

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 436 541**

51 Int. Cl.:

A61H 31/00 (2006.01)

A61B 5/113 (2006.01)

A61M 15/00 (2006.01)

A61M 16/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.02.2006 E 06716737 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.08.2013 EP 1858472**

54 Título: **Sistema autónomo de asistencia en una situación para salvar una vida**

30 Prioridad:

24.02.2005 GB 0503834

15.02.2005 NO 20050798

21.12.2005 US 752041 P

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

02.01.2014

73 Titular/es:

LAERDAL MEDICAL AS (100.0%)

POSTBOKS 377

4002 STAVANGER, NO

72 Inventor/es:

STRAND, GEIR;

FOSSAN, HELGE;

MORALLEE, KEN;

MYKLEBUST, HELGE y

KNUTSEN, RUNE KRISTIAN

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 436 541 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

Sistema autónomo para la asistencia en una situación para salvar una vida.

5 Esta invención se refiere a un sistema diseñado para la medición, el registro y la retroalimentación sobre el rendimiento de reanimación cardiopulmonar (RCP) según se aplica a víctimas de paro cardíaco o a un maniquí para fines de formación.

10 **Antecedentes de la invención**

La reanimación cardiopulmonar (RCP) es un procedimiento realizado como primeros auxilios para salvar una vida en caso de un paro cardíaco repentino. El procedimiento comprende compresiones torácicas y ventilación. Publicaciones recientes han señalado numerosos problemas con cómo está llevándose a cabo la RCP hoy en día por los profesionales:

15 Aufderheide *et al.* mostraron en su publicación "Hyperventilation-Induced Hypotension During Cardiopulmonary Resuscitation", *Circulation*. 2004;109 que personal formado de los Servicios Médicos de Urgencia (SMU) tenían problemas para producir una ventilación correcta. Incluso tras su reciclaje formativo, la tasa de ventilación todavía era demasiado alta en comparación con las "Guidelines 2000 for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care" publicadas por la Asociación Americana del Corazón, en colaboración con el Comité Internacional de Consenso sobre Reanimación, denominadas a continuación en la presente memoria "las Directrices".

20 van Alem, Sanou y Koster señalaron otro problema con la RCP realizada en "Interruption of Cardiopulmonary Resuscitation With the Use of the Automated External Defibrillator in Out-of-Hospital Cardiac Arrest", *Annals of emergency medicine* 42:4 (octubre de 2003); incluso personal de SMU formado que realizaba RCP llevaron a cabo compresiones o ventilaciones inferiores al 50% del tiempo en la escena, es decir el tiempo de no intervención/tiempo de inactividad fue demasiado alto.

25 Dos artículos en el *Journal of American Medical Association (JAMA)* publicados el 19 de enero de 2005, Vol. 293, N.º 3, "Quality of Cardiopulmonary Resuscitation During In-Hospital Cardiac Arrest" de Abella *et al.* y "Quality of Cardiopulmonary Resuscitation During Out-of-Hospital Cardiac Arrest" de Wik *et al.*, concluyen que el tiempo de no intervención fue demasiado alto, no se alcanzó la profundidad de compresión correcta, la tasa de compresión o bien fue demasiado baja o bien demasiado alta y se produjo frecuentemente hiperventilación.

30 Se conocen muchos dispositivos de asistencia para RCP. La patente US nº 6.306.107, Myklebust *et al.*, "System for Measuring and Using Parameters During Check Compression in a Life-Saving Situation or a Practice Situation and Also Application Thereof", describen un dispositivo de este tipo. Este dispositivo no considera la ventilación, inactividad de ventilación o inactividad de compresión.

35 Otra descripción de un dispositivo para RCP se describe por Halperin *et al.* en la patente US nº 6.390.996, "CPR Check Compression Monitor". Este dispositivo sólo considera la compresión. Otros dispositivos de asistencia para RCP, más sencillos, basan su retroalimentación en la fuerza y el tiempo. Un dispositivo de este tipo es CRPEzy de Medteq Innovations Pty. Ltd.

40 Algunos dispositivos de asistencia para RCP son parte de un desfibrilador externo automático (DEA) o de un desfibrilador. Un dispositivo de este tipo es parte de AEDPlus de Zoll Medical Corporation. Ese dispositivo sólo considera compresiones. La adquisición de un nuevo desfibrilador con un dispositivo de asistencia para RCP podría no ser una opción para los sistemas médicos de urgencia (SMU) que ya disponen de un sistema de DEA/desfibrilador que funciona bien. Tales SMU considerarían más bien una solución autónoma para la medición y retroalimentación de RCP.

45 El documento EP 1 491 175 da a conocer un sistema según el preámbulo de la reivindicación 1. Describe un dispositivo de reanimación cardiopulmonar con retroalimentación a partir de la medición del pulso y/o la oxigenación sanguínea.

50 No existen sistemas o dispositivos de la técnica anterior que proporcionen retroalimentación sobre la actividad tanto de compresión como de ventilación así como sobre la inactividad a través del procedimiento completo de RCP. Se cree que estos asuntos son muy importantes en el aumento del rendimiento de RCP y por tanto de las tasas de supervivencia.

55 Otro problema relacionado con los sistemas conocidos, tales como por ejemplo AEDplus de Zoll, es que son relativamente caros, grandes y complicados; de modo que los reanimadores legos no dispondrán de los mismos en todo momento. Se describen dispositivos fabricados para reanimadores legos en el documento EP 1 578 340, que describe dispositivos sensibles a la fuerza que proporcionan señales sonoras para la asistencia al reanimador, y más particularmente un dispositivo para colocarse entre las manos de una persona que realiza compresión torácica y el

tórax de un paciente. Incluso más particularmente, el dispositivo que es el objeto del documento EP 1 578 340 está diseñado para emitir un sonido cuando se realiza compresión torácica con una fuerza que supera un valor predefinido y opcionalmente también para emitir un sonido que indica la tasa deseable de compresión torácica. Esto se obtiene en un dispositivo barato y compacto que puede ser independiente de baterías y que por tanto siempre está listo para su utilización, o en la realización que utiliza una batería, que presenta un consumo de energía muy bajo.

La práctica ha mostrado que las señales sonoras pueden ser en algunos casos difíciles de oír, especialmente en algunas situaciones de urgencia. Además, en algunos casos existe la necesidad de una base más precisa para la retroalimentación al usuario. Si, por ejemplo, la fuerza aplicada es demasiado intensa, existe un riesgo de lastimar al paciente. Por tanto, en tales casos existe la necesidad de un dispositivo energéticamente eficiente y compacto para proporcionar retroalimentación de RCP de calidad, en el que la retroalimentación se proporciona de manera que es fiable y probable que la reciba el reanimador en todas las situaciones posibles.

Sumario de la invención

El objetivo de la presente invención es proporcionar un sistema para monitorizar parámetros durante RCP, para permitir que una persona realice RCP de manera correcta y eficaz orientándole a través de la RCP basándose en la medición y retroalimentación de parámetros elegidos relacionados con el tratamiento de RCP, proporcionando por tanto al paciente un mejor tratamiento y mayores posibilidades de supervivencia.

Un objetivo adicional de la invención es proporcionar un dispositivo para proporcionar retroalimentación al reanimador con el fin de mejorar el tratamiento de RCP, siendo el dispositivo pequeño, versátil, fiable y asequible.

El objetivo de la invención es superar además las limitaciones de la técnica anterior a la que se ha hecho referencia.

La orientación se define en la presente memoria como la retroalimentación correctora y directiva, pudiendo ser la retroalimentación en forma de mensajes tonales, verbales, táctiles, de vibración, luces y/o gráficos. La retroalimentación directiva pueden ser recordatorios sobre cómo realizar etapas específicas de la RCP.

La retroalimentación se proporciona en una realización mediante indicaciones al reanimador por medio de retroalimentación táctil a la mano del reanimador proporcionada de manera energéticamente eficiente, por ejemplo para prolongar la vida de la batería y por tanto la fiabilidad del dispositivo cuando se almacena sin cargar.

Parámetros importantes sobre los que puede proporcionarse retroalimentación basándose en las señales monitorizadas del sistema según la invención son, pero no se limitan a, la profundidad de compresión, la tasa de compresión, la inactividad de compresión, la liberación incompleta de compresión, la tasa de ventilación, el volumen corriente de ventilación, el tiempo de inflado de ventilación y la inactividad de ventilación.

La presente invención puede estacionarse en cualquier lugar en que se reúnan muchas personas, por ejemplo: aeropuertos, estadios deportivos, centros comerciales, metro, autobuses, etc. La invención es adecuada para utilizarse tanto por personas legas como por personas formadas. También puede situarse en vehículos de SMU, policía y/o bomberos, o distribuirse como dispositivo personal para personas que proporcionan soporte vital básico (SVB).

La información medida por la presente invención también puede registrarse para dar parte y/o transmitirla posteriormente a un centro (de comunicación) médico de urgencia y/u hospital. Los datos transferidos podrían usarse para adaptar a medida adicionalmente el tratamiento hospitalario siempre que el paciente se ingrese en el hospital.

El objetivo de la invención se obtiene mediante un sistema según se especifica en las reivindicaciones adjuntas.

Según la invención, el sistema para monitorizar parámetros durante reanimación cardiopulmonar comprende unos medios de medición de compresión, unos medios de medición de ventilación, unos medios de procesamiento conectados a los medios de medición de compresión y a los medios de medición de ventilación, adaptados para comparar los valores de los medios de medición de compresión y de ventilación con intervalos de referencia respectivos y, si al menos uno de los valores medidos se desvía del intervalo de referencia respectivo, proporcionan una indicación de la desviación, en el que en el caso de que más de un valor medido se desvíe de los intervalos de referencia respectivos, los medios de procesamiento están adaptados para proporcionar una secuencia de indicaciones de las desviaciones en orden de prioridad.

Según una realización, el sistema según la invención comprende una unidad de retroalimentación que proporciona la indicación de una desviación en forma de una salida auditiva, visual y/o táctil.

