

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 370 337**

51 Int. Cl.:

A61N 1/36 (2006.01)

A61N 1/04 (2006.01)

A61N 1/32 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **06744722 .7**

96 Fecha de presentación: **23.03.2006**

97 Número de publicación de la solicitud: **1871467**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **02.01.2008**

54 Título: **APARATO DE ESTIMULACIÓN NERVIOSA.**

30 Prioridad:
23.03.2005 GB 0505940

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
14.12.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
14.12.2011

73 Titular/es:
**Bio-Medical Research Ltd.
BMR House Parkmore Park West
Galway, IE**

72 Inventor/es:
CONOR, Minogue

74 Agente: **de Elzaburu Márquez, Alberto**

ES 2 370 337 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

Aparato de estimulación nerviosa

5 La presente invención se refiere a un aparato de estimulación nerviosa y, más particularmente, pero no exclusivamente, se refiere a un aparato de estimulación nerviosa para estimular los músculos por medio del nervio motor del músculo, con el fin de maximizar el beneficio obtenido por la estimulación muscular, por ejemplo, mientras se hace ejercicio.

10 Generalmente, las personas están interesadas en obtener el máximo beneficio de una determinada cantidad de esfuerzo, cuando hacen ejercicio. Esto puede ser facilitado usando dispositivos de Estimulación Muscular Eléctrica (EMS), que hacen que una corriente eléctrica controlada pase a través del nervio motor de los músculos objetivo (tales como los músculos abdominales) con el fin de causar que esos músculos se contraigan. Esto tiene el efecto de tonificar esos músculos objetivo con un mínimo esfuerzo, y se puede utilizar mientras se realiza una rutina de ejercicios con el fin de maximizar los beneficios de la rutina.

Aunque los dispositivos EMS ayudan a tonificar los músculos, estos no proporcionan ninguna manera de asegurar que el ejercicio cardiovascular es optimizado.

15 Por ejemplo, la solicitud de patente UK No. GB2374288A previa, del solicitante, divulga un aparato para su fijación a las piernas de un usuario, para inducir un fenómeno de temblor en las mismas. El uso de un monitor de ritmo cardíaco se describe brevemente solo en el contexto de ser una característica de seguridad para prevenir una "sobrecarga" del usuario.

Según la presente invención, se proporciona un aparato de estimulación nerviosa según la reivindicación 1.

20 Ahora, se describirán, solo a modo de ejemplo, realizaciones de la presente invención, con referencia a las figuras adjuntas, en las que:

La Fig. 1 es una ilustración esquemática de un aparato según la presente invención, según lo usa un usuario durante el ejercicio (con secciones cortadas, en aras de una mayor claridad);

La Fig. 2 es un diagrama de bloques esquemático que muestra los componentes del aparato de la Fig. 1, y

25 La Fig. 3 es un diagrama de bloques esquemático que muestra los componentes del aparato de la Fig. 1, con circuitos de protección adicionales instalados, y

La Fig. 4 es una ilustración más detallada de los aparatos de la Fig. 1 antes de su uso.

30 Cabe señalar que, en aras de la claridad, la descripción siguiente se referirá a la ubicación de los componentes desde el punto de vista del usuario, cuando está en uso, es decir, los componentes descritos como estando en el lado izquierdo del aparato se refieren a aquellos componentes proporcionados en el lado izquierdo del usuario y los componentes descritos como estando en el lado derecho del aparato se refieren a aquellos componentes en el lado derecho del usuario, en uso.

35 Con referencia a las Figs. 1 y 4, el aparato 10 comprende un cinturón 12 abdominal que tiene un electrodo 14 izquierdo, un electrodo 16 derecho y un electrodo 18 central, montados en la circunferencia interior del mismo, de manera que los electrodos 14, 16 y 18 hacen contacto con el abdomen 20 del usuario. Un sensor 24 remoto está provisto también en el pecho del usuario, mediante un medio de fijación adecuado, tal como una correa 26 ajustable para el pecho (para un usuario masculino), tal como se muestra en la Fig. 4 o un parche reutilizable, no mostrado, (para un usuario femenino). El sensor 24 remoto está conectado, a través de un cable 22, a una unidad 28 base en el cinturón 12. La unidad 28 base está provista de una unidad 30 de control, que puede estar alejada de la unidad base y conectada mediante un cable 32 de control.

40 El cinturón 12 abdominal está conformado para proporcionar un ajuste cómodo alrededor del abdomen del usuario 20 cuando está siendo usado (tanto para los usuarios masculinos como para los femeninos) y puede estar realizado en cualquier material adecuado, tal como neopreno u otro material elástico. El cinturón 12 abdominal está provisto de un lugar de acoplamiento, que ubica la unidad 28 base en el cinturón 12.

45 El electrodo 14 izquierdo y el electrodo 16 derecho tienen una construcción típica y cada uno de ellos está posicionado a lo largo de la banda 12 en una posición que asegura que cuando la banda 12 está asegurada alrededor del abdomen del usuario 20, los electrodos 14 y 16 harán contacto con el área de la piel entre la caja torácica y la pelvis del usuario, en el lado izquierdo y derecho del usuario. La ubicación correcta de los electrodos 14 y 16 es importante, ya que los nervios motores del músculo abdominal están confinados entre la caja torácica y la pelvis.

