

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 402 557**

51 Int. Cl.:

A47C 27/10 (2006.01)

A47C 31/12 (2006.01)

A61B 5/11 (2006.01)

G01L 5/00 (2006.01)

G01L 1/18 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.03.2009 E 09725318 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **16.01.2013 EP 2265150**

54 Título: **Método y aparato de cojín adaptativo para minimizar las concentraciones de fuerzas sobre un cuerpo humano**

30 Prioridad:

15.03.2008 US 75937

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

06.05.2013

73 Titular/es:

**STRYKER CORPORATION (100.0%)
2825 Airview Boulevard
Kalamazoo, MI 49002, US**

72 Inventor/es:

TAYLOR, GEOFFREY L.

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 402 557 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

Método y aparato de cojín adaptativo para minimizar las concentraciones de fuerzas sobre un cuerpo humano.

Antecedentes de la invención

Campo de la invención

5 La presente invención está relacionada con métodos, artículos y aparatos para soportar cómodamente un cuerpo humano sentado o recostado. Más particularmente, la invención está relacionada con un método y un aparato para minimizar la concentración de fuerzas en partes del cuerpo soportadas utilizando un cojín adaptativo con una matriz de células de vejiga de aire que son presurizadas dinámicamente en respuesta a mediciones de fuerzas corporales ejercidas sobre sensores sobrepuestos a las células.

10 Descripción de los antecedentes de la técnica

Siempre que el cuerpo humano es soportado por un objeto tal como una silla o cama, unas fuerzas normales y de cizalla producidas como reacción al peso del individuo se transmiten desde la superficie de soporte a través de la piel, los tejidos adiposos, músculos, etc. al esqueleto. Las fuerzas ejercidas en partes del cuerpo por superficies de soporte, que son iguales y opuestas a las fuerzas del peso corporal, en algunos casos pueden causar daños a los tejidos. Las fuerzas de las partes del cuerpo pueden comprimir los vasos sanguíneos internos y ocluir los nutrientes desde el tejido, el producto de la magnitud y la duración de estas fuerzas determinan si se puede producir daño tisular o morbilidad. La alta presión sola por lo general no es suficiente para afectar deletéreamente al tejido. Los buceadores por ejemplo, están sometidos a grandes fuerzas normales, pero distribuidas de manera uniforme, y no sufren daño tisular. Sin embargo, si hay un gradiente de presión externa lo suficientemente amplio sobre una parte del cuerpo, resultante de, por ejemplo, una zona de baja presión al lado de una zona de alta presión, los fluidos internos del cuerpo pueden migrar a la zona de menor presión. Las fuerzas tangenciales o de cizalla ejercidas externamente sobre una parte del cuerpo también pueden aplastar los capilares y los vasos sanguíneos internos, al deformarlos a lo largo de sus ejes longitudinales. Por lo tanto, es sumamente importante conocer el gradiente de fuerza superficial (gradiente de presión) y la fuerza de cizalla aplicada externamente ejercida sobre el tejido, porque es la combinación de estos factores lo que conduce a la elongación de los tejidos y la posterior muerte del tejido. De este modo, incluso fuerzas externas normales y de cizalla relativamente pequeñas, que pueden ser independientes entre sí, pueden combinarse para producir tensiones de cizalla peligrosamente grandes en los tejidos internos. Las zonas del cuerpo humano que tienen mayor riesgo de desarrollar daño tisular, tal como una úlcera por presión son: talón, tuberosidades isquiáticas, trocánter mayor, occipucio y el sacro.

30 Hay disponible una gran variedad de sensores de presión/fuerza, sensores de cizalla y distribuciones de sensores que son utilizables para medir fuerzas normales y de cizalla ejercidas sobre tejidos humanos. Por ejemplo, la patente de EE.UU. n° 5,7(51),973, del 5 de noviembre de 1996, del presente inventor "Multi-Directional Piezoresistive Shear And Normal Force Sensors For Hospital Mattresses And Seat Cushions" describe sensores delgados planos para medir las fuerzas de reacción ejercidas por colchones o almohadillas de silla en el cuerpo de un paciente sentado o recostado. Una realización de la invención descrita en la memoria descriptiva de la patente '973 incluye un sensor compuesto por una distribución bidimensional de almohadillas de elementos sensores aislados, cada uno de los cuales consiste en una capa delgada y plana formada de una matriz polimérica elastomérica no conductiva llena de partículas eléctricamente conductivas. Una matriz de elementos conductivos superiores e inferiores en contacto eléctrico con los lados superiores e inferiores de cada almohadilla de sensor permite hacer mediciones separadas de la resistencia eléctrica de cada almohadilla. La presión ejercida en cada almohadilla, por ejemplo, en respuesta a una fuerza normal ejercida sobre la matriz de sensores por el cuerpo de la persona, reduce el grosor de la almohadilla de sensores, y por lo tanto su resistencia eléctrica por un efecto piezorresistivo de volumen o bulto.

El presente inventor también describió un método y un aparato novedosos para medir las presiones ejercidas sobre los pies humanos o los cascos de caballos en la patente de EE.UU. n° 6.216.5(45), del 17 de abril de 2001, "Piezoresistive Foot Pressure Measurement". El aparato novedoso descrito en la patente "5(45) incluye una distribución rectangular de elementos piezorresistivos sensores de fuerza encapsulados en un paquete delgado y flexible de polímero. Cada elemento del sensor incluye una malla de tela de polímero impregnada con partículas conductivas suspendidas en una matriz elastomérica tal como de caucho de silicona. La capa de malla piezorresistiva está emparedada entre una distribución de filas y columnas de laminaciones de banda de conductor, hechas preferiblemente de una malla de nilón impregnada de recorridos metálicos impresos. Cada región de material piezorresistivo atrapado entre un conductor de fila y un conductor de columna comprende un sensor de presión o de fuerza normal, que se puede identificar individualmente, en una distribución rectangular de sensores, cuya resistencia varía inversamente de una manera predeterminada en función de la presión ejercida sobre los sensores, y de este modo se permite crear un mapa de la distribución de la fuerza o de presión ejercida por un objeto que contacta con la distribución.

En la patente de EE.UU. n° 6.543.299, del 8 de abril de 2003, "Pressure Measurement Sensor With Piezoresistive Thread Lattice", el presente inventor describió una distribución de sensores de transductor para medir fuerzas o presiones ejercidas sobre una superficie, la distribución incluye una celosía en dos dimensiones similar a una tela de

elementos transductores individuales sensores de fuerza o de presión que comprenden unas regiones que se cruzan de pares de hilos alargados y flexibles, cada uno consistente en un núcleo central de alambre eléctricamente conductivo cubierto por una capa de material piezorresistivo que tiene una resistividad eléctrica que varía inversamente con la presión ejercida sobre el material.

5 En la patente de EE.UU. nº 7.201.063, del 10 de abril de 2007, "Normal Force Gradient/Shear Force Sensors And Method Of Measuring Internal Biological Tissue Stress", el presente inventor describió un dispositivo sensor de fuerza de cizalla/gradiente de fuerza normal y el método de medición para medir tensiones internas en los tejidos de una persona soportada por una silla o cama. El dispositivo incluye una distribución de matriz plana de sensores periféricos de fuerza normal espaciados radialmente con unos sensores centrales de fuerza de cizalla, cada uno incluye un disco eléctricamente conductivo situado dentro de una abertura circular bordeada por electrodos separados circularmente. El disco y los electrodos están situados entre unas hojas de cubierta superiores e inferiores hechas de un material extensible tal como el poliuretano, una hoja de cubierta está adherida al disco y la otra hoja está adherida a una hoja de soporte para los electrodos. El movimiento entre las hojas de cubierta en respuesta a las fuerzas de cizalla ejercidas sobre la distribución hace que el disco presione más o menos apretadamente contra los electrodos, variando de este modo la conductancia eléctrica entre el disco y los electrodos proporcionalmente a la magnitud y la dirección de la fuerza de cizalla. Cada sensor de fuerza normal incluye una película eléctricamente conductiva presionada entre conductores de fila y de columna. Las mediciones de los valores de conductancia de pares de sensores, que varía proporcionalmente a las fuerzas normales ejercidas sobre el sensor, se utilizan para calcular un vector gradiente de las fuerzas normales ejercidas por una parte del cuerpo en la distribución de sensores, que se combina con los vectores de fuerzas de cizalla en un algoritmo para calcular las fuerzas de cizalla de reacción interna, por ejemplo, para la carne cerca de una prominencia ósea.

El primer grupo de patentes del presente inventor identificadas anteriormente describía distribuciones y sensores de fuerza de cizalla y normal que son útiles para producir mapas de fuerzas normales y de cizalla ejercidas en puntos discretos sobre una superficie, tal como una parte del cuerpo humano, por un objeto tal como la superficie de soporte de una silla o cama. La última de las patentes de este inventor identificadas anteriormente proporcionaba unos medios eficaces para medir fuerzas de cizalla y tensiones sobre el tejido humano que está ubicado a cierta distancia por debajo de la superficie de la piel.

En la patente de EE.UU. nº 6.721.9(80), "Force Optimization Surface Apparatus And Method", el presente inventor y los inventores simultáneos describían un aparato que incluía un colchón que incluía una pluralidad de vejigas de aire, dispuestas lateralmente, con forma de salchicha tubular, cada una con un sensor de fuerza individual sobre la misma. El aparato incluía un mecanismo para inflar individualmente cada una de las vejigas de aire, supervisar la presión en cada vejiga individual mientras una persona se encontraba sobre el colchón, supervisar la fuerza ejercida sobre esa vejiga en particular, ajustar la presión de esa vejiga individual con la finalidad de minimizar la fuerza ejercida por esa vejiga particular en el cuerpo de la persona, y repetir las etapas anteriores para cada célula de vejiga por turnos.

El método descrito en la patente de EE.UU. nº 6.721.9(80) para medir la fuerza ejercida por el cuerpo de una persona en una sola célula de vejiga de aire mientras se ajusta la presión de inflado en esa célula puede ser adecuado para sistemas de una sola vejiga de aire, y para condiciones en las que el cuerpo de un paciente soportado se adapta libremente a la superficie de soporte. Sin embargo, para los casos más frecuentes en los que las partes del cuerpo de un paciente están a caballo y soportadas por células adyacentes de vejigas de aire, la fuerza medida en una vejiga particular cuya presión de aire está siendo ajustada puede ser mínima para una presión de inflado en particular. Pero la presión que puede minimizar la fuerza ejercida sobre una célula de vejiga de aire particular, por lo general, no será la presión óptima para las concentraciones totales mínimas de fuerzas en el cuerpo de una persona. Esto se debe a que mientras la fuerza ejercida sobre una célula particular de vejiga de aire puede minimizarse, las fuerzas ejercidas sobre las células de vejiga de aire adyacentes a la célula de vejiga de aire en la que se está variando la presión puede verse incrementada sustancialmente porque el peso de la carga se desplaza a las células adyacentes. En el documento W02005/104904 A1 se describe un aparato de soporte de cuerpo con control automático de presión.

Una limitación similar de los métodos y aparatos de la técnica anterior se produce cuando una parte del cuerpo de un paciente es soportada en voladizo desde una o más células adyacentes de vejiga de aire mientras se varía la presión en una célula particular de vejiga de aire. Nuevamente en este caso, las fuerzas de carga se transfieren a las células adyacentes de vejiga de aire. Por consiguiente, sería deseable proporcionar un método y un aparato que tenga en cuenta todas las fuerzas ejercidas sobre todas las células de vejiga de aire mientras se varía la presión en cada célula individual. La presente invención fue concebida para proporcionar un método y un aparato para minimizar las concentraciones de fuerzas en el cuerpo en partes de un cuerpo humano soportado en un cojín de silla o de cama, que incluya la medición de las fuerzas ejercidas sobre las partes del cuerpo.

Objetivos de la invención

Un objetivo de la presente invención es proporcionar un método y un aparato de cojín adaptativo para minimizar las fuerzas de reacción ejercidas por una cama, silla o cualquier otro objeto en partes del cuerpo de una persona sentada o acostada sobre el objeto.

5 Otro objetivo de la invención es proporcionar un método y un aparato de cojín adaptativo que incluye un cojín de superposición para la colocación sobre un colchón de cama o silla, el cojín incluye una matriz de células de vejiga de aire que se pueden presurizar individualmente y una distribución de transductores superficiales de sensores de fuerza que incluyen un sensor individual alineado verticalmente con cada célula de vejiga de aire y un sistema de control electrónico para recibir señales de sensores de fuerza y variar dinámicamente las presiones de inflado aplicadas a células individuales de vejiga de aire para inflar o desinflar las células individuales hasta presiones calculadas por un algoritmo del sistema de control para minimizar las concentraciones de fuerzas sobre partes de un cuerpo soportado por el cojín.

Otro objetivo de la invención es proporcionar transductores extensibles superficiales de fuerza que se adapten a las protuberancias de un cuerpo humano.

15 Otro objetivo de la invención es proporcionar sensores extensibles superficiales de fuerza que tengan una función de transferencia asimétrica de corriente-versus-voltaje similar a un diodo.

Otro objetivo de la invención es proporcionar una distribución de matriz de transductores extensibles superficiales de sensores de fuerza que tengan funciones de transferencia no bilateral de corriente-versus-voltaje, minimizando de este modo las ambigüedades por diafonía que se producen en la identificación X-Y de sensores individuales para realizar mapas de fuerzas ejercidas sobre la distribución.

Otros diversos objetivos y ventajas de la presente invención, y sus características más novedosas, serán evidentes para los expertos en la técnica al examinar detalladamente la memoria descriptiva, los dibujos y las reivindicaciones que acompañan.

25 Hay que entender que aunque la invención descrita en esta memoria es plenamente capaz de alcanzar los objetivos y proporcionar las ventajas descritas, las características de la invención descritas en esta memoria son meramente ilustrativas de las realizaciones preferidas. Por consiguiente, no se pretende que el alcance de mis derechos y privilegios exclusivos en la invención se limite a los detalles de las realizaciones descritas. Se pretende que equivalentes, adaptaciones y modificaciones de la invención razonablemente derivados de la descripción contenida en esta memoria descriptiva se incluyan dentro del alcance de la invención definida por las reivindicaciones adjuntas.