Según una realización, la unidad de retroalimentación comprende una bobina devanada alrededor de un orificio central y un núcleo magnético dispuesto de manera móvil en el orificio central de la bobina, conectándose la bobina

a una fuente de alimentación eléctrica que se enciende y se apaga con el fin de inducir movimiento del núcleo magnético.

5 Según una realización adicional, los medios de medición de ventilación miden la tasa de ventilación, el volumen corriente y/o el tiempo de inflado.

Según una realización adicional, los medios de medición de compresión miden la tasa de compresión y/o la profundidad de compresión.

10 Según una realización adicional, los medios de medición de compresión y/o los medios de medición de ventilación y los medios de procesamiento están integrados en una carcasa.

15 Según todavía una realización adicional, los medios de medición de compresión, la unidad de retroalimentación y los medios de procesamiento están integrados en una carcasa.

En una realización adicional, la priorización de las señales de indicación se realiza comparando los respectivos mensurandos correspondientes a los valores medidos que se desvían con una lista de prioridad almacenada en los medios de procesamiento.

20 Los medios de medición de compresión miden la tasa de compresión.

Breve descripción de los dibujos

25 A continuación se explicará la invención en más detalle, con referencia a los dibujos adjuntos que ilustran la invención a modo de ejemplos, en los que

La figura 1 muestra esquemáticamente una persona con una unidad de compresión para la implementación de la invención.

30 La figura 2 muestra esquemáticamente una persona con un adaptador de compresión y vías respiratorias para la implementación de la invención.

La figura 3 muestra esquemáticamente una persona con una unidad de compresión y ventilación adicionalmente con electrodos para la implementación de la invención.

35 La figura 4 muestra un flujo generalizado de información en los medios de procesamiento.

La figura 5 muestra esquemáticamente los componentes del sistema para el dispositivo.

40 La figura 6 muestra realizaciones alternativas del dispositivo.

La figura 7 muestra un diagrama de flujo de señales típico.

45 La figura 8 muestra un diagrama de flujo de señales de acelerómetro típico.

La figura 9 muestra un dibujo en perspectiva de un dispositivo de retroalimentación táctil según la invención.

La figura 10a,b,c ilustra la unidad de retroalimentación del dispositivo de retroalimentación táctil en la figura 9.

50 La figura 11 ilustra la posición de la unidad de retroalimentación en el interior del dispositivo de la figura 9.

La figura 12a,b ilustra esquemáticamente la unidad de retroalimentación según una realización de la invención.

La figura 13a,b ilustra el principio de la unidad de retroalimentación según la invención.

55 La figura 14 ilustra un ejemplo del conjunto de circuitos de la unidad de retroalimentación.

La figura 15 ilustra el conjunto de circuitos de la unidad de retroalimentación según una realización preferida de la invención.

60 Descripción detallada

La figura 1 muestra un paciente 1 con una unidad de compresión 2 fijada a su tórax. Esta unidad puede fijarse utilizando cinta adhesiva. Cuando un reanimador realiza compresiones sobre el tórax del paciente, el reanimador pone su mano encima de la unidad 2. La unidad recorrerá por tanto la misma distancia que se comprime el tórax. Un sensor de movimiento, que incluye o conectado a unos medios de cálculo, en el interior de la unidad de compresión

detectará la distancia/profundidad. Este sensor de movimiento puede ser un acelerómetro, pero pueden emplearse otras soluciones tales como la utilización de un giroscopio o mediciones de distancia desde un punto de referencia o mediante triangulación. En el caso de un acelerómetro, con el fin de hallar la profundidad, habrá de filtrarse la señal procedente del sensor y someterse a doble integración, tal como se conoce bien en la técnica. Una unidad sensible a la fuerza adicional, en su forma más sencilla simplemente un conmutador activado por fuerza, también formará parte de la unidad. Esta unidad sensible a la fuerza se activará cada vez que el reanimador realice una compresión, y definirá por tanto la ventana/intervalo de tiempo de compresión/integración. Esto reduce la incidencia de detección de falsos positivos de compresión. Disponer de un sensor de fuerza en vez de un conmutador activado por fuerza, puede facilitar posibles cambios futuros en el protocolo/las directrices de RCP de la medida de compresión por profundidad a fuerza, o una combinación de los mismos. En una realización, la unidad de compresión puede disponerse con un transductor de fuerza en lugar de un sensor de movimiento. Según una realización de la invención, la unidad de compresión 2 comprende una unidad de retroalimentación táctil para proporcionar indicaciones táctiles referentes a la medición de distancia/profundidad.

15 La figura 2 muestra un paciente 1 con la unidad de compresión 2 fijada a su tórax. Además de lo que se ha descrito sobre la unidad de compresión en figura 1, la unidad de compresión se conecta a través de o bien un tubo flexible o bien un cable 3 eléctrico a un adaptador 4 de vías respiratorias que se coloca entre una mascarilla o tubo ET 5 y una bolsa de ventilación o ventilador 6.

20 En una realización, el adaptador de vías respiratorias presenta alguna clase de medios de medición de ventilación. Una solución es disponer una restricción en las vías respiratorias, y medir la disminución de presión a lo largo de esta restricción. El/los sensor(es) de presión pueden colocarse en este caso en la unidad de compresión 2 o en/mediante el adaptador 4 de vías respiratorias. Entonces puede calcularse el flujo ya que es proporcional a la raíz cuadrada de la disminución de presión. Mediante la integración del flujo se halla el volumen de ventilación.

25 Unos medios de medición de ventilación alternativos pueden estar constituidos por otros medios distintos a la monitorización de la presión diferencial, tales como la monitorización de fluctuaciones de temperatura en las vías respiratorias, que indican si el aire entra o sale de la persona, un único transductor de presión, que mide la presión de las vías respiratorias en el interior del adaptador 4 de vías respiratorias, permitiendo por tanto la detección de acontecimientos de ventilación y perfiles de presión asociados, o pequeñas turbinas, todos situados en las vías respiratorias.

30 Alternativamente, o además, pueden utilizarse mediciones de impedancia del tórax para indicar el volumen de aire en los pulmones, según se describe en la siguiente sección.

35 También puede ser viable otra configuración del sistema. Los medios de medición de ventilación pueden estar integrados, por ejemplo, en la mascarilla, y puede haber o no una bolsa de ventilación. En su lugar, el reanimador puede utilizar su boca para ventilar al paciente.

40 Además o en lugar de mediciones de flujo, también pueden implementarse mediciones de CO₂ espiratorio final (CO₂EF). Puede utilizarse CO₂EF como indicador de cómo de bueno es el tratamiento, y por tanto si puede mejorarse la RCP.

45 El personal de soporte vital avanzado (SVA) puede intubar a una víctima de paro cardiaco y realizar compresiones y ventilaciones al mismo tiempo. Como las compresiones comprimirán los pulmones, empujando por tanto aire fuera de ellos, las compresiones pueden influir en las mediciones de ventilación. Por tanto, puede ser necesario un filtrado paso bajo o un filtrado adaptativo de las mediciones de ventilación. El filtrado adaptativo puede utilizar cualquiera o una combinación de fuerza, aceleración, velocidad y/o profundidad como entradas adicionales, ya que todas ellas están relacionadas con la actividad de compresión. Un experto en la materia del procesamiento de señales sabe cómo hacer esto.

50 La figura 3 muestra un paciente 1 con la unidad de compresión 2 que además de la funcionalidad mencionada anteriormente también presenta electrodos 7 fijados a cada lado de la unidad. Éstos pueden utilizarse para medir la impedancia del tórax de los pacientes. La impedancia del tórax se mide normalmente suministrando una corriente alterna aproximadamente constante entre los electrodos y midiendo al mismo tiempo la tensión alterna entre los electrodos. También es posible aplicar una tensión alterna aproximadamente constante entre los electrodos y medir al mismo tiempo la corriente alterna que fluye entre los electrodos. Puede ser necesario situar los electrodos en estrecha proximidad de la unidad de compresión así como que sean de pequeño tamaño ya que también podrían situarse electrodos de desfibrilación en el paciente. Debido a la estrecha proximidad de los electrodos y los electrodos relativamente pequeños, la frecuencia preferida para medir la impedancia podría ser mayor que la que se utiliza normalmente; pueden utilizarse frecuencias entre 0,1 kHz y 500 kHz o incluso mayores dependiendo del tamaño de electrodo. Cuando se inflan los pulmones, aumenta la impedancia del tórax (aumenta la trayectoria entre electrodos), lo que permite que la unidad detecte si realmente está entrando aire en los pulmones. Se conocen las mediciones de impedancia *per se* a partir de otras aplicaciones o aplicaciones similares y no se comentarán en más detalle en la presente memoria. También puede aplicarse filtrado (para eliminar actividad de compresión), según se describe en relación con la figura 2.

65

El sistema según la invención comprende alguna clase de medios de procesamiento por ejemplo un microprocesador, microcontrolador o algún tipo de unidad lógica programable (CPLD o FPGA). Los medios de procesamiento pueden estar integrados en la unidad de compresión 2 o en los medios de medición de ventilación, o pueden estar en una unidad independiente. Los medios de procesamiento están dotados preferiblemente de unos medios reescribibles, tal como memoria *flash*, para actualizar el programa y el conjunto predeterminado de actividades preferidas a partir de las que se hallan las desviaciones. La capacidad para actualizar los medios de procesamiento será una ventaja ya que "las Directrices" se actualizan regularmente.

Los medios de procesamiento será responsables de recoger información de sensores/medios de medición, procesar las señales individuales y decidir qué tipo de retroalimentación va a proporcionarse al reanimador. Este proceso se resume en la figura 4. Si es necesario corregir más de un parámetro, los medios de procesamiento incluyen un proceso de prioridad de modo que selecciona proporcionar retroalimentación sobre el/los parámetro(s) más crítico(s) en primer lugar basándose en una lista de prioridad. Una lista de prioridad está almacenada en los medios de procesamiento, y puede ser una lista convencional, por ejemplo una mencionada en "las Directrices", o puede definirse por el usuario o el fabricante según la utilización específica del sistema.