El electrodo 18 central está ubicado en el centro del cinturón 12, de manera que cuando el cinturón 12 está fijado al abdomen, el electrodo 18 hará contacto con la piel en el ombligo. Esto permite una mayor estimulación selectiva de los

- músculos abdominales centrales. El electrodo 18 central es similar, en composición, a los electrodos izquierdo y derecho, 14 y 16, y proporciona un nodo común para que la corriente pase desde el electrodo 14 izquierdo, cuando se estimulan los músculos abdominales izquierdos, y para que la corriente pase desde el electrodo 16 derecho, cuando se estimulan los músculos abdominales derechos. El lector con conocimientos en la materia entenderá que, en la descripción siguiente, los músculos son estimulados realmente por medio de la estimulación del nervio motor que los suministra.
- Electrodos seleccionados de entre el grupo de electrodos 14, 16 y 18 pueden ser capaces de detectar señales eléctricas, además de producir una corriente eléctrica, como se indicará posteriormente.
- El sensor 24 remoto comprende un sensor capaz de detectar señales eléctricas producidas por un latido del corazón y es usado en conjunción con al menos uno de entre el grupo de electrodos 14, 16 y 18, para este propósito.
- La unidad 28 base comprende un cuerpo 28A, que alberga los componentes eléctricos requeridos para controlar el sistema. Con referencia a la Fig. 2, los componentes eléctricos incluyen un micro-controlador 32, un convertidor 34 digital a analógico, un amplificador 36 de impulsos, una red 38 de direccionamiento de corriente, un amplificador 40 diferencial, un filtro 42 pasa banda y un detector 44 de umbral. La interacción entre estos componentes se describirá a continuación.
- La unidad 30 de control está provista de botones 46 de control, que permite al usuario variar la intensidad de la estimulación muscular proporcionada por el aparato 10 y cambiar entre los modos de operación, etc. Una pantalla 48 de visualización permite al usuario ver información tal como la intensidad, la duración del ejercicio, y el Factor de Calidad (descrito más adelante). Se proporciona también una pinza 50 en la parte posterior de la unidad 30 para permitir al usuario fijar la unidad base al cinturón 12 (u en otra ubicación) según se desee. Esto libera las manos del usuario para su uso en el ejercicio que se está realizando.
- Durante el uso, el cinturón 12 del aparato 10 está fijado al abdomen del usuario, de manera que los electrodos 14, 16 y 18 en el cinturón hacen contacto con la piel en las ubicaciones descritas anteriormente. A continuación el sensor 24 remoto es fijado al pecho por medio de la correa 26 para el pecho (para un usuario masculino) o el parche 25 (para un usuario femenino). Si no están ya en su sitio, la unidad 28 base y la unidad 30 de control son fijadas, a continuación, al cinturón 12. Una vez encendido, el aparato 10 está preparado para su uso.
- Cuando el usuario empieza a ejercitarse, él/ella puede seleccionar un nivel de estimulación nerviosa (y por tanto, muscular) usando la unidad 30 de control. Dependiendo del modo y del nivel de estimulación muscular seleccionados, el micro-controlador 32 inicia las señales de estimulación a través del convertidor 34 digital a analógico. Cada impulso analógico de la señal del convertidor 34 es amplificado por el amplificador 36 de impulsos, el cual introduce los impulsos amplificados en la red 38 de direccionamiento de corriente. La red 38 de direccionamiento de corriente puede comprender, típicamente, una disposición de puente H de transistores de conmutación, tal como el usado en controladores de motores. La red 38 de direccionamiento de corriente dirige los impulsos de estimulación a generar en uno cualquiera de los electrodos 14, 16 y 18 y a drenar en cualquier otro de los electrodos, dependiendo del modo/de la intensidad seleccionados por el usuario 20. Los impulsos de estimulación son devueltos a tierra 46 de potencia del sistema. Esto proporciona una ruta a través de la cual puede fluir la corriente eléctrica (a través de los músculos abdominales del usuario). Cabe señalar que aunque la red de la direccionamiento de corriente descrita anteriormente es preferente, otras disposiciones alternativas son posibles usando, por ejemplo, transformadores o relés.
- Cuando el impulso de señal llega, por ejemplo, al electrodo 14 izquierdo, se crea un potencial entre los electrodos 14 y 18. La única ruta para que la corriente fluya entre el electrodo 14 y 18 es a través de los músculos del abdomen del usuario y es este flujo de corriente el que hace que los músculos abdominales se contraigan (cuando la corriente fluye) y se relajen (cuando la corriente no fluye). El ciclo de contracción y relajación puede ser variado, típicamente, según se desee y está, típicamente, en la región de aproximadamente 6 ciclos por minuto. Un efecto similar se produce sobre los músculos abdominales en el lado derecho de los músculos abdominales del usuario, cuando la señal de impulsos es enviada al electrodo 16 derecho.
- Esto permite que los músculos abdominales del usuario sean estimulados durante el ejercicio, independientemente de la actividad realizada.
- Conforme se ejercita el usuario 20, la actividad de su corazón se incrementará (con relación a la actividad cardiaca en reposo) y es deseable que el usuario sea capaz de supervisar esto. En la presente realización, esto se consigue usando el sensor 24 remoto en conjunción con el electrodo 14 abdominal izquierdo. Cabe señalar que, cuando se usa de esta manera, el electrodo 14 puede ser considerado como un sensor 14, ya que se usa en un modo de detección. De manera similar, el electrodo 16 derecho y el electrodo 18 central pueden ser considerados como sensores si se usan en un modo de detección.
- La ubicación del sensor 24 remoto permite que la actividad del corazón sea supervisada en la región torácica (pecho). La señal de medición de esta actividad del corazón, se denomina, normalmente, un "electrocardiograma" (ECG).

