



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 277 677**

51 Int. Cl.:
A61B 7/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Número de solicitud europea: **98916708 .5**

86 Fecha de presentación : **09.04.1998**

87 Número de publicación de la solicitud: **0984723**

87 Fecha de publicación de la solicitud: **15.03.2000**

54 Título: **Monitor cardiovascular.**

30 Prioridad: **11.04.1997 US 834031**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
16.07.2007

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
16.07.2007

73 Titular/es: **Presym Inc.**
15 Twelve Oaks Drive
Pleasanton, California 94588, US

72 Inventor/es: **Koblanski, John**

74 Agente: **Elzaburu Márquez, Alberto**

ES 2 277 677 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

Monitor cardiovascular.

5 **Campo del invento**

Este invento se refiere a un aparato para evaluar la función cardíaca en seres humanos y es de un valor particular en la evaluación del riesgo de un ataque cardíaco. Sin embargo el aparato es también útil para medir otros parámetros de la función cardíaca para determinar y ubicar anomalías cardíacas y aórticas.

10 **Descripción de la técnica relacionada**

Los métodos no invasivos de determinación del funcionamiento cardíaco incluyen los siguientes:

- 15 a) Métodos mecánicos que incluyen la grabación del pulso de la yugular, arteria carótida o apexcardiograma. Este grupo también incluye grabaciones o registros de sonido, por ejemplo el estetoscopio y técnicas fonocardiográficas.
- 20 b) Técnicas eléctricas son mejor ejemplificadas por el electrocardiograma (ECG).
- c) Técnicas relativamente más recientes incluyen técnicas de formación de imágenes, por ejemplo ecocardiografía, cardiografía nuclear, técnicas radiográficas y formación de imágenes por resonancia magnética (MRI).

25 El documento EP-A-0357275 describe un sistema y método de medición de onda de compresión cardíaca que se basa en una unidad transductora que puede posicionarse en una superficie exterior del cuerpo del paciente tal como en el pecho para detectar vibraciones generadas por las funciones del músculo del corazón.

30 De los métodos mecánicos anteriores, los que se basan en la grabación de vibración y sonido, implican la medición de los movimientos del cuerpo resultantes de la actividad cardíaca. Esto significa que la masa del cuerpo es parte de los medios de grabación. Esto no es deseable. Los movimientos del pecho, por ejemplo, son dependientes de la forma del pecho, y la grabación de sonido depende de la cantidad de grasa y del estado del tejido pulmonar para su amplitud. Un diseño de traza exacto es difícil de conseguir y estas técnicas son por ello de valor diagnóstico limitado.

35 Los métodos eléctricos miden solamente el campo eléctrico generado por el corazón. Esto no puede proporcionar una medida directa de las fuerzas cardíacas generadas por el corazón y por ello estos métodos son incapaces de evaluar la función del corazón como una bomba.

40 Las técnicas de formación de imágenes tienen una capacidad limitada para evaluar la fuerza de la contracción del corazón.

Así ninguno de los métodos anteriores es capaz de medir la fuerza de la contracción del corazón. Como resultado la evaluación del estado del miocardio no es posible. El riesgo de ataque cardíaco no puede ser determinado por ningún método no invasivo conocido. Un paciente puede ser diagnosticado como normal y morir aún de un ataque al corazón poco tiempo después de la diagnosis.

45 La literatura relevante incluye los siguientes libros de texto, Fonocardiografía Clínica y grabación Exterior del Pulso por Morton E. Tavel, Anuario de 1978, Medical Publishing Inc.; Técnicas de Diagnóstico no Invasivas en Cardiología por Alberto Benchimol, 1977, The Williams and Wilkins Co.; y Dinámica Cardiovascular por Robert F. Rushmer, 1970, W.B. Saunders Company.