El sistema según la invención se dispone además con algún tipo de actuador 13 de retroalimentación, por ejemplo comprendido en la unidad de compresión 2. Puesto el reanimador habitualmente tiene ya suficientes cosas en la cabeza, puede proporcionarse preferiblemente retroalimentación por medio de mensajes de voz. Esto puede depender, sin embargo, de la utilización prevista del equipo, ya que los mensajes de voz en algunos casos, tales como en zonas con mucha gente, pueden malinterpretarse por los transeúntes o pueden ahogarse en el ruido. En tales casos, pueden utilizarse señales de retroalimentación tonales, visuales, táctiles o de vibración (por ejemplo buscapersonas, LED parpadeantes, solenoides o motores de vibración). Pueden utilizarse diferentes configuraciones. En un ejemplo, se utiliza un buscapersonas para proporcionar la retroalimentación de tasa de compresión, en forma de o bien un metrónomo corrector que indica la tasa correcta cuando el reanimador está fuera de la ventana/intervalo de tasa correcto y que permanece en silencio cuando el reanimador está dentro de la ventana/intervalo de tasa correcto, o bien un metrónomo directivo que indica la tasa deseada de manera continua, se produce la vibración del dispositivo o un toque en la mano cuando la profundidad de compresión es suficiente y un LED parpadea para proporcionar retroalimentación directiva sobre la tasa de ventilación. En otro ejemplo, se utiliza un apilamiento de LED para mostrar la profundidad de compresión, iluminándose cada LED cuando se alcanza una determinada profundidad. Por tanto, una realización puede utilizar combinación de retroalimentación verbal, tonal, visual, de vibración y/o táctil. La unidad de compresión 2, los medios de medición de ventilación y/o los medios de procesamiento también pueden conectarse a una unidad de retroalimentación independiente, que puede formar parte de cualquier otro equipo de presentación visual/retroalimentación para su utilización en esa ubicación.

Además, puede estar disponible una posibilidad de registro en la que la información medida, por ejemplo acontecimientos y/o datos de sensor sin procesar y la retroalimentación suministrada pueden almacenarse para su recuperación posterior. La información medida puede almacenarse en los medios de procesamiento 12 o en un dispositivo de almacenamiento independiente, por ejemplo una memoria 14 de tipo *flash* (tarjeta). La función de registro puede utilizarse para adaptar a medida la formación según la necesidad de cada reanimador, y puede ser parte de un programa de mejora continua de la calidad (MCC). La función de registro puede implementarse en el dispositivo o transferirse a un ordenador u otros dispositivos, por ejemplo mediante comunicación por radio. Una posibilidad es que el dispositivo esté adaptado para comunicarse con un desfibrilador, constituyendo por tanto parte de un conjunto mayor de equipo para salvar vidas. En tal situación, parte de la retroalimentación al usuario puede facilitarse desde el DEA/desfibrilador, aunque se mida por la unidad de compresión 2. Tal comunicación podría ser en forma de comunicación inalámbrica o por cable.

En una realización del sistema según la invención, se implementan todos los componentes en la unidad de compresión 2 que comprende suministro de energía y potencia de procesamiento suficientes para utilizarse sola, preferiblemente con unos medios de entrada y/o unos medios de conexión para recibir datos de ventilación, o bien electrónicamente como señales de medición, o bien como presión transferida a través de uno o más tubos adecuados u otra transferencia física adecuada de propiedades físicas para la medición directa en la unidad de compresión 2. Además, la unidad de compresión 2 puede comprender electrodos, o conexión/acoplamiento para electrodos, para mediciones de impedancia.

Esto se muestra en la figura 5. La mayor parte de los componentes están en el interior de la carcasa 8, tales como los medios de procesamiento 12, un sensor 9 de movimiento y unos medios de medición de ventilación 11 (estos pueden disponerse alternativamente fuera de la carcasa y transferirse la señal a los componentes electrónicos en el interior de la carcasa 8). La unidad sensible a la fuerza 10 se muestra fuera de la carcasa, pero también pueden ser viables otras soluciones. Otra solución es presentar una carcasa que se flexiona; es decir la distancia entre la carcasa exterior disminuye ligeramente cuando se aplica una fuerza. Por tanto, será posible medir la fuerza desde el interior de la carcasa. El actuador 13 de retroalimentación puede disponerse fuera de la carcasa, con una conexión a los medios de procesamiento 12 a través de las paredes de la carcasa. En caso de retroalimentación por voz a través de un altavoz, el altavoz puede situarse en el interior de la unidad de compresión, estando dotada la unidad de compresión de una ranura en la carcasa 8 para permitir que salga el sonido del dispositivo. En el caso de

retroalimentación táctil, el actuador de retroalimentación estará preferiblemente integrado en la carcasa.

5 Dos realizaciones alternativas del sistema se presentan en la figura 6. Estas realizaciones alternativas comprenden dos módulos; uno 61 para una sola utilización (desechable) y otro 60 para múltiples utilizaciones. El motivo de este enfoque de dos módulos es que las partes que están en contacto con el paciente deben desecharse por motivos higiénicos. También funcionará como una manera de renovar el suministro de energía. Podría haber interconexiones tanto eléctricas como mecánicas entre estos módulos. Normalmente el módulo desechable 61 contiene el suministro de energía, unos medios de retroalimentación y conexiones a los medios de medición de flujo externos. El módulo para múltiples utilizaciones 60 contiene normalmente los medios de procesamiento, el sensor de movimiento y la unidad sensible a la fuerza.

15 La figura 7 muestra un diagrama de flujo que ilustra un posible flujo de señales en una realización preferida de la invención. Esta realización comprende unos medios para medir compresión y ventilación, unos medios que pueden ser necesarios para proporcionar diferentes señales relacionadas con cada retroalimentación necesaria. A determinados intervalos se recogen/se muestrean todas las señales de interés, en este caso la señal de aceleración así como el sensor de fuerza para monitorizar la compresión y la señal de presión para monitorizar la ventilación, y entonces se tratan por separado para producir parámetros de interés, tales como la profundidad de compresión, la tasa de compresión, la inactividad de compresión, la liberación incompleta, la tasa de ventilación, el volumen corriente, el tiempo de inflado y la inactividad de ventilación.

20 En el ejemplo ilustrado, los datos de aceleración se convierten en desplazamiento lineal (profundidad). Se emplea la unidad sensible a la fuerza para validar la profundidad, es decir no se considera la profundidad cuando la fuerza está por debajo de un determinado umbral. A partir de la profundidad validada se extraen datos estadísticos, tales como tiempo de subida/bajada, tasa de compresión etc., mientras que las señales de presión muestreadas se convierten en flujo y luego en volumen de ventilación, y se extraen datos estadísticos tales como tiempo de subida/bajada, tasa de ventilación, etc. Si cualquiera de los datos estadísticos está fuera de límites predeterminados, se marcan los datos para la retroalimentación al usuario.

25 Los límites predeterminados son valores almacenados que pueden basarse en modelos estadísticos o muestras previas registradas de la utilización anterior, por ejemplo, correspondientes a desviaciones conocidas de procedimientos de RCP preferidos según se describe en "las Directrices" tal como se mencionó anteriormente.

30 Por tanto, cada bucle principal (compresión o ventilación) decide entonces si es necesaria alguna retroalimentación sobre un parámetro, marca esto como la retroalimentación que va a proporcionarse. Un módulo de retroalimentación (por voz) común decide entonces sobre qué parámetro debe proporcionarse retroalimentación, basándose en una lista de prioridad. La lista de prioridad está almacenada en este caso en el módulo de retroalimentación.

35 En una realización, el módulo de retroalimentación es un módulo de programa integrado en los medios de procesamiento 12.

40 Estos bucles continúan operando hasta que el dispositivo o sistema según la invención se apaga, o posiblemente siempre que el sensor o conmutador de fuerza detecte actividad por encima de un nivel determinado.

45 Existen casos en los que sólo uno de estos bucles puede ser adecuado, por ejemplo un dispositivo más sencillo para utilizarse por personas legas. El sistema descrito en la figura 7 es, sin embargo, preferible tanto por su flexibilidad en diferentes situaciones como por la calidad de la salida. Además, es posible basar estos bucles en otros parámetros, combinando los parámetros o añadir más bucles, por ejemplo del sensor de fuerza, dentro del alcance de esta invención.

50 La figura 8 muestra más detalles sobre un posible flujo de procesamiento de señales de aceleración. La mayor parte de este procesamiento de señales puede realizarse o bien en el dominio analógico (antes de la digitalización) o bien en el dominio digital, sin embargo en la presente memoria sólo se comentará todo el procesamiento realizado en el dominio digital. En primer lugar, es necesario que eliminar de las señales de aceleración su componente de CC. Esto puede lograrse utilizando un filtro paso alto que es un tipo de filtro o bien IIR o bien FIR. También puede utilizarse un filtro de muesca. La utilización de un filtro FIR de longitud M da como resultado

$$a_{fil}[n] = \sum_{i=0}^M c_i \cdot a[n-i]$$

55 donde a es la señal de aceleración sin procesar y a_{fil} la señal de aceleración filtrada. La señal de aceleración filtrada se integra entonces numéricamente,

$$v_{sin\ procesar}[n] = C \cdot (a_{fil}[n] + a_{fil}[n-1]) + v_{sin\ procesar}[n-1]$$

donde C es la mitad del intervalo de muestreo (T/2). Esta señal integrada sin procesar se filtra entonces paso bajo, con un filtro que puede ser similar al primer filtro,

$$v_{filt}[n] = \sum_{i=0}^M c_i \cdot v_{sin\ procesar}[n-i]$$

5

Este señal filtrada se integra de nuevo numéricamente,

$$s[n] = C \cdot (v_{filt}[n] + v_{filt}[n-1]) + s[n-1]$$

10 donde s se utiliza entonces como la profundidad. Una posible solución para mantener la deriva en la señal de profundidad en un mínimo es mantener las variables de integración a cero siempre que no esté activado el sensor de fuerza, o bien un conmutador o bien un sensor de fuerza real. Otra solución es igualar a cero las integraciones (tanto $v_{sin\ procesar}$ como s) cada vez que la profundidad presente un punto de inflexión (primera derivada aproximadamente cero (positiva a negativa), segunda derivada negativa) próximo a profundidad cero. Después de esto, pueden extraerse otros parámetros a partir de s. Por ejemplo, la profundidad de compresión (comprobación del valor máximo entre dos reinicializaciones) y la tasa de compresión (tiempo entre dos valores máximos).