30 Compendio de la invención

Dicho brevemente, la presente invención comprende un aparato según la reivindicación 1.

En una realización típica del cojín adaptativo adecuado para su uso en una cama, las células de vejiga de aire pueden disponerse en una cuadrícula rectangular X-Y de 6X2, dividiendo de este modo el cojín en columnas derecha e izquierda, cada una con 6 zonas espaciadas longitudinalmente que discurren en la dirección larga de cabeza a pies de la cama.

El aparato de cojín adaptativo según la presente invención incluye también una distribución plana extensible y flexible de transductores de sensor de fuerza de construcción novedosa, que preferiblemente se coloca en la superficie superior del cojín, la distribución tiene por lo menos un sensor en alineación vertical con cada célula de vejiga de aire del cojín.

40 La distribución de sensores según la presente invención incluye conductores de tela extensible en filas y columnas que tienen emparejada, entre superficies conductoras interior enfrentadas de la misma, una hoja de tela extensible revestida con un material piezorresistivo. Construida de este modo, la distribución plana de sensores es deformable elásticamente en respuesta a las fuerzas ejercidas sobre la distribución por el peso de un cuerpo humano soportado sobre la superficie superior de la distribución de sensores superpuesta a las células de vejiga de aire. Preferiblemente, la distribución de sensores se coloca sobre las superficies superiores de las células de vejiga de aire y se mantienen en esa posición mediante una hoja de contorno de encaje en forma, impermeable. Las matrices de tela para los conductores de fila y de columna, así como la capa central piezorresistiva, se hacen todas de un material que es elásticamente deformable en cualquier dirección dentro del plano del material. En una realización preferida, las matrices de tela o la hoja de conductor de fila y la hoja de conductor de columna están chapados con un revestimiento base de cobre y un revestimiento de cubierta de níquel. La hoja central piezorresistiva consiste en una matriz de tela sintética revestida con un revestimiento piezorresistivo. La matriz de sensores también tiene una hoja de cubierta superior que está hecha de una tela, tal como Lycra que tiene una característica de extensión en dos direcciones, es decir, se estira elásticamente en direcciones ortogonales.

55 Un aparato de cojín adaptativo según la presente invención incluye un controlador electro-neumático que es eficaz para presurizar y ventilar alternativamente células individuales de vejiga de aire a presiones controladas, con

- 5 respecto a las fuerzas ejercidas por un cuerpo humano en sensores individuales alineados con las células de vejiga de aire. El controlador electro-neumático incluye un sistema de control electrónico para aplicar un voltaje o corriente individualmente a cada sensor de fuerza y medir el voltaje o corriente resultante para determinar de ese modo la resistencia eléctrica del sensor, que es inversamente proporcional a la fuerza o la presión ejercida sobre el sensor, por ejemplo, por una persona sentada o acostada en el cojín cubierto por la distribución de sensores.
- El sistema de control electrónico también incluye un ordenador que recibe señales eléctricas como aportes desde sensores individuales representativas de su resistencia, y de ahí las fuerzas o presiones ejercidas sobre la superficie superior de cada sensor.
- 10 El aparato de minimización de fuerzas corporales según la presente invención incluye también un sistema neumático que tiene una fuente de aire presurizado, tal como un compresor, para introducir aire presurizado a través de un colector y unas válvulas selectoras de entrada controlables individualmente a cada célula de vejiga de aire. El aparato también incluye un transductor de presión de aire para supervisar la presión de aire dentro de una célula seleccionada y sacar al ordenador una señal eléctrica representativa de la presión medida.
- 15 Cada válvula de entrada de célula de vejiga de aire se puede hacer funcionar eléctricamente y tiene una primera posición abierta en la que el aire desde un orificio de salida del colector es conducido a una célula de vejiga de aire seleccionada para inflarla a una presión establecida deseada, y una segunda posición cerrada eficaz para mantener una presión establecida deseada dentro de la célula.
- 20 El sistema neumático también incluye una válvula de descarga acoplada al orificio de entrada del colector. Con la válvula de descarga y una válvula de célula de vejiga de aire seleccionada en una segunda posición abierta, el aire presurizado desde una célula de vejiga de aire seleccionada se escapa a la atmósfera a través de un orificio de escape de la válvula de evacuación para reducir la presión en la célula individual de vejiga de aire a un valor inferior controlable. Cada válvula está conectada eléctricamente a un orificio de control de salida del ordenador, y es funcionalmente controlable mediante señales en el orificio de control de salida.
- 25 La presente invención también incluye un método para controlar electrónicamente el funcionamiento del aparato de minimización de fuerza corporal. El método incluye un algoritmo implementado en el ordenador del sistema de control. Ese algoritmo recibe mediciones de fuerza como aportes desde las células individuales de vejiga de aire, y saca señales de mando que ajustan individualmente la presión de aire en cada célula de vejiga de aire a valores que son eficaces para minimizar las concentraciones de fuerzas en partes del cuerpo soportado por el cojín.
- 30 De acuerdo con el algoritmo, cada una de las células de vejiga de aire se infla a presiones establecidas superiores predeterminadas, que pueden ser iguales o diferentes para diferentes células, antes de que una persona se acueste o se siente en el cojín. Luego, una persona se coloca en el cojín, mientras las fuerzas ejercidas por el cuerpo de la persona en cada sensor son supervisadas inicialmente mediante medición controlada por ordenador de la resistencia eléctrica de cada sensor de fuerza. Una primera célula de vejiga de aire de "zona-uno" se desinfla entonces bajo control de ordenador hasta una predeterminada presión inferior establecida. A pesar de que la zona uno puede corresponder a cualquier célula individual de vejiga de aire, tal como el valor de célula de esquina superior izquierda en 6 filas por 2 columnas de células de aire para uso en una cama, un modo de funcionamiento preferido es elegir como zona uno la célula en la que se midió la mayor fuerza corporal durante el proceso de supervisión inicial.
- 35 Durante la etapa de desinflar la primera célula de vejiga de aire de zona uno, que se hace de manera creciente variando lentamente, se miden las fuerzas ejercidas en cada una de las células incluida la célula de zona uno, y la suma y, opcionalmente, el promedio de esas fuerzas son calculados por el ordenador. Al final de la etapa de desinflado decreciente hacia abajo, se observa la presión de aire correspondiente a la menor suma y promedio de todas las lecturas de los sensores de fuerza. La célula de zona uno se vuelve a inflar luego a la presión correspondiente a las lecturas más bajas de suma y promedio del sensor de fuerza, para completar el ciclo para la zona uno.
- 40 El ciclo variación de presión descrito anteriormente para la primera zona, es decir, la zona uno, se repite a su vez para cada una de las zonas restantes del cojín de células de vejiga de aire. Preferiblemente, la secuencia de ciclos de variación de presión por zona, desinflando y volviendo a inflar, corresponde a concentraciones de fuerza sucesivamente menores. En otras palabras, la zona uno se elige como la zona en la que se mide la mayor fuerza corporal superficial, la zona dos correspondería a la zona que tenga la segunda mayor fuerza de fuerza corporal, etc.
- 45 Después de que se haya completado el ciclo de variación de presión para cada una de las zonas del cojín adaptativo, esas etapas se repiten para todas las zonas, pero utilizando un reducido intervalo de presiones, es decir, menores presiones superiores establecidas y mayores presiones inferiores establecidas. La secuencia se repite entonces una vez más hasta que los ajustes sucesivamente menores en las mediciones de fuerza se encuentran por debajo de un nivel de umbral predeterminado, momento en el que el funcionamiento cíclico del sistema vuelve a un estado pasivo.
- 50
- 55

En el estado pasivo, el ordenador supervisa cada una de las salidas de sensores de fuerza. La restauración del sistema de control al funcionamiento cíclico activo es iniciada por un cambio significativo de cualquier medición de fuerza por encima de un umbral predeterminado, por ejemplo, en respuesta a los movimientos del paciente.

Breve descripción de los dibujos

- 5 La Figura 1 es una vista en perspectiva parcialmente esquemática de un aparato de cojín de soporte de cuerpo con minimización adaptativa de concentración de fuerzas corporales según la presente invención.
- La Figura 2A es una vista fragmentaria en perspectiva superior del aparato de la Figura 1, que muestra una funda de distribución de sensores del aparato retirado de un cojín superpuesto al colchón del aparato para revelar de ese modo células individuales de vejiga de aire del colchón.
- 10 La Figura 2B es una vista fragmentaria de la superposición de colchón de la Figura 2A, que muestra una célula individual de aire del mismo.
- La Figura 3 es una vista esquemática en alzado lateral del aparato de las Figuras 1 y 2, que muestra ciertas células de vejiga del mismo desinfladas para reducir las fuerzas de soporte ejercidas sobre partes de un cuerpo humano soportado por la superposición de colchón.
- 15 La Figura 4 es una vista en sección vertical del colchón de la Figura 2, tomada en el sentido de la línea 4-4.
- La Figura 5 es una vista fragmentaria en perspectiva en despiece ordenado del colchón de la Figura 1, que muestra elementos de una disposición de sensores de fuerza del mismo.
- La Figura 6 es una vista esquemática que muestra una relación preferida entre las dimensiones de células adyacentes de vejiga de aire y la anchura de una banda de aislamiento entre los conductores de los sensores en las células.
- 20 La Figura 7 es un diagrama de fuerzas de resistencia eléctrica-versus-fuerza normal para los sensores de la Figura 5.
- La Figura 8 es una vista parcialmente esquemática de una modificación preferida de elementos de sensores de la distribución de la Figura 1, que incluye una unión de diodo.
- 25 La Figura 9 es un diagrama de corriente-versus-tensión (I-V) para los elementos de sensores de la Figura 8.
- La Figura 10A es un diagrama esquemático que muestra una matriz de seis filas por dos columnas de los sensores de la Figura 5.
- Figura 10B es una vista similar a la de la Figura 10A, pero que muestra sensores modificados para incluir una unión de diodo.
- 30 La Figura 11 es un diagrama de bloques de elementos de controlador electro-neumático del aparato de la Figura 1.
- La Figura 12 es una vista simplificada en perspectiva del controlador electro-neumático de la Figura 11.
- La Figura 13 es un diagrama de flujo que muestra el funcionamiento del aparato de la Figura 1.

Descripción de las realizaciones preferidas

- 35 Las Figuras 1-13 ilustran diversos aspectos de un método y un aparato para minimizar las concentraciones de fuerza corporal en un cuerpo humano utilizando un cojín adaptativo según la presente invención. El ejemplo de realización de la invención representado en las Figuras 1 y 3, incluye un cojín adaptativo que es de un tamaño y forma adecuados para el uso en una cama estándar individual o de un hospital. Sin embargo, como se desprende claramente de la consiguiente descripción de ese ejemplo de realización, el tamaño y la forma del cojín adaptativo puede variarse para adaptarse a diferentes aplicaciones, tales como para el uso en una silla fija o silla de ruedas.
- 40 Haciendo referencia primero a las Figuras 1 y 2A, un aparato (20) de cojín adaptativo para mínimas concentraciones de fuerza corporal sobre un cuerpo de una persona acostada en una cama puede verse como que incluye una superposición (21) de cojín rectangular, alargada longitudinalmente. El cojín (21) tiene un tamaño y forma apropiados para encajar adaptándose sobre la parte superior de una cama de tamaño estándar de un hospital. De este modo, un ejemplo de realización del cojín (21) tendría una forma rectangular alargada lateralmente con una
- 45 longitud de aproximadamente 183 cm (6 pies), una anchura de aproximadamente 91 cm (3 pies), y un grosor de aproximadamente 10 cm (4 pulgadas).
- Como se muestra en la Figura 1 y 2A, un cojín (21) de superposición de colchón se construye como una distribución rectangular de dos columnas por seis filas de 12 células individuales de vejiga de aire (22). Cada célula de vejiga de aire (22) tiene una forma rectangular alargada lateralmente, que tiene una longitud de aproximadamente 46 cm (18

5 pulgadas), una profundidad de aproximadamente 43 cm (17 pulgadas) y un grosor de aproximadamente 10 cm (4 pulgadas). Según se muestra en las Figuras 1 y 2, las vejigas (22) se disponen en columnas a izquierda y derecha, cada una con 6 vejigas alargadas lateralmente, espaciadas longitudinalmente, dispuestas lateralmente. Según se muestra en las Figuras 2B y 4, cada célula de vejiga de aire tiene un panel plano de base (23), paneles extremos a izquierda y derecha (24), (25), paneles de cabeza y pies o delanteros y traseros (26), (27), y un panel superior (28). Las vejigas (22) se hacen preferiblemente de una lámina delgada de un material flexible, preferiblemente elastomérico tal como caucho de neopreno o poliuretano, con un grosor de aproximadamente 0,035 cm (0,014 pulgadas). Los seis paneles de cada célula de vejiga de aire (22) se unen de manera sellada en orillas de los mismos para formar un cuerpo sellado herméticamente que tiene un espacio interior hueco (22A). Opcionalmente, cada célula de vejiga de aire (22) se puede fabricar a partir de una preforma tubular en la que cada panel extremo se une de manera sellada a extremos opuestos transversos de la preforma tubular. En cualquier realización, los paneles adyacentes de una célula individual de vejiga de aire se unen de manera sellada mediante un método adecuado tal como adhesión por ultrasonidos, soldadura por RF o adhesión por pegado.

15 No se cree que sea crítico el número, tamaño, forma, posición relativa y el espaciamiento de las células de vejiga de aire (22) de la superposición de cojín (21) de colchón. No obstante, se considera preferible disponer la superposición (21) de colchón en columnas a izquierda y derecha con forma simétrica que tengan cada una por lo menos cinco y preferiblemente seis zonas longitudinales correspondientes a la principal curvatura de una sección intermedia dispuesta longitudinalmente de un cuerpo humano típico. De este modo, según se muestra en las Figuras 1, 2A y 3, un cojín de superposición (21) de colchón tiene una columna de la izquierda, de seis células de vejiga de aire (22L1) - (22L6), y una columna de la derecha de seis células (21R1) - (21R6).

20 Según se muestra en las Figuras 1 y 4, las vejigas (22) se apilan juntas de cerca a la vez en direcciones adelante y atrás y de lado a lado, con mínimos espaciados longitudinales y laterales (29), (30), respectivamente, que son preferiblemente muy pequeños de modo que células de vejiga adyacentes contactan físicamente entre sí.