Rushmer postuló en primer lugar que la aceleración y deceleración de las distintas estructuras del corazón y la sangre explican los sonidos del corazón así como sus modificaciones con condiciones dinámicas cambiantes. Como la aceleración es función de la fuerza, la aceleración de la sangre aórtica es una manifestación de la fuerza que produce las estructuras cardíacas en movimiento. Otras fuerzas se originan a partir del gradiente de presión entre la aorta y el ventrículo izquierdo, que actúa sobre la válvula semilunar cerrada. La válvula se comporta como una membrana circular, extendida, en la que las delgadas láminas flexibles pueden ser estiradas en todas direcciones por la presión diferencial aorta-ventricular. La energía que la fase de rápida eyección del ventrículo izquierdo expande la aorta y la energía almacenada está en relación directa a la elasticidad de su pared. La medición de la amplitud de la onda creada después de la máxima velocidad de eyección, es una medida de la elasticidad de la pared de la aorta. La elasticidad de la válvula aórtica puede también ser medida midiendo la amplitud de la onda creada después de que la válvula se ha cerrado. Los indicadores más sensibles de prestaciones son las velocidades de cambio de momento como se ha indicado por cambios en la velocidad de la sangre y masa del corazón. Esta aceleración es directamente indicativa de la contractilidad miocárdica que eso uno de los parámetros más difíciles de medir. En 1964, Rushmer estableció una relación directa entre el impulso ventricular inicial y la aceleración pico de flujo durante la eyección sistólica - véase Circulación - volumen 29: 268-283 1964.

Resumen del invento

El presente invento pretende medir el cambio en el momento indicado por el cambio en la velocidad de la sangre y masa del corazón. Permite la determinación exacta de la aceleración que es directamente indicativa de la contractilidad miocárdica. El presente invento graba la aceleración de la masa del corazón y los vasos principales sanguíneos directamente, de modo diferente a los métodos existentes que graban el movimiento completo del cuerpo, el movimiento del pecho o de otras partes del cuerpo. Estos son considerados no fiables a causa de las variaciones anatómicas y de las fuerzas de inercia.

El invento está definido en las reivindicaciones 1ª y 14ª.

En una realización preferida el aparato tiene un acelerómetro piezoeléctrico.

Breve descripción de los dibujos

El invento está ilustrado en los dibujos en los que:

La fig. 1 es una vista general de un monitor de presentación cardíaco que incorpora el presente invento;

La fig. 2 es una vista en planta del aparato de acuerdo con el presente invento en posición sobre un usuario humano;

La fig. 2a es una sección transversal a través del acelerómetro y de la estructura de soporte;

La fig. 2b ilustra una pinza de fricción útil en el aparato de la figura 2;

La fig. 2c ilustra un detalle del presente invento;

La fig. 3 ilustra el posicionamiento del aparato contra el cartílago tiroideo;

La fig. 4 es una vista esquemática que muestra los circuitos de vigilancia del corazón; y

La fig. 5 muestra distintas formas de onda típicas de corazones normales y anormales.

Descripción de realizaciones preferidas

La fig. 1 muestra un recipiente 10 de almacenamiento que tiene compartimientos que pueden ser usados para almacenar aparatos que interpretarán y presentarán señales desde el aparato de la fig. 2. El aparato incluye un compartimiento 12 para el almacenamiento de un acelerómetro, un compartimiento 14 para contener los conductores del ECG y un compartimiento central 16 para contener el monitor de presentación cardíaca que tiene una pantalla de presentación 18 y distintos conmutadores 20a, 20b, 20c y 20d para permitir conmutar entre los distintos modos de funcionamiento del aparato de acuerdo con el presente invento.

La fig. 2 muestra el aparato colocado sobre un usuario. El cuello 22 del usuario y el cartílago tiroideo 24 unido a la traquea, están mostrados. La fig. 2 muestra un soporte de montaje o de puntal 26 que se extiende a lo largo de la parte frontal del cuello 22. Hay un acelerómetro 28 montado en el soporte 26 sobre el cartílago tiroideo 24. El soporte 26 está provisto con un alojamiento central 30 que recibe el acelerómetro 28. El acelerómetro puede estar encolado o pegado en su sitio. Un cable coaxial 29 se extiende desde él.

Hay un montaje liberable 32 para hacer contacto con la parte posterior del cuello 22. Los miembros elásticos 34 se extienden entre el soporte de montaje 26 y el montaje liberable 32 para mantener el aparato en su sitio. Como se ha mostrado en la fig. 2c cada miembro 34 tiene una cuenta 38, por ejemplo de cobre, en su extremo. Esta cuenta 38 se aplica a un rebaje 40 en el alojamiento 36. El miembro 34 se ajusta en una hendidura 40 en el alojamiento 36.

