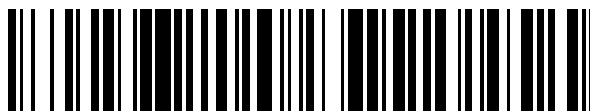


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 587 690**

51 Int. Cl.:

G09B 23/32 (2006.01)

G09B 23/30 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **06.10.2004** **PCT/NO2004/000298**

87 Fecha y número de publicación internacional: **14.04.2005** **WO05032327**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.10.2004** **E 04775079 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.05.2016** **EP 1671299**

54 Título: **Simulador de paciente médico**

30 Prioridad:

06.10.2003 NO 20034465

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

26.10.2016

73 Titular/es:

LAERDAL MEDICAL AS (100.0%)

POSTBOKS 377

4002 STAVANGER, NO

72 Inventor/es:

GOMO, ØYSTEIN

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 587 690 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

Simulador de paciente médico

- 5 La presente invención versa acerca de un simulador de paciente médico, en particular un simulador para simular un bebé que comprende un torso que contiene al menos un pulmón artificial y la piel del pecho colocada al menos parcialmente en el exterior del torso (2).
- La invención versa acerca un simulador de paciente (en particular un maniquí) utilizado en la enseñanza y la formación de médicos. Un objeto es que el maniquí presente diversos signos de enfermedad, al igual que funciones corporales tanto normales como anormales, para permitir que los usuarios realicen un diagnóstico y adopten medidas correctivas.
- 10 El antecedente de la invención es una solicitud del mercado de una simulación del patrón de respiración denominado retracciones subcostales, de forma que se proporcione una base para el diagnóstico de problemas de respiración en el paciente. En la actualidad no existen simuladores de paciente que imiten este patrón particular de respiración.
- 15 Las retracciones del pecho se producen cuando un paciente tiene dificultad para respirar debido a una obstrucción del paso respiratorio o a asma grave y los pulmones utilizan una gran cantidad de fuerza para que pase el aire. Las retracciones son visibles como una cavidad en el diafragma (se "succiona" la piel entre las costillas y en el borde inferior de las costillas, es decir, por debajo del esternón).
- 20 Se consigue el objeto mencionado anteriormente mediante el uso de medios que traccionan descendentemente la piel del pecho del torso en un área que se corresponde con un área en la que se producirían tales retracciones en un ser humano.
- Preferentemente, esto puede hacerse fijando o integrando una correa elástica dentro de la piel del pecho en el centro del área en la que se producen las retracciones.
- En una realización preferente adicional, un mecanismo neumático tracciona esta correa de forma que se sincronice con la elevación y el descenso de los pulmones del pecho, proporcionando la cavidad deseada en la piel.
- 25 En una realización preferente adicional, el al menos un pulmón está dispuesto entre dos placas en el torso y la distancia mutua entre las placas, o su resistencia al movimiento de alejamiento mutuo, es variable. Esto proporciona posibilidades adicionales para variar el patrón de respiración.
- Se puede proporcionar un diseño sencillo haciendo que la inferior de las dos placas sea fija y la placa superior sea amovible.
- 30 En una realización mejorada, se adapta un mecanismo accionado neumáticamente para traccionar la placa superior hacia la placa inferior. Esto permite una regulación sencilla del patrón de respiración.
- En una realización aún más mejorada, el mecanismo neumático comprende al menos un cojín de aire, que proporciona una forma conveniente y sencilla de regular el patrón de respiración.
- 35 En otra realización adicional, el simulador comprende un sistema para controlar el llenado del cojín de aire, midiéndose una presión representativa para el cojín de aire y deteniéndose el llenado cuando se ha alcanzado una presión predeterminada, se dispone un sensor de presión para medir la presión representativa a una distancia del cojín de aire y se dispone una restricción corriente arriba del sensor de presión para neutralizar la diferencia de presión entre el sensor de presión y el cojín de aire. Esto permite una menor necesidad de tubos en el sistema neumático.
- 40 La invención hace que sea posible practicar el diagnóstico y el tratamiento de un problema respiratorio de una forma que no es posible en la actualidad con ningún otro simulador de paciente. Preferentemente, se puede activar y desactivar la función desde el PC del instructor o mediante control remoto.
- En realizaciones alternativas, la correa puede ser adherida o soldada a la piel del pecho. Más preferentemente, la correa está moldeada integralmente con el resto de la piel. Esto permite una producción más eficaz.
- 45 Preferentemente, se puede traccionar hacia abajo la piel mediante medios neumáticos y un mecanismo de palanca.
- De forma alternativa, se puede traccionar hacia abajo la piel mediante un mecanismo electromecánico, por ejemplo, un motor eléctrico o un solenoide.
- Como alternativa a una correa, se puede fijar o moldear material magnético al área relevante de la piel del pecho. La tracción hacia abajo se lleva a cabo activando un electroimán colocado a una distancia bajo la piel.