25 Como se indica en las Figuras 1, 2A y 2B, cada célula de vejiga (22) está provista de un orificio tubular 31 de entrada de aire que sobresale a través de una pared lateral, por ejemplo, la pared lateral izquierda o derecha (24) o (25), y se comunica con un espacio interior hueco (22A) dentro de la vejiga. El aire admitido o que escapa del espacio interior hueco (22A) a través del orificio (31) de una célula de vejiga de aire (22) permite a la célula ser inflada o desinflada a una presión seleccionada.

30 Aunque la forma de cada célula de vejiga de aire (22) del cojín (21) mostrado en las Figuras 1 y 2 es la de un bloque rectangular, o paralelepípedo, las células de vejiga de aire opcionalmente pueden tener diferentes formas, tales como hemisferios convexos que sobresalen hacia arriba desde la base del cojín. Además, la distribución de células de vejiga de aire (22) del cojín (21) pueden ser partes de una estructura unitaria con un panel común de base (23) que tiene unos cuerpos individuales inflables huecos o hemisféricos con forma de bloque rectangular de otras formas que sobresalen hacia arriba desde el panel común unitario de base.

35 Si las células individuales de vejiga de aire (22) son cuerpos independientes o partes inflables superiores, similares a una concha, que sobresalen hacia arriba desde una base común, unos tubos (31) de orificios de entrada/escape de aire de cada célula de vejiga de aire (22), o las células de vejiga de aire (22) seleccionadas, pueden situarse en el panel de base (23) de la célula y sobresalir hacia abajo desde la célula, en lugar de estar ubicados en una pared lateral y sobresalir lateralmente hacia fuera, como se muestra en las Figuras 1 y 2A.

40 Según se muestra en las Figuras 1, 4 y 5, el aparato (20) de minimización de fuerza corporal incluye una distribución (32) de sensores de fuerza, que tiene una matriz de sensores individuales de fuerza (33), con por lo menos un sensor colocado sobre la superficie superior (28) de cada célula de vejiga de aire (22). Como se explica con detalle a continuación, cada sensor de fuerza (33) comprende un transductor sensible a la fuerza que tiene una resistencia eléctrica que varía inversamente a la magnitud de una fuerza normal, es decir, perpendicular ejercida sobre el sensor con un objeto tal como el cuerpo de una persona soportada por el cojín de superposición (21). En una realización preferida, la distribución (32) de sensores de fuerza es mantenida en su posición sobre las superficies superiores de las células de vejiga de aire (22) por una hoja de tela (21A) de contorno que encaja en una forma, a prueba de agua, que encaja estrechamente y de manera desmontable sobre el cojín (21), como se muestra en la Figura 3.

50 Haciendo referencia a la Figura 1 se puede observar que el aparato (20) de minimización de fuerza corporal incluye un módulo de control electrónico (35). Como se explica con detalle a continuación, el módulo de control electrónico (35) incluye unos circuitos (36) de interfaz de sensores para la interconexión eléctrica a los sensores (33). El módulo de control electrónico (35) también incluye un ordenador (37) que está interconectado con los circuitos (36) de interfaz de sensores. El ordenador (37) está programado para recibir señales de aporte desde los circuitos (36) de interfaz de sensores, medir la resistencia de sensores individuales (33) y calcular, basándose en ellas, la magnitud de las fuerzas ejercidas sobre cada sensor, hacer cálculos basados en las mediciones de fuerza, y emitir señales de mando para controlar la presión en células individuales de vejiga de aire (22), que se calcula utilizando un algoritmo para minimizar las concentraciones de fuerzas en las células.

En una realización preferida del aparato (20), se facilita la medición de la resistencia de cada sensor (33) al disponer los sensores en una distribución de matriz de filas y columnas. Con esta disposición, las resistencias individuales de una distribución 32 de 2 X 6 de sensores (33) pueden medirse utilizando 6 conductores de interfaz de fila y 2 conductores de interfaz de columna (50), (51), como se muestra en la Figura 1.

5 Para evitar la diafonía entre las mediciones de los sensores individuales (33), la mencionada disposición de identificación por filas y columnas requiere que cada sensor tenga características asimétricas no bilaterales, de corriente versus voltaje, por ejemplo, una característica de impedancia similar a un diodo. Como se describe con detalle más adelante, la presente invención incluye un sensor novedoso que tiene la característica requerida similar a un diodo. Como alternativa, al utilizar sensores de fuerza (33) que no tienen una característica similar a un diodo, la distribución (32) de sensores de fuerza puede dividirse en 12 sensores rectangulares independientes (33) cada uno aislado eléctricamente de los otros, con un par independiente de conductores de interfaz conectados a electrodos superiores e inferiores de cada sensor.

10 Según se muestra en la Figura 1, el aparato (20) de minimización de fuerza corporal incluye una bomba de aire o compresor (40) para proporcionar aire presurizado al orificio de entrada (42) de un colector (41) de válvulas selectoras. El colector (41) de válvulas selectoras tiene 12 orificios de salida (43A), cada uno de ellos conectado a través de una válvula (43) con un orificio de entrada independiente (31) de célula de vejiga de aire. Como se explica con detalle más adelante, el compresor (40), el colector (41) de válvulas selectoras y las válvulas (43) están interconectados funcionalmente con el ordenador (37) y un transductor (44) de medición de presión de aire. El transductor de presión (44) saca una señal eléctrica proporcional a la presión, que se aporta al ordenador (37). Esta disposición permite que la presión de inflado de cada célula de vejiga de aire (22) sea medida y variada individualmente bajo el control del ordenador (37).

15 Las Figuras 2A, 4 y 5 ilustran detalles de la construcción de la distribución (32) de sensores de fuerza. Como se muestra en las figuras, la distribución (32) de sensores incluye una hoja de cubierta superior (45) hecha de un material delgado y flexible, elásticamente extensible. En un ejemplo de realización de la distribución (32) de sensores fabricados por el presente inventor, la hoja de cubierta (45) se hizo de material similar a la Lycra "extensible en dos direcciones" que tenía un grosor de aproximadamente 0,0254 cm (0,010 pulgadas) y un número de hilos de aproximadamente 35 hilos por cm (88 hilos por pulgada). El material tenía el nombre comercial Millglass Platinum, estilo nº (24)7579, que se obtiene de Milliken & Company, P. O. Box 1926, Spartanburg, SC 29304.

20 Haciendo referencia a las Figuras 4 y 5, la distribución (32) de sensores incluye una hoja superior (46) de conductores de columna, que se fija a la superficie inferior de la hoja de cubierta flexible superior (45), mediante bandas adhesivas flexibles hechas de cinta de transferencia 3M 950, o un adhesivo flexible tal como adhesivo de contacto de látex de Lepage. La hoja (46) de conductores de columna se hace de una hoja de matriz de tela tejida compuesta del 92% de nilón y el 8% de fibras de Dorlastan, que dan a la hoja una elasticidad flexible, extensible en dos direcciones. La hoja de matriz de tela de la hoja (46) de conductores se recubre por vía química con un revestimiento base de cobre, seguido por un revestimiento exterior de níquel. Los revestimientos metálicos impregnan completamente las superficies de las fibras junto a los intersticios de la tela de malla, así como las superficies superiores e inferiores (47), (48) de la hoja (46) de conductores, formando de este modo los recorridos eléctricamente conductivos entre las superficies superiores e inferiores (47) y (48). El presente inventor ha llegado a la conclusión de que una tela conductiva adecuada para la hoja de conductores es el Catálogo #A251 de la marca Woven Silver, disponible en Lessemb Company, 809 Madison Avenue, Albany, NY 12208, EE.UU.

25 En un ejemplo de realización de distribución (32) de sensores, la hoja superior (46) de conductores se fabricó del material Catálogo #A151 de Woven Silver, descrito anteriormente. La resistividad superficial de las superficies superiores e inferiores (47), (48) de ese material fue de aproximadamente 1 ohmios por cuadrado o menos, y entre resistencia entre capas entre las superficies superiores e inferiores (47), (48) fue de aproximadamente 50 ohmios por cuadrado.

30 En una realización preferida de distribución (32) de sensores según la presente invención, las almohadillas conductivas individuales, o filas o columnas de conductores, se forman por ataque químico de canales sin metal verticalmente a través de las hojas (46) de conductores, desde la parte superior de la superficie conductiva superior (47), hasta la parte inferior de la superficie conductiva inferior (48). De este modo, según se muestra en la Figura 5, los canales rectos estrechos (49) dispuestos longitudinalmente se graban por ataque químico a través de la hoja superior (46) de columna de conductores. Esta construcción resulta en la formación de dos electrodos planos adyacentes (50), (51) de columna a izquierda y derecha, relativamente anchos y alargados longitudinalmente. Los electrodos adyacentes de columna a izquierda y derecha están separados por un canal relativamente delgado (49), que de este modo aísla eléctricamente entre sí los electrodos adyacentes de columna.

35 Según la presente invención, los canales de aislamiento (49) se graban por ataque químico a través de la hoja superior (46) de conductores para formar los electrodos de columna (50) y (51) por el siguiente proceso novedoso.

En primer lugar, para evitar la absorción capilar y la humectación resultante de aplicar posteriormente una solución de ataque químico a la hoja (46) de tela de conductores, la hoja se procesa de antemano mediante tratamiento con una sustancia hidrófoba tal como el PTFE. El tratamiento se hace preferiblemente por pulverización de la hoja (46)

de tela de conductores con un aerosol que contiene un material hidrófobo tal como el PTFE. Un espray de aerosol adecuado se comercializa con el nombre comercial Scotch Guard de 3M Company, St. Paul, Minnesota. Preferiblemente, las zonas de la hoja (46) de tela de conductores que van a tener canales aislantes (49) formados en las mismas se enmascaran para el tratamiento hidrofóbico mediante la adhesión de bandas de cinta enmascaradora que tienen la forma de los canales en la hoja antes de aplicar el material hidrófobo a la hoja.

Después del procesamiento previo de la hoja (46) de conductores para que sea hidrófoba, se adhieren unas hojas de cinta enmascaradora se adhieren a las superficies superiores e inferiores (47), (48) de la hoja de conductores, utilizando un rodillo o prensa para asegurar que no haya vacíos entre la cinta enmascaradora y las superficies, que podrían permitir que la solución de ataque químico entrara en contacto con las superficies conductivas. A continuación, las bandas de cinta enmascaradora que tienen la forma de unos canales aislantes (49) se retiran de la hoja de conductores. Opcionalmente, las bandas de cinta enmascaradora que se van a retirar están preformadas por troquelado parcialmente a través de hojas más grandes de cinta enmascaradora.

Después de que las bandas de cinta enmascaradora correspondientes a los canales (49) se hayan retirado de la hoja (46) de conductores, se atacan químicamente los revestimientos metálicos conductivos de la hoja de tela alineados con los canales. El método preferido para realizar el grabado químico utiliza una solución concentrada de 10 mg de fosfato de amonio en 30 ml de agua. La solución de fosfato de amonio se mezcla con metilcelulosa sólida en polvo, en una concentración del 10 por ciento de metilcelulosa en polvo hasta que se obtiene una consistencia de gel. El gel de ataque químico formado de este modo se lamina sobre las zonas de las superficies superiores e inferiores (47), (48) de la hoja (46) de conductores, sobre los canales (49). Se deja al gel de ataque químico quedarse en los canales (49) durante aproximadamente 1 hora, a temperatura ambiente, tiempo durante el cual el chapado de níquel y cobre de la matriz de tela de la hoja (46) de conductores, en alineación vertical con los canales (49), se elimina por completo, haciendo de este modo que los canales sean eléctricamente aislantes. Este proceso separa la hoja de conductores en electrodos de columna izquierda y derecha (50), (51), respectivamente.

El proceso de ataque químico que forma el canal aislante (49) se completa con el enjuague del gel de ataque químico de las superficies superiores e inferiores (47), (48) de la hoja (46) de conductores, seguido por la retirada de la cinta enmascaradora de las superficies superiores e inferiores.

Haciendo referencia todavía a la Figura 5, se puede observar que la distribución (32) de sensores incluye una hoja delgada piezorresistiva (52) que tiene encima una superficie superior (53), que está en contacto íntimo con las superficies inferiores de los electrodos de columna izquierda y derecha (50), (51). La hoja piezorresistiva (52) también tiene una superficie inferior (54), que está en estrecho contacto eléctrico con las superficies superiores de los electrodos de fila en una hoja inferior (56) de conductores de fila. La hoja inferior (56) de conductores de fila tiene una construcción exactamente similar a la de la hoja superior (46) de conductores de columna. De este modo, la hoja inferior (56) de conductores de fila tiene unas superficies conductivas, superior e inferior, (57), (58), y unos canales aislantes estrechos dispuestos lateralmente (59) que se colocan entremedio y definen los electrodos de fila (61), (62), (63), (64), (65), (66).

La función de la hoja piezorresistiva (52) de la distribución (32) de sensores es la de formar un recorrido conductivo entre electrodos de columna y de fila, por ejemplo, electrodo de columna de la izquierda (50) y electrodo de fila trasera (61), la resistencia de dicho recorrido varía de una manera predeterminada en función de la fuerza normal ejercida sobre la distribución de sensores.

En los ejemplos de realización de distribución (32) de sensores, la hoja piezorresistiva (52) fue fabricada mediante el revestimiento de una hoja delgada extensible de tela similar a la Lycra con un material piezorresistivo. Una hoja de tela adecuada, que forma una matriz para soportar el material piezorresistivo, era una tela conocida por el nombre comercial Platinum, Milliken, estilo nº 247579, que se obtiene del fabricante, Milliken & Company, Spartanburg, Carolina del Sur, Estados Unidos. Esa tela tenía un contenido del 69 por ciento de fibra de nilón y el 31 por ciento de Spandex, un número de hilos de aproximadamente 35 hilos por cm (88 hilos por pulgada) y un grosor de 0,0254 cm (0,010 pulgadas). El material piezorresistivo usado para revestir la matriz de tela se hace de la siguiente manera:

Una solución de grafito, polvo de carbono, polvo de níquel y aglutinante acrílico se mezclan en proporciones como sea necesario para obtener las propiedades deseadas de resistencia y piezorresistivas. Se utilizan escamas de níquel revestidas en plata para lograr una respuesta a fuerzas bajas en el intervalo de 0 a 6,9 kPa (0 a 1 psi), se utiliza grafito para el intervalo medio de 6,9 a 35 kPa (1 a 5 psi) y se utiliza negro de carbón para un intervalo de fuerzas grandes de 35 a 6895 kPa (5 a 1000 psi). A continuación hay una descripción de las sustancias que son componentes del material piezorresistivo:

Escama de níquel revestida en plata:

Plaquetas de aproximadamente un micrómetro de grosor y 5 micrómetros de diámetro.