15

20 Cuando se detecta un error de RCP se reenvía a un módulo de software de retroalimentación utilizando una memoria intermedia de última entrada, primera salida (LIFO) ligeramente modificada, es decir, siempre es el error de RCP más reciente el que se considera para la retroalimentación. Se eliminarán los errores en la memoria intermedia de hace más de A segundos. Tras haberse suministrado una retroalimentación verbal, se considera la siguiente retroalimentación normalmente tras B segundos. A y B son parámetros configurables, normalmente en el intervalo de 2-6 segundos.

25

Una manera de realizar la priorización de la retroalimentación es clasificando todos los errores de RCP que se produjeron en un determinado periodo de tiempo según su prioridad, y colocando sólo el error de RCP con la mayor prioridad en la memoria intermedia LIFO. De esta manera, el módulo de software de retroalimentación sólo ha de verificar que no se proporciona ningún otro mensaje de retroalimentación antes de ejecutar la advertencia de retroalimentación. Esto garantiza que se considere el error más crítico para la retroalimentación en primer lugar.

30

Otro procedimiento es colocar cada error de RCP en la memoria intermedia LIFO, y realizar la priorización en el módulo de software de retroalimentación. Esto permite más adaptación a medida, es decir pueden permanecer diferentes errores en la memoria intermedia LIFO durante periodos de tiempo más prolongados, dependiendo de la criticidad del error.

35

40 En las figuras 9 a 15 se muestran detalles de una realización de una unidad táctil incluida en el dispositivo 2 ilustrado en las figuras 1 y 2. El reanimador sitúa su mano sobre el dispositivo 2 y realiza la RCP. Según una realización preferida del dispositivo según la invención ilustrado en la figura 9, el dispositivo proporciona una retroalimentación para dirigir al reanimador para que suministre una profundidad de compresión deseada, por ejemplo proporcionando un pequeño toque en la mano de los reanimadores cuando la compresión ha alcanzado suficiente profundidad en cada compresión realizada correctamente.

45

Haciendo referencia a las figuras 9, 10 y 11, la unidad de retroalimentación comprende una bobina 22 que está situada en el interior del dispositivo 2, preferiblemente descentrada/en una sección de extremo del dispositivo, presentando la bobina un orificio 21 central adaptado para la inserción de un núcleo 23 de un material magnético situado en el centro (figura 10a). La dirección del campo magnético del núcleo y la bobina cuando se le aplica una corriente se elige de modo que el núcleo se mueva fuera del orificio central 21 (figura 10b). Esto se describirá más detenidamente a continuación.

50

Tal como se observa a partir de las figuras 10a y 10b, se devana un cable alrededor de un cuerpo 26 de bobina creando una bobina 22 que también mantiene la posición central de la bobina.

55

El núcleo 23 puede estar equipado con una sección 27 de extremo redondeada de un material elegido para hacer el contacto con el usuario más táctil y fácil de detectar. Éste puede ser cualquier material deseado.

60

La fabricación de al menos una sección de extremo del núcleo 23 de hierro proporciona la ventaja adicional de que las líneas de campo del imán se cambian a una distribución radial en el hierro. Esto concentra el campo magnético en una región más pequeña fuera del imán del núcleo, proporciona a las líneas de campo una dirección/distribución más preferida en las secciones de extremo, y por tanto proporciona una interacción más enérgica con el campo electromagnético de la bobina. Esto aumentará por tanto la eficiencia. Se ilustra una mejora adicional de este concepto en la figura 10c, en la que se añade una pieza de hierro 27a, 27b en ambos extremos del imán. En la figura 10c, también se añade una bobina 22b adicional, que puede controlarse por separado o simultáneamente a la

primera bobina 22a, para hacer que un campo magnético más uniforme interactúe con el núcleo magnético. La corriente que fluye en las dos bobinas 22a, 22b puede presentar por ejemplo sentidos opuestos para imponer atracción a un extremo del núcleo, y repulsión del otro extremo.

5 Tal como resulta evidente a partir de la figura 9, el actuador de retroalimentación se coloca preferiblemente descentrado en el sensor, ya que pruebas han mostrado que es desagradable recibir el golpe en el centro de la mano cuando se realiza RCP durante largos periodos de tiempo.

10 La cubierta superior del dispositivo 2 está compuesta en la realización ilustrada por un material blando y/o flexible, y está previsto un rebaje en la cubierta en una zona alrededor del punto de impacto del actuador de retroalimentación de manera que esta zona está hueca (figura 11). Cuando el núcleo del imán choca con la cubierta, sólo se mueve una parte limitada de la cubierta, haciendo por tanto el golpe más eficaz. Alternativamente puede retirarse parte del material en el punto de impacto, pero esto puede dar como resultado un golpe desagradable y duro en la mano. El dispositivo 2 presenta preferiblemente un revestimiento 25 de caucho o similar que cubre el orificio 21 y el núcleo 23 magnético, de modo que el núcleo 23 realiza un toque táctil a través del revestimiento 25 cuando se activa.

15 El principio de este conjunto de circuitos se conoce ampliamente como el principio de, por ejemplo, un cañón electromagnético y la unidad de retroalimentación táctil se explicará esquemáticamente con referencia a las figuras 12a,b y 13a,b, mientras que el conjunto de circuitos asociado se describe en las figuras 14 y 15. La principal característica de esta solución es la estructura sencilla y la eficiencia de la retroalimentación en comparación con el consumo de energía relacionado con la misma, ya que proporciona un momento grande al núcleo como respuesta a un impulso de energía relativamente baja. En el ejemplo ilustrado, la bobina presenta un sentido de devanado que es antihorario (tal como se observa a partir de lo anterior) y el núcleo 23 de material magnético colocado con el polo positivo hacia abajo hacia la parte inferior del dispositivo, y el polo negativo apuntando hacia arriba. Cuando el dispositivo no está activo, el núcleo descansa en una posición descendida sobre la carcasa 24 del dispositivo (véase la figura 13b).

20 En la figura 12a, la unidad de retroalimentación utiliza las fuerzas magnéticas de una bobina eléctrica 22 y un potente imán 23 permanente que constituye el núcleo situado en el centro. La unidad de retroalimentación expelerá el imán 23 del orificio 21 de la bobina cuando se cree un campo magnético en este orificio de bobina. El campo magnético se crea mediante una corriente a través de los devanados de la bobina.

25 La función de la bobina y el núcleo se describe en detalle con referencia a las figuras 12a,b y 13a,b. Cuando se aplica una corriente a la bobina 22, se crea un campo magnético que presenta la misma dirección que el imán 23. Esto hace que se acelere el imán y se mueva fuera del campo magnético tal como se observa en la figura 13b hacia arriba hacia la mano de los reanimadores.

30 La función de la unidad de retroalimentación es que si el imán 23 permanente y la bobina 22 se orientan tal como se muestra en las figuras 13a y 13b y la corriente a través de la bobina genera un campo de la dirección mostrada por N y S para la bobina; el imán se "disparará" fuera de la bobina. La dirección depende de cómo esté desplazado el imán permanente antes de la aplicación de la corriente. De hecho si fuese posible centrar perfectamente el imán, permanecería sin movimiento. Sin embargo esto no puede lograrse en la práctica, y en este caso es conveniente proporcionar un soporte 24 para el imán 23 ligeramente excéntrico en dirección ascendente, de modo que la dirección de movimiento del imán esté predeterminada. La fuerza sobre el imán seguirá siendo bastante estable desde aproximadamente la mitad del camino hasta la bobina, hasta que el imán abandona el hueco (si el campo creado por la bobina permanece constante) Por encima del hueco, las fuerzas disminuyen rápidamente y las fuerzas magnéticas tienden a aplicar rotación al imán.

35 Puesto que el imán se acelera fuera de la bobina, es energéticamente eficiente aplicar un campo en la bobina sólo durante un corto tiempo, lo justo para proporcionar al imán un momento suficiente para hacer que el movimiento táctil sea perceptible a través del revestimiento 25 del dispositivo.

40 En la realización preferida, el dispositivo está diseñado para utilizarse en una orientación en la que la dirección con respecto a las manos de los reanimadores es ascendente, de modo que el núcleo no necesita que ningún resorte o similar para volver a su sitio tras moverse. La gravedad simplemente lo conducirá hacia atrás a su posición inicial en el soporte 24, definido por la carcasa del dispositivo, antes de la siguiente compresión y posible emisión de un impulso electrónico. Pueden contemplarse otras soluciones, tales como resortes, en determinadas condiciones, pero que dan como resultado una unidad táctil más complicada.

45 Además, en una realización sin el revestimiento sobre el orificio 21, pueden estar previstas características sobresalientes o similares en el imán o la carcasa de bobina para impedir que el imán se caiga fuera del dispositivo.