En una realización alternativa, las retracciones pueden producirse como resultado de la succión en el lado inferior del área en cuestión. También se puede utilizar tal solución para simular retracciones intercostales y claviculares medias. En la práctica, se puede producir el efecto de succión formando un espacio cerrado por debajo de la piel mediante:

- 5 • El moldeo de paredes verticales como un “borde” continuo en torno al área relevante, sellada con una “tapa” rígida en la parte inferior. La tapa en la parte inferior está dotada de una boquilla para la evacuación de aire y se evita que sea traccionada hacia arriba cuando se succiona el aire del espacio.
- La soldadura de un papel metalizado contra el lado inferior de la piel, de manera que se forme un embudo descendiendo hacia una boquilla central de aire. Se evita que se traccione hacia arriba la boquilla cuando se
- 10 • Dejar la piel colocada en forma de “copa” sellada conformada según la anatomía del área en cuestión. El borde la copa se sella contra la piel. Se puede evacuar el aire mediante bombeo o actuando las paredes de la copa como un cilindro en el que se tracciona hacia abajo un pistón para crear el vacío.

Se describirá la invención ahora con más detalle mediante un ejemplo de realización y con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

La Figura 1 es una sección longitudinal a través de un simulador de paciente;
 la Figura 2 es una sección longitudinal a través de un simulador de paciente;
 la Figura 3 es un corte transversal a través de un simulador de paciente;
 la Figura 4 es un diagrama esquemático que muestra un sistema de control de aire según la invención;
 la Figura 5 es una sección longitudinal a través de la cabeza de un simulador de paciente; y
 la Figura 6 es una sección longitudinal a través de un simulador de paciente.

Cuando se emplean a continuación los términos de orientación “sobre” y “bajo”, se debería comprender que están en relación con las figuras, en las que se muestra el simulador de paciente tumbado sobre su espalda. Otros términos de orientación utilizados son “debajo” y “encima”. Estos están relacionados con el maniquí en la posición vertical. El uso de estos términos es simplemente práctico y se pretende que simplifiquen la descripción de la invención, y no serán tomados de ninguna forma que imponga ninguna limitación sobre las posiciones en las que se puede utilizar la invención.

La Figura 1 es una sección longitudinal a través de un simulador de paciente, que muestra parte de una cabeza 1 y parte de un torso 2. El torso comprende la piel 3 del pecho. Bajo la piel del pecho hay un armazón 4 para representar las costillas y el esternón. Bajo este armazón hay una primera placa 5, que también se denomina placa superior. Bajo la placa 5 hay uno o, preferentemente, dos pulmones 6, uno en el lado derecho y uno en el lado izquierdo de la caja torácica. Bajo el o los pulmones 6 hay una placa segunda o inferior 7.

Un área de la piel 3 del pecho debajo del armazón tiene una correa 8 fijada a la misma o integrada en la piel del pecho. Preferentemente, esto se hace mediante el moldeo de la piel 3 del pecho y de la correa 8 en la misma etapa.

La correa 8 está conectada a una palanca 9 diseñada para traccionar la correa 8. Un extremo de la palanca 9 está soportado en una bisagra 10. Entre la palanca 9 y la placa superior 5 hay un cojín 11 de aire. El cojín 11 de aire está conectado por medio de un tubo flexible 12 a una fuente de aire comprimido (no mostrado). El pulmón 6 está conectado a una fuente de aire comprimido (no mostrado) por medio de un tubo flexible 13.

En el caso de una respiración simulada con retracciones se bombea reiteradamente aire al interior del o de los pulmones 6 y luego es liberado. El llenado del cojín 11 de aire tiene lugar de forma sincronizada con este inflado y desinflado del o de los pulmones 6. Este llenado tiene lugar en el momento específico durante el inflado de los pulmones que se corresponde de forma óptima con el momento de retracción en un ser humano.

Cuando se llena el cojín 11 de aire, la palanca 9 gira en torno a la bisagra, y el extremo externo de la palanca 9 se mueve hacia abajo (en la Figura 2), según se indica por medio de la línea discontinua. Esto tracciona la correa 8, traccionando descendentemente la piel 3 del pecho en el área en torno a la correa 8, según se indica por medio de la línea discontinua.

Cuando no se hace uso de la función de retracción, el mecanismo no tendrá un efecto visible sobre la piel del pecho. Esto es debido al hecho de que la palanca 9 está fijada a la placa superior 5, moviéndose completamente con esta.

La Figura 2 es una sección longitudinal similar a la Figura 1. Sin embargo, la Figura 2 también muestra un mecanismo para reducir la movilidad de la placa 5. Este comprende una palanca 14, un extremo de la cual está soportado en una bisagra 15. El extremo contrario de la palanca 14 está conectado a un cuerpo flexible 16.

El cuerpo flexible 16 está acoplado funcionalmente con la placa inferior 7. Para garantizar que la correa elástica no evita que se mueva la placa 5 en el caso de una flexibilidad normal de los pulmones, la correa tiene algo de holgura con respecto a la placa 7, indicada en 17. La correa 16 puede ser una correa elástica sin fin, según se muestra.

Hay dispuesto un cojín 18 de aire entre la placa 5 y la palanca 14. Este está conectado a una fuente de aire comprimido (no mostrado) por medio de un tubo flexible 19. Cuando el cojín de aire se llena de aire se levanta la palanca 14 hasta la posición indicada por la línea discontinua en 14'. De esta manera se reduce o elimina la holgura entre la correa 16 y la placa 7. Tras un llenado subsiguiente del pulmón 6 la correa 16, que actúa entre la palanca 14 y la placa inferior 7, contrarrestará el movimiento de la placa superior 5 de alejamiento de la placa inferior 7. Esto hará que los pulmones parezcan menos flexibles, dado que se hace más difícil llenarlos de aire.