Análisis de criba (-325 malla) 95%.

Densidad aparente 2,8.

ES 2 402 557 T3

Microtrac d50/micrones 12-17.

Disponible de: Novamet Specialty Products Corporation, 681 Lawlins Road, Wyckoff, NJ 07481

Grafito en polvo:

5 Grafito sintético, AC-4722T

Disponible de: Anachemia Science 4-214 DeBaets Street Winnipeg, MB R2J 3W6

Negro de carbón en polvo:

Nº de referencia Anachemia CA-2155

Disponible de: Anachemia Science 4-214 DeBaets Street

10 Winnipeg, MB R2J 3W6

Aglutinante acrílico:

Staticide acrílico de altas prestaciones con acabado harinoso

Nº Ref. 4000-1 Ph 8,4 a 9,0

Disponible de: Static Specialties Co. Ltd. 1371-4 Church Street Bohemia, New York 11716

15 Estos son algunos ejemplos de las mezclas utilizadas para hacer materiales piezorresistivos que tienen diferentes sensibilidades:

Ejemplo I de fuerzas en el intervalo de 0 a 206 kPa (0 a 30 psi):

- 200 ml de aglutinante acrílico
- 10 ml de escamas de níquel en polvo
- 20 - 10 ml de grafito en polvo
- 20 de negro de carbón

Ejemplo II para fuerzas en el intervalo de 0 a 689 kPa (0 a 100 psi)

- 200 ml de aglutinante acrílico
- 5ml de escamas de níquel en polvo
- 25 - 5ml de grafito en polvo
- 30 ml de negro de carbón

Ejemplo III para fuerzas en el intervalo de 0 a 6895 kPa (0 a 1000 psi)

- 200 ml de aglutinante acrílico
- 1ml de escamas de níquel en polvo
- 30 - 1ml de grafito en polvo
- 40ml de negro de carbón

La matriz de tela para hoja piezorresistiva (52) se sumerge en la mezcla de revestimiento piezorresistivo. El exceso de material se extrae y la hoja se cuelga y se deja secar al aire.

35 La Figura 6 ilustra el cálculo de un espacio mínimo S entre células adyacentes de vejiga de aire (22), y una anchura mínima de banda no conductiva (49) entre conductores adyacentes de la distribución (32) de sensores.

En referencia a la Figura 6, puede entenderse que a medida que un paciente se hunde en una vejiga que se desinfla (22), la capa superior (33) de sensor de fuerza es arrastrada hacia abajo y alejándose de la vejiga sobre la que se colocó inicialmente. Si la banda no conductiva (49) es demasiado estrecha, hay una posibilidad de que un conductor tal como el conductor de columna (50) superpuesto a la vejiga que se desinfla se pondrá en contacto con un conductor adyacente (51) y, de ese modo registrar las fuerzas que no son representativas de la fuerza sobre la

40

vejiga en la que fue originalmente colocado. Por lo tanto, es necesario hacer que la banda no conductiva (49) sea lo suficientemente ancha para evitar que esto ocurra. Si suponemos una situación simple en donde una célula de vejiga de aire se desinfla hasta el centro de la célula, entonces la capa sensible a la fuerza es arrastrada hacia abajo una distancia igual a las diagonales (C1 y C2) como se muestra en la Figura 6, la anchura S de la banda no conductiva (49) debe hacerse igual o superior a $(C1 + C2 - \text{la anchura de la vejiga})$ para evitar que las fuerzas sean confundidas como procedentes de un célula vecina.

La Figura 7 ilustra la resistencia eléctrica de un elemento (48) de sensor de fuerza piezorresistivo de $6,5 \text{ cm}^2$ (una pulgada cuadrada) utilizando un hoja piezorresistiva (37) que tiene la formulación enumerada para un ejemplo de distribución (32) de sensores mostrada en las Figuras 1 y 2, y se fabricada tal como se describe anteriormente, como una función de la fuerza normal o presión ejercida sobre la superficie superior (47) de la hoja superior de sustrato (33) de la distribución (32) de sensores. Como se muestra en la Figura 7, la resistencia varía inversamente como una función de la fuerza normal.

Como se muestra en la Figura 1, los electrodos de fila (31-1) a (31-m), en alineación vertical con los electrodos de columna (32-1) a (32-n) forman con la hoja de capa piezorresistiva (37) entre los electrodos de columna y de fila una distribución de matriz rectangular de $m \times n$ de $m \times n$ elementos de fuerza (48). Si los electrodos superiores e inferiores de cada elemento del sensor (48) fueron aislados eléctricamente un par independiente de conductores de salida para cada uno de los 12 sensores, es decir, un total de 24 cables.

Preferiblemente, como se muestra en las Figuras 1 y 5, la distribución de sensores se disponen en filas y columnas, necesitando de este modo sólo 8 conductores de cable. Sin embargo, como se muestra en la Figura 10A, si se utiliza identificación de distribución (32) de sensores para medir la resistencia de los sensores individuales (33) para determinar de ese modo las fuerzas normales ejercidas sobre los sensores, hay una considerable diafonía entre la resistencia en un sensor identificado (33) y los sensores no identificados debido a los recorridos paralelos de corriente a los sensores identificados. Para superar este problema de diafonía, el presente inventor ha desarrollado un método para modificar los sensores (33) para darles una característica similar a un diodo. Como puede confirmarse haciendo referencia a la Figura 10B, la diafonía entre sensores (33) que no tienen una función de transferencia no bilateral, sensible a la polaridad, mitiga el problema de diafonía presente en la matriz de sensores simétricamente conductivos (33) mostrados en la Figura 10A.

Los sensores (33) se modifican para tener una característica similar a un diodo mediante la modificación de la preparación de la hoja de capa piezorresistiva (52), de la siguiente manera: En primer lugar, se prepara una hoja de capa piezorresistiva (52) mediante el proceso antes descrito. A continuación, bien la superficie superior (69) o la superficie inferior (70) del revestimiento piezorresistivo (67) de la hoja piezorresistiva (52) se modificada para formar sobre las mismas una unión de tipo semiconductor P-N.

La modificación del revestimiento piezorresistivo (67) para formar una unión P-N se realiza preparando primero una pasta que tiene la composición de uno de los tres ejemplos de mezclas descritas anteriormente, pero modificado con la adición, en cada una, de 5 ml de óxido de cobre (CuO) en forma de un polvo fino de partículas de 50 micrómetros de tamaño, y 5 ml de óxido cuproso (Cu_2O) en forma de un polvo fino de partículas de 50 micrones de tamaño y removiendo bien para mezclar los ingredientes anteriores. La solución resultante se reduce entonces con aproximadamente 30 mg de solución de borohidruro de sodio, conocido también como el tetrahidrobórato de sodio (NaBH_4) o fosfato de amonio, para formar una solución con un pH de aproximadamente 5,5. Entonces, la solución se usa para revestir la superficie superior (69) o superficie inferior (70) del revestimiento piezorresistivo (68) sobre una hoja (52). Este proceso de revestimiento se realiza utilizando un proceso de revestimiento de rodillos que resulta en aproximadamente 0,5 ml de solución por centímetro cuadrado que se está aplicando. Se permite entonces al revestimiento superficial secarse al aire a temperatura ambiente y a una humedad relativa de menos del 20%, durante 4 horas. Después de que la superficie revestida se ha secado, funciona como semiconductor tipo P, mientras que el lado no revestido del revestimiento (68) funciona como un semiconductor de tipo N del diodo de unión P-N.

La Figura 8 ilustra un sensor (33) que se ha preparado como se ha descrito anteriormente, para dar al sensor una característica similar a un diodo, y un circuito para la obtención de la función de transferencia I-V (corriente versus voltaje) del sensor. La Figura 9 muestra una curva típica I-V para el sensor (33) de la Figura 8.

Como se dijo anteriormente, la ventaja de modificar los sensores (33) mediante la adición de una capa semiconductor que actúa como un diodo es que reduce la diafonía entre los sensores. Como se muestra en la Figura 10A, esta diafonía se produce debido al fenómeno denominada "completar el cuadrado", en el que se hacen tres conexiones en una distribución de matriz cuadrada de tres resistencias no identificadas que forman las tres esquinas de un cuadrado. De este modo, dos conexiones cualesquiera en una columna vertical y una tercera en la misma fila funcionan como cualquiera de las conexiones en una distribución X-Y de conductores. La resistencia en la cuarta esquina del cuadrado aparece como un representación imaginaria en paralelo con una resistencia identificada porque la corriente puede viajar hacia atrás a través de esa resistencia, y hacia adelante a través de las otras resistencias. Se debe tener cuidado y emplear gastos adicionales en la electrónica para eliminar la contribución de esta representación imaginaria. Por ejemplo, si, como se muestra en la Figura 10A, se aplica un potencial V entre los

conductores de fila y de columna $X_1 Y_1$, para de ese modo determinar la resistencia de la resistencia piezorresistiva R_{11} de sensor, el flujo inverso de corriente a través de resistencia "imaginaria" $R_{(22)}$ haría que la suma de resistencias $R_{12} + R_{(22)} + R_{22}$ derivara la R_{11} , lo que resulta en los recorridos paralelos de flujo de corriente indicados por las flechas en la Figura 10A, que a su vez resultaría en el siguiente valor incorrecto de resistencia:

5 $R_{x1y1} = R_{11} / (R_{12} + R_{[22]} + R_{21})$, $R_{x1y1} = R_{11}(R_{12} + R_{[22]} + R_{21}) / (R_{11} + R_{12}R_{[22]} + R_{21})$, donde los corchetes alrededor de un valor de resistencia indican un flujo de la corriente en sentido a izquierdas a través de esa resistencia, en lugar de a derechas, es decir, en diagonal hacia abajo hacia la izquierda. De este modo, por ejemplo, si cada una de las cuatro resistencias enumeradas anteriormente tenía un valor de 10 ohmios, el valor medido de R_{11} sería:

10 $R_{11} = 10(10+10+10)/(10+10+10+10) = 300/40 = 7,5$ ohmios, es decir, 25% por debajo del valor real, 10 ohmios, de R_{11} . Si los valores de resistencia R_{12} , R_{22} y R_{21} de los tres sensores piezorresistivos no identificados (33) fueron cada uno inferior, por ejemplo, 1 ohmios, debido a las mayores fuerzas concentradas en esos sensores (33), el valor medido de R_{11} sería:

$R_{11} = 10(1+1+1)/(10+1+1+1) = 30/13 = 2,31$ ohmios, es decir, un valor de aproximadamente un 77 por ciento por debajo del valor real del R_{11} .

15 Por otro lado, al colocar un diodo en serie con cada elemento de sensor piezorresistivo (33), como se muestra en la Figura 10B, la resistencia eléctrica de un elemento medida en sentido inverso a izquierdas un flujo de corriente de prueba a través del elemento del sensor, por ejemplo, R_{22} , sería para fines prácticos arbitrariamente grande, o infinito en comparación con los recorridos a derechas hacia adelante de la corriente a través de otras resistencias mostradas en las Figuras 10A y 10B. En este caso, el valor de resistencia medido para una matriz de 2X2 de cuatro resistencias cada una con un valor de 10 ohmios sería:

$R_{x1y1} = 10(1+\infty+1)/(10+1+\infty+1) = 10$ ohmios, el valor correcto.

25 De este modo, modificando cada elemento de sensor 33 para incluir una unión p-n, da de ese modo al elemento de sensor una característica similar a un diodo que aísla eléctricamente, es decir, impide el flujo de corriente hacia atrás, a través de cada elemento de sensor (33). Esto permite que el correcto valor de resistencia eléctrica R_{xy} de cada elemento de sensor (33) y, por tanto, las fuerzas ejercidas sobre el mismo sea medido con precisión utilizando identificación de matriz de filas y columnas en lugar de exigir un par separado de conductores para cada elemento de sensor.

30 Los componentes descritos anteriormente del aparato (20) de minimización de fuerza según la presente invención se interconectan para formar un sistema de servocontrol de circuito cerrado. Ese sistema es eficaz para reducir las concentraciones de fuerza corporal utilizando un algoritmo según el método de la presente invención. El entendimiento de este método y aparato puede facilitarse haciendo referencia a la Figura 11, que es un diagrama de bloques de un componente (20A) de sistema controlador electro-neumático del aparato (20), conjuntamente con la visión esquemática del aparato mostrado en la Figura 1, y la vista en perspectiva mostrada en la Figura 5.

35 En referencia a la Figura 11, se puede ver que el aparato controlador electro-neumático (20A) incluye un ordenador (37), que se acopla bidireccionalmente a la distribución (32) de sensores de fuerza a través del módulo (36) de interfaz de sensores de fuerza. El módulo (36) de interfaz de sensores incluye un convertidor de digital a analógico (DAC) (71) para generar en respuesta a señales de control desde el ordenador (37) voltajes o corrientes de prueba que están dirigidos a los sensores individuales (33) identificados por matriz.

40 Los sensores individuales de fuerza (33) son identificados mediante la conexión de un terminal de una fuente de corriente o de voltaje controlada por el DAC (71) a uno seleccionado de los X conductores de fila 1-6 por un multiplexor X (72), y mediante la conexión del otro terminal de la fuente con uno seleccionado uno de los Y conductores de columna 1 o 2 por un multiplexor Y 73. El módulo (37) de interfaz de sensores también incluye un convertidor de analógico a digital (ADC) (74), que mide la caída de voltaje o de corriente a través de un sensor (33) como resultado de la aplicación de una corriente o voltaje de prueba, y aporta el valor medido al ordenador (37).
45 Utilizando factores de escala predeterminados, el ordenador (37) calcula el valor instantáneo de resistencia eléctrica de un sensor seleccionado (33) identificado, y desde ese valor de resistencia, una correspondiente fuerza normal ejercida instantáneamente sobre el sensor identificado.