La diferencia de potencial eléctrico entre el sensor 24 y el electrodo 14 será relativamente alta debido a la diferencia relativamente grande en las distancias entre el sensor 24 y el electrodo 14 desde la fuente (el corazón).

5 La posición del electrodo 14 izquierdo permite que la actividad del corazón sea supervisada en la región abdominal. La señal detectada por el electrodo 14 será relativamente débil, en comparación con la detectada en el sensor 24. La señal en el electrodo 14 es débil debido a que el dipolo eléctrico que produce la señal en el pecho del usuario está localizado en la región torácica y es atenuado, considerablemente, en la región inferior del abdomen.

10 La diferencia de potencial entre el sensor 24 remoto y el electrodo 14 es una señal de ECG dinámica representativa del ciclo cardíaco. La señal de ECG resultante puede estar relacionada directamente con el ritmo cardíaco del usuario 20 introduciendo la señal de ECG a un amplificador 40 diferencial, que amplifica la señal y pasando, a continuación, la señal amplificada a un filtro 42 pasa banda, que extrae el ritmo cardíaco como una serie de impulsos. A continuación, esta señal es pasada al micro-controlador 32, a través de un detector 44 de umbral, que visualiza el ritmo cardíaco al usuario, en la pantalla 48. En este sentido, el detector 44 de umbral es, preferentemente, un detector automático de nivel de umbral, que ajusta automáticamente el nivel de umbral en proporción a la amplitud de la señal promedio durante un período de muestreo, típicamente de unos pocos segundos. Esto permite que se recupere una señal útil que no está ahogada por el ruido eléctrico creado por el movimiento del usuario 20 durante la rutina de ejercicios.

15 Además de usar el electrodo 14 izquierdo en conjunto con el sensor 24 remoto, el electrodo 16 derecho y el electrodo 18 central pueden ser usados también como un electrodo de referencia para reducir las interferencias e inexactitudes en el ECG medido. Esto es particularmente útil en la reducción de un artefacto debido al movimiento, que se produce debido a las aceleraciones verticales del cuerpo, causadas por el acto de caminar y el acto de correr.

20 Cabe señalar que, aunque se han descrito por separado anteriormente, cuando tanto el modo de estimulación muscular como el modo de ritmo cardíaco son activados por el usuario 20, el micro-controlador 32 cambia rápidamente entre el suministro de la estimulación muscular y la supervisión del ritmo cardíaco. Esto tiene el efecto de realizar, aparentemente, ambas tareas de manera simultánea. En este sentido, la señal de ritmo cardíaco supervisada por el microprocesador 32 no debería resultar afectada por la perturbación eléctrica creada por los electrodos de estimulación muscular, ya que está temporizada para supervisar el ritmo cardíaco sólo cuando no tiene lugar una estimulación muscular.

25 Esto permite al usuario supervisar su ritmo cardíaco con el fin de mantenerlo dentro de una zona de ejercicio específica. Dicha una zona de ejercicio puede estar en la región del 60% al 70% del ritmo cardíaco máximo teórico para una persona de esa edad y ese nivel de condición física. Esto permite al usuario aumentar su ritmo de trabajo si el ritmo cardíaco cae por debajo del umbral mínimo recomendado y para reducirlo si su ritmo cardíaco supera el umbral máximo recomendado.

30 Aunque el micro-controlador 32 está programado solo para monitorizar el ritmo cardíaco cuando no se está aplicando el impulso de estimulación, el impulso de estimulación tratará de pasar a través del sensor 24 remoto y cualquiera de los electrodos inactivos, de nuevo hacia el amplificador 40 diferencial. Esto crearía una corriente de fuga no deseada y, posiblemente, dañaría la entrada del amplificador 40 y debería proporcionarse, por lo tanto, una protección contra esto.

35 Tal como se muestra en la Fig. 3, la protección contra lo indicado anteriormente es proporcionada colocando resistencias limitadoras Z1 y Z2 antes del amplificador 40 diferencial y una resistencia Z3 a través de la salida de la red de direccionamiento y la señal de tierra. Estas pueden ser usadas en conjunción con dispositivos limitadores de tensión, tales como diodos zéner, como protección contra voltajes excesivos aplicados a la entrada del amplificador 40. La elección del valor de las resistencias Z1, Z2 y Z3 implica considerar la naturaleza específica del sistema actual, tal como se indica más adelante.

40 Tal como apreciará el lector, la estimulación proporcionada por los electrodos en la banda 12 causa una gran perturbación eléctrica en la superficie del cuerpo del usuario, y esto debe tenerse en cuenta en la detección del ritmo cardíaco, con el fin de mantener la precisión.