50 Pueden diseñarse diferentes bobinas en cuanto a dimensiones, diseño y alambre. Los siguientes parámetros son importantes en el diseño de la bobina

- 65
- Tamaño

- Energía eléctrica
- Complejidad
- Precio
- Fiabilidad

5

Una bobina con baja resistencia y alta inductancia es deseable para muchas aplicaciones. Es deseable una alta inductancia puesto que la alta inductancia es sinónimo de alta intensidad de campo (Φ). Para obtener una mayor inductancia son necesarios más devanados. Para obtener una menor resistencia, el alambre debe presentar una mayor área de la sección transversal. Esto hará que la bobina sea más grande con respecto a la inductancia. El cuerpo de bobina debe realizarse tan grande como sea posible (20x13 mm es una dimensión práctica para la utilización en un sensor de RCP), y la elección del número de devanados y la dimensión del cable debe realizarse basándose en el tamaño del cuerpo de bobina. Esto significa que la bobina es tan óptima como sea posible debido a las limitaciones fijadas por el diseño. El circuito de excitación presentado en la figura 15 permitirá más flexibilidad con respecto a la elección del calibre del alambre y el número de devanados.

10

15

En una realización a modo de ejemplo, el cuerpo 26 de bobina (véase la figura 10b) presenta una altura total de 13 mm. El cable sólo se devana en una sección de 6 mm de alto del cuerpo de bobina, el resto del cuerpo de bobina se utiliza como guía para el imán.

20

El extremo inferior de la bobina puede cerrarse mediante una tapa (no mostrada). La pieza central de la tapa es de 8 mm de diámetro en una realización práctica y sobresale en el entrehierro de la bobina que forma el soporte 24 para el imán 23. Encima de la pieza central se fija un caucho de 1 mm de grosor. El caucho garantizará que cuando el imán permanente vuelve a su posición inicial, no hará un ruido audible. La pieza central también proporcionará el desplazamiento del imán necesario para obtener "fuerzas de expulsión" tal como se describió anteriormente. El alambre utilizado para devanar la bobina en esta realización a modo de ejemplo es un alambre de cobre aislado con laca convencional, de 0,15 - 0,18 mm de grosor.

25

30

El imán permanente que se ha utilizado en la realización a modo de ejemplo es un potente imán de tierras raras, de neodimio (N35). Los imanes de este tipo se han utilizado ampliamente en varios dispositivos, tales como altavoces en teléfonos móviles. Estos imanes presentan un potente campo en comparación con la masa, pero son mecánicamente frágiles y pierden su magnetismo a temperaturas superiores a 80°C. Pueden utilizarse otros imanes dependiendo de las especificaciones requeridas.

35

Encima del imán 23 hay preferiblemente una cúpula para hacer el golpe más "centrado", tal como se muestra en la parte superior del imán ilustrado en la figura 2b. El imán está realizado preferiblemente de una pieza, pero determinadas características, tales como la cúpula, pueden realizarse por separado, dependiendo de las características requeridas tal como se muestra en 27 y 27a donde la cúpula está compuesta por hierro.

40

En las figuras 14 y 15 se describe el conjunto de circuitos electrónicos acoplados a la bobina 22. El conjunto de circuitos y por tanto el funcionamiento del actuador de retroalimentación se controla por los medios de procesamiento.

45

Componentes electrónicos con referencia a las figuras 14 y 15. Un circuito 35 de carga de condensador cargará el condensador 32 eficientemente a partir de baterías. Las baterías presentarán normalmente una baja tensión (3-5 V), pero el condensador debe cargarse a una mayor tensión (20-50 V normalmente). Esto producirá un campo más potente en la bobina 22 y por tanto acelerará el imán 23 situado en la misma de manera más enérgica cuando se active el dispositivo de retroalimentación. El conmutador 34 de corriente encenderá la corriente a través de la bobina 22 en el momento correcto. Cuando se ha acelerado el imán 23 más allá del hueco de la bobina, el conmutador de corriente se apagará.

50

Se ilustra un circuito más sofisticado en la figura 15, en el que se han añadido algunos componentes para mejorar la eficiencia energética del circuito.

55

En la figura 15 se carga el condensador 32 mediante el circuito 35 de carga de condensador. En el instante correcto se encienden los conmutadores Q1 y Q3 (se apaga el conmutador Q2). Se acumulará corriente en la bobina. Cuando la corriente alcanza la corriente máxima; lo que es sinónimo de intensidad de campo máxima en el hueco de la bobina; se apagan Q1 y Q3. Inmediatamente después de esto se enciende el conmutador Q2. Ahora continuará fluyendo la corriente a través de la bobina y Q2. La corriente disminuirá a medida que se consume energía o bien por la resistividad de la bobina o bien por transferencia de energía al imán 23 permanente cuando se acelera por el campo en la bobina 22. Cuando el imán permanente se ha movido fuera de la bobina 22, se apagará el conmutador Q2; la energía restante en la bobina fluirá de vuelta al condensador a través de D2 y D3. El diodo D1 está adaptado para impedir transitorios durante el proceso de conmutación.

60

65

Los beneficios clave de este circuito son:

ES 2 436 541 T3

- Sólo se toma energía del condensador hasta que se establece el campo máximo.
 - Si la bobina presenta baja resistencia, la energía de la bobina se transferirá a movimiento mecánico del imán.
 - La energía restante en la bobina se suministra de vuelta al condensador.
- 5 El circuito 35 de carga de condensador se diseñará para cargar completamente el condensador 32 entre cada compresión del tórax. Al mismo tiempo, el circuito de carga se diseñará para tomar corriente de las baterías a una tasa casi constante para evitar pérdida de energía de la batería debido a altas corrientes pico.

REIVINDICACIONES

1. Sistema para monitorizar parámetros durante reanimación cardiopulmonar, que comprende
- 5 - unos medios de medición de compresión (9),
- unos medios de medición de ventilación (11),
- 10 - unos medios de procesamiento (12) conectados a los medios de medición de compresión y a los medios de medición de ventilación, adaptados para comparar los valores procedentes de los medios de medición de compresión y de ventilación con intervalos de referencia respectivos y, si al menos uno de los valores medidos se desvía del intervalo de referencia respectivo, proporcionan una indicación de la desviación,
- 15 caracterizado porque, en el caso de que más de un valor medido se desvíe de los intervalos de referencia respectivos, los medios de procesamiento (12) están adaptados para proporcionar una secuencia de indicaciones de las desviaciones en orden de prioridad.
- 20 2. Sistema según la reivindicación 1, caracterizado porque comprende una unidad de retroalimentación (13) que proporciona la indicación de una desviación en forma de una salida auditiva, visual y/o táctil.
- 25 3. Sistema según la reivindicación 2, caracterizado porque la unidad de retroalimentación (13) comprende una bobina (22) devanada alrededor de un orificio (21) central y un núcleo (23) magnético dispuesto de manera móvil en el orificio central de la bobina, estando la bobina conectada a una fuente de alimentación eléctrica que se enciende y se apaga con el fin de inducir movimiento del núcleo magnético.
- 30 4. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque los medios de medición de ventilación (11) miden la tasa de ventilación, el volumen corriente y/o el tiempo de inflado.
- 35 5. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque los medios de medición de compresión (9) miden la tasa de compresión y/o la profundidad de compresión.
- 40 6. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque los medios de medición de compresión y/o los medios de medición de ventilación y los medios de procesamiento están integrados en una carcasa (8).
7. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones 2 a 6, caracterizado porque los medios de medición de compresión, la unidad de retroalimentación y los medios de procesamiento están integrados en una carcasa (8).
8. Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque se realiza la priorización de las señales de indicación comparando los respectivos mensurandos correspondientes a los valores medidos que se desvían con una lista de prioridad almacenada en los medios de procesamiento.