La Figura 3 es un corte transversal a través del torso 2 de un simulador de paciente, que ilustra un armazón trasero 20. El armazón trasero sirve para reforzar el torso. En el exterior del armazón trasero 20 hay dos rebajes 21 y 22, en los lados izquierdo y derecho del torso, respectivamente. En cada rebaje 21, 22 hay un cojín 23 y 24 de aire, respectivamente. Los cojines 23, 24 de aire están conectados a una fuente de aire comprimido (no mostrado) por medio respectivos de tubos flexibles 25, 26.

Preferentemente, se consigue un desinflado rápido de los cojines de aire utilizando una válvula de tres vías (no mostrada) tanto para llenar como para vaciar los cojines de aire. El llenado y el vaciado tiene lugar a través del mismo tubo flexible 25, 26. Tras la activación de la válvula, se abre para el aire comprimido procedente de la fuente de aire comprimido, y se inflan los cojines de aire. En cuanto se desactiva la válvula, se cierra al aire comprimido y el aire en el cojín de aire vuelve a pasar a través de la válvula y sale a la atmósfera.

Como alternativa pero solución subóptima se puede dotar a los cojines de aire de un orificio que permite un desinflado rápido tras el inflado. El orificio está conformado de manera que sea demasiado pequeño como para permitir un inflado rápido del cojín de aire con un flujo rápido de aire comprimido, pero suficientemente grande como para proporcionar un desinflado rápido cuando se detiene el flujo de aire comprimido.

Se pueden utilizar los cojines 23, 24 de aire en los siguientes modos:

Simulación de movimientos musculares normales: un llenado y un vaciado alternos y regulares de aire en los lados izquierdo y derecho.

Simulación de espasmos musculares: un llenado y un vaciado (inflado y desinflado) rápidos e irregulares (arbitrarios) de los cojines derecho e izquierdo de aire. En algunos casos, el inflado y el desinflado pueden ser completos y en algunos casos pueden ser incompletos.

Simulación de desfibrilación: un llenado rápido de ambos cojines de aire simultáneamente, una vez por cada desfibrilación.

En el caso de una desfibrilación, se detecta la corriente eléctrica procedente del desfibrilador, y se configura el sistema de control del simulador de paciente en el modo de desfibrilación.

Por consiguiente, los cojines serán llenados rápida y simultáneamente cuando se activa la descarga eléctrica.

La Figura 4 es una vista esquemática de un sistema de control para regular el llenado de los cojines de aire y/o de los pulmones en un simulador de paciente.

Hay conectado un accionador neumático (por ejemplo, un cojín de aire o pulmón) 27 a un tubo flexible 28. El tubo flexible está conectado a una válvula 29 de purga con una salida 30 de aire. El tubo flexible 28 también está conectado a un primer conducto 31 de aire, que a su vez está conectado con un sensor 32 de presión. El conducto 31 de aire también está conectado a un segundo conducto 33 de aire, que a su vez está conectado a una válvula 34 de llenado. La válvula 34 de llenado está conectada de nuevo a una fuente de aire comprimido (no mostrado) por medio de una entrada 36. El segundo conducto 33 de aire incluye un regulador del estrangulador o boquilla 35.

Conjuntamente, la válvula 34 de llenado, la válvula 29 de purga, la boquilla 35, el sensor 32 de presión y los conductos primero y segundo 31, 33 de aire forman una unidad 37 de control y están ubicados en proximidad física entre sí y a una distancia del accionador 27.

Cuando se va a llenar el accionador 27 con aire, se manipula la válvula de llenado hasta la posición abierta. En esta el aire fluye por medio del segundo conducto 33 de aire y de la boquilla 35 al primer conducto 31 de aire y al tubo flexible 28 y el accionador 27. La boquilla 35 proporciona una igualación de las presiones para hacer la presión en el primer conducto 31 de aire (que es la presión detectada por medio del sensor 32 de presión) aproximadamente igual a la presión en el accionador 27. La boquilla 35 retrasará el inflado del accionador 27 ligeramente pero no de forma significativa. Por lo tanto, el estrangulamiento de la boquilla 35 es una solución de compromiso entre un llenado rápido del accionador 27 y una igualación de las presiones entre el sensor 32 de presión y el accionador 27. Por lo tanto, la disposición de la boquilla 35 dependerá de la función del accionador 27. Con accionadores que requieren un llenado rápido, por ejemplo, los anteriores cojines 23 y 24 de aire, el estrangulamiento en la boquilla 35 solo debe restringir el flujo de aire al accionador en un grado pequeño. En estos casos, la solución preferida es una en la que se mide la presión en el accionador en sí conectando el sensor de presión directamente con el volumen del mismo por medio de un tubo flexible aparte.

Con un pulmón 6 el inflado tiene lugar durante un tiempo más prolongado. Sin embargo, ahora es aún más crucial controlar la presión. Por lo tanto, los requisitos de igualación de las presiones son más estrictos y el estrangulamiento debe ralentizar en mayor grado el flujo de aire.

