(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 708 580**

(51) Int. Cl.:
G09B 23/28 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(86) Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **09.01.2009** **PCT/NO2009/000011**

(87) Fecha y número de publicación internacional: **16.07.2009** **WO09088304**

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.01.2009** **E 09700496 (4)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **31.10.2018** **EP 2243129**

(54) Título: **Dispositivo de simulación de la distendibilidad pulmonar variable**

(30) Prioridad:

11.01.2008 NO 20080206
14.01.2008 US 6439 P

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
10.04.2019

(73) Titular/es:

LAERDAL MEDICAL AS (100.0%)
P.O. Box 377
4002 Stavanger, NO

(72) Inventor/es:

MESTAD, EINAR;
EGELANDSDAL, EINAR y
GOMO, ØYSTEIN

(74) Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 708 580 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

Dispositivo de simulación de la distendibilidad pulmonar variable

Campo técnico

La presente invención se refiere a un dispositivo de simulación de la distendibilidad pulmonar variable de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación posterior 1.

La presente invención tiene por objetivo desarrollar un simulador para un paciente que posibilite un cambio de la distendibilidad de los pulmones, esto es, la resistencia ofrecida por los pulmones cuando son ventilados. (respiración artificial). Esto permite la oportunidad de practicar el diagnóstico y tratamiento de un problema respiratorio.

La distendibilidad pulmonar se define como "el cambio de volumen pulmonar por unidad de cambio de la presión. Aunque esta definición no es evidentemente una descripción completa de las propiedades de la presión - volumen del pulmón, no obstante es útil en la práctica como medida de la rigidez comparativa del pulmón. Cuanto más rígido sea el pulmón, menor es la distendibilidad. La distendibilidad se reduce debido a enfermedades que provocan una acumulación del tejido fibroso en el pulmón o bien por un edema en los espacios alveolares. Se incrementa en el enfisema pulmonar y también con la edad, probablemente debido a alteraciones del tejido elástico, en ambos casos - www.biology-online.org. La distendibilidad de un pulmón humano típicamente no es lineal.

Es una gran ventaja para los facultativos médicos y el resto del personal dedicado a la asistencia sanitaria practicar la reanimación también en supuestos en los que el paciente ha reducido la distendibilidad debido a una de las enfermedades que provoca dicha dolencia.

Leardal Medical AS ha propuesto un maniquí con simulador pulmonar que tiene la capacidad de simular un cambio en la distendibilidad pulmonar. En el documento WO 2005/032327 este dispositivo fue descrito en una forma de realización en la que el pulmón o los pulmones estaban colocados entre dos placas en el pecho. La separación entre las placas o su resistencia frente al desplazamiento separativo podría resultar alterada, de manera que resultara más difícil inflar los pulmones. La placa inferior fue fijada mientras que la placa superior podía ser desplazada. La superior fue empujada hacia arriba cuando el pulmón fue inflado mediante respiración artificial, simulando la elevación del pecho. La resistencia normal frente a esta ventilación fue provocada por el estiramiento de la piel del pecho cuando el pecho se elevó. Para iniciar un incremento de la falta de flexibilidad de los pulmones fue activado un accionador, el cual traccionó la placa superior del pecho hacia abajo en dirección a la placa inferior. Ello aplicó una presión al saco pulmonar e hizo más difícil para el usuario insuflar aire dentro de los pulmones. El accionador incluía un mecanismo operado de forma neumática o un mecanismo electromecánico, al tiempo que la correa era una correa, banda elástica o un muelle tensor.

Aunque este dispositivo produjo los resultados deseados, se demostró que era bastante complicado, al interesar varias partes. También fue difícil establecer la cantidad deseada de distendibilidad mediante el accionador.

Existen también algunos otros dispositivos que pueden ser utilizados para establecer una distendibilidad pulmonar específica:

El documento US 3736362, que también pertenece al mismo solicitante, muestra el uso de dos muelles para incrementar la distendibilidad. El pretensado de los muelles puede ser ajustado. Sin embargo, no se muestra ningún medio de ajuste y el ajuste tendría muy probablemente tener que llevarse a cabo mediante la sustitución de los muelles o mediante algún tipo de ajuste manual. Esto significa que el ajuste de la distendibilidad lleva bastante tiempo y en la práctica se llevaría a cabo de manera muy infrecuente.

El documento DE 3049583 muestra un conjunto de muelles en el que la tensión de los muelles se puede ajustar para modificar la distendibilidad. Este ajuste también tiene que llevarse a cabo manualmente girando un conjunto de tuercas. Es también muy difícil de establecer la distendibilidad en un valor razonablemente preciso.

El documento US Re29317 (el cual es una nueva concesión de la Patente US 3808706) describe el uso de un muelle ajustable para modificar la distendibilidad. El ajuste se efectúa deslizando un bloque, al cual está fijado un extremo del muelle, a lo largo de un raíl. El bloque es fijado al raíl mediante un tornillo. Este ajuste también tiene que llevarse a cabo manualmente y también aquí resulta muy difícil establecer un valor predeterminado.

El documento US 4430893 muestra en principio lo mismo que el documento US Re29317, y conlleva los mismos inconvenientes.

Los dispositivos de la técnica anterior también presentan otro inconveniente común.

No hay correlación directa entre la distendibilidad efectiva y una distendibilidad deseada. Esto significa que si un ordenador está conectado al maniquí, el ordenador no presenta ninguna o una capacidad muy limitada para saber cuál sea la distendibilidad a la que el pulmón se ajuste. El resultado es que la distendibilidad no puede o puede en un grado muy limitado ser tenida en cuenta cuando se determina el estado físico del maniquí. Esto significa que,

dado que el ordenador no ofrece ningún valor preciso para la distendibilidad efectiva, no puede ofrecer una retroalimentación correcta acerca del rendimiento del usuario. Por tanto, un objetivo adicional de la presente invención es proporcionar un medio para establecer la distendibilidad de uno entre una pluralidad de valores acerca de los cuales el ordenador ofrezca información y pueda tener en cuenta al establecer una retroalimentación hasta el usuario.