45 Los bio-amplificadores (amplificadores que amplifican señales biológicas) se acoplan, frecuentemente, a AC en sus entradas, ya que deben rechazar el componente de potencial DC (conocido como "potencial de media celda"), que se produce en los electrodos de detección. Para conseguir esto, sin comprometer la respuesta a bajas frecuencias, normalmente se usa un condensador de gran valor, frecuentemente mayor de 1 μ F. El problema con esta solución es que una capacitancia de alto valor acoplada con la resistencia de alto valor requerida para proteger el amplificador 40, conduce a constantes de tiempo largas para la recuperación del amplificador, después de una aplicación de un impulso de estimulación. Esto es debido a que el condensador de acoplamiento AC se carga durante el impulso de estimulación y debe descargarse antes de que el amplificador 40 pueda continuar la operación. Por lo tanto, debe alcanzarse un compromiso en el que se proporcione una constante de tiempo razonable. Típicamente, esto ocurre en una región en algún punto entre 0,25 segundos y 2 segundos. La colocación de estos elementos antes del amplificador 40 tiene un efecto similar a preceder el amplificador 40 con un filtro pasa alta, de primer orden. Esto resulta en una pérdida de parte de la información de baja frecuencia en la señal de ECG detectada; sin embargo, esto es aceptable en la presente aplicación, ya que la fidelidad de la señal de ECG no es particularmente importante y la principal medida de interés aquí es el ritmo

cardíaco. La señal del ritmo cardíaco no será afectada sustancialmente por dicha una pérdida de fidelidad de ECG, causada por el filtro pasa alta. Tomando en consideración estos factores, se proporciona una restricción temporal adecuada usando, por ejemplo, una resistencia de 5 MΩ y un condensador de acoplamiento AC de 47 nF.

5 Una señal de supresión, representada por la línea 49, puede ser aplicada también, de manera selectiva, al amplificador 40 para apagarlo durante los impulsos de estimulación. Una señal de supresión (no mostrada) similar puede ser usada para desactivar el detector 44 de umbral.

10 Al igual que la protección de los componentes del aparato 10 contra daños, es importante asegurar que el usuario 20 esté protegido contra impulsos eléctricos excesivos y caprichosos. Por esta razón, las normas de seguridad especifican que los electrodos (tales como el sensor 24) que están destinados solo a detectar señales eléctricas (señales de ECG) no deben poder suministrar pulsos de estimulación. Dicha corriente no intencionada es conocida como corriente auxiliar y, si es permitida, podría ser peligrosa para el usuario debido a la proximidad del sensor 24 al corazón del usuario.

15 Varios conmutadores, tales como transistores y relés, pueden ser colocados en el circuito de control con el fin de proteger los componentes del circuito y de proteger al usuario 20; sin embargo, dichos componentes pueden fallar en condiciones extremas y, por lo tanto, es necesario garantizar aún más protección para asegurar que el dispositivo "falle de una manera segura".

20 La prevención de fuga de corriente auxiliar requiere que la resistencia de entrada al amplificador 40 sea alta y sea capaz de soportar altos voltajes de entrada. El amplificador 40 tendrá una resistencia inherente; sin embargo, no es suficiente depender de esta resistencia, ya que puede romperse con voltajes altos. Por lo tanto, es más seguro colocar una resistencia adicional de alta resistencia, del orden de 100 kΩ, en serie en cada cable de conexión de los electrodos 14, 16 y el sensor 24 al micro-controlador 32. Estas resistencias están representadas en la Fig. 3 por Z1, Z2 y Z3, respectivamente.

Consiguientemente, la invención descrita proporciona un equipo para ejercicio que permite al usuario supervisar activamente su ritmo cardíaco y una estimulación muscular a sus preferencias personales, sin el riesgo de ser sometido a impulsos eléctricos incontrolados.

25 Por lo tanto, la invención permite al usuario realizar simultáneamente dos formas diferentes de ejercicio en un momento dado; concretamente, una estimulación muscular eléctrica y un ejercicio cardiovascular, con una supervisión del ritmo cardíaco. La estimulación eléctrica muscular, por sí misma, no crea una carga considerable para el sistema cardiovascular y, por lo tanto, tiene poco o ningún beneficio del ejercicio para ese sistema. Sin embargo, sí carga y, por ello, promueve la mejora del rendimiento en el músculo objetivo.

30 En el ejercicio cardiovascular, el valor de una sesión de ejercicio puede ser estimado por la cantidad de tiempo que el usuario pasa en o por encima del ritmo cardíaco objetivo. Por otra parte, para un entrenamiento de la resistencia, el tiempo no es importante y, en su lugar, lo importante es el número de repeticiones de la contracción muscular bajo carga.

35 La presente invención permite el cálculo y la visualización de un Factor de Calidad del ejercicio, que se basa en la cantidad de tiempo que el usuario pasa en o por encima del ritmo cardíaco objetivo y el número de contracciones musculares estimuladas completadas.

El Factor de Calidad resultante es visualizado al usuario (o bien en el dispositivo de visualización o bien en un dispositivo de audio) y es actualizado conforme el usuario se ejercita. El Factor de Calidad se calcula según la ecuación siguiente:

$$QF = k_1 T + k_2 (c * c_i)$$

40 En la que QF es el Factor de Calidad, k_1 es un componente de ponderación y de escala para el componente cardiovascular del ejercicio, T es el tiempo en minutos de ejercicio a o sobre un ritmo cardíaco objetivo, k_2 es un factor de ponderación y de escala para los componentes de la estimulación eléctrica, c es el número de contracciones por minuto (establecido por el usuario) y c_i es la intensidad de contracción (establecida por el usuario).

La intensidad de contracción se cambia alterando el flujo de corriente entre los electrodos y puede ser alterada por el usuario a un nivel deseado o, tal como en el ejemplo siguiente, puede ser establecido a 1.

