Vaso (1) compensador para influir en la presión arterial, que comprende una cámara (2) volumétrica con medios (3) de conexión para conectar la cámara (2) volumétrica a un sistema cardiovascular natural, donde puede realizarse una variación de volumen de la cámara (2) volumétrica por una variación de presión en el sistema cardiovascular, así como medios de adaptación, que limitan a un máximo de 10 cm³ la variación volumétrica de la cámara (2) volumétrica en una zona de presión inferior por debajo de un valor umbral de la tensión que asciende a por lo menos 100 mmHg y que provocan una variación de volumen de la cámara (2) volumétrica de por lo menos 10 cm³ en una zona de presión superior entre el valor umbral de la presión y 150 mmHg, caracterizado por que los medios de adaptación comprenden una armadura (4) así como por lo menos un cuerpo (5) elástico, que coopera con la misma, donde la armadura (4) y el cuerpo (5) elástico se han dispuesto exteriormente a la cámara (2) volumétrica y donde la armadura (4) presenta dos piezas (6) frontales así como por lo menos tres varillas (7) de apoyo que unen las dos piezas (6) frontales, entre las cuales se extiende por lo menos un cuerpo (5) elástico.
2. Vaso (1) compensador según la reivindicación 1 caracterizado por que las piezas (6) frontales presentan soportes (8) para el alojamiento de las varillas (7) de apoyo, en los que las varillas (7) de apoyo se alojan de modo resistente a la torsión.
3. Vaso (1) compensador según la reivindicación 1 o 2, caracterizado por que el cuerpo (5) elástico presenta guías (9) de paso para las varillas (7) de apoyo.
4. Vaso (1) compensador según la reivindicación 3, caracterizado por que las guías (9) de paso están unidas de modo resistente a la torsión con las varillas (7) de apoyo.
5. Vaso (1) compensador según una de las reivindicaciones 1 a 4, caracterizado por que el cuerpo (5) elástico se ha hecho de silicona.
6. Vaso (1) compensador según una de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizado por que el cuerpo (5) elástico está adosado por lo menos por secciones a la pared (10) exterior de la cámara (2) volumétrica.
7. Vaso (1) compensador según una de las reivindicaciones 1 a 6, caracterizado por que el cuerpo (5) elástico presenta un perfilado (11).
8. Vaso (1) compensador según una de las reivindicaciones 1 a 7, caracterizado por que la cámara (2) volumétrica se ha hecho de poliéster.
9. Vaso (1) compensador según una de las reivindicaciones 1 a 8, caracterizado por que la armadura (4) presenta cuatro varillas (7) de apoyo que unen las dos piezas (6) frontales.
10. Vaso (1) compensador según una de las reivindicaciones 1 a 9, caracterizado por que el cuerpo (5) elástico comprende superficies (12) elásticas, extendiéndose cada una de las superficies (12) elásticas entre dos varillas (7) de apoyo vecinas.
11. Vaso (1) compensador según la reivindicación 10, caracterizado por que, en la zona de presión inferior, por lo menos una superficie (12) elástica del cuerpo (5) elástico presenta una curvatura cóncava y por lo menos una superficie (12) elástica del cuerpo (5) elástico presenta una curvatura convexa, mientras que en la zona de presión superior todas las superficies (12) elásticas del cuerpo (5) elástico presentan una curvatura convexa.
12. Vaso (1) compensador según la reivindicación 11, caracterizado por que el cuerpo (5) elástico comprende cuatro superficies (12) elásticas y por que en la zona de presión inferior dos superficies (12) elásticas mutuamente opuestas del cuerpo (5) elástico presentan una curvatura cóncava y las dos superficies (12) elásticas restantes presentan una curvatura convexa, mientras que en la zona de presión superior todas las cuatro superficies (12) elásticas del cuerpo (5) elástico presentan una curvatura convexa.