Algunos dispositivos de la técnica anterior no solo modifican la distendibilidad del pulmón, sino también el volumen disponible. Esto es muy indeseable dado que no produce el mismo efecto que el producido sobre un paciente real, en el que el volumen del pulmón efectivamente permanece el mismo incluso si la distendibilidad varía.

Por consiguiente, es un objeto de la presente invención proporcionar un dispositivo del tipo inicialmente referido, que sea fácil de ajustar para conseguir diferentes distendibilidades y proporcionar un valor de distendibilidad preciso y reconocible. El valor debe ser independiente de la temperatura del simulador del paciente o de las inmediaciones. El simulador del paciente puede ser utilizado tanto en interiores como en exteriores, de manera que la temperatura puede variar en varias decenas de grados Celsius.

Además, el valor de distendibilidad debe ser independiente del material escogido para el pulmón. Debe ser posible sustituir el pulmón por otro pulmón sin tener que efectuar cualquier ajuste sobre el dispositivo para conseguir los valores de distendibilidad correctos.

Esto se consigue mediante un dispositivo de simulación de la distendibilidad pulmonar variable, que comprende una estructura que presenta dos componentes principales entre los cuales está situado un pulmón artificial, estando los componentes principales adaptados para ser desplazados a distancia uno respecto de otro mediante el pulmón artificial cuando el pulmón artificial es inflado y están adaptados para desplazarse uno en dirección hacia el otro para forzar el aire a salir del pulmón artificial en una fase de exhalación; un muelle que puede fijarse de manera selectiva entre los dos componentes para conseguir una fuerza que actúe para desplazar las dos partes principales una hacia otra; un mecanismo de sustentación que comprende un medio de agarre del muelle accionable mediante un accionador para desplazar el medio de agarre del muelle mediante una posición de agarre que fije el muelle a los dos componentes principales y una posición de liberación del muelle, comprendiendo el medio de agarre un gancho con una cara inclinada encarada al muelle y una socavadura adyacente a la cara inclinada y encarada en oposición al muelle, y la cara inclinada está adaptada para situarse colindante con un bucle dispuesto sobre el muelle y guiar el bucle al interior de la socavadura de manera que el bucle quede capturado en la socavadura.

Si el accionador es un solenoide, se consigue un dispositivo sencillo y compacto.

Si el muelle comprende al menos dos muelles que pueden ser fijados de manera selectiva entre las dos partes principales tras el accionamiento de un respectivo mecanismo de sustentación de los muelles y los muelles tienen diferentes coeficientes de elasticidad, se proporciona la opción de elegir entre múltiples valores de distendibilidad.

Si el dispositivo comprende además un medio de polarización de base, que está constantemente acoplado entre las dos partes principales, se proporciona una elasticidad pulmonar básica, que simula un pulmón normal.

Las dos partes principales están, de modo preferente, acopladas de forma articulada, y el al menos un muelle está situado frente a la articulación. Esto se traduce en un dispositivo sencillo y compacto y en una previsibilidad satisfactoria de los valores de distendibilidad.

Si las dos partes principales consisten en un par de componentes con forma genérica de placas es fácil acomodar el pulmón artificial entre las placas.

En una forma de realización preferente, el dispositivo comprende un ordenador que contiene una tabla de valores de distendibilidad y unos correspondientes conjuntos de muelles, los cuales, en combinación, proporcionan cada valor de distendibilidad, estando el ordenador adaptado para recibir un valor de distendibilidad deseado, en base a la tabla, definir qué combinación de muelles debe ser activada e iniciar una señal hacia el mecanismo de sustentación de los muelles de esos muelles, de manera que los muelles que, en combinación, proporcionan el valor de distendibilidad deseado quedan acoplados entre las dos partes principales. De esta manera, el instructor o un programa informático puede introducir un valor de distendibilidad deseado sin tener que prestar atención a la multitud de posibles combinaciones de muelles activos.

De modo preferente, el medio de empuje de base es una banda elástica.

A continuación se describirá la invención con mayor detalle con referencia a los dibujos que se acompañan, en los que:

La figura 1 muestra una vista en perspectiva de una forma de realización preferente de la presente invención,

la figura 2 muestra una sección longitudinal parcial a través del dispositivo de la figura 1 con un muelle encajado,

la figura 3 muestra una sección longitudinal parcial a través del dispositivo de la figura 1 con un muelle desencajado, y

las figuras 4 a 7 muestran diagramas de la presión con respecto al volumen para un dispositivo que incluye un conjunto de dos muelles en los que ninguno, uno o ambos muelles son accionados.

La figura 1 muestra una unidad que incorpora una forma de realización preferente de la presente invención. La unidad está destinada a la colocación dentro del pecho de un maniquí de prácticas de reanimación, como por ejemplo el maniquí fabricado por Laerdal Medical AS y comercializado con la marca SimMan®. Sin embargo, la unidad puede también estar incluida en otros tipos de equipos de prácticas de reanimación.

Cuando se utilicen en los párrafos que siguen palabras tales como "inferior" y "superior", dichos vocablos pretenden designar la orientación o situación de una parte según se muestra en los dibujos, que es también la orientacion usual cuando el dispositivo está en uso. Sin embargo, debe destacarse que la orientación del dispositivo puede desviarse de la mostrada en los dibujos, incluso cuando está en uso.

La unidad comprende un pulmón 1 artificial que está, de modo preferente, elaborado en un material de lámina plástico, generalmente conocido en el campo. El pulmón está situado en una estructura 2 de sustentación del pulmón, que presenta dos componentes principales. El primer componente principal es un armazón 3 inferior y el segundo componente principal es una placa 4 superior presionante. El armazón y la placa presionante están acoplados de manera articulada uno con otro mediante una articulación 5. El pulmón 1 está situado entre los componentes 3, 4 principales de manera que, cuando el aire es introducido a presión en el pulmón 1 expandiendo de esta forma el pulmón 1, la placa 4 presionante es levantada del armazón 3 y rotada alrededor de la articulación 5. La articulación 5 puede ser de cualquier tipo que permita que la placa 4 presionante oscile con respecto al armazón 3, pero, en la presente forma de realización, comprende un pasador 6 de articulación que es recibido en sus respectivos extremos dentro de los agujeros 7 del pasador, en un respectivo montante 8 que se proyecta en perpendicular desde el armazón 3, y un par de ojales 9 que se proyectan desde la placa 4 presionante.