45 Un valor típico para k_1 sería $k_1 = 1 / 15$ y para k_2 sería $k_2 = 1 / 180$, aunque, obviamente, podrían elegirse también otros valores, dependiendo de la precisión del dispositivo de visualización y de la importancia relativa de cada componente del ejercicio. Con los valores anteriores, un ejercicio de 60 minutos caminando o trotando al ritmo cardíaco objetivo, con máximo 3 contracciones musculares por minuto, proporcionaría un Factor de Calidad de 5, según lo siguiente: -

$$QF = \frac{1}{15} \times 60 + \frac{1}{180} (3 \times 60 \times 1) = 5$$

- 5 La combinación de Estimulación Eléctrica Muscular y supervisión cardíaca en la presente invención tiene también la ventaja de permitir que el estímulo eléctrico proporcionado a los músculos deseados coincida con un punto definido en el ciclo cardíaco. Por ejemplo, el suministro del estímulo puede ser temporizado para que ocurra un tiempo determinado antes de la onda R del ECG. La cantidad de tiempo de retraso puede ser ajustada para mejorar la eficacia del retorno venoso asistido.
- 10 Pueden realizarse modificaciones y mejoras a lo indicado anteriormente, sin apartarse del alcance de la invención, por ejemplo:
- 15 El micro-controlador 32 puede ser programado para proporcionar una secuencia de estimulación muscular personalizada que pueda ser salvada en la memoria del micro-controlador 32. Este podría también adaptar automáticamente el ciclo de estimulación para tener en cuenta el ritmo cardíaco detectado, es decir, si el ritmo cardíaco detectado es alto, la estimulación proporcionada por la banda 12 se incrementaría automáticamente con el fin de aumentar la intensidad del ejercicio global y viceversa. Como alternativa, el micro-controlador 32 puede ser programado para disminuir la intensidad de la estimulación proporcionada por los electrodos en la banda 12 a medida que aumenta el ritmo cardíaco, con el fin de centrar el entrenamiento en el ejercicio cardiovascular, en lugar de en la estimulación abdominal y viceversa.
- 20 La banda abdominal 12 podría ser remplazada por o ser complementada con otros grupos de electrodos de estimulación, tales como electrodos para los muslos y para las nalgas.
- La unidad 30 de control puede estar incorporada en un reloj de pulsera u otra unidad separada que usa una comunicación inalámbrica para transmitir y recibir información desde y hacia la unidad 28 base.
- 25 La invención emplea un sensor 24 ubicado cerca del corazón del usuario en conjunción con un sensor 14 ubicado en la región abdominal (proporcionado, por ejemplo, por un electrodo 14) con el fin de detectar el potencial eléctrico entre los mismos (y, por lo tanto, el ritmo cardíaco del usuario).
- Aunque se ha descrito principalmente en relación a una estimulación muscular, el aparato de estimulación nerviosa descrito puede ser usado, como alternativa, para una estimulación nerviosa para aliviar dolores o para masaje.

REIVINDICACIONES

1. Aparato (10) de estimulación nerviosa, que comprende:
- una unidad (30) de control;
- 5 un primer electrodo (14) de estimulación muscular, para su fijación a una región abdominal y/o muslo y/o nalga del cuerpo de un usuario;
- un segundo electrodo (16) de estimulación muscular, para su fijación a una región abdominal y/o muslo y/o nalga del cuerpo de un usuario, en el que la unidad (30) de control está conectada a dichos electrodos primero y segundo (14, 16) y está adaptada para impartir una corriente eléctrica entre dichos electrodos primero y segundo (14, 16);
- un primer sensor (24); y
- 10 un segundo sensor (14), proporcionado por dicho primer electrodo (14) de estimulación muscular, en el que la unidad (30) de control está conectada a dichos sensores primero y segundo (14, 24) y está adaptada para detectar una señal eléctrica diferencial entre dichos sensores primero y segundo (14, 24), caracterizado porque el aparato (10) comprende además una banda (12) adaptada para ser colocada contigua a los músculos abdominales y/o del muslo y/o de la nalga, sobre los que están provistos dichos electrodos primero y segundo (14, 16); y porque
- 15 el primer sensor (24) está adaptado para ser fijado a una región torácica del cuerpo del usuario, lejos de dicha banda (12).
2. Aparato de estimulación nerviosa según la reivindicación 1, que comprende un tercer electrodo proporcionado por dicho segundo electrodo (16) de estimulación muscular.
3. Aparato de estimulación nerviosa según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende además
- 20 medios (22) de conexión que conectan el primer sensor (24) a dicha unidad (30) de control.
4. Aparato de estimulación nerviosa según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende además un tercer electrodo (18) de estimulación muscular proporcionado en dicha banda (12) entre dichos electrodos de estimulación nerviosa primero y segundo (14, 16).
5. Aparato de estimulación nerviosa según la reivindicación 4, en el que dicho tercer electrodo (18) de estimulación muscular está conectado a la unidad (30) de control, que está adaptado para usar el tercer electrodo (18) de estimulación muscular como un nodo común y pasar una corriente eléctrica entre dicho tercer electrodo (18) de estimulación muscular y dicho primer electrodo (14) de estimulación muscular y selectivamente entre dicho tercer electrodo (18) de estimulación muscular y dicho segundo electrodo (16) de estimulación muscular.
- 25 6. Aparato de estimulación nerviosa según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dicha unidad (30) de control está adaptada para alternar entre un modo de estimulación, en el que nervios seleccionados y, por lo tanto, músculos seleccionados, son estimulados, y un modo de supervisión, en el que se supervisa la actividad eléctrica del corazón del usuario, en el que cuando el modo de estimulación está en funcionamiento, el modo de supervisión está desactivado.
- 30 7. Aparato de estimulación nerviosa según la reivindicación 6, en el que el modo de supervisión es desactivado por una señal de supresión emitida selectivamente desde dicha unidad (30) de control, cuando dicho modo de estimulación está en funcionamiento.
- 35 8. Aparato de estimulación nerviosa según la reivindicación 6 ó 7, en el que dicha unidad (30) de control está provista de medios de seguridad para prevenir sustancialmente que una corriente eléctrica, producida como resultado del modo de estimulación, entre a cada sensor (14, 24).
- 40 9. Aparato de estimulación nerviosa según la reivindicación 8, en el que los medios de seguridad están provistos de una impedancia.
10. Aparato de estimulación nerviosa según cualquiera de las reivindicaciones 8 ó 9, en el que dicha unidad (30) de control está provista de medios de seguridad adicionales para prevenir sustancialmente que una corriente eléctrica sea impartida desde cada sensor (14, 24) al cuerpo del usuario.
- 45 11. Aparato de estimulación nerviosa según la reivindicación 10, en el que los medios de seguridad adicionales son una impedancia proporcionada entre dicha unidad (30) de control y cada sensor (14, 24).
12. Aparato de estimulación nerviosa según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dicha unidad (30) de control comprende un procesador (32) adaptado para proporcionar una señal de impulsos analógica, y un