5 La válvula 34 de llenado se cierra cuando la presión en el primer conducto 31 de aire alcanza un valor deseado. Si el accionador 27 va a ser desinflado de nuevo inmediatamente (como en el caso de un pulmón) se abre la válvula 29 de purga y se libera el aire.

10 Si el accionador 27 no está completamente vacío de aire antes del comienzo del siguiente inflado (lo que puede ocurrir fácilmente, por ejemplo en el caso de una simulación de respiración rápida) la presión en el accionador, en el tubo flexible 28 y en el primer conducto 31 de aire será mayor de lo que era al comienzo del anterior inflado. Sin embargo, el sensor de presión detendrá el inflado a la misma presión que antes. De esta manera, se evita el sobreinflado del accionador y cualquier rotura de este.

15 La Figura 5 es una sección longitudinal a través de la cabeza 1 del simulador. La cabeza 1 comprende un armazón interno inflexible 41 cubierto con una piel blanda 40. En un área de la cabeza correspondiente al lugar en el que se encuentra la fontanela mayor o frontal en un bebé, hay un rebaje 45 en el armazón interno 41. En este rebaje se proporciona un cojín 43 de aire conectado a una fuente de aire comprimido (no mostrado) por medio de un tubo flexible 42. Hay dispuesto un cuerpo flexible 44 tal como un bloque de caucho alveolar entre el cojín 43 de aire y la piel 40.

20 Para simular una mayor presión en el cerebro, se infla el cojín 43 de aire procedente de la fuente de aire por medio del tubo flexible 42, empujando el cuerpo flexible 44 contra la piel 40, provocando que esta se mueva hacia fuera. Esto se indica mediante la línea discontinua 40' y forma una inflamación en la cabeza 1. La inflamación en la cabeza 1 será visible y dará una sensación blanda y flexible, como será el caso con un paciente real. La liberación del aire del cojín 43 de aire provocará que desaparezca la inflamación, según vuelve el cuerpo flexible 44 al rebaje 45. Si se desea, el maniquí también puede estar dotado de un dispositivo similar en el área en la que se encuentra la fontanela menor o posterior en un bebé.

25 Lo que antecede describe el uso de dispositivos neumáticos en el presente simulador para realizar distintas enfermedades junto con funciones corporales normales y anormales. También es posible utilizar otros medios distintos de los dispositivos neumáticos descritos anteriormente para conseguir los mismos efectos. La Figura 6 muestra una solución alternativa para visualizar la función de retracción, que también se describe con referencia a la Figura 1. En la realización mostrada en la Figura 1 la función de retracción se consigue fijando el extremo inferior de la correa 8 a una rueda giratoria de forma excéntrica. La rueda giratoria es accionada por medio de un motor (no mostrado) y está fijada a la placa superior 5 por medio de un tirante 51 de fijación. Tras la rotación de la rueda 50 esta producirá una retracción de la piel 3 del pecho, de la misma forma se que ha descrito anteriormente. Se pueden controlar la frecuencia y la sincronización de las retracciones ajustando la rotación de la rueda 50. Sería apropiado sustituir la rueda 50 con un mango de manivela.

35 También se pueden plasmar otras situaciones que son evidentes para un experto en la técnica mediante dispositivos mecánicos.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Un simulador de paciente médico, en particular un simulador para la simulación de un bebé, que comprende un torso (2) que contiene al menos un pulmón artificial (6), una piel (3) del pecho colocada al menos parcialmente en el exterior del torso (2), **caracterizado porque** también comprende medios (8, 9) de tracción descendente de la piel (3) del pecho del torso en un área correspondiente a un área en la que se producen tales retracciones en un ser humano.
- 10 2. Un simulador según la Reivindicación 1, **caracterizado porque** la piel (3) del pecho tiene una correa elástica (8) fijada o integrada en el interior de la piel (3) aproximadamente en el centro del área en la que se producen las retracciones.
3. Un simulador según la Reivindicación 2, **caracterizado porque** un mecanismo neumático (9, 11) está diseñado para traccionar la correa (8) de forma síncrona con la elevación y el descenso del o de los pulmones (6) del pecho para producir la cavidad deseada en la piel (3) del pecho.
- 15 4. Un simulador según una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado porque** el al menos un pulmón (6) está dispuesto entre dos placas (5, 7) en el torso y porque la distancia mutua entre las placas (5, 7) o su resistencia al movimiento de alejamiento mutuo, es variable.
5. Un simulador según la reivindicación 4, **caracterizado porque** la placa inferior (7) de las dos placas (5, 7) está fijada mientras que la placa superior (5) de las dos placas (5, 7) es amovible.
- 20 6. Un simulador según la reivindicación 5, **caracterizado porque** un mecanismo (14, 15, 16, 18) accionado neumáticamente está adaptado para traccionar la placa superior (5) hacia la placa inferior (7).
7. Un simulador según la reivindicación 3 o 6, **caracterizado porque** el mecanismo neumático (9, 11, 14, 15, 16) comprende al menos un cojín (11, 18) de aire.
- 25 8. Un simulador según la reivindicación 7, **caracterizado porque** comprende un sistema para controlar el llenado del cojín (11, 18) de aire, en el que se mide una presión representativa para el cojín (11, 18, 27) de aire y se detiene el llenado cuando se ha alcanzado una presión predeterminada, un sensor (32) de presión para medir la presión representativa está dispuesto a una distancia del cojín (27) de aire y se dispone una restricción (35) corriente arriba del sensor (32) de presión para neutralizar la diferencia de presión entre el sensor (32) de presión y el cojín (27) de aire.