El montaje liberable 32 comprende dos correas o cintas 42 que pueden ser aplicadas de manera liberable, por ejemplo pueden ser tiras de sujetador de corchete. Cada correa 42 tiene una pinza o abrazadera 44 en un extremo. La pinza 44 tiene un paso lateral 46, un paso longitudinal 48 y está terrajado internamente (no mostrado). El tornillo 50 es recibido en el paso 48 y actúa para sujetar y liberar un miembro 40 cuando es hecho girar.

Los circuitos para permitir el funcionamiento del dispositivo, en particular para producir una característica de forma de onda de la función cardíaca, están ilustrados en la fig. 4. La fig. 4 muestra el acelerómetro 28 en su realización preferida de un acelerómetro piezoeléctrico. Hay un amplificador y un suministro de corriente 52 (que pueden estar separados) que recibe señales desde, y envía energía a, el acelerómetro 28. La señal desde el amplificador es alimentada a un digitalizador 54 y la señal del digitalizador es alimentada a una unidad de tratamiento 56. La unidad de tratamiento 56 devuelve una señal al digitalizador 5 y envía también una señal a un segundo digitalizador 58.

La unidad de tratamiento 56 envía también señales a un segundo amplificador 60 que, a su vez, recibe señales desde los conductores 62, por ejemplo a la pierna, brazo derecho y brazo izquierdo del paciente.

ES 2 277 677 T3

La unidad de tratamiento 56 desarrolla una señal que es enviada a una pantalla de presentación 64. Si es necesario la señal a la pantalla de presentación 64 puede ser interceptada y hecha avanzar a un grabador 66. Hay teclas de modo, como se ha mostrado también en la fig. 1, 20a, 20b y 20c.

5 La unidad de tratamiento 56 produce dos modos básicos de salida para la pantalla de presentación 64. Las señales son generadas por la entrada desde el acelerómetro piezoeléctrico 28 y los conductores del electrocardiograma 62.

10 El primer modo de presentación es la presentación simultánea gráfica de dos señales en forma de onda o traza. Estas señales son obtenidas desde los transductores de entrada y son la forma de onda de aceleración recibida desde el acelerómetro piezoeléctrico de entrada y la entrada de forma de onda del electrocardiograma desde los conductores. Estas formas de onda son presentadas con una amplitud representada en el eje vertical. El tiempo está en el eje horizontal. Las formas de onda son presentadas sincronizadas (como se ha mostrado diagramáticamente en la fig. 4), de tal manera que en cualquier instante particular los valores de cada forma de onda aparecerán en la misma columna vertical en la pantalla de presentación. Típicamente uno o más latidos de corazón estarán presentes en la pantalla de presentación.

15 El segundo modo de salida presenta un conjunto de números calculado a partir de las dos señales de entrada. Típicamente presentarán:

- 20 (a) Ritmo cardíaco
- (b) Amplitud de máxima velocidad de eyección
- (c) Intervalo de tiempo de eyección máxima
- 25 (d) Amplitud de velocidad de cambio del volumen aórtico superior
- (e) Amplitud de aceleración de la válvula semilunar
- 30 (f) Intervalo de tiempo total para sístole ventricular
- (g) Intervalo de tiempo desde la onda R del E.C.G., al comienzo de la máxima velocidad de eyección
- (h) Intervalo de tiempo desde la onda R del E.C.G., al cierre de la válvula aórtica
- 35 (i) % de riesgo de ataque cardíaco

Estos números serían presentados típicamente en forma de texto y serían calculados periódicamente de modo que reflejen los cambios en la función cardíaca. La periodicidad sería, por ejemplo, cada latido del corazón o cada dos.

40 Dependiendo de la capacidad del dispositivo de presentación de salida usado, ambos modos de presentación pueden estar presentes al mismo tiempo en la pantalla de presentación, o el operador puede pulsar el botón 20a para cambiar de un modo de presentación al otro. La unidad de tratamiento puede conmutar automáticamente de un modo de visualización al otro cada pocos segundos sin la intervención del operador. El botón 20b permite que la unidad de tratamiento 56 elimine las frecuencias más elevadas recibidas e incluya sólo la aceleración del cartílago tiroideo como resultado de la respiración. El botón 20c elimina los eventos respiratorios de baja frecuencia y proporciona así una línea de base más estable para grabar los eventos cardiovasculares.