convertidor (34) adaptado para convertir la señal de impulsos analógica a una secuencia de impulsos digital.

13. Aparato de estimulación nerviosa según la reivindicación 12, en el que dicha unidad (30) de control comprende además un amplificador (36) de impulsos adaptado para amplificar dicha secuencia de impulsos digital.

5 14. Aparato de estimulación nerviosa según la reivindicación 13, en el que dicha unidad (30) de control comprende además una disposición puente H de transistores de conmutación para proporcionar una red (38) de direccionamiento de corriente adaptada para dirigir selectivamente dicha secuencia de impulsos digital amplificada al o a cada electrodo (14, 16, 18) de estimulación muscular.

15. Aparato de estimulación nerviosa según la reivindicación 14, en el que dicha unidad (30) de control comprende además un amplificador (40) diferencial adaptado para amplificar la señal obtenida desde los sensores (14, 24).

10 16. Aparato de estimulación nerviosa según la reivindicación 15, en el que dicha unidad (30) de control comprende además un filtro (42) pasa banda, adaptado para derivar, como una serie de impulsos, el ritmo cardíaco del usuario a partir de dicha señal de sensor amplificada.

17. Aparato de estimulación nerviosa según la reivindicación 16, en el que dicha unidad (30) de control comprende además un detector (44) de umbral, adaptado para filtrar el ruido eléctrico detectado por los sensores (14, 24).

15 18. Aparato de estimulación nerviosa según la reivindicación 17, en el que dicho detector (44) de umbral está adaptado para ajustar automáticamente un nivel de umbral dependiendo de una amplitud de señal promedio detectada durante un periodo de muestreo determinado.

19. Aparato de estimulación nerviosa según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el aparato comprende además una unidad (48) de visualización en comunicación con dicha unidad (30) de control, siendo capaz la unidad (48) de visualización de mostrar datos al usuario, tales como el ritmo cardíaco, la duración del ejercicio.

20 20. Aparato de estimulación nerviosa según cualquier reivindicación anterior, que comprende además una unidad de ejecución en comunicación con dicha unidad (30) de control, estando adaptada la unidad de control para permitir al usuario modificar variables tales como una intensidad de la estimulación proporcionada por dichos electrodos y una duración de ejercicio objetivo.

21. Aparato de estimulación nerviosa según las reivindicaciones 19 y 20, en el que la unidad (48) de visualización y la unidad de ejecución están integradas en un módulo en comunicación con dicha unidad (30) de control y adaptada para poder ser tenida en la mano o ubicada en la muñeca.

22. Aparato de estimulación nerviosa según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la unidad (30) de control está adaptada para proporcionar al usuario un Factor de Calidad que representa el nivel de beneficio del ejercicio y es independiente del nivel de ejercitación durante el ejercicio, en el que la unidad (30) de control está adaptada adicionalmente para calcular el Factor de Calidad según la ecuación siguiente:

$$QF = k_1 T + k_2 (c * c_i)$$

en la que

35 QF es el factor de calidad,

k_1 es un componente de ponderación y de escala para un componente cardiovascular del ejercicio,

T es el tiempo de ejercicio en o por encima de un ritmo cardíaco objetivo,

k_2 es un factor de ponderación y de escala para los componentes de estimulación eléctrica del ejercicio,

c es el número de contracciones y

40 c_i es la intensidad de la contracción.