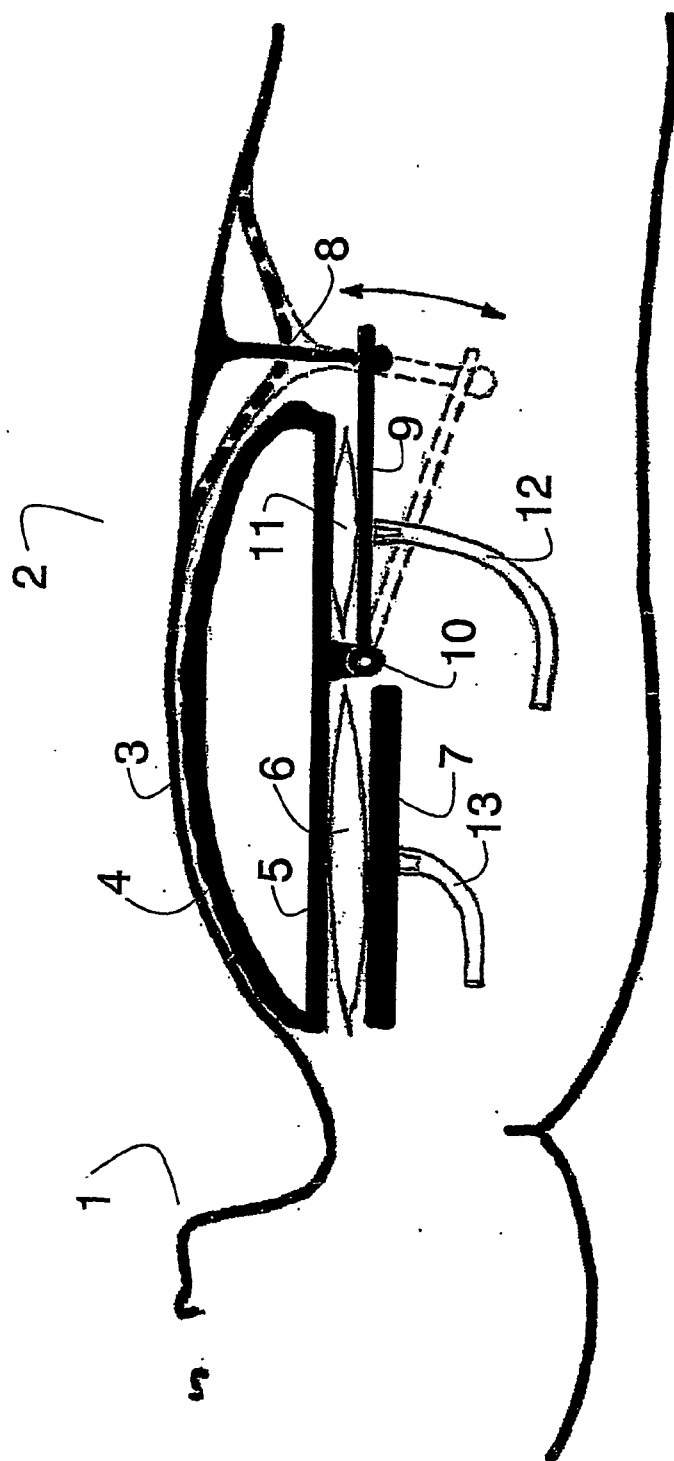


Fig. 1

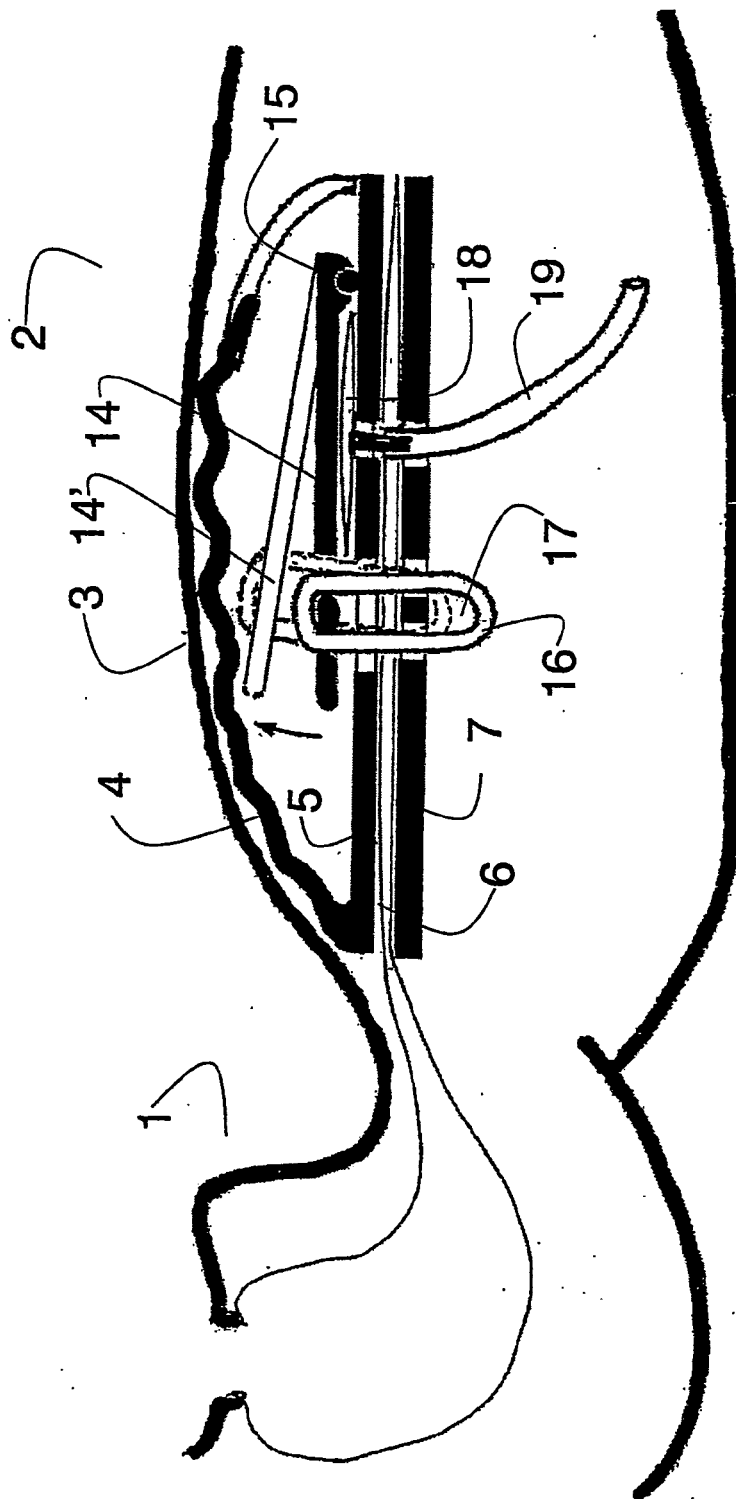