50 La unidad de tratamiento acepta continuamente entradas desde el transductor de acelerómetro amplificado y periódicamente digitalizado y la amplitud y las señales periódicamente digitalizadas del E.C.G. La unidad de tratamiento 56 controla la ganancia de estos amplificadores de señal de manera que la información de forma de onda utilizable es introducida en la unidad de tratamiento 56 para la unidad de forma de onda para la presentación de la forma de onda o traza en la primera pantalla de presentación.

55 La información presentada en el segundo modo de presentación es un registro o grabación permanente y puede ser retenido usando un grabador. En la grabación de las fuerzas dinámicas del corazón la respiración puede ser contenida en distintas fases del ciclo de respiración y hacerse grabaciones. Esto proporciona una valiosa ayuda para el diagnóstico. Las grabaciones pueden también ser obtenidas después de hiperventilación de aire ambiente. Subsiguientemente pueden obtenerse grabaciones comparativas con hiperventilación de aire que contiene una disminución de oxígeno y un incremento de dióxido de carbono conocidos. Estas comparaciones pueden proporcionar información válida acerca del estado psicológico de un sistema pulmonar y cardíaco.

65 Las grabaciones obtenidas durante grandes presiones abdominales negativas como resultado de la inspiración forzada con la nariz tapada y la boca cerrada hacen que un corazón y pulmón normales aumenten la amplitud de la velocidad de eyección máxima y la aceleración de la válvula aórtica. Si existe resistencia pulmonar elevada habrá pocos cambios en la amplitud de las grabaciones tomadas con la nariz y la boca abierta.

ES 2 277 677 T3

Un acelerómetro piezoeléctrico apropiado es aquel que tiene una respuesta de frecuencia de 0,1 Hz a 700 Hz, una sensibilidad (aceleración) de 50 mV/M/S², una resolución de 0,002 M/S², una alimentación (corriente constante) de aproximadamente 12 voltios de corriente continua y 1 mA y un peso de aproximadamente 3 g.

5 El soporte 26 debería ser ligero y es, por ejemplo, de aluminio. El soporte 26 está revestido de manera deseable con un material que tiene un coeficiente de fricción elevado y debería tener una conductividad térmica pobre.

Para usar el dispositivo de acuerdo con el invento el acelerómetro, contenido en el alojamiento 30, es colocado sobre el cartílago tiroideo, como se ha mostrado particularmente en la fig. 3, contra la traquea y por debajo del tejido blando 23 de la mandíbula. El alojamiento 30 hace tope con la parte superior o superficie horizontal del cartílago 34. El cable coaxial 29 que se extiende desde el acelerómetro 28 es encolado de manera deseable sobre el soporte 26. Las cuentas 38 de los miembros elásticos 34 son insertadas a través de los alojamientos 36 en el extremo de cada soporte 26 y se estira de ellas a través de la hendidura 40 de la pared del alojamiento. Los miembros elásticos 34 son a continuación estirados hacia y a través de los pasos laterales 46 de las pinzas 44 situadas en los miembros de sujeción 32. Los tornillos 50 son apretados para situar los miembros elásticos 34 en su sitio. Los miembros elásticos 34 no hacen contacto con el cuello en ningún punto y están uniformemente posicionados a ambos lados del cuello 22. No son tan tensados como para provocar molestias. Este posicionamiento permite la colocación del acelerómetro 28 en una posición apropiada sobre el cartílago tiroideo 24 mientras retiene buen contacto con la traquea y el cartílago tiroideo. Los miembros elásticos son de manera deseable de diámetro pequeño de manera que no produzcan ningún par que tendería a mover el acelerómetro separándole del cartílago tiroideo.

Durante la toma de mediciones es preferible tener al paciente sentado. Sin embargo si el sujeto tiene un gran abdomen puede ser preferida una posición de pie. Si se requiriera una posición boca abajo, hay prevista una almohada de altura suficiente para doblar la cabeza hacia el pecho. Este curvado es también esencial en la posición sentada y de pie con el fin de liberar la traquea con el tiroides unido, para mover fácilmente, de modo longitudinal en el eje del cuerpo, en respuesta a las fuerzas de aceleración y deceleración generadas por el movimiento de la masa cardíaca y la eyección de sangre. A menos que el corazón esté curvado hacia el pecho no pueden obtenerse grabaciones útiles. El movimiento asegura también el aparato en su sitio sujetándole entre el cartílago, la traquea y el tejido blando de la mandíbula véase fig. 3.