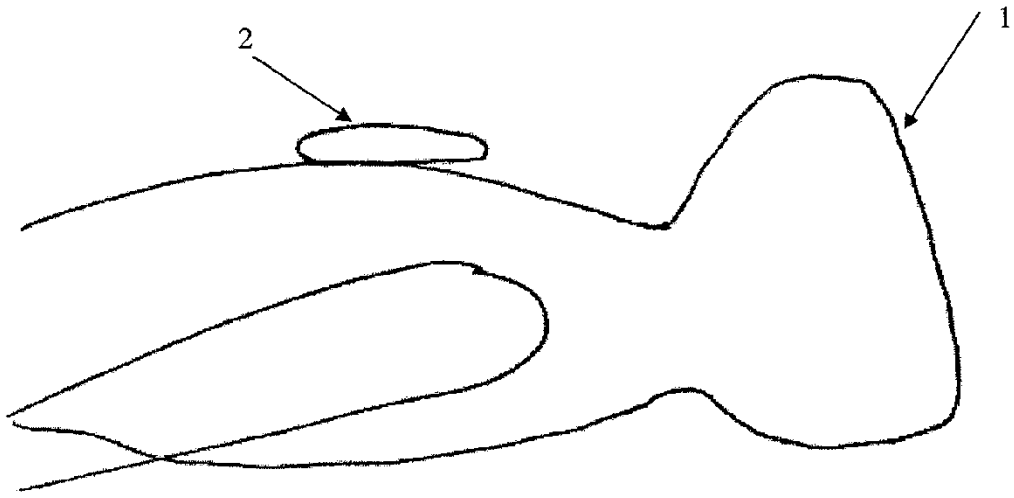


Fig 1

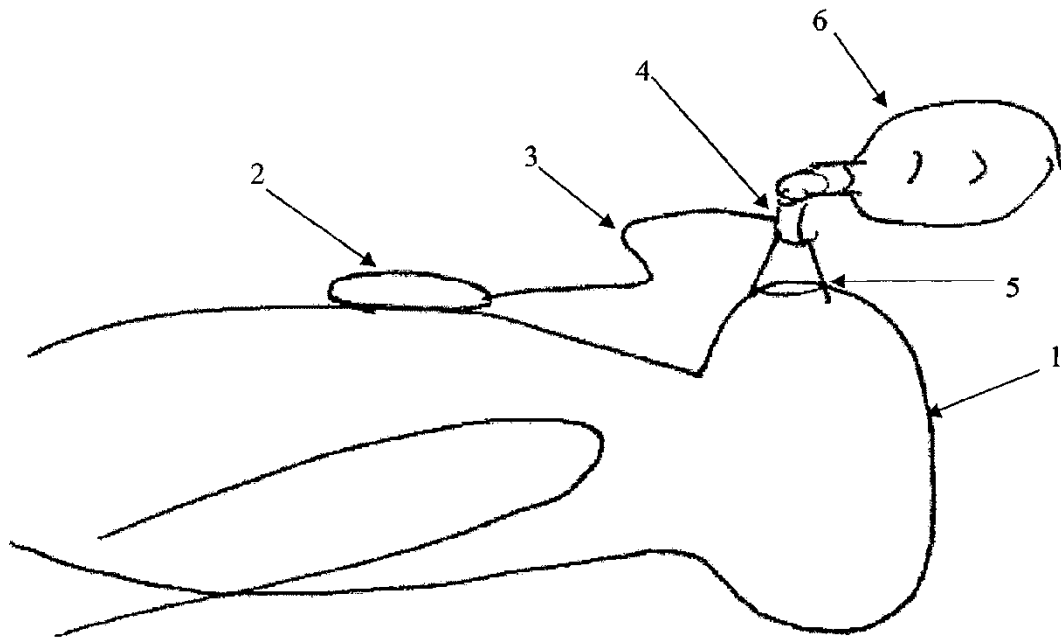


Fig 2

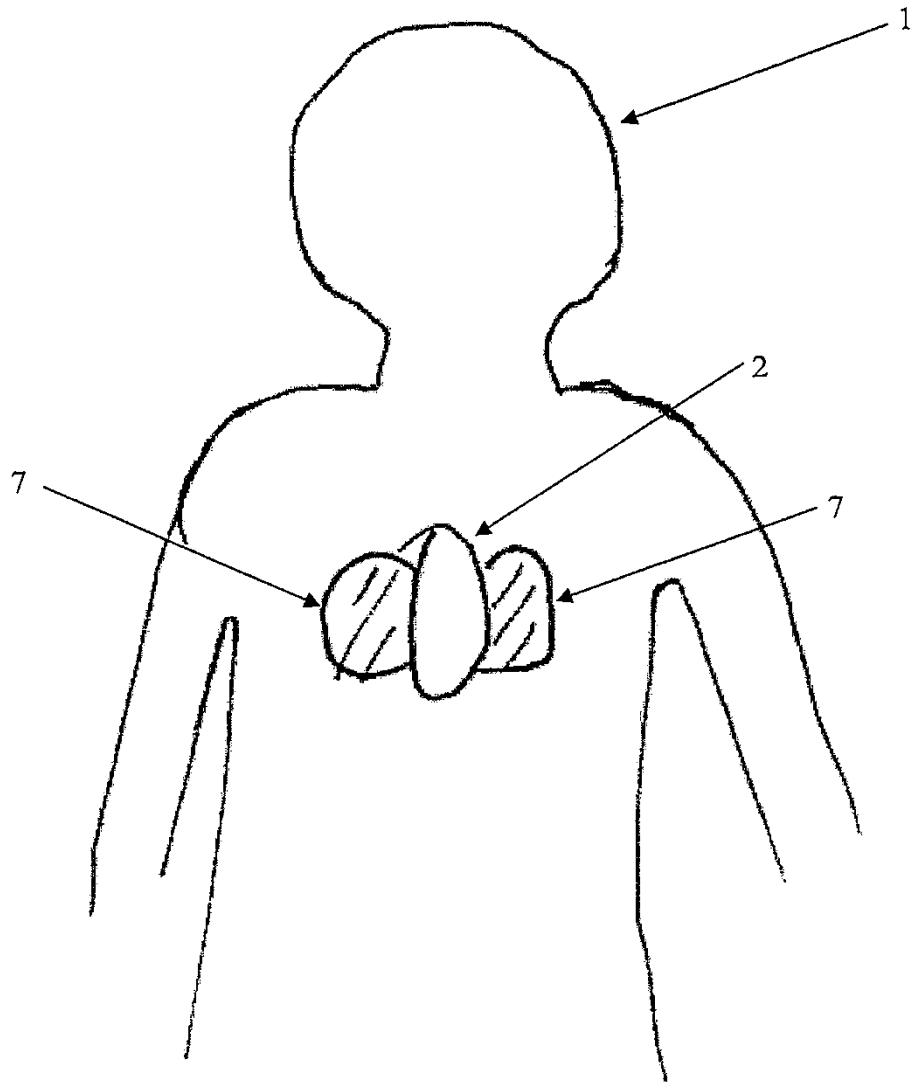


Fig 3

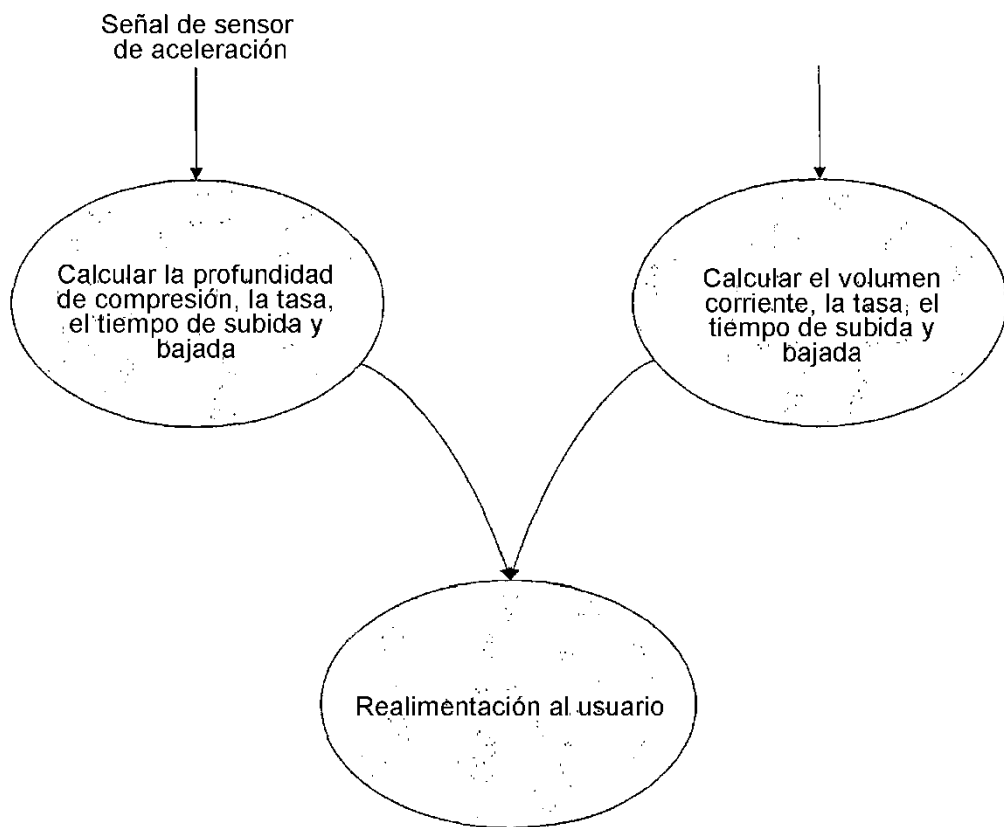


Fig 4

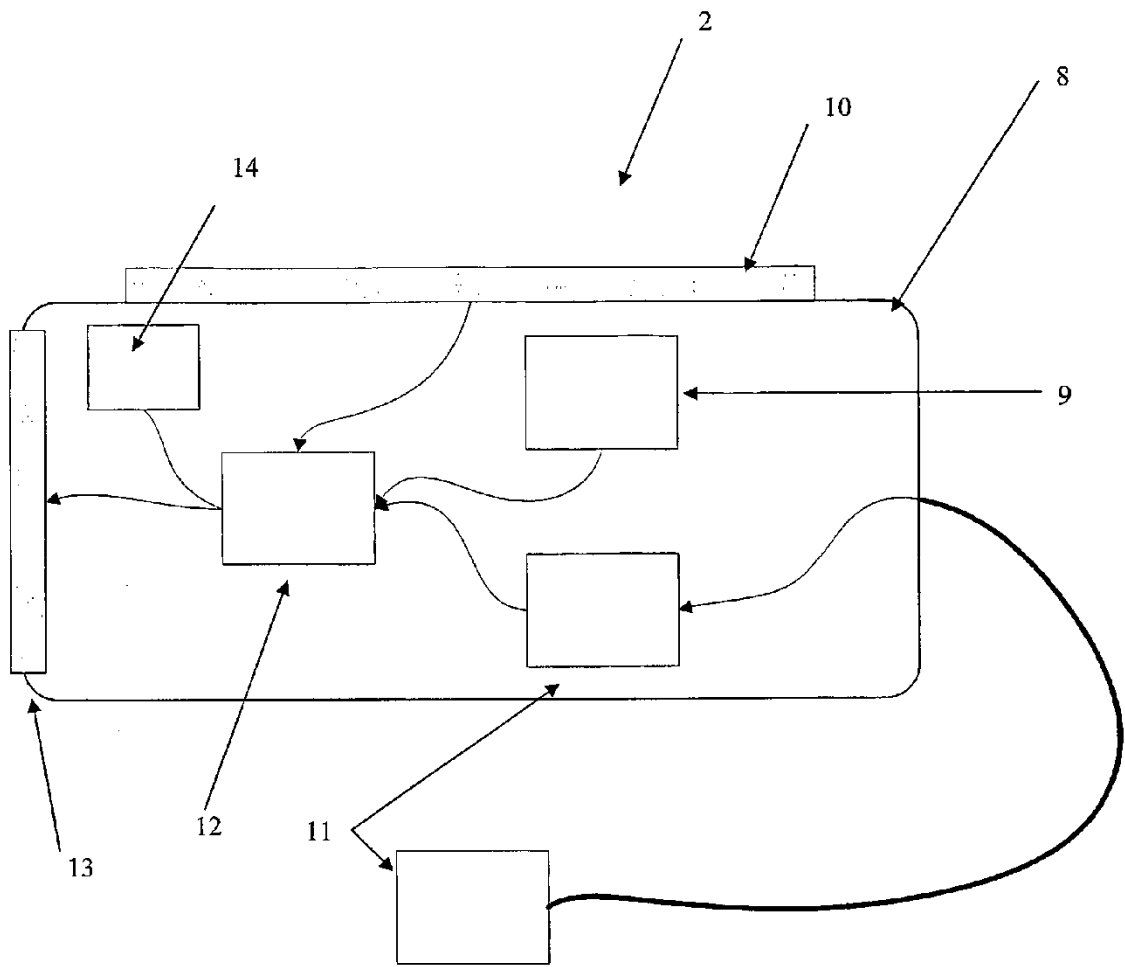


Fig 5

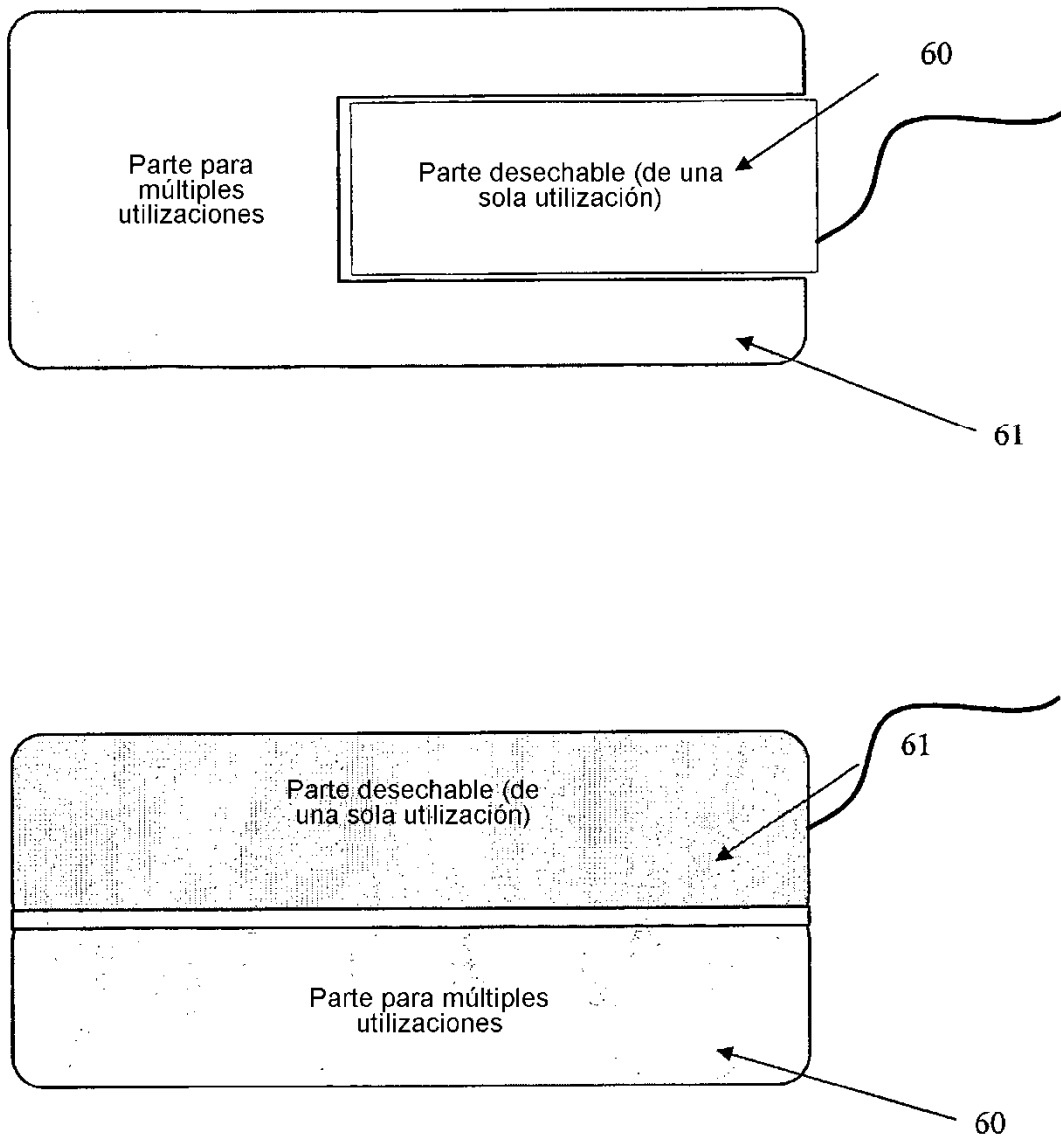


Fig 6

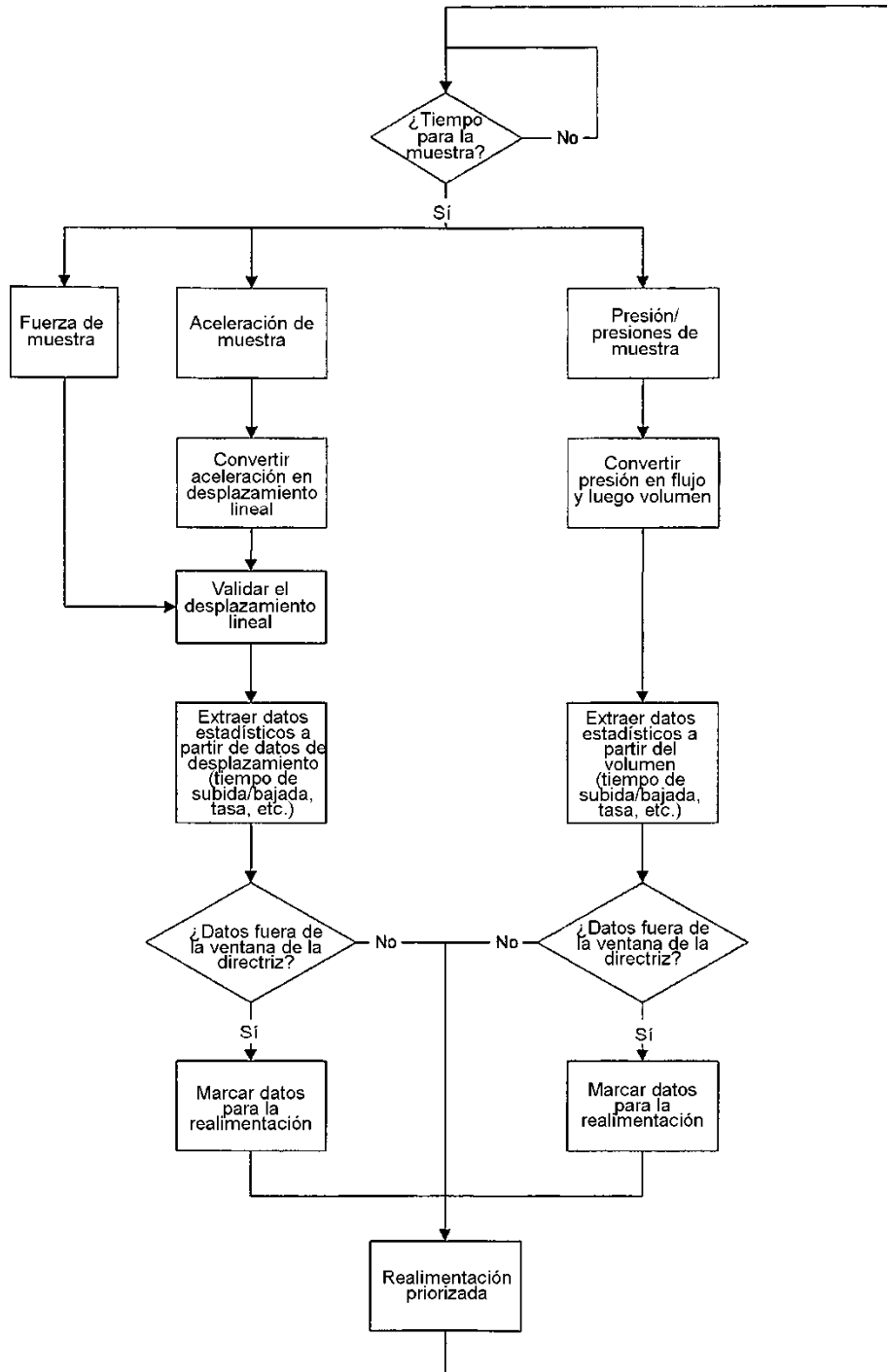