Para expulsar el aire del pulmón 1 durante una fase de exhalación simulada, un medio de empuje consistente en una banda 10 elástica está actuando entre la placa 4 presionante y el armazón 3, proporcionando con ello una fuerza de empuje que actuará para desplazar la placa 4 presionante hacia el armazón 3. La placa 4 presionante incluye un gancho 11 y el armazón incluye un gancho 12 para recibir un extremo respectivo de la banda 10 elástica. La banda 10 elástica, de modo preferente, puede ser una banda de caucho sin fin. De modo preferente, una banda elástica está dispuesta sobre cada uno de los dos lados longitudinales de la estructura 2 de sustentación del pulmón

En el extremo de la estructura 2 de sustentación del pulmón que comprende la articulación 5 está orientada la abertura de entrada y salida del pulmón 5. Una válvula 13 de resistencia para las vías respiratorias está fijada al armazón 3 y conectada a la abertura del pulmón 1. Un tubo 14 para las vías respiratorias está conectado a la válvula 13. Cuando el aire es forzado hasta el interior del tubo, típicamente a partir de una bolsa de reanimación o a partir de una persona que practica la reanimación, el aire entra en la válvula 13 y es restringido hasta un grado predeterminado correspondiente a la cantidad de resistencia de una vía respiratoria humana. La restricción de la válvula se puede ajustar para simular la resistencia normal a la resistencia patológica. Un tubo 15 de presión está también conectado a la válvula 13. A través de este tubo 15 se puede vigilar la presión del pulmón. La válvula 13 es de un diseño conocido de por sí y no se describirá más detalladamente.

En el extremo de la estructura 2 de sustentación del pulmón dispuesta en la articulación 5 se dispone un medio 16 de fijación de la distendibilidad. El medio de fijación de la distendibilidad comprende un par de muelles 17, 18, de modo preferente unos muelles helicoidales, que están fijados al borde de la placa 4 presionante. La fijación puede efectuarse de cualquier manera apropiada pero, en la forma de realización preferente, la fijación es una clavija 19 que se proyecta desde el borde de la placa 4 presionante, sobre la cual un bucle 20 dispuesto sobre el muelle 17, 18 se desliza, y el anillo 21 que circunscribe la clavija 19, para impedir que el bucle 20 se deslice fuera de la clavija 19. El bucle puede fácilmente deslizarse por encima de la clavija 19 inclinando el muelle hacia el extremo de articulación de la estructura y enroscar el bucle 20 entre el anillo 21 y la clavija 19. Sobre su lado superior la clavija presenta una muesca 31 (véase la figura 2), para impedir en mayor medida que el muelle se desconecte de la clavija.

En el extremo opuesto, los muelles 17, 18 pueden ser fijados de manera selectiva a un mecanismo 22, 32 de sustentación de los muelles. El mecanismo 22, 32 de sustentación de los muelles se muestra de forma óptima en las figuras 2 y 3. La figura 2 muestra una sección longitudinal parcial a través de un mecanismo de sustentación de los muelles en un estado en el que el muelle 17, 18 está encajado. El mecanismo comprende un gancho 23, que está conformado con una socavadura 24, que forma un resalto 25, por debajo del cual puede ser recibido un bucle 26 sobre el muelle 17, 18. Sobre el lado superior del resalto 25 opuesto a la socavadura, el gancho 23 presenta una cara 27 inclinada. El gancho está acoplado a un solenoide 28, que está adaptado para deslizar el gancho hasta la posición mostrada en la figura 2. Un muelle 29 está adaptado para hacer retornar el gancho hasta la posición mostrada en la figura 3, cuando el solenoide es desenergizado. El gancho puede deslizarse sobre una cara 30 deslizante entre las dos posiciones mostradas.

La elasticidad de las bandas 10 elásticas está adaptada de manera que, cuando únicamente las bandas elásticas actúan entre la placa 4 presionante y el armazón 3, los muelles 17, 18 se desencajan, el pulmón tendrá la destindibilidad de un pulmón sano normal. Para simular la distendibilidad incrementada uno o ambos muelles 17, 18 quedarán trabados por el gancho 23 del mecanismo 22, 32 de sustentación. Para trabar un muelle 17, 18, el solenoide 28 es energizado para traccionar y sustentar el gancho contra la fuerza del muelle 29 hasta una posición en la que el resalto 25 quede inmediatamente por debajo del muelle 17, 18, esto es, la posición mostrada en la figura 2. A continuación, la placa 4 presionante es bajada debido a la exhalación procedente del pulmón 1, el bucle 26 del muelle 17, 18 chocará contra la cara 27 inclinada, se deslizará hacia abajo hasta la punta del resalto 25 resbalará hasta el interior de la socavadura 24 y descansará sobre el resalto 25, de manera que el bucle no pueda fácilmente liberarse de la socavadura 24. Cuando la placa 4 presionante sea de nuevo desplazada hacia arriba debido a la inflación del pulmón esto es, se ofrece una distendibilidad incrementada.

Cuando sea conveniente reducir la distendiblidad, el solenoide es desconectado de manera que queda habilitado para desplazarse hasta la posición mostrada en la figura 4, en la que el resalto 25 ya no está situado por debajo del muelle 17, 18. Esto permite que el bucle 26 del muelle se deslice fuera de la socavadura 24 y, por tanto, se libere del encaje con el gancho 23. De esta manera, el muelle no puede restringir el movimiento de la placa 4 presionante.