30 Es posible, por ejemplo en el caso de atletas dejar el aparato posicionado sobre el cartílago tiroideo durante el ejercicio de manera que el examen periódico de la pantalla de presentación pueda tener lugar rápidamente durante el ejercicio.

35 Para describir el resultado alcanzado, en interés de la brevedad, sólo se analizarán los eventos de sístoles ventriculares; los eventos presistólicos serán descontados. Además, por brevedad, son omitidas las grabaciones obtenidas de pacientes con una variedad de otras anomalías cardiovasculares. Serán ilustrados suficientes ejemplos de función cardíaca anormal para mostrar el valor de este método y aparato en la diagnosis. Las trazas obtenidas de fuerzas del corazón son precisas y repetibles.

40 Estos resultados están ilustrados en las figs. 5a a 5d. Estas figuras muestran trazas típicas con una línea vertical al comienzo de la curva del acelerador de la eyección ventricular máxima con el fin de comparar mejor la variación de diseño de la traza normal. La amplitud de las trazas es presentada verticalmente mientras el tiempo es presentado horizontalmente. Cada pico tiene una onda principal como sigue. La onda 1 muestra una velocidad de eyección ventricular máxima; la onda 2 muestra la velocidad de cambio de volumen aórtico superior y la onda 3 muestra una aceleración de válvula semilunar.

50 La fig. 5a muestra un corazón normal. Las amplitudes e intervalos de tiempo son muestreados para la población general. La desviación media y estándar son determinadas. Los valores del paciente son a continuación comparados. El valor Z es determinado para la amplitud e intervalos de tiempo. Cualquier valor Z mayor que uno es considerado anormal. Si una traza después de una prueba de esfuerzo aumenta de amplitud como se ha mostrado en la traza de la fig. 5b, sin ninguna desviación básica del diseño normal mostrado en la fig. 5a, entonces el corazón es normal en su función. Sin embargo el diseño cambia dramáticamente, con una rotura completa de periodicidad y disminución de la amplitud de banda, a continuación existe una seria disminución de la función del corazón.

55 El invento permite la determinación de un riesgo de ataque cardíaco. La relación del riesgo de ataque cardíaco es determinada por la amplitud de eyección máxima en milímetros por el intervalo de tiempo de eyección máxima en milisegundos. Las desviaciones media y estándar son a continuación determinadas a partir de una muestra aleatoria de la población. La relación de ataque cardíaco del paciente es también determinada y una puntuación Z determinada de acuerdo con la ecuación:

$$Z_i = \frac{X_i - X}{S.T.D.}$$

65 donde S.T.D., es la desviación estándar.

ES 2 277 677 T3

El riesgo de ataque cardíaco es determinado a partir de la siguiente tabla:

	Puntuación Z	% de Riesgo de Ataque Cardíaco
5	1	25%
	2	50%
	3	75%
	4	100%

10

Otro tratamiento de forma de onda puede obtenerse usando programas de software fácilmente disponibles. Los programas consisten de técnicas matemáticas tales como diferenciación, integración, promediado de señales y comparación de señales. Para distinguir la forma de onda patológica normal, otra diferenciación de las formas de onda de aceleración puede proporcionar una diferencia clara.

15

Aunque el presente invento ha sido descrito en algún detalle a modo de ilustración y ejemplo con propósitos de claridad y comprensión, será fácilmente evidente para los expertos ordinarios en la técnica a la luz de las enseñanzas de este invento que pueden hacerse ciertos cambios y modificaciones en él.