50 En respuesta a las señales de control emitidas cíclicamente por el ordenador (37), el multiplexor X (72) y el multiplexor Y (73) se utilizan para medir cíclicamente la resistencia de cada elemento de sensor de fuerza (33), a una tasa relativamente rápida de, por ejemplo, 3.000 muestras por segundo, lo que permite al ordenador(37) calcular la fuerza ejercida sobre cada sensor de fuerza (33) a esta tasa de muestreo.

55 Haciendo referencia todavía a la Figura 11, el aparato (20) incluye un módulo de control de presión (75) para controlar dinámicamente la presión del aire en cada célula de vejiga de aire (22), en respuesta a señales de mando emitidas por el ordenador (37), basándose en los valores de fuerza medidos por la distribución (32) de sensores y un algoritmo programado en el ordenador. Como se muestra en la Figura 11, el módulo de control de presión (75) está

interconectado funcionalmente con el compresor de aire (40) y el transductor de presión de aire (44) en el orificio de salida (76) del compresor para presurizar aire en el orificio de salida a un valor controlable por el ordenador (37).

El orificio de salida (76) del compresor (40) se acopla al orificio de entrada (42) de un colector (41) de 12 orificios de salida. En respuesta a las señales eléctricas de control emitidas por el ordenador (37) y dirigidas a través del módulo de control de presión (75), cada una de las 12 células selectoras individuales (43) de entrada de células de vejiga de aire conectadas a orificios de salida independientes (43A) del colector (41) es controlable individualmente.

En una primera posición abierta de una válvula selectora (43), el orificio de entrada de aire (31) de una célula seleccionada de vejiga de aire (22) es presurizada a una presión medida por el transductor (44) a un valor predeterminado, girando el compresor (40), para inflar de ese modo la célula a una presión deseada. Como alternativa, con el compresor (40) en un modo de apagado, una válvula de descarga (77) acoplada al orificio de entrada (42) del colector (41) puede abrirse para desinflar una célula de vejiga de aire (22) a un valor de presión menor haciendo que escape aire a la atmósfera.

Después de que una seleccionada de las 12 válvulas selectoras (43) se haya abierto en respuesta a una señal de mando desde el ordenador (37) durante un período de tiempo suficiente para inflar una célula de vejiga de aire seleccionada (22) a una presión predeterminada, una señal eléctrica sacada por el transductor de presión (44), que es proporcional a la presión en esa célula y aportada al ordenador (37), resulta en que el ordenador saca una señal de mando de cierre a la válvula y una señal de mando de corte al compresor (40).

Cuando la válvula de descarga (77) y una válvula selectora seleccionada (43) se han abierto en respuesta a las señales de mando desde el ordenador (37) para desinflar una célula de vejiga de aire seleccionada (22) a una menor presión predeterminada, una señal eléctrica desde el transductor de presión (44) aportada al ordenador (37) resulta en una señal eléctrica de mando de cierre que se emite desde el ordenador. Esa señal de mando cierra la válvula de descarga (77) y abre la válvula selectora (43), manteniendo de ese modo la presión inferior seleccionada en la célula de vejiga de aire seleccionada. De una manera exactamente análoga, la presión de aire en cada una de las otras células de vejiga de aire (22) es secuencialmente ajustable mediante el envío de una señal de mando a una válvula selectora (43) para abrir esa válvula, y haciendo funcionar el compresor (40) y/o la válvula de descarga (77) para inflar o desinflar la célula de vejiga de aire a una presión determinada.

La Figura 12 es una vista en perspectiva simplificada de una realización preferida de un alojamiento para el aparato electro-neumático (20A) mostrado en la Figura 11 y descrito anteriormente. Como se muestra en las Figuras 11 y 12, el controlador electro-neumático (20A) incluye un módulo (78) de interfaz de operario. El módulo (78) de interfaz de operario incluye controles manuales, incluyendo un botón e interruptor multifunción (79) de control de modo y encendido/apagado, botones (80), (81) de giro arriba y abajo de entrada de datos y una pantalla digital (82). La pantalla (82) es controlable mediante el interruptor (79) para mostrar de forma selectiva la presión de aire dentro y la fuerza en células de vejiga de aire seleccionables (22), y la suma y la media de todas las fuerzas ejercidas sobre los sensores (33).

Como se muestra en la Figura 12, el controlador electro-neumático (20A) está contenido preferiblemente en un alojamiento similar a una caja (83) que tiene, sobresaliendo de un panel posterior (84) del mismo, un soporte en forma de L (85) para suspender el alojamiento desde un panel lateral o panel extremo de una cama. El alojamiento (83) del controlador electro-neumático (20A) también incluye un miembro tubular (86) para crear una interfaz entre las mangueras de aire (87) con las células de vejiga de aire (22), los conductores de fila y columna (88), (89), con los sensores (33) de la distribución (32) de sensores, y un cable de alimentación eléctrica (90) con una fuente de energía eléctrica para alimentar los componentes del aparato (20A).

Algoritmo de minimización de fuerzas

El aparato (20) de minimización de fuerza de cojín adaptativo como se describe anteriormente, incluye un cojín (21) con una multiplicidad de células de vejiga de aire (22). Cada una de las células (22) tiene, en su superficie superior, un sensor individual de fuerza (33) de una distribución (32) de sensores de fuerza. Se proporciona un transductor (44) de medición de presión de aire para medir la presión de aire en cada célula (22). Cada sensor de fuerza 33 está situado en una zona de contacto potencial entre una persona acostada sobre el cojín (21) y una célula de vejiga de aire (22). Cada sensor de fuerza piezorresistivo (33) funciona como un transductor sensible a la fuerza que tiene una resistencia eléctrica que es inversamente proporcional a la fuerza máxima ejercida por el cuerpo de una persona sobre la célula de vejiga de aire (22), la fuerza máxima correspondiente al recorrido de menor resistencia a través de cualquier parte de cada sensor.

En la realización del aparato (20) de cojín adaptativo según la presente invención y que se muestra en las Figuras 1 y 3, el cojín se divide en un par de columnas dispuestas longitudinalmente a izquierda y derecha. Las columnas están divididas, a su vez, en seis zonas longitudinales, cada una con un par de células de vejiga de aire a izquierda y derecha que soporta una zona longitudinal diferente de una persona, tal como la cabeza, las caderas y los talones. De este modo, como se muestra en la Figura 3, hay 6 células de vejiga de aire (22) en cada columna, tal como células de columna a la izquierda (22L1) - (22L6). La presión de aire en cada una de las 12 células (22L1) - (22L6).(22R1) - (22R6) es controlada individualmente por el compresor (40) y las válvulas selectoras (43) en

respuesta a mediciones de fuerza hechas utilizando los sensores de fuerza (33). El control individual de la presión de aire en cada célula individual de aire (22) es efectuado por el sistema controlador electro-neumático (20A), utilizando un novedoso algoritmo implementado en el ordenador (37), como se describirá ahora.

5 Puede haber un mínimo de una zona que utiliza una célula de vejiga de aire (22), y hasta N zonas que utilizan n células de vejiga de aire, en donde cada zona tiene un sensor de fuerza (33) para medir la fuerza máxima en esa célula de vejiga de aire, el transductor de presión (44) se utiliza para medir la presión del aire en esa célula de vejiga de aire. El algoritmo de control es uno de iteraciones continuas en donde los sensores de fuerza (33) determinan la fuerza máxima sobre el cuerpo del paciente, y el transductor de presión (44) mide la presión de aire a la que se produce la fuerza corporal máxima. Al final de un ciclo que muestrea las fuerzas en todos los sensores, la presión de
10 aire dentro de cada célula de vejiga de aire (22) se restablece a la presión con la que la fuerza se minimiza para todas las zonas. Este proceso continúa y el aparato persigue encontrar constantemente las presiones óptimas de vejiga para cada célula individual resultante en la minimización de las fuerzas máximas en una persona soportada por el cojín de superposición (21).

Descripción del algoritmo

15 Dado:

N zonas, que cada una contiene una célula de vejiga de aire (22) y numeradas de uno a N

La célula de vejiga de aire de cada zona se puede conectar de manera seleccionable a un transductor de presión de aire (44) para medir P#

20 Cada célula de vejiga de aire (22) está equipada con un sensor de fuerza individual (33) capaz de medir la fuerza máxima F# ejercida sobre la superficie de cada célula.

Un compresor (40) suministra aire a presiones de hasta 35 kPa 5 psi a células individuales seleccionadas de vejiga de aire (22) de las zonas. Hay una válvula de descarga normalmente cerrada (77) para desinflar una célula de vejiga de aire seleccionada (22) por el escape de aire a la atmósfera a través de la válvula de descarga.

25 Existe una pluralidad de válvulas selectoras (43) que selecciona qué vejiga de aire (22) está siendo inflada con aire o desinflada por escape de aire a la atmósfera, a través de la válvula de descarga (79).

Etapas del algoritmo

1. Pestabl.::: Pestabl., inicio, cierre de válvula de descarga (77)
2. Seleccionar la zona $i = 1$ mediante la apertura de la válvula selectora (43-1)
3. Encender el compresor (40).
- 30 4. Medir la presión del aire en la célula de vejiga de aire (22) en la zona I
5. Presurizar la célula de vejiga de aire (22) de zona una presión establecida superior determinada y cerrar la válvula selectora (43-1) valor Pestabl..
6. Repetir para $i + 1$ hasta que $i + 1 = N$
7. Seleccionar Zona $i = I$
- 35 8. Obtener lecturas del sensor de fuerza (33) de todas las zonas.
9. Abrir la válvula de descarga (77)
10. Desinflar la célula de vejiga de aire (22) de zona uno a una predeterminada presión mínima y supervisar todas las lecturas de los sensores de fuerza (33) sobre todas la células de vejiga de aire (22). Mantener las presiones de vejiga en todas las demás células de vejiga de aire (22) en sus presiones superiores establecidas.
- 40 11. Medir fuerzas en todas las células de vejiga de aire (22) cuando la única vejiga de aire de zona uno está siendo desinflada y computar la suma y, opcionalmente, el promedio de todas las lecturas de sensores de fuerza (33).
- 45 12. Almacenar en la memoria del ordenador (37) la lectura de presión de la célula de vejiga de aire (22) de zona uno en la que se produce la suma mínima y, opcionalmente, el promedio de todas las lecturas de sensor de fuerza (33).

13. Restaurar la presión en la célula de vejiga de aire (22-1) de zona uno al valor en el que se obtuvieron las lecturas de sensores de fuerza de promedio y suma mínimos para todos los sensores de fuerza.
14. Cerrar la zona selectora de zona uno (43-1). Mantener la presión en la zona uno
15. Establecer: Cuenta = i + 1.
- 5 16. Repetir las etapas 2 a 15 hasta que la cuenta = i+1 = N.
17. Establecer: Pestabl. = Pestabl., inicio - (Cuenta * 20 %_(es decir, reducir la presión inicial en la vejiga de zona uno (22-1).
18. Repetir las etapas 2 a 16 (es decir, con una presión inicial reducida). Advertencia
- 10 19. Supervisar constantemente todos los sensores de fuerza (33) y si se detecta un cambio significativo ($\Delta F > 0,2 * F\#$) (paciente movido) iniciar de nuevo en la etapa 1.

La Figura 13 es un diagrama de flujo que muestra el funcionamiento del aparato (20) que utiliza el algoritmo descrito anteriormente. La Tabla 1 enumera presiones iniciales establecidas adecuadas inferiores y superiores para las vejigas (22), como una función del peso de un paciente u otra persona soportada por el cojín de superposición (21) del aparato.

15

TABLA 1

Peso del paciente	Presiones mínimas	Presión de inicio
34-54 kg (75-119 Libras)	14 ± 1,8 cm (5,5"± 0,7): H ₂ O 10,31 ± 2 mm Hg	14 ± 1,8 cm (6,5"± 0,7): H ₂ O 12,18 ± 2 mm Hg
54,4- 74,4 kg (120-164 Libras)	14 ± 1,8 cm (6"± 0,7): H ₂ O 1,25 ± 2 mm Hg	20,3 ± 1,8 cm (8"± 0,7): H ₂ O 15 ± 2 mm Hg
74,8- 90,3 kg (165-199 Libras)	20,3 ± 1,8 cm (8"± 0,7): H ₂ O 15 ± 2 mm Hg	25,4 ± 1,8 cm (10"± 0,7): H ₂ O 18,75 ± 2 mm Hg
90,7-113,4 kg (200-250 Libras)	20,3 ± 1,8 cm (10"± 0,7): H ₂ O 18,75 ± 2 mm Hg	30,5 ± 1,8 cm (12"± 0,7): H ₂ O 22,49 ± 2 mm Hg
Presión máxima		66 ± 1,8 cm (26"± 0,7): H ₂ O 48,74 ± 4mm Hg