El dispositivo de la presente invención puede incluir un número indeterminado de muelles 17, 18, solo limitado por el espacio disponible a lo largo del borde de la placa 4 presionante. En la forma de realización mostrada, el dispositivo presenta dos muelles, que pueden tener coeficientes de elasticidad diferentes. Mediante el encaje de uno de ambos muelles 17, 18, el muelle 17, el muelle 18 o ninguno, se pueden establecer cuatro valores de distendibilidad diferentes del pulmón. Si el maniquí incluye dos pulmones, uno a cada lado del pecho, cada uno de estos pulmones puede estar equipado con un dispositivo de acuerdo con la presente invención. Es posible utilizar muelles con diferentes coeficientes de elasticidad para todos los muelles de ambos dispositivos. Por tanto, dos dispositivos con dos muelles, cada uno de los cuales puede ofrecer de manera conjunta la opción de escoger entre un total de 16 distendibilidades diferentes.

De modo preferente, un ordenador será utilizado para controlar los solenoides 28. El ordenador puede contener una tabla de valores de distendibilidad diferentes y una combinación de muelles que se corresponda con cada valor. La regulación de una distendibilidad específica desencadenará por tanto un conjunto de señales hacia los solenoides que trabarán los muelles lo que, en combinación, proporcione el valor de distendibilidad deseado. La tabla puede parecerse a la tabla 1 teórica inferior, que ofrece el volumen con respecto a la presión para diferentes combinaciones de muelles activados o no. de esta manera, la presión puede ser medida por medio del tubo elástico 15 como se afirmó anteriormente y se puede determinar el volumen del pulmón consultando la tabla. En el ejemplo, una presión medida de 25 milibarias significa que si el muelle 2 es activado, el volumen efectivo del pulmón será de 325 ml.

Tabla 1

Presión (milibarias)	Volumen (ml)			
	Ningún muelle activado	Muelle 1 activado	Muelle 2 activado	Muelles 1 y 2 activados
0,7	25	10	30	15
2	50	25	35	50
4	65	50	70	75
6	185	100	95	100
--	--	--	--	--
--	--	--	--	--
25	575	395	325	310
30	630	440	390	360
37	695	490	450	430
43	735	535	500	475

Las figuras 4 a 7 muestran los valores reales de la presión con respecto al volumen de un conjunto de muelles ensayados. Cada curva representa un estado específico del "paciente". Estos valores serán representados en tablas similares a la tabla 1 en el ordenador.

Esto significa que la distendibilidad establecida y la distendibilidad real siempre se corresponderán. Por tanto, es posible tener en cuenta la distendibilidad en los cálculos y el ordenador puede fácilmente determinar si a la persona que efectúa las prácticas se le otorga un tratamiento óptimo con respecto al paciente simulado y proporciona una retroalimentación al estudiante acerca de la calidad de la CPR. Los valores significativos de la calidad de la CPR también pueden ser almacenados para una consulta posterior.

También es posible asignar una combinación específica de resortes para enfermedades específicas, de manera que el instructor pueda establecer el maniquí para simular una enfermedad específica, que se caracterice por un determinado grado de distendibilidad, y el ordenador energizará los solenoides que traben los muelles que, en combinación, ofrezcan esta distendibilidad.

Una persona experta en la materia podrá prever otras maneras de incorporar la presente invención. No es necesario utilizar una conexión articulada entre las dos partes principales de la estructura, por ejemplo, un dispositivo que incluya una placa de presión que pueda desplazarse en paralelo también funcionará de acuerdo con los objetivos de la presente invención. También es posible utilizar otros medios para trabar muelles distintos de un enganche operado por solenoide, por ejemplo un electroimán que actúe sobre un imán permanente fijado al muelle. El accionador puede también ser neumático, hidráulico o un tornillo rotado por un electromotor. En lugar de utilizar muelles helicoidales para suministrar la distendibilidad incrementada, también es posible utilizar otros tipos de medios de empuje, como por ejemplo bandas elásticas, muelles activados por gas, muelles de hélice cónica o muelles de lámina. En consecuencia, estas y otras modificaciones pueden libremente adoptarse por la persona experta en la material al explotar la presente invención.

REIVINDICACIONES

1.- Dispositivo de simulación de la distendibilidad pulmonar variable, que comprende:

una estructura que tiene dos componentes (3, 4) principales entre los cuales está situado un pulmón (1) artificial, estando los componentes (3, 4) principales adaptados para ser alejados uno de otro por el pulmón (1) artificial, cuando el pulmón (1) artificial es inflado y están adaptados para desplazarse uno en dirección al otro para forzar el aire a salir del pulmón (1) artificial en una fase de exhalación;

un muelle (17, 18) que puede ser fijado de manera selectiva entre los dos componentes (3, 4) principales para suministrar una fuerza que actúa para desplazar los dos componentes (3, 4) principales uno hacia el otro; y un mecanismo (22, 32) de sustentación que comprende un medio de agarre de muelle que puede ser accionado por un accionador (28) para desplazar el medio de agarre de muelle entre una posición de agarre que fija el muelle (17, 18) a los dos componentes (3, 4) principales y una posición de liberación de muelle, **caracterizado porque** el medio de agarre comprende un gancho (23) con una cara (27) inclinada enfrentada el muelle (17, 18) y una socavadura (24) adyacente a la cara (27) inclinada, y encarada en oposición al muelle (17, 18) y la cara (27) inclinada está adaptada para situarse colindante con un bucle (26) dispuesto sobre el muelle (17, 18) y guiar el bucle (26) hasta el interior de la socavadura (24) de manera que el bucle (26) quede capturado en la socavadura (24).

2.- Dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado porque** el accionador (28) es un solenoide.

3.- Dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, **caracterizado porque** comprende además un segundo muelle (17, 18) que puede ser fijado de manera selectiva entre los dos componentes (3, 4) principales tras el accionamiento de un segundo mecanismo (22, 32) de sustentación presentando los muelles (17, 18) unos coeficientes de elasticidad diferentes.

4.- Dispositivo de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado porque** comprende además un medio (10) de empuje básico acoplado constantemente entre los dos componentes (3, 4) principales para proporcionar una distendibilidad pulmonar básica que simula un pulmón normal.

5.- Dispositivo de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado porque** los dos componentes (3, 4) principales están acoplados de forma articulada y **porque** el muelle (17, 18) está situado enfrente de la articulación (5).