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

- 5 1. Un aparato para evaluar la función cardíaca en un ser humano, comprendiendo el aparato: un soporte de montaje (26) para extenderse a través de la parte frontal del cuello (22) del ser humano; un acelerómetro (28) montado en dicho soporte (26) para que pueda ser posicionado sobre el cartílago tiroideos (24) en dicho cuello (22) para detectar la respuesta de dicho cartílago tiroideos (24) a la función cardíaca y generar una señal indicativa de dicha respuesta; medios de montaje (32) que hacen contacto con la parte posterior del cuello (22) del ser humano para retener dicho acelerómetro (28) en dicho cuello (22); y una unidad de tratamiento de señal para recibir la señal procedente del acelerómetro (28) y para generar una señal de forma de ondas característica de la función cardíaca para evaluación por un usuario.
- 15 2. Un aparato según la reivindicación 1ª en el que el soporte de montaje (26) tiene un alojamiento central (30) para recibir el acelerómetro (28).
3. Un aparato según la reivindicación 1ª en el que el soporte de montaje (26) tiene un alojamiento (36) próximo a cada extremo, para recibir dichos medios de montaje (32).
- 20 4. Un aparato según la reivindicación 3ª en el que los medios de montaje (32) son elásticos.
5. Un aparato según la reivindicación 4ª en el que los medios de montaje (32) comprenden un miembro elástico (34) que se extiende desde cada uno de los alojamientos (36) en dicho soporte de montaje (26) para ajustarse alrededor de la parte posterior del cuello (22) del usuario.
- 25 6. Un aparato según la reivindicación 5ª en el que los medios de montaje (32) incluyen medios de correa o cinta (42) para hacer contacto con la parte posterior de dicho cuello (22), incluyendo los miembros de correa (42) medios de sujeción para permitir la unión liberable entre uno y otro.
- 30 7. Un aparato según la reivindicación 6ª en el que hay una pinza (44) el extremo de cada miembro de correa (42) para sujetar los miembros elásticos (34).
8. Un aparato según la reivindicación 5ª en el que cada miembro elástico (34) tiene una cuenta (38); teniendo cada alojamiento (36) una abertura y una ranura (40); fijándose cada miembro elástico (34) en una correspondiente de la ranuras (40) y la cuenta (38) en una correspondiente de las aberturas de los alojamientos (36) para retener el miembro elástico (34) en el alojamiento (36).
- 35 9. Un aparato según la reivindicación 6ª, en el que los medios de sujeción comprenden un sujetador de corchete.
- 40 10. Un aparato según la reivindicación 7ª, en el que cada pinza (44) comprende: un alojamiento (36) que tiene un paso lateral (46) para recibir uno de los miembros elásticos (34); un paso longitudinal (48) interiormente terrajado; un tornillo (50) de compresión para aplicarse a dicho paso longitudinal (48) y para comprimir el miembro elástico (34) en el paso lateral (46) para mantener el miembro elástico (34) en su sitio.
- 45 11. Un aparato según la reivindicación 1ª, en el que el acelerómetro (28) es un acelerómetro piezoeléctrico.
12. Un aparato según la reivindicación 1ª, en el que la unidad de tratamiento de señal incluye: una fuente de corriente (52) para el acelerómetro (28); un amplificador para amplificar la señal procedente del acelerómetro (28); un digitalizador (54) para digitalizar la señal amplificada; una unidad (56) de análisis de señal para analizar la señal amplificada y generar la señal de forma de onda característica de la función cardíaca; y medios (64) para proporcionar una presentación de la señal de forma de onda.
- 50 13. Un aparato según la reivindicación 12ª, en el que hay un grabador (66) para grabar la señal de forma de onda procedente de la unidad de tratamiento.
- 55 14. Un método para determinar la función cardíaca que comprende las operaciones de: posicionar medios detectores montados sobre un soporte de montaje (26) que se extiende a través de la parte frontal del cuello (22) de un paciente en el cartílago tiroideo (24) del paciente y contra la traquea, siendo retenido el soporte de montaje (26) por medios de montaje (32) que hacen contacto con la parte posterior del cuello (22); detectar la respuesta del cartílago tiroideo (24) y la traquea a la función cardíaca con los medios de detección con la cabeza del paciente inclinada hacia delante; generar una señal indicativa de dicha respuesta; tratar la señal para generar una señal de forma de onda presentada característica de la función cardíaca; y evaluar la señal de forma de onda para determinar la función cardíaca.
- 60 15. Un método según la reivindicación 14ª, en el que la operación de detección comprende detectar la respuesta del cartílago tiroideo y de la traquea midiendo la aceleración, velocidad o desplazamiento del cartílago tiroideo y de la traquea.
- 65