Fig 7

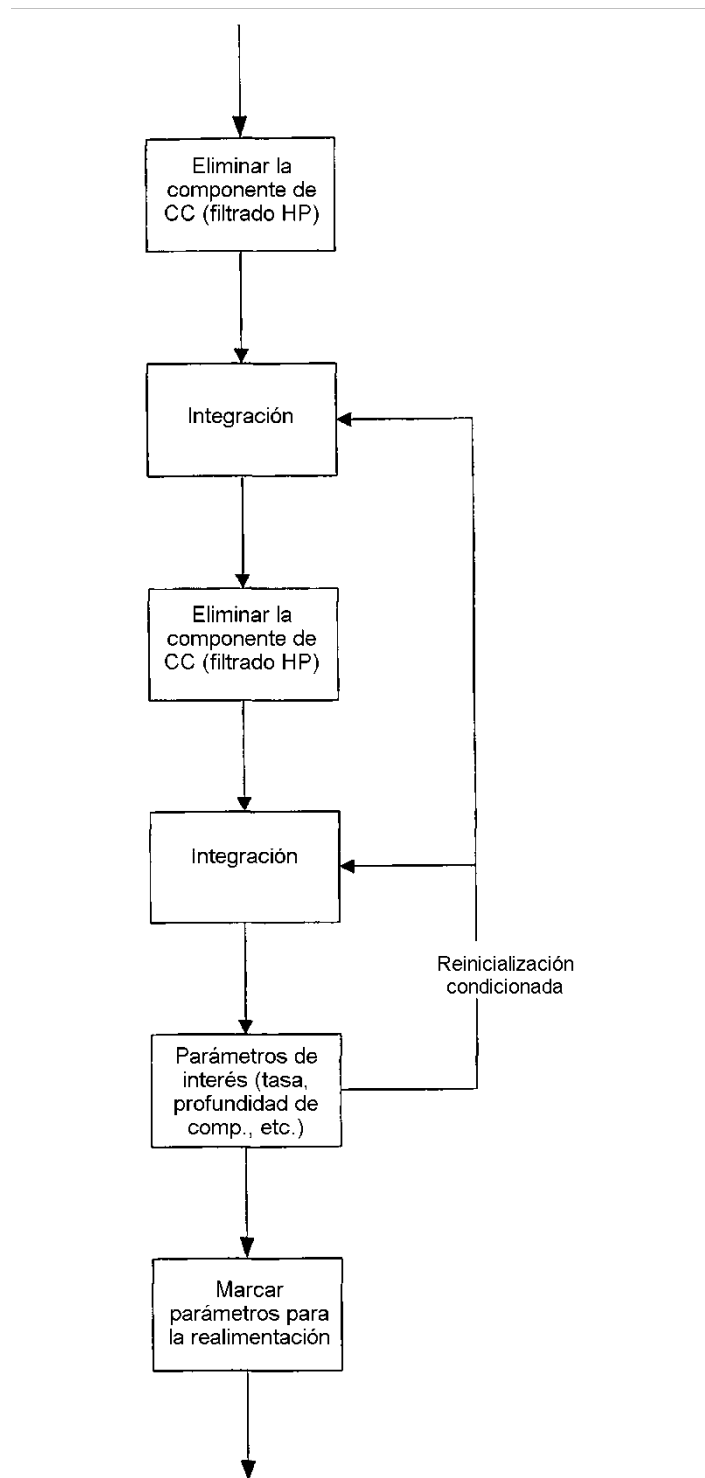


Fig 8

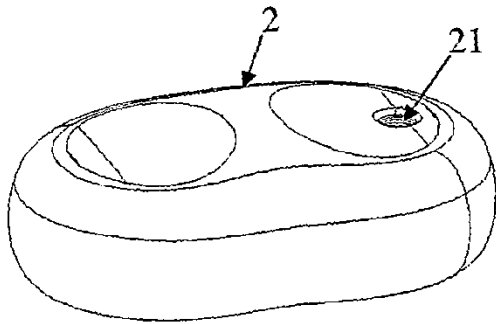


Fig. 9

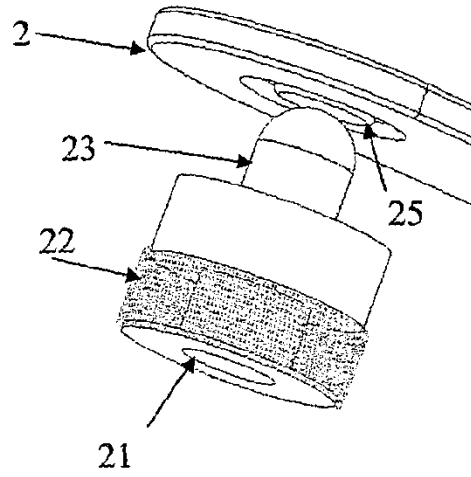


Fig. 11

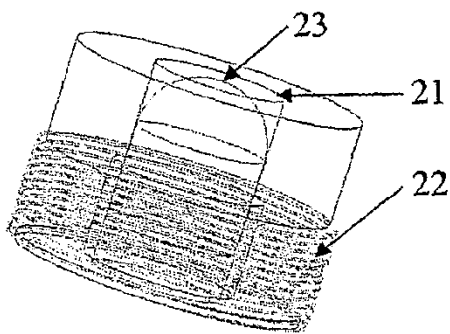


Fig. 10a

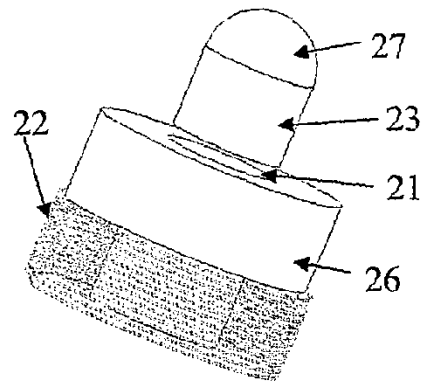


Fig. 10b

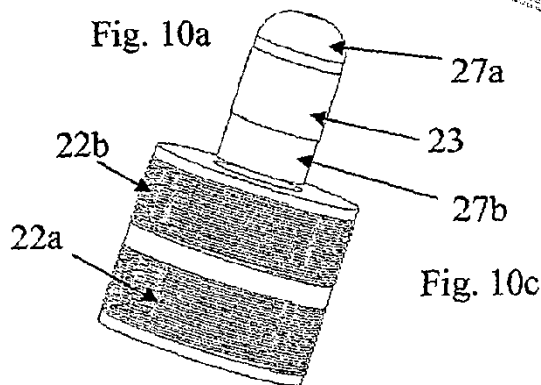