6.- Dispositivo de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado porque** los dos componentes (3, 4) principales comprenden un par de componentes con forma genérica de placa.

7.- Dispositivo de acuerdo con la reivindicación 3, **caracterizado porque** comprende además un sistema informático que comprende una tabla de valores de distendibilidad y unos correspondientes conjuntos de muelles (17, 18), los cuales, en combinación, proporcionan cada valor de distendibilidad, estando el ordenador adaptado para recibir un valor de distendibilidad deseado en base a la tabla, decidir qué combinación de muelles (17, 18) debe ser activada e iniciar una señal para accionar los primero y segundo mecanismos (22, 32) de sustentación para conseguir el valor de distendibilidad deseado.

8.- Dispositivo de acuerdo con una cualquiera de la reivindicación 4, **caracterizado porque** el medio (10) de empuje básico es una banda elástica.

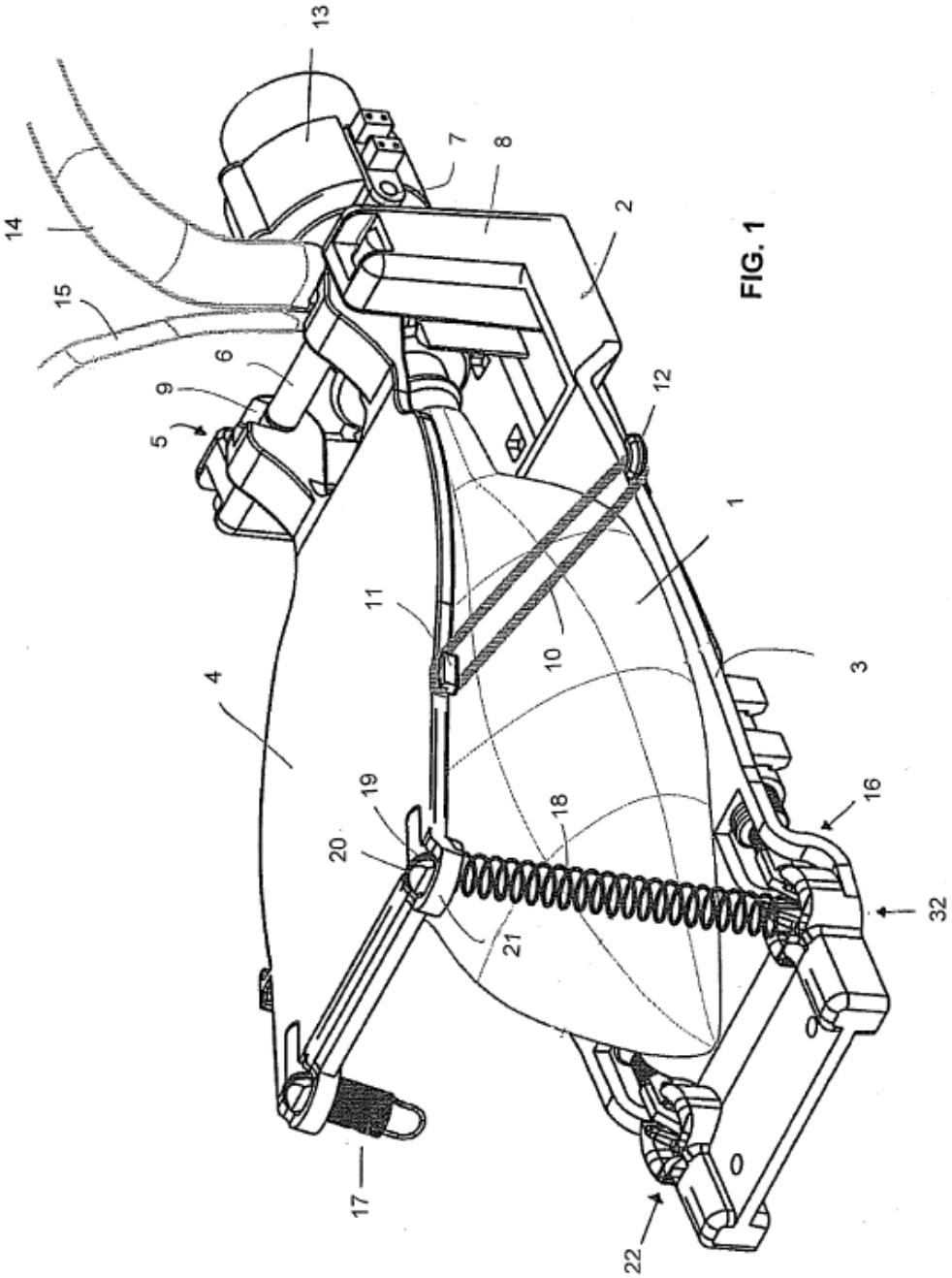
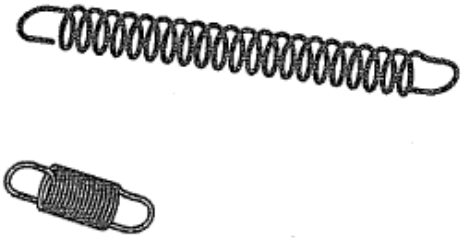