Fig. 2

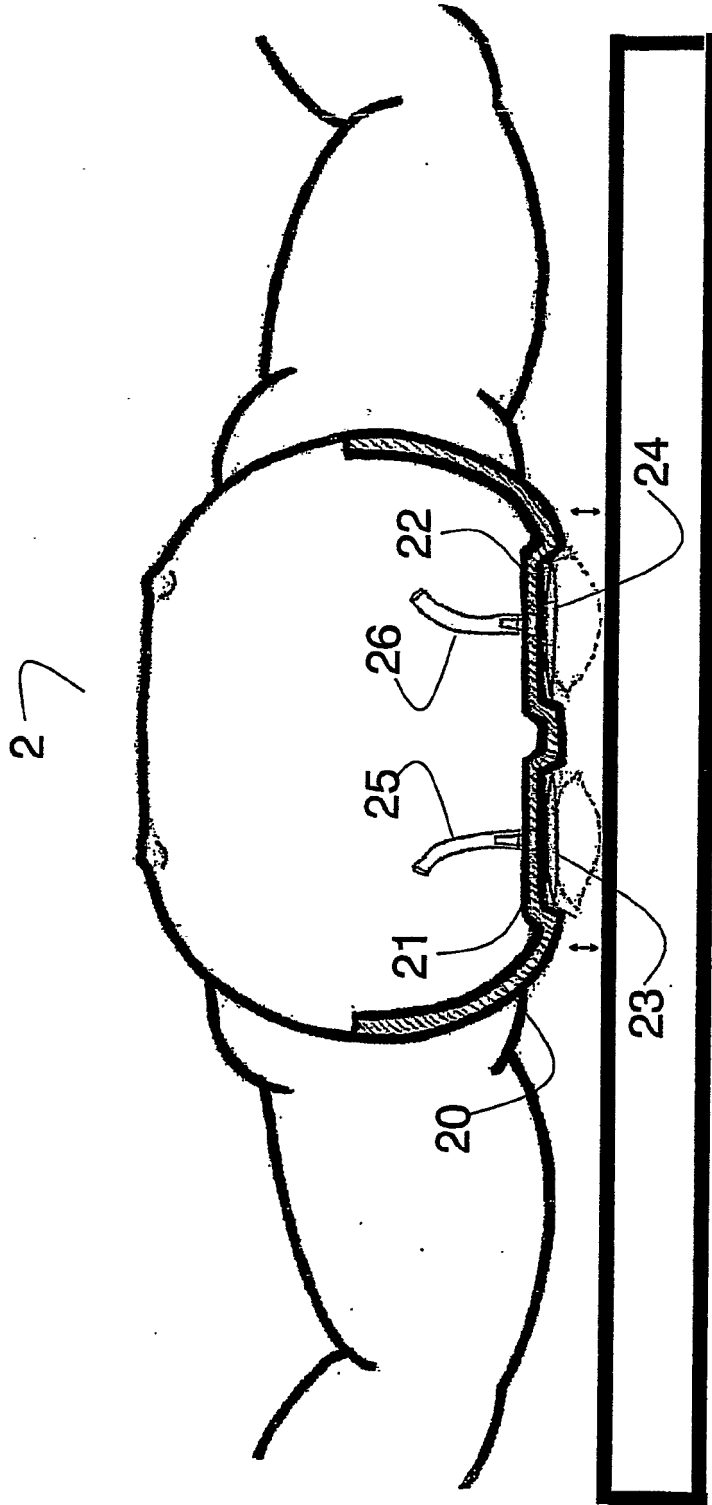


Fig. 3