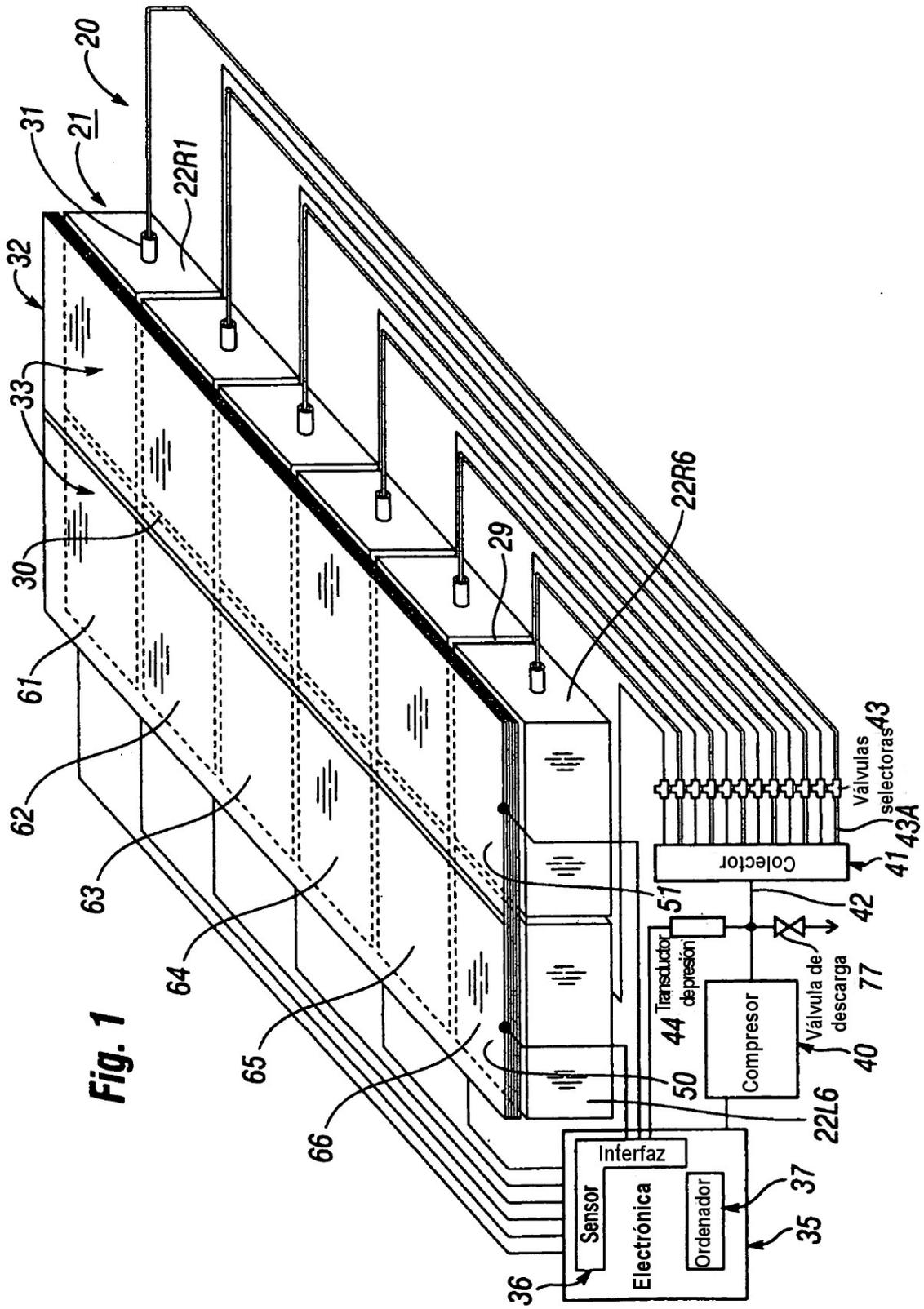
20

En una variación del método y el aparato según la presente invención y descrito más arriba, después de que las presiones de inflado en cada célula de vejiga de aire (22) han sido optimizadas para la mínima concentración de fuerzas, los tubos de entrada (31) pueden sellarse permanentemente, y el cojín adaptativo (21) desconectarse permanentemente del módulo de control de presión (75). Esta variación también permitiría la fabricación personalizada de cojines (21) utilizando células de vejiga de aire (22), para personalizar cojines de silla para minimizar las concentraciones de fuerzas en un individuo en particular. Similarmente, la variación del método y el aparato según la presente invención puede utilizarse para personalizar cojines de silla o asientos de coche.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato (20) de cojín adaptativo para reducir la magnitud de las concentraciones de fuerzas de reacción ejercidas sobre partes de un cuerpo humano en respuesta al contacto con un objeto de soporte, dicho aparato (20) comprende:
- 5 un cojín (21) para su colocación entre un objeto de soporte y un cuerpo humano, dicho cojín (21) tiene por lo menos unas primeras y segundas células de vejiga de aire (22) que se pueden sellar herméticamente, cada una hecha de un material delgado y flexible impermeable al aire,
- 10 por lo menos unos primeros y segundos sensores (33) sensibles a la fuerza asociados con dichas primeras y segundas células (22) de vejiga de aire, respectivamente, cada uno de dichos sensores (33) tiene una característica eléctrica que varía de una manera predeterminada con una fuerza ejercida sobre dicha célula de vejiga de aire (22) por un dicho cuerpo, cada uno de dichos sensores de fuerza (33) incluye además una envoltura plana y flexible situada sobre por lo menos una de las paredes superiores e inferiores de una de dichas células de vejiga de aire (22), dicha envoltura incluye una hoja superior flexible eléctricamente conductiva (46) que comprende un conductor superior de sensor, una hoja inferior flexible eléctricamente conductiva (56) que comprende un conductor inferior de sensor, y una capa piezorresistiva flexible (52) situada entre dichas hojas conductivas superiores e inferiores (46 y 56);
- 15 un dispositivo de presurización (40) para la presurización de un espacio hueco interior de cada una de dichas células de vejiga de aire (22) a una presión controlable individualmente,
- 20 por lo menos un transductor de presión (44) que se puede acoplar funcionalmente a cada una de dichas células de vejiga de aire (22) para medir de ese modo la presión de gas dentro de dichos espacios huecos interiores de dichas células de vejiga de aire (22), y
- 25 un aparato de control (37) que tiene un orificio de interfaz (36) de sensor de fuerza para recibir señales de dichos sensores de fuerza (33), un orificio de transductor de presión para recibir señales de dicho transductor de presión (44), y un orificio de salida para proporcionar señales de control a dicho dispositivo de presurización (40) para presurizar con ello dichas células de vejiga de aire (22) a valores controlables individualmente que reducen una suma de las fuerzas sentidas por dichos sensores de fuerza (33).
2. El aparato (20) de la reivindicación 1, en donde dicha envoltura de dicho sensor (33) se define además como hecha por lo menos parcialmente de un material elásticamente extensible.
- 30 3. El aparato (20) de la reivindicación 2, en donde dicho material elásticamente extensible se define además como una tela elástica extensible.
4. El aparato (20) de la reivindicación 1, en donde por lo menos uno de dichos sensores de fuerza (33) se define además como que tiene una característica de impedancia no bilateral corriente-versus-voltaje.
- 35 5. El aparato (20) de la reivindicación 4, en donde dicho dispositivo de presurización (40) se define además como que es sensible a las señales de mando emitidas por dicho aparato de control (37) para de ese modo inflar y desinflar alternativamente unas individuales de dichas células de vejiga de aire (22) hasta presiones controlables que son medibles por dicho transductor (44) y ajustadas de acuerdo con un algoritmo implementado en dicho aparato de control (37) a valores que son eficaces para minimizar las concentraciones de fuerza sobre dicho cojín (21).
- 40 6. El aparato (20) de la reivindicación 5, en donde dicho algoritmo se define además como que incluye las etapas de variar cíclicamente la presión de aire en una primera célula individual de vejiga de aire (22), supervisar una característica física de cada sensor (33) para medir de ese modo los valores de las fuerzas ejercidas sobre cada una de dichas células de vejiga de aire (22), sumar dichos valores medidos, restaurar la presión de aire en dicha primera célula (22) a ese valor que tuvo como resultado el mínimo de dicha suma de valores medidos de las fuerzas de todos dichos sensores de fuerza (33), y repetir las etapas anteriores para cada una de dichas células de vejiga (22) de 2 a p.
- 45 7. El aparato (20) de la reivindicación 6, en donde dicho algoritmo se define además como que incluye una primera etapa de iniciación para inflar cada una de dichas células de vejiga de aire (22) a una determinada presión inicial superior establecida.
8. El aparato (20) de la reivindicación 1, en donde dicho primer sensor superficial de fuerza (33) comprende:
- 50 por lo menos un primer elemento plano de sensor, dicho elemento plano de sensor incluye una hoja conductora superior delgada y flexible (46) que comprende un conductor superior de sensor que tiene una zona de contacto eléctricamente conductiva,

- una hoja intermedia delgada y flexible (52) que tiene una región activa de sensor que tiene una característica de impedancia eléctrica que varía con una fuerza normal ejercida sobre ella, dicha región activa de sensor tiene una superficie superior en contacto eléctricamente conductivo con dicha zona de contacto de la hoja superior conductiva (46), y
- 5 una hoja inferior de conductor (56) que comprende un conductor bajo de sensor que tiene una zona de contacto eléctricamente conductivo en contacto eléctricamente conductivo con una superficie inferior de dicha región activa de sensor.
9. El aparato (20) de la reivindicación 8 que incluye además por lo menos un segundo elemento plano de sensor.
- 10 10. El aparato (20) de la reivindicación 9, en donde por lo menos una de entre dichas zonas de contacto superiores e inferiores eléctricamente conductoras de dicho primer elemento de sensor es conductivamente continua con la correspondiente de dichas zonas de contacto conductoras superiores e inferiores de dicho segundo elemento de sensor.
- 15 11. El aparato (20) de la reivindicación 9 que incluye además por lo menos terceros y cuartos elementos planos de sensor, por lo que dicho sensor tiene p elementos dispuestos en una distribución de m filas y n columnas; y en donde dichas zonas de contacto superiores de dichos sensores (33) tienen unas bandas de conductores eléctricamente continuas correspondientes a una de dicha pluralidad de m filas y n columnas, y dichas zonas de contacto inferiores de dichos sensores p (33), tienen unas bandas de conductores eléctricamente continuas correspondientes a las otras de dichas m filas y n columnas.
- 20 12. El aparato (20) de la reivindicación 11, en donde por lo menos uno de dichos elementos de sensor se define además como que tiene una característica de impedancia eléctrica no bilateral; dicha característica de impedancia eléctrica no bilateral se define además como que es una característica similar a un diodo.
- 25 13. El aparato (20) de la reivindicación 12, en donde dicha región activa de sensor se define además como que incluye una capa compuesta de un material piezorresistivo; dicho material piezorresistivo se define además como que incluye partículas eléctricamente conductoras suspendidas en una matriz polimérica.
14. El aparato (20) de la reivindicación 13, en donde la superficie externa de dicha capa piezorresistiva se define como que tiene un revestimiento depositado en la misma que incluye por lo menos un óxido metálico para formar de ese modo con dicha capa una unión PN semiconductor; dicho óxido metálico incluye por lo menos un óxido de cobre.