FIG. 1



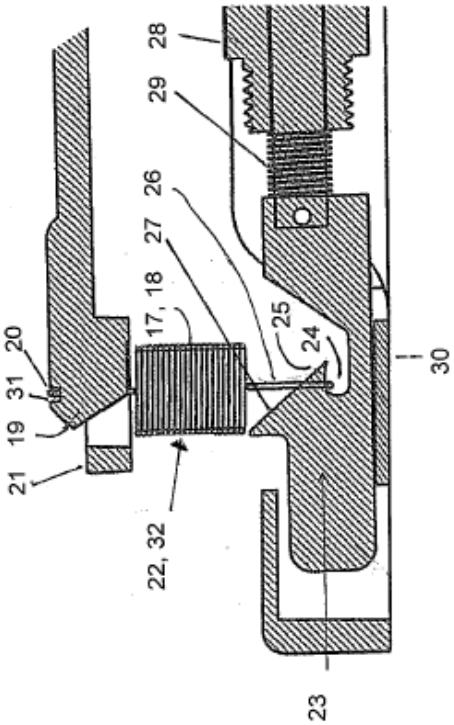


FIG. 2

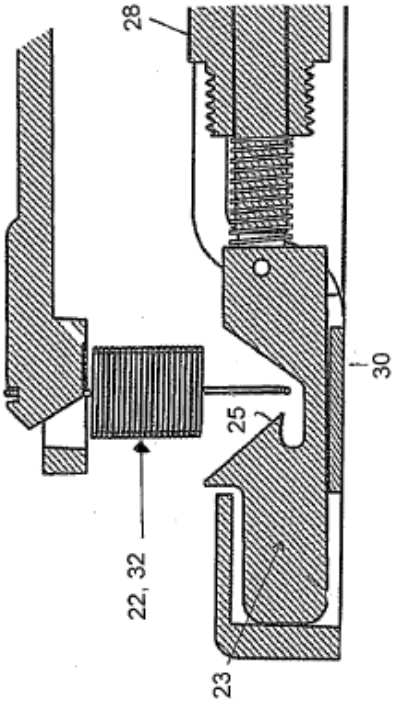


FIG. 3

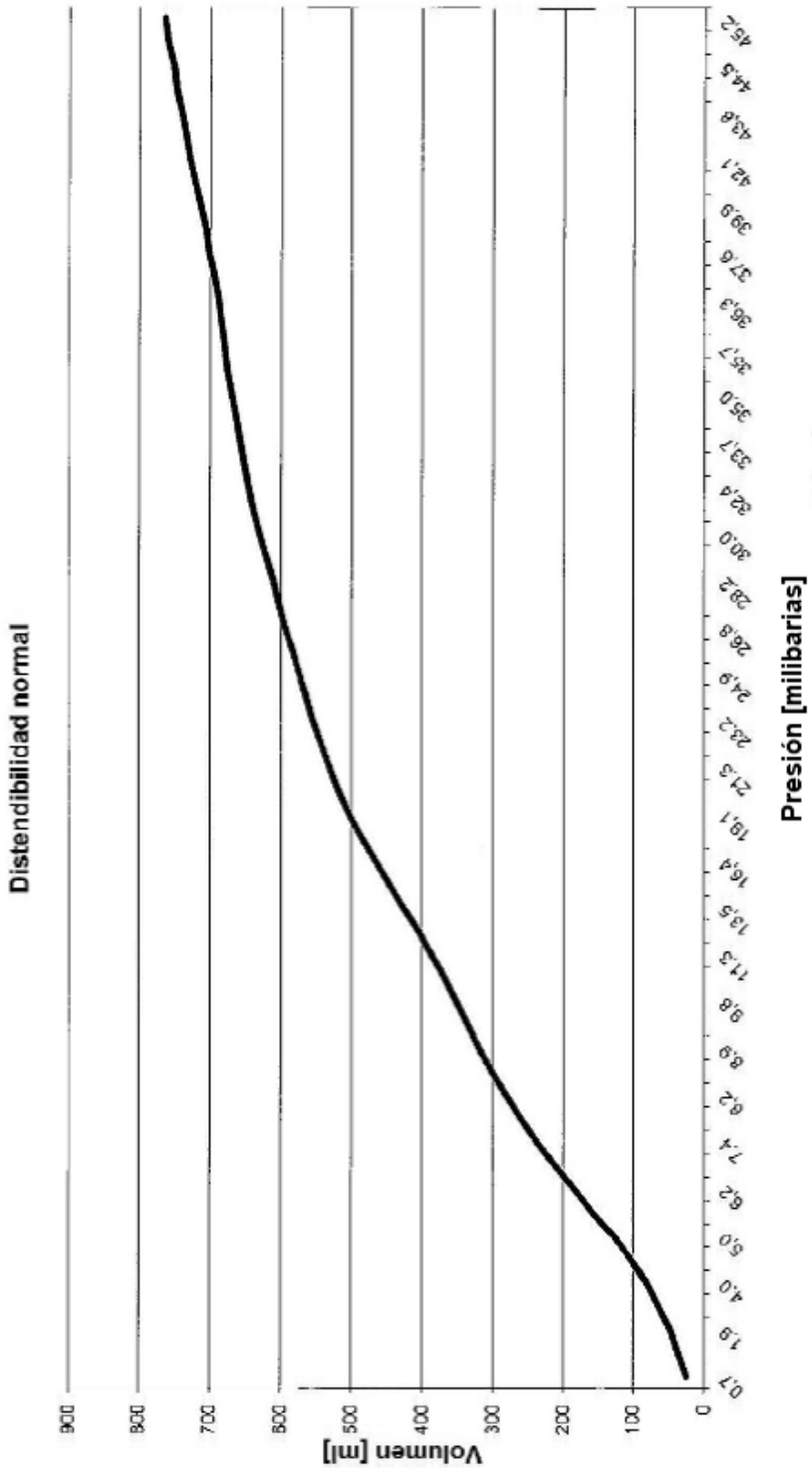

Distendibilidad normal
Volumen [ml]
900
800
700
600
500
400
300
200
100
0
0,7
1,9
4,0
5,0
6,2
7,4
6,2
6,9
9,8
11,3
13,5
16,4
19,1
21,3
23,2
24,9
26,8
28,2
30,0
32,4
33,7
35,0
35,7
36,3
37,6
39,9
42,1
43,8
44,5
45,2
Presión [milibarias]