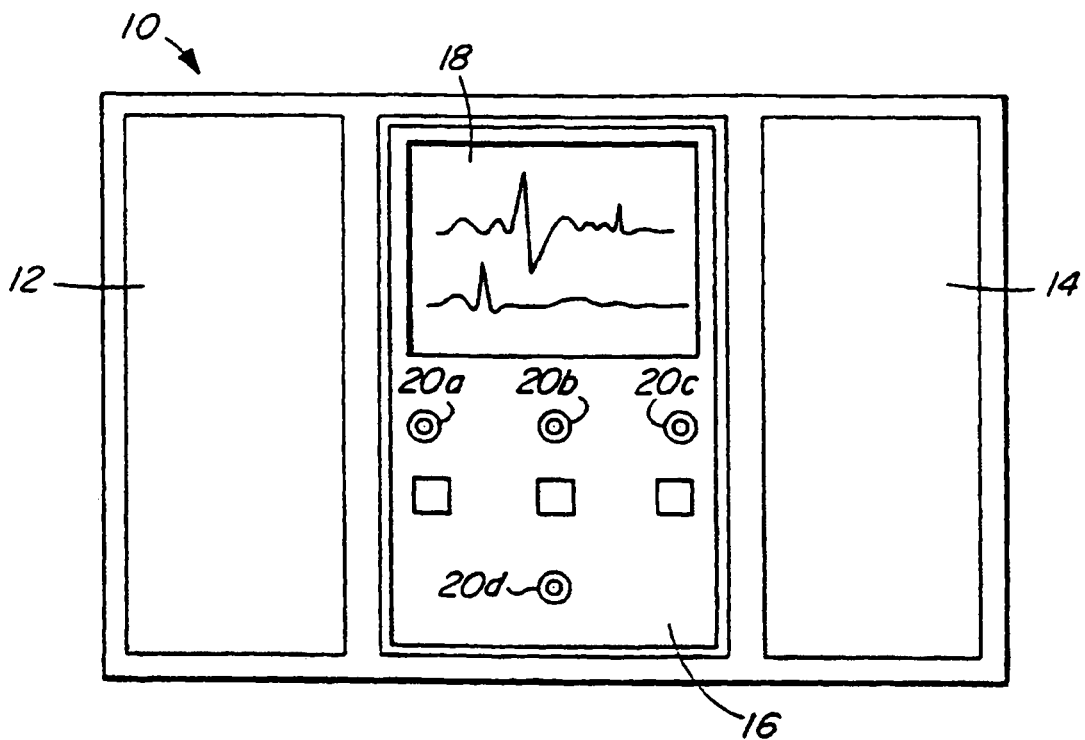


FIG. 1

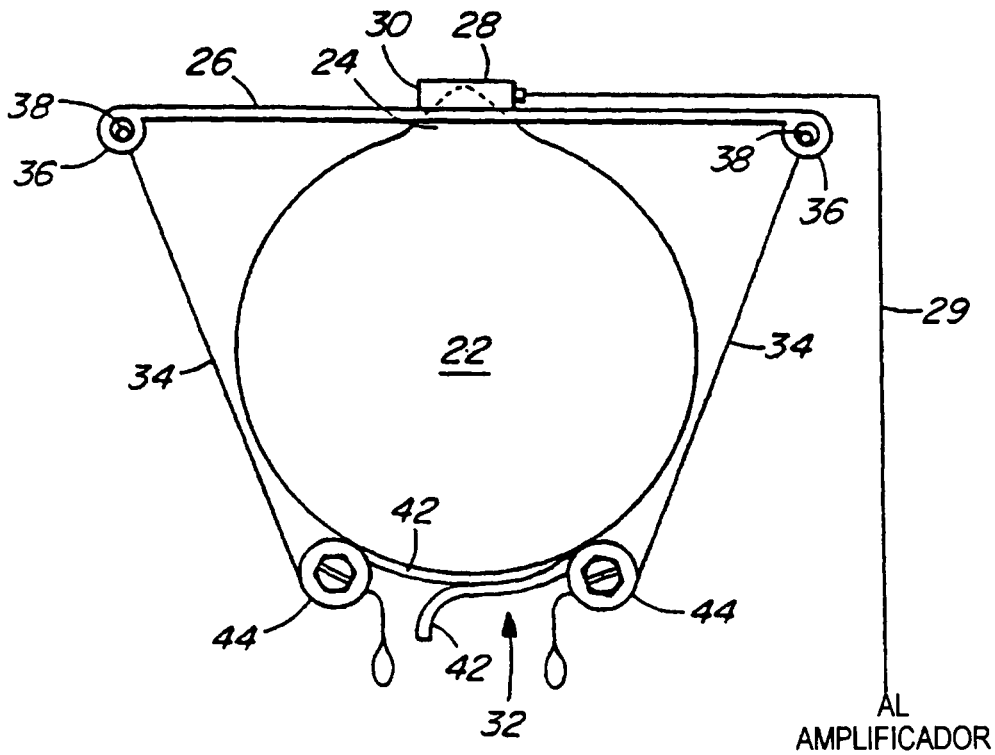


FIG. 2

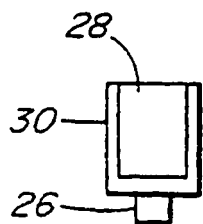


FIG. 2a