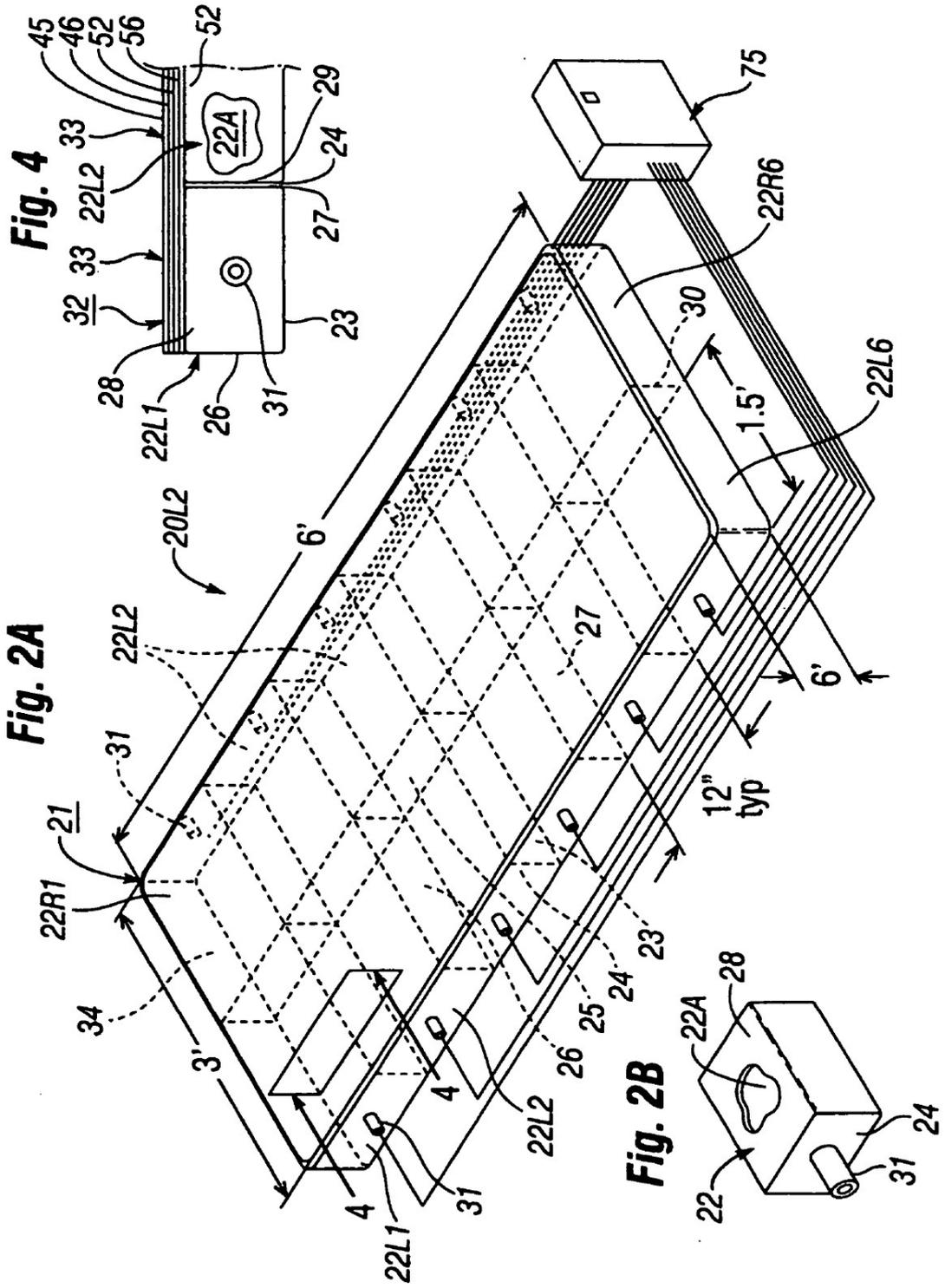


Fig. 3

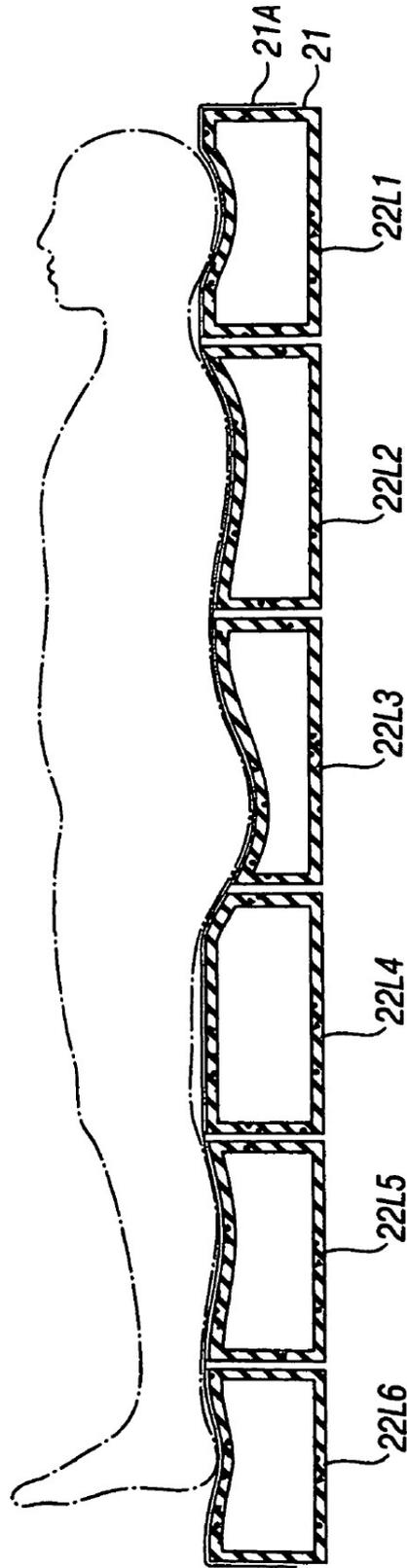
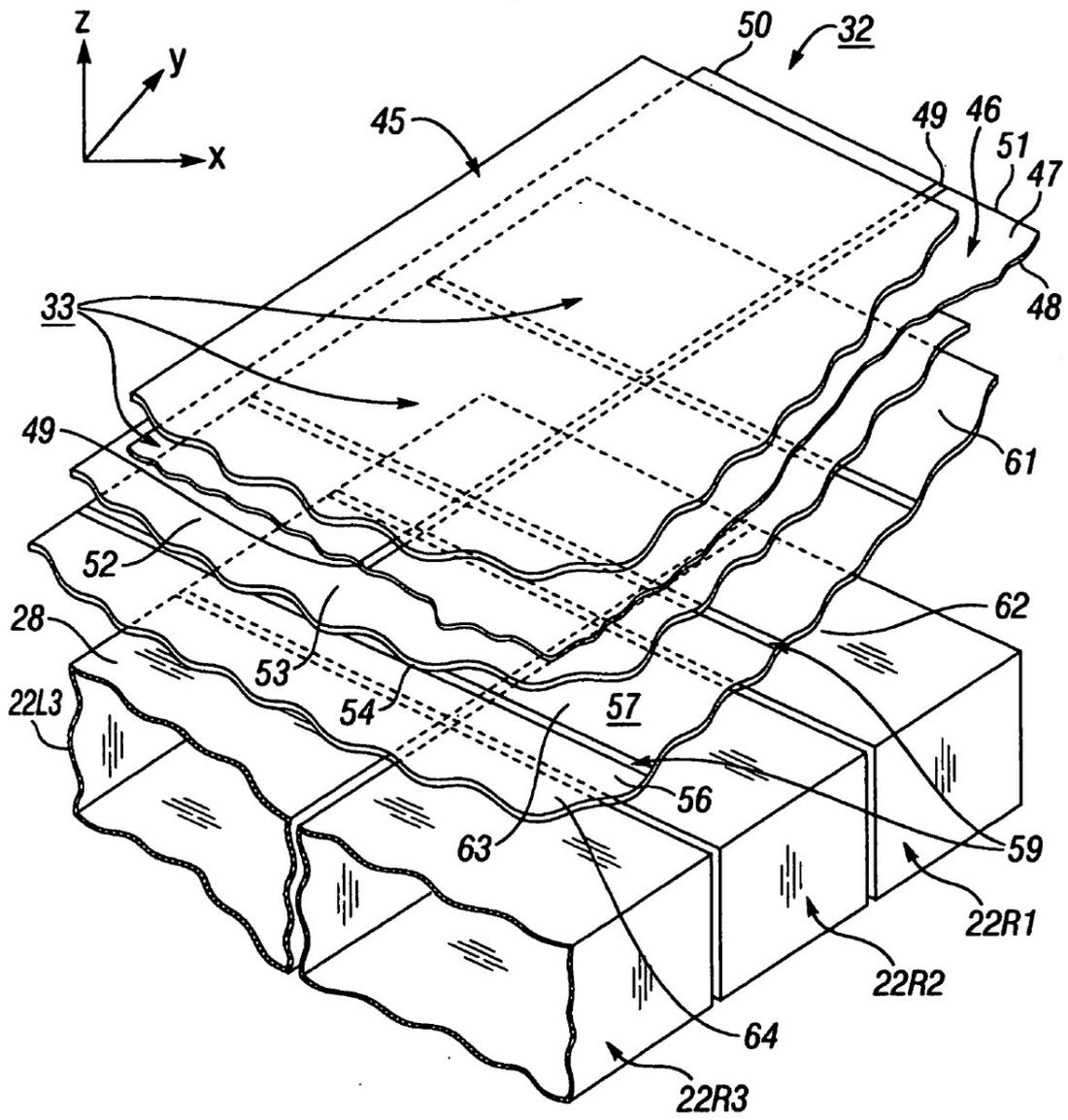