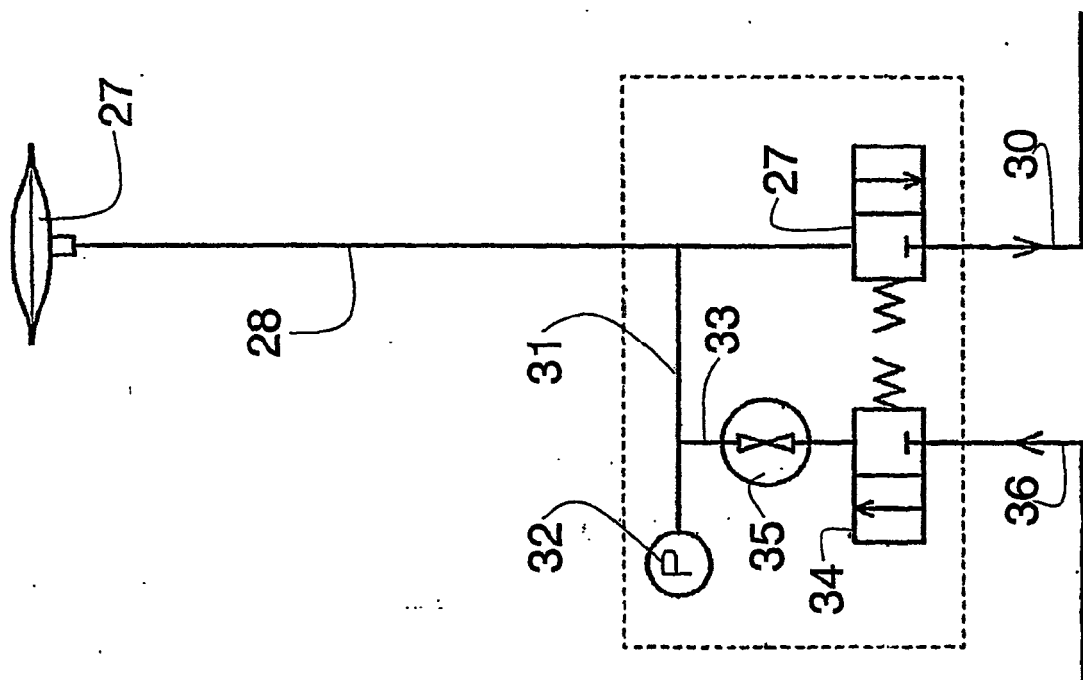


Fig. 4

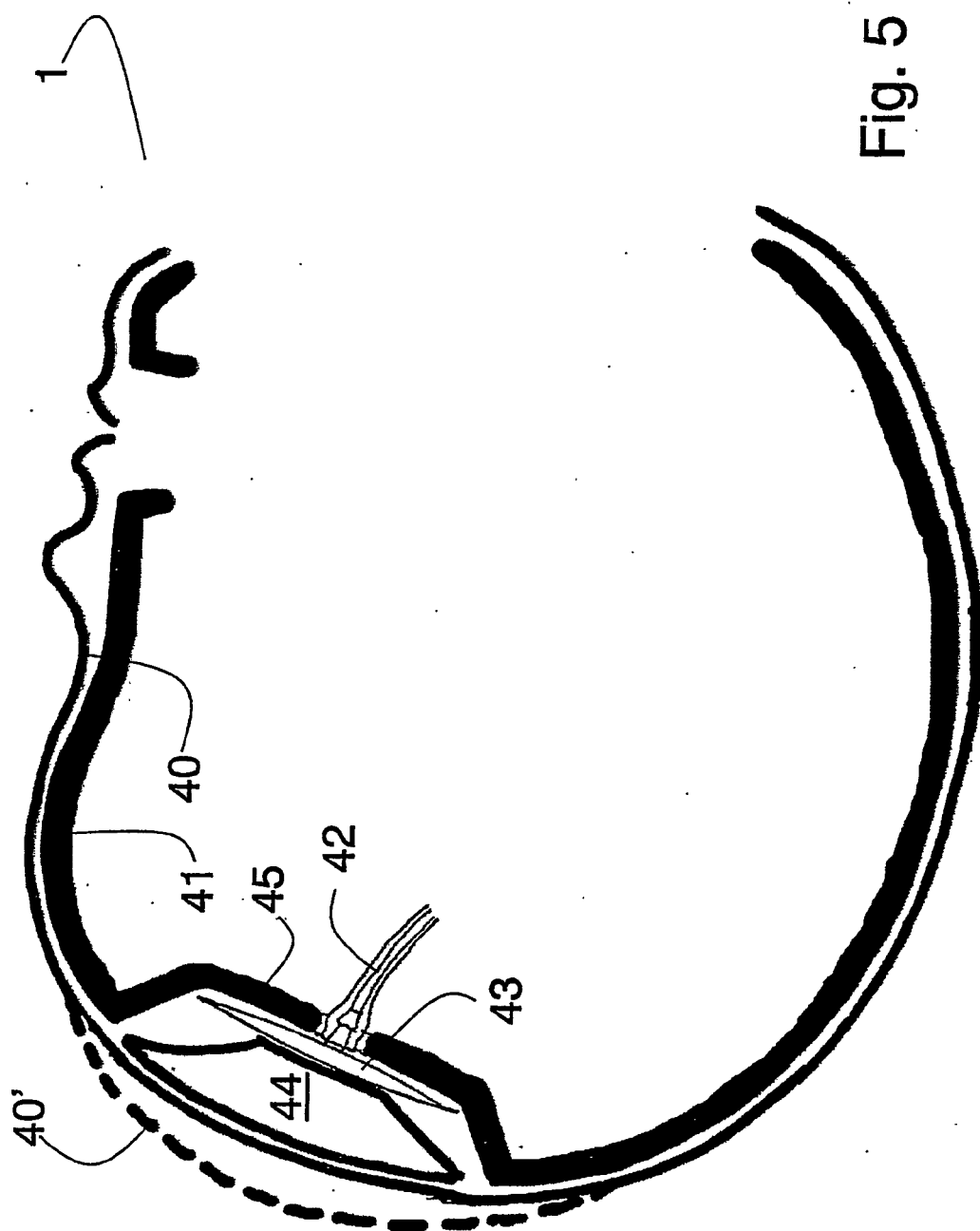