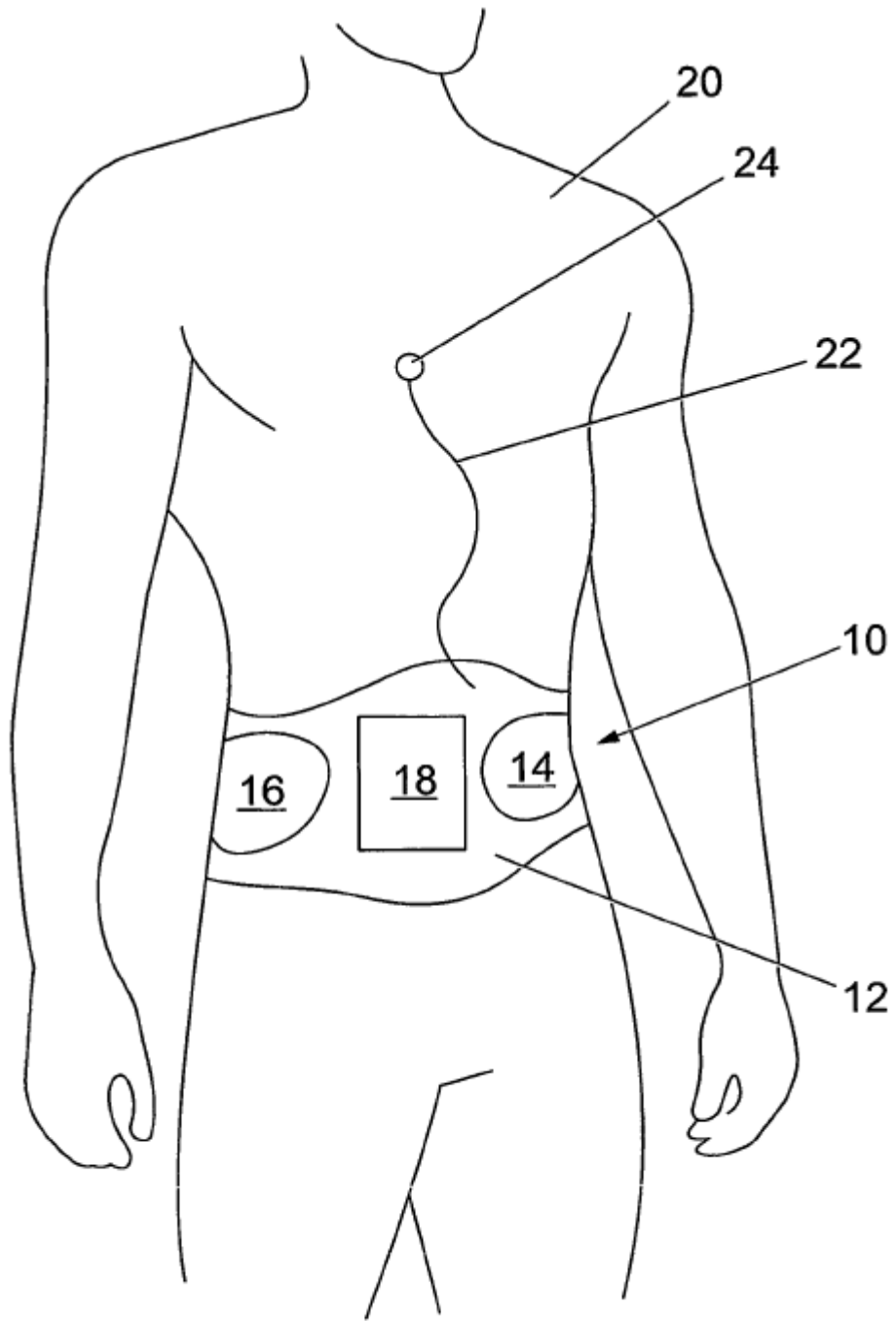


Fig. 1

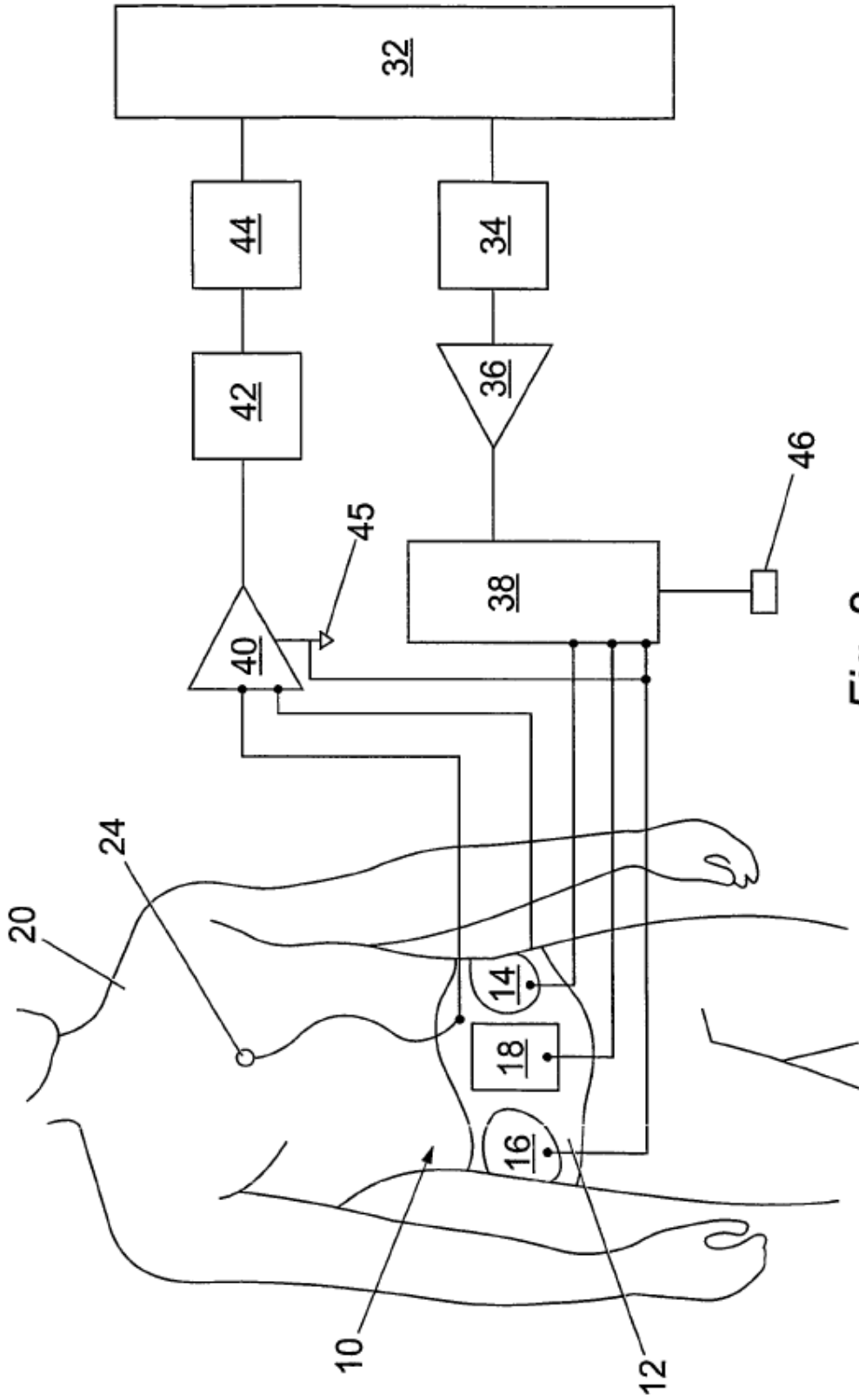