FIG. 4

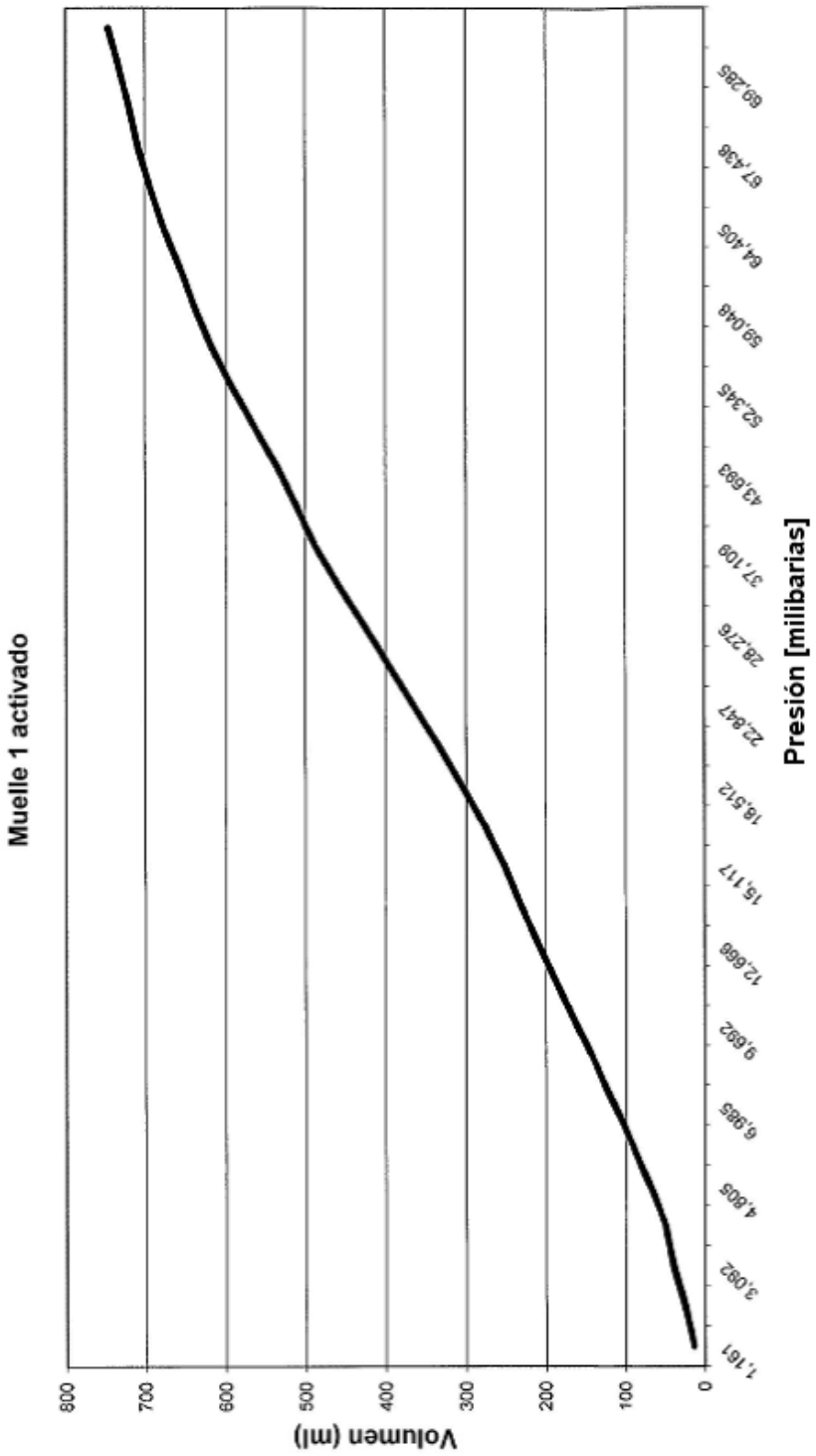

Muelle 1 activado
Volumen (ml)
800
700
600
500
400
300
200
100
0
1,161
3,082
4,805
6,985
9,692
12,668
15,117
18,512
22,847
28,276
37,109
43,693
52,345
59,048
64,405
67,438
69,285
Presión [milibarias]