Fig. 5

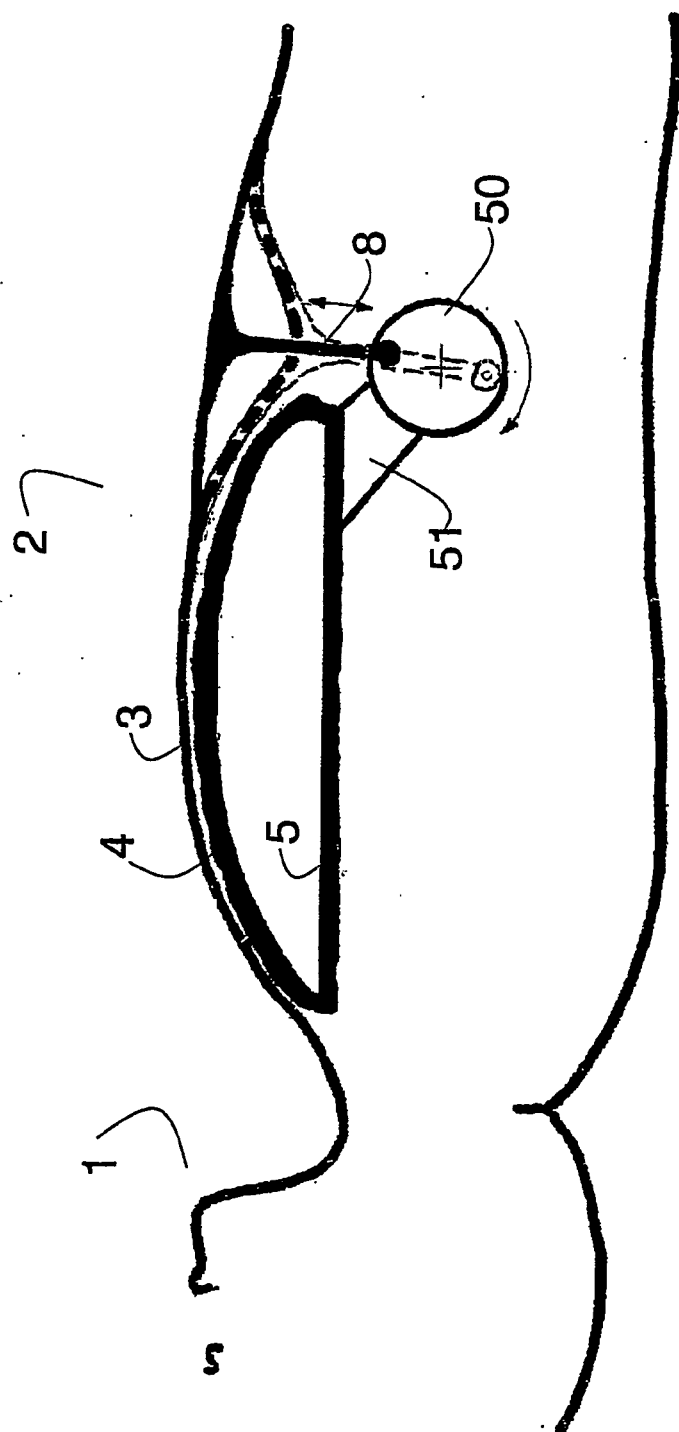


Fig. 6