Fig. 2

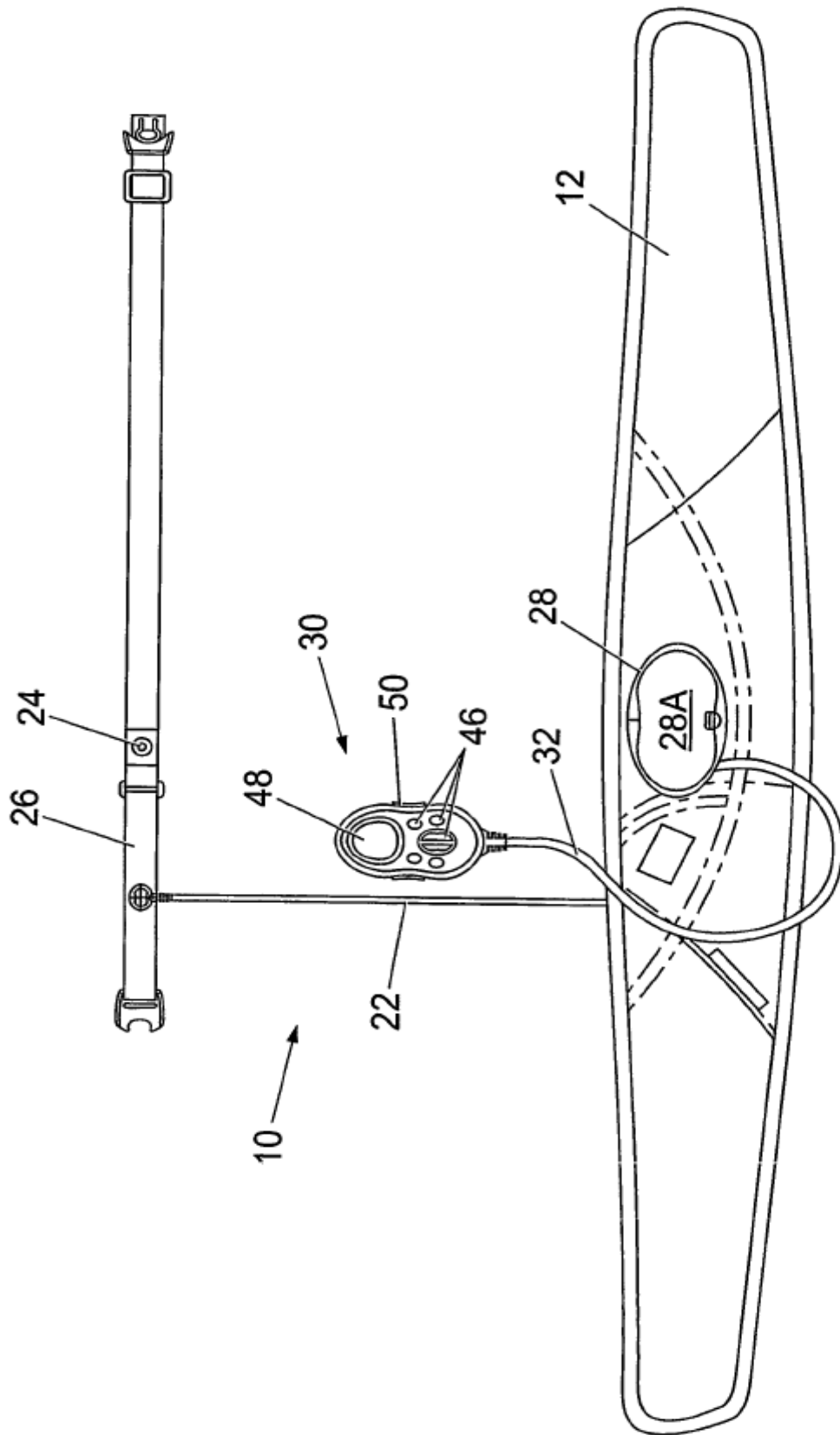


Fig. 4