FIG. 5

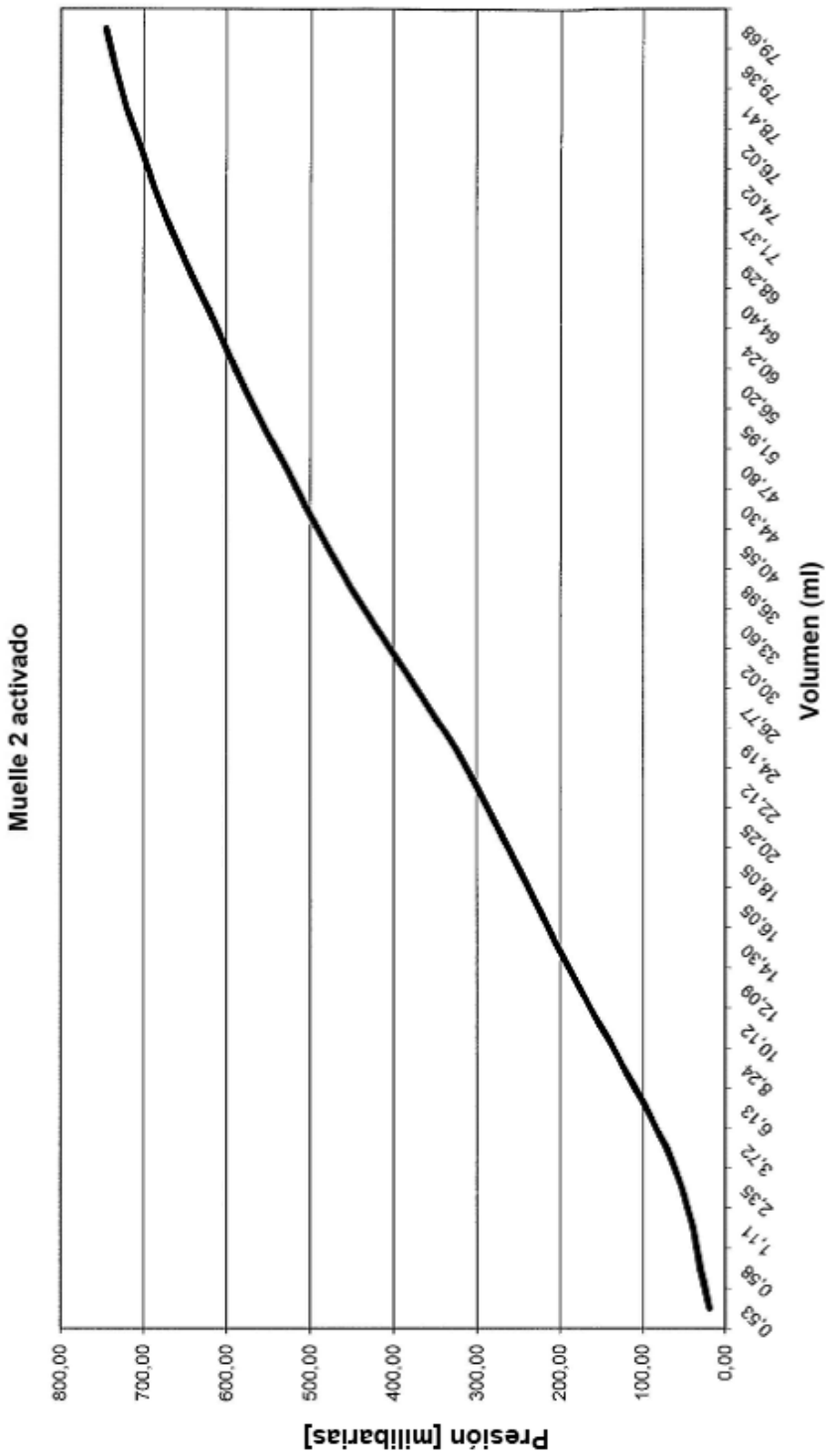

Muelle 2 activado
Presión [milibarias]
800,00
700,00
600,00
500,00
400,00
300,00
200,00
100,00
0,00
Volumen (ml)
0,53
0,58
1,11
2,35
3,72
6,13
8,24
10,12
12,09
14,30
16,05
18,05
20,25
22,12
24,19
26,77
30,02
33,60
36,98
40,55
44,30
47,80
51,85
56,20
60,24
64,40
68,29
71,37
74,02
76,02
78,41
79,36
79,68

FIG. 6

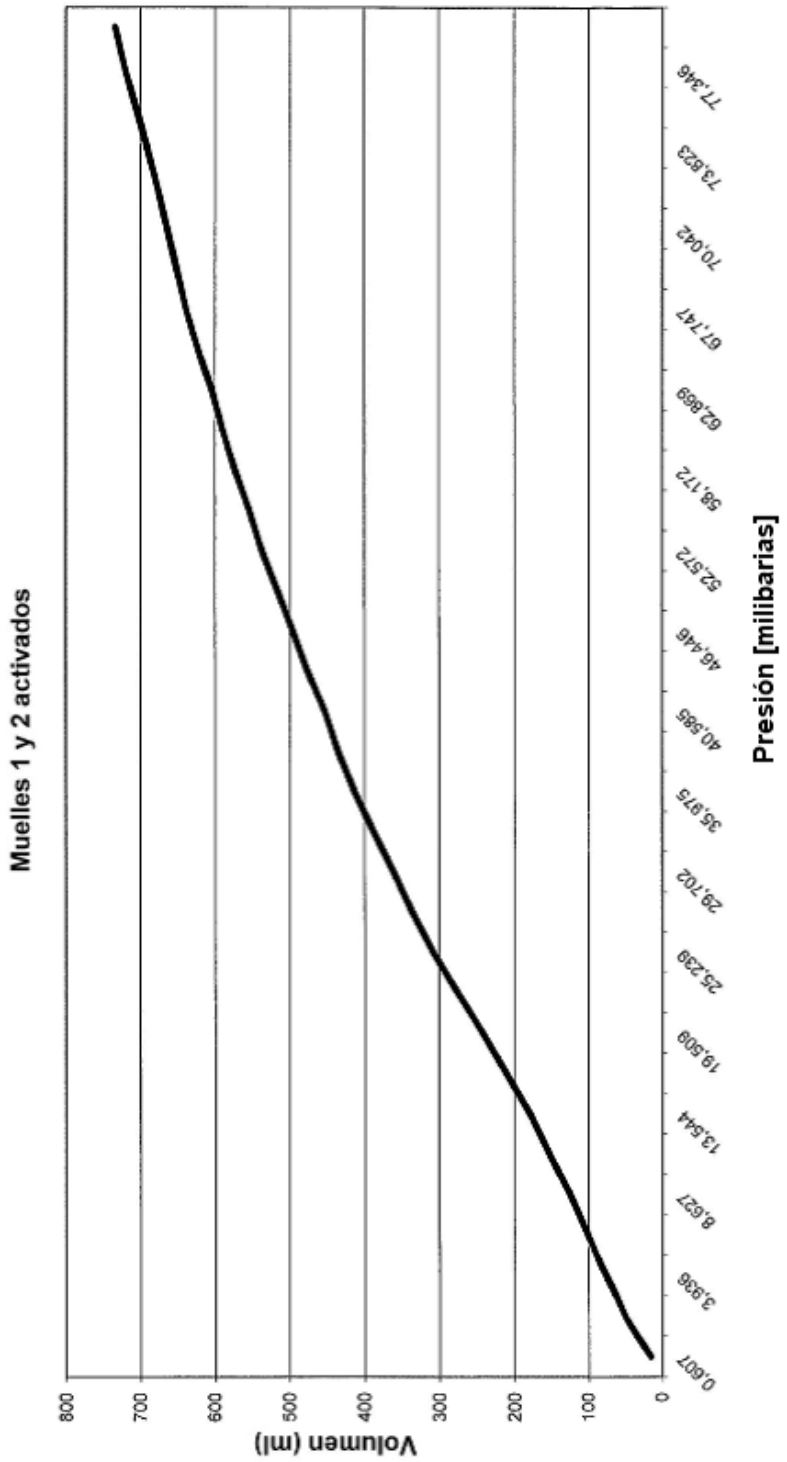

Muelles 1 y 2 activados
Volumen (ml)
800
700
600
500
400
300
200
100
0
0,607
3,936
8,627
13,544
19,509
25,299
29,702
35,875
40,585
46,446
52,572
58,172
62,869
67,147
70,042
73,823
77,346
Presión [milibarias]

FIG. 7