Fig. 5



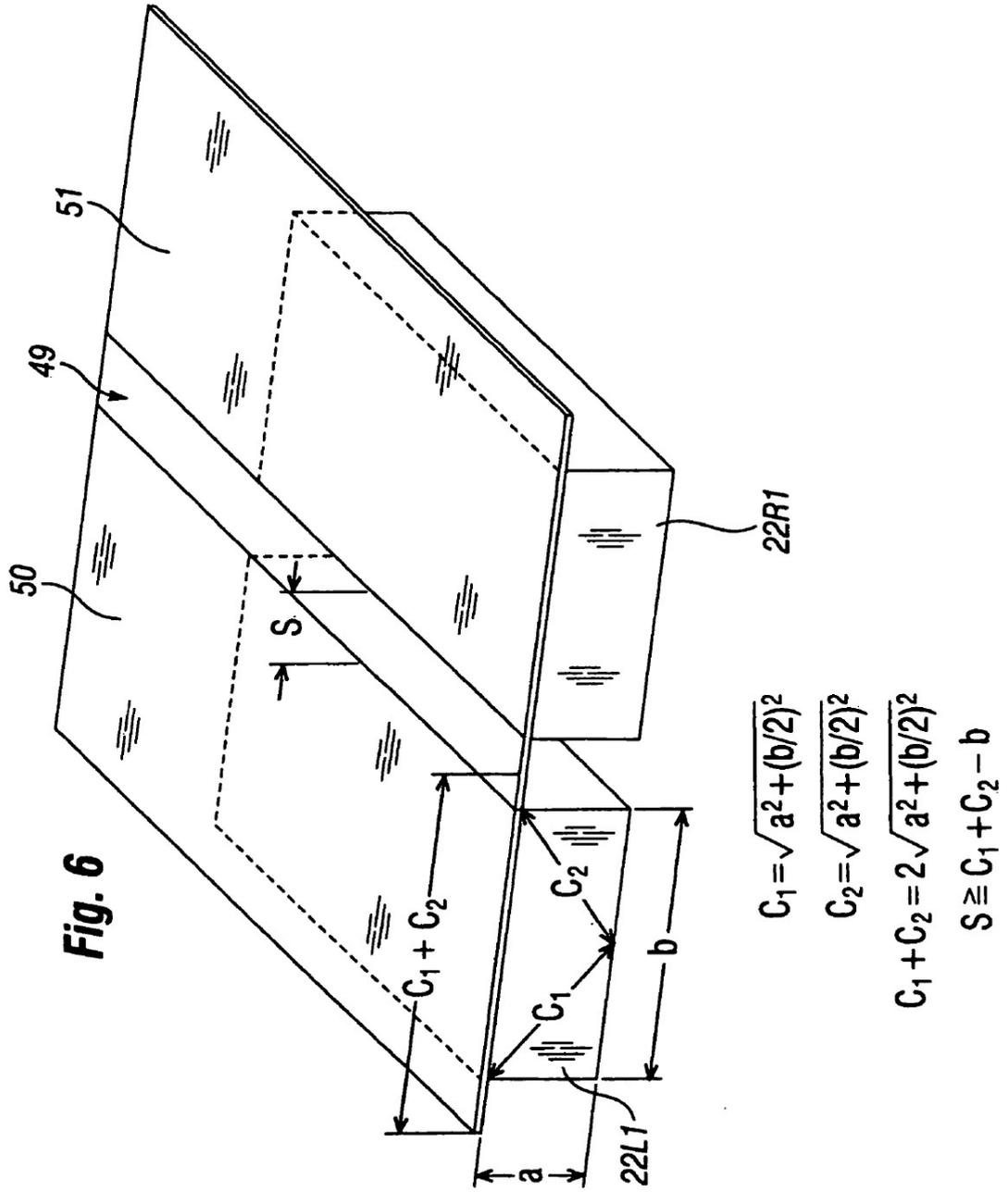


Fig. 7

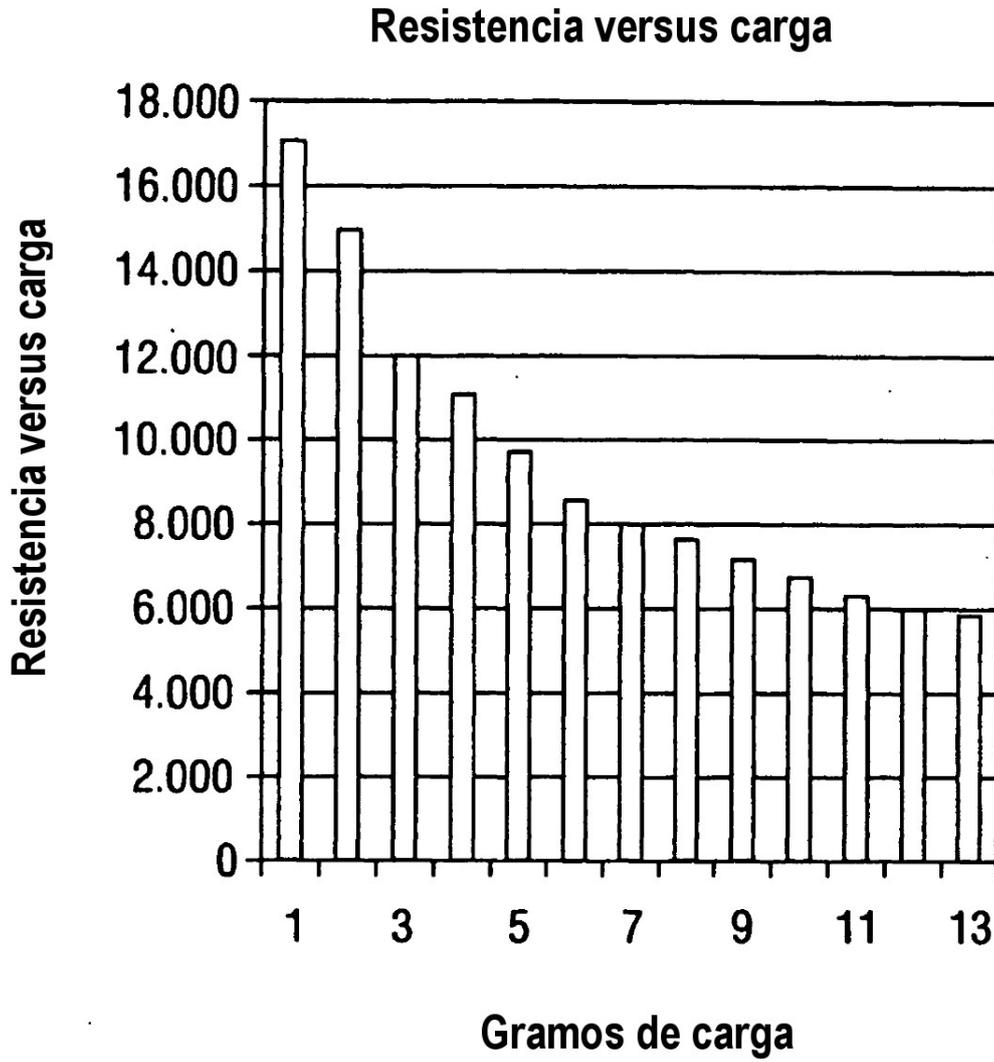


Fig. 8

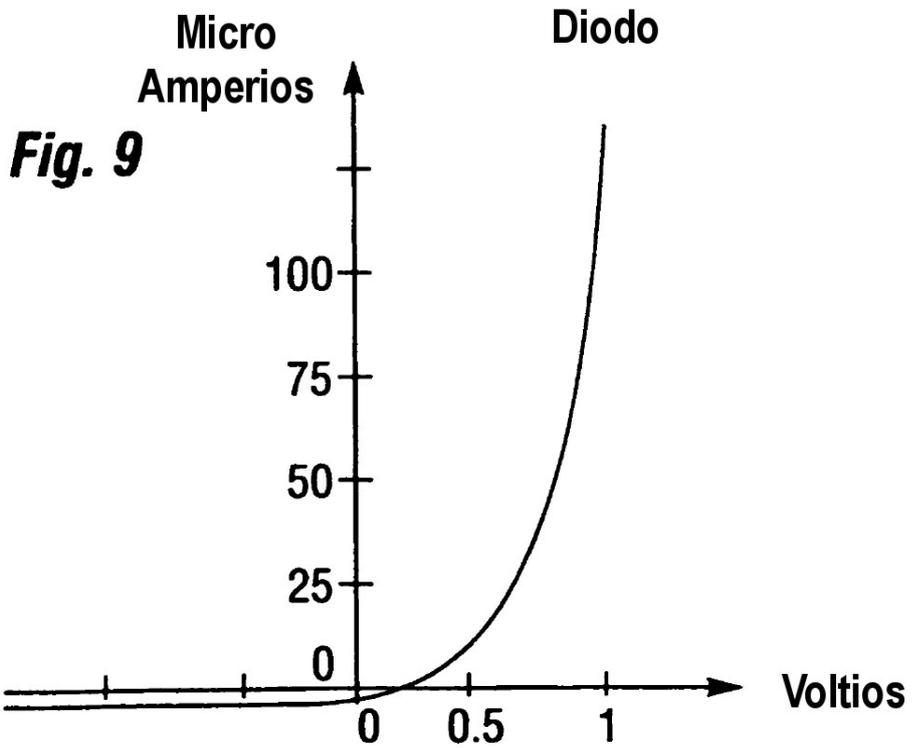
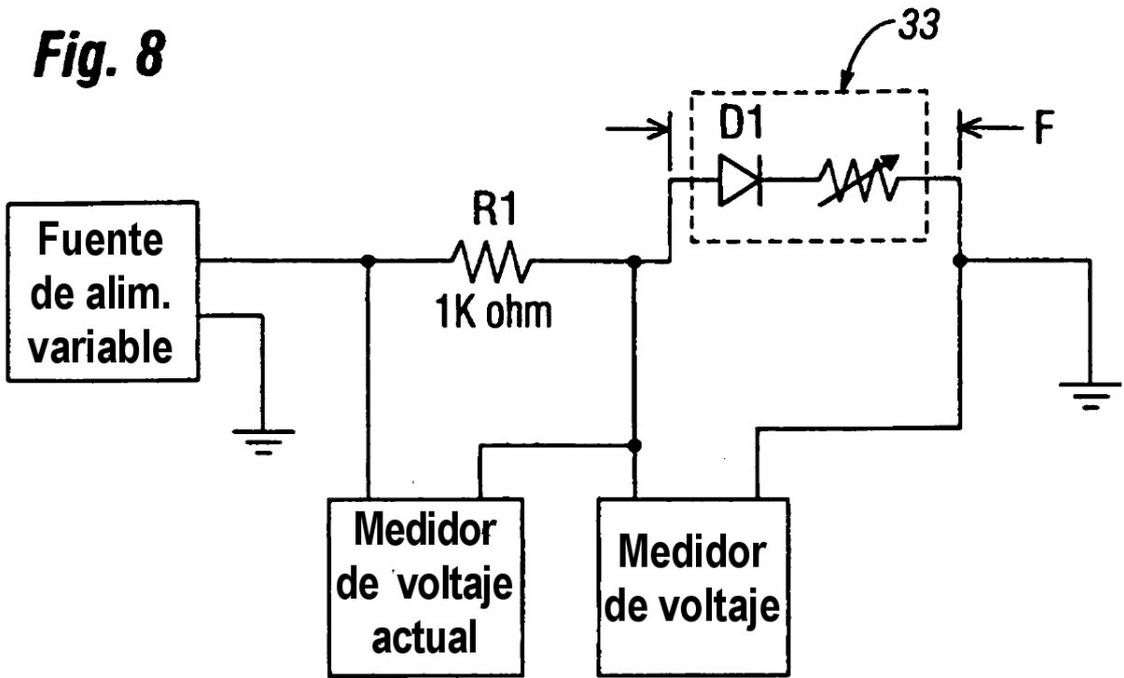


Fig. 10B

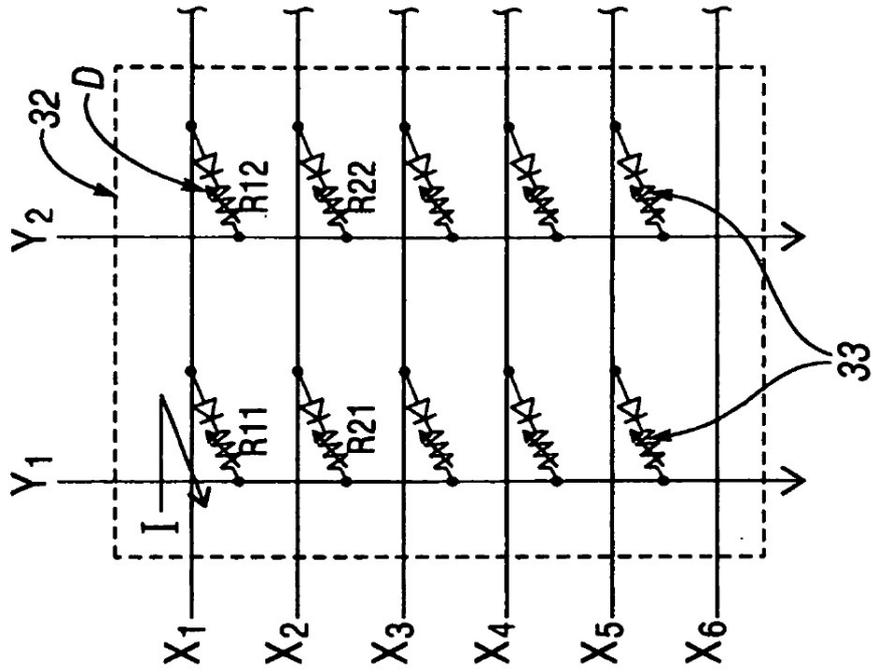


Fig. 10A

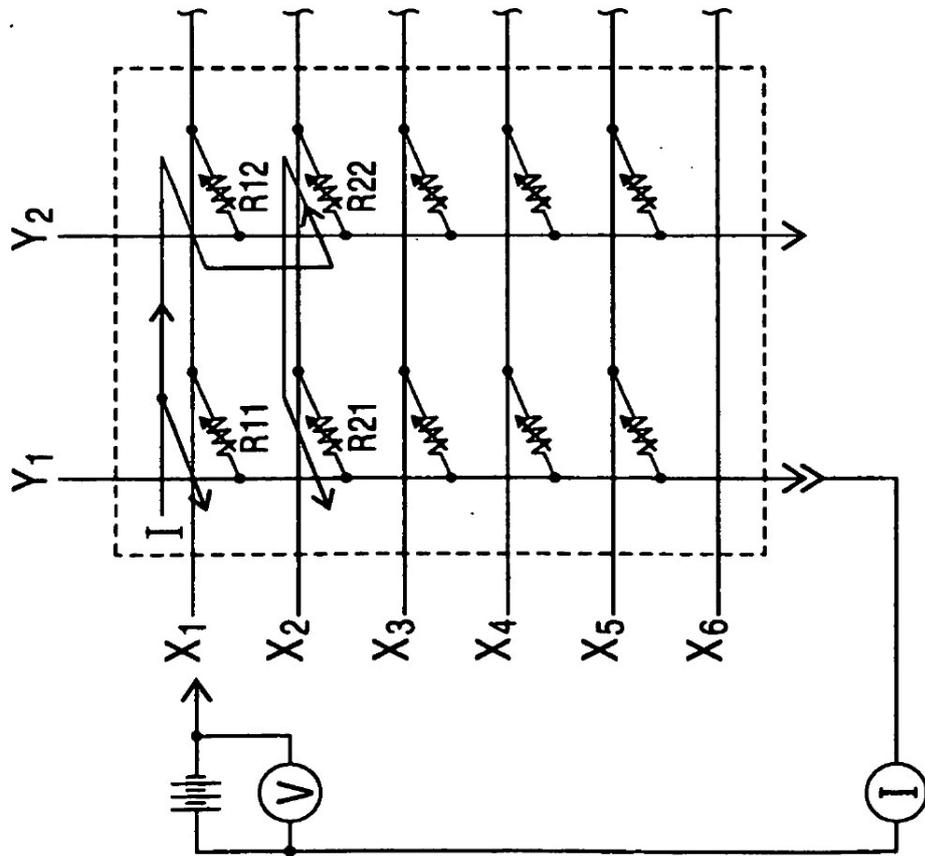


Fig. 11

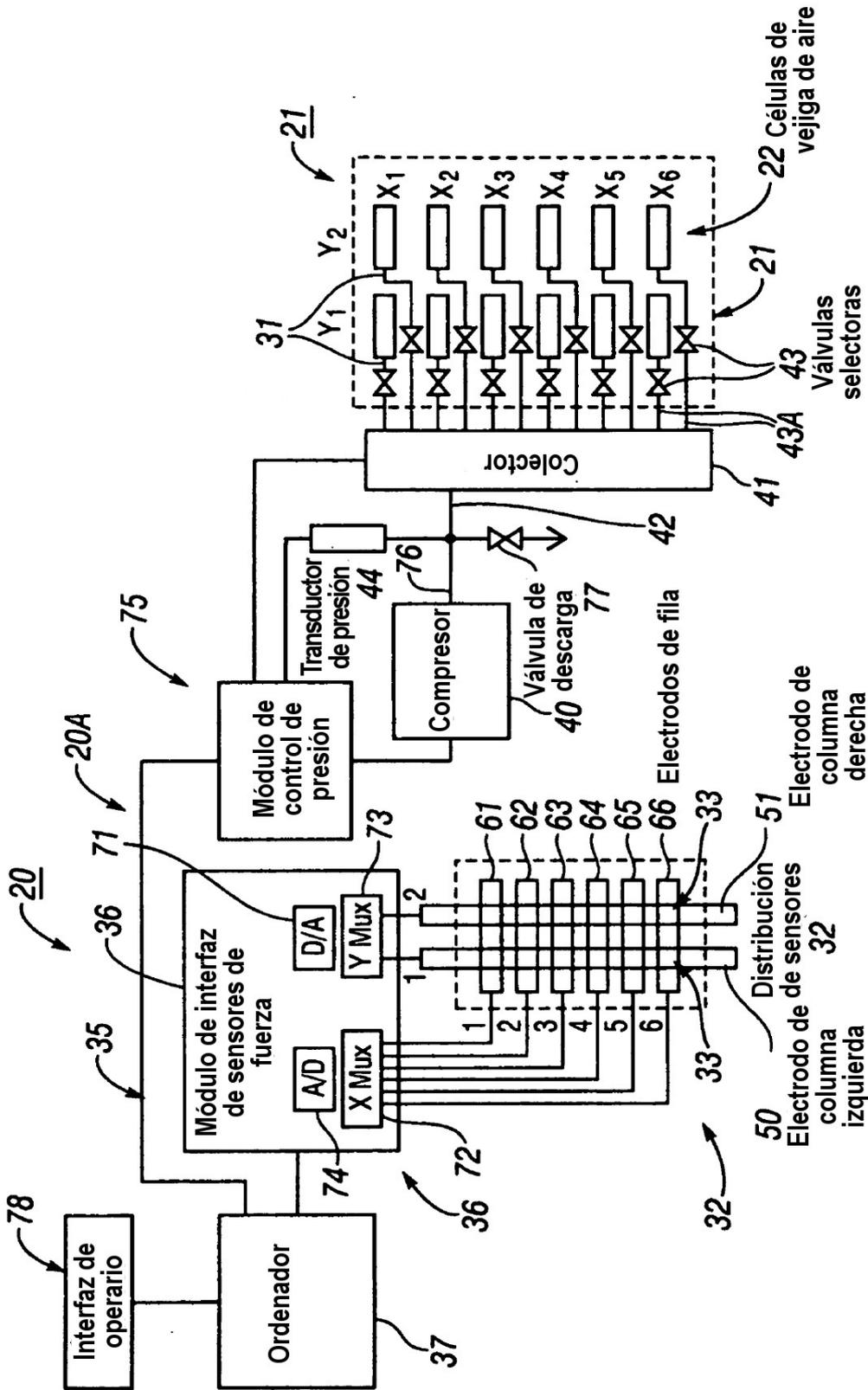


Fig. 12

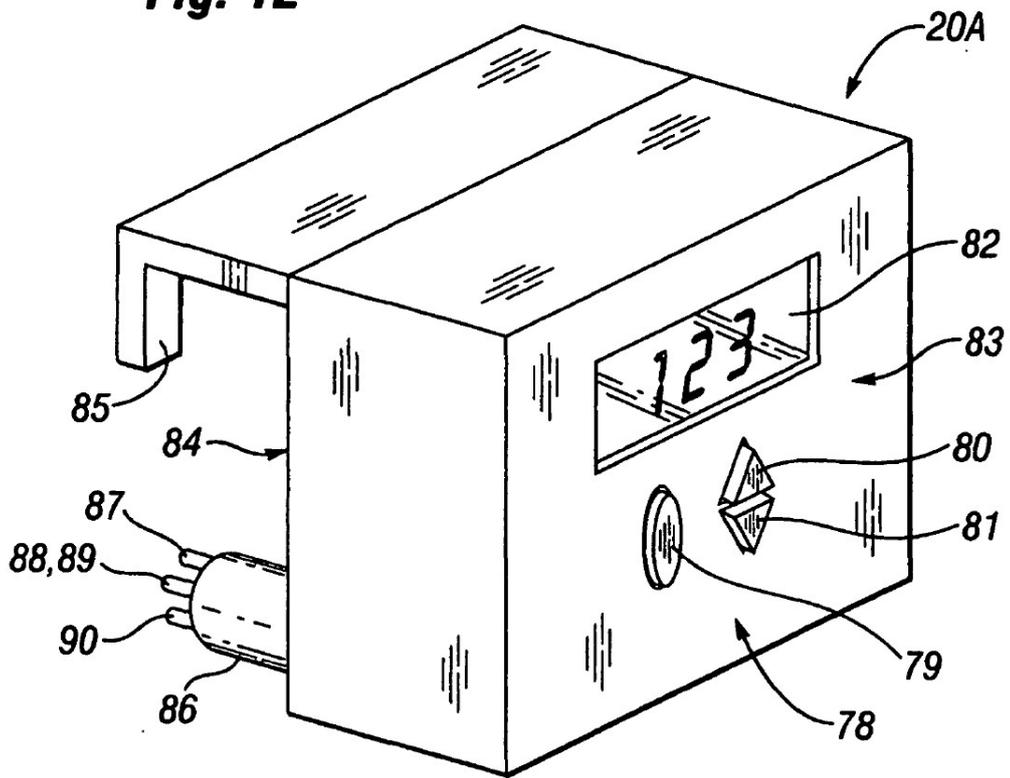


Fig. 13