Fig. 10c

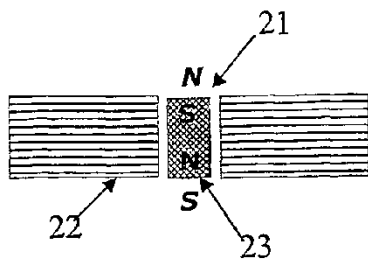


Fig. 12a

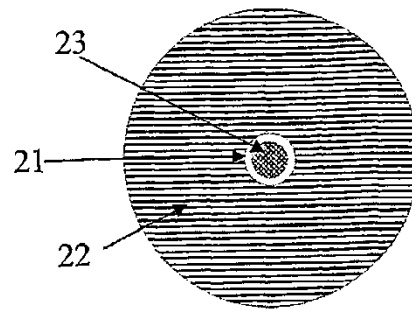


Fig. 12b

Fig. 13a

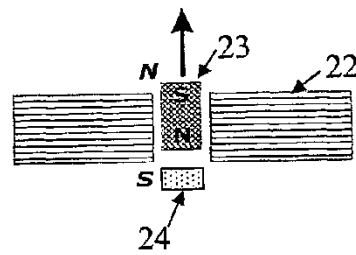
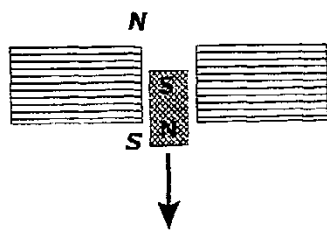


Fig. 13b

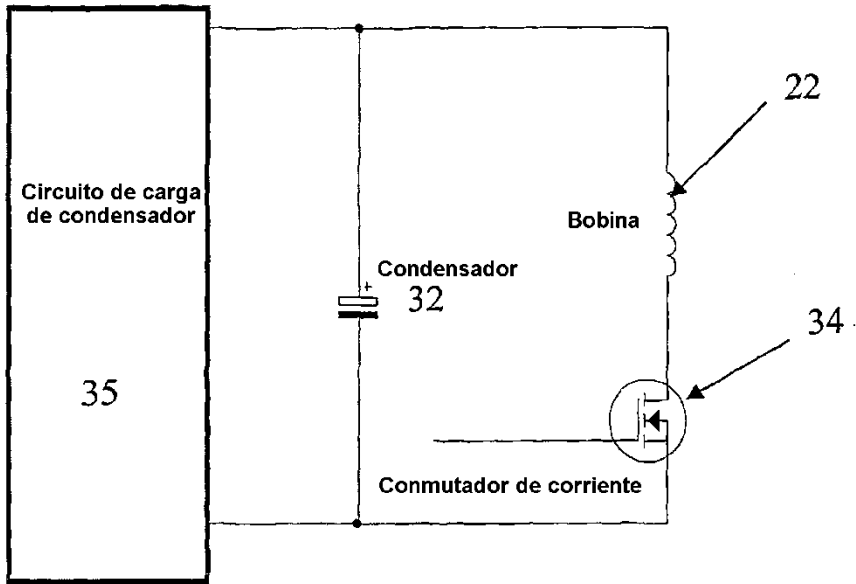


Fig. 14

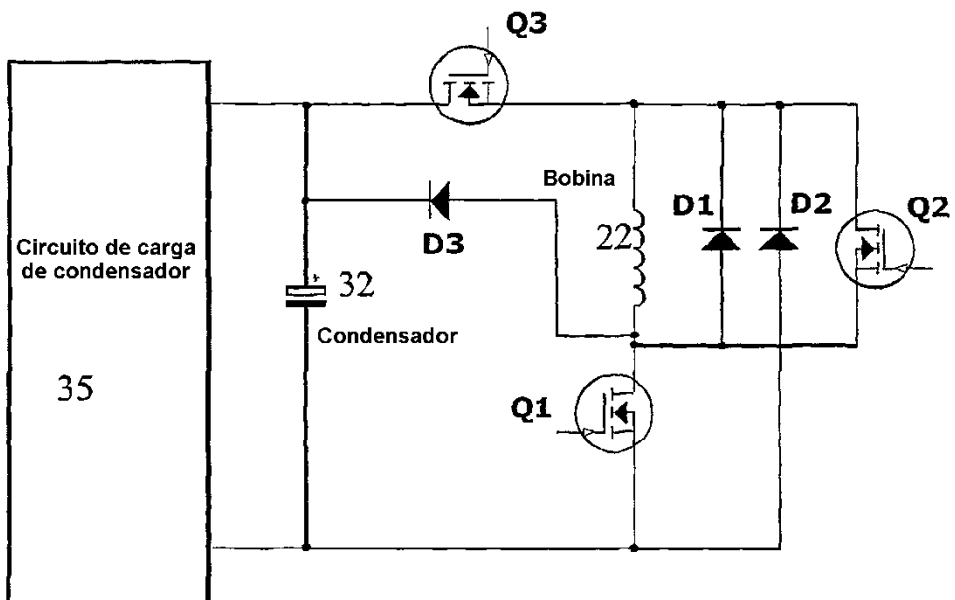


Fig. 15