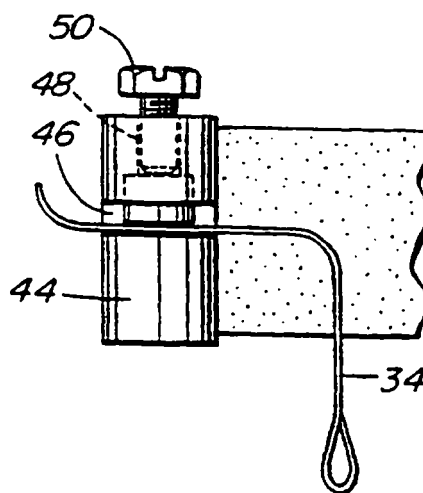


FIG. 2b

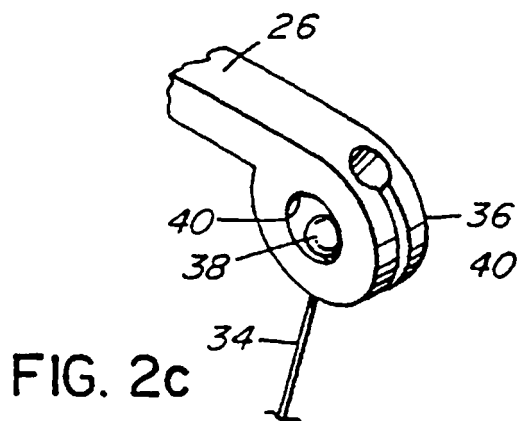


FIG. 2c

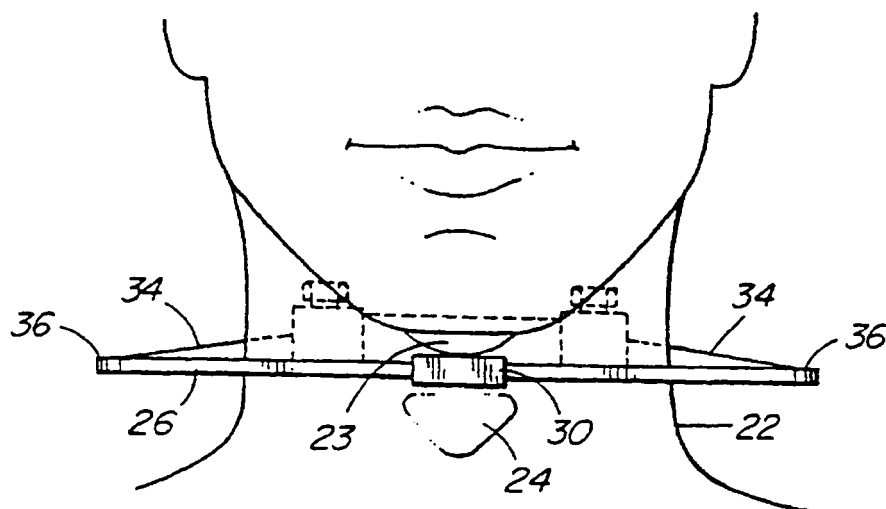


FIG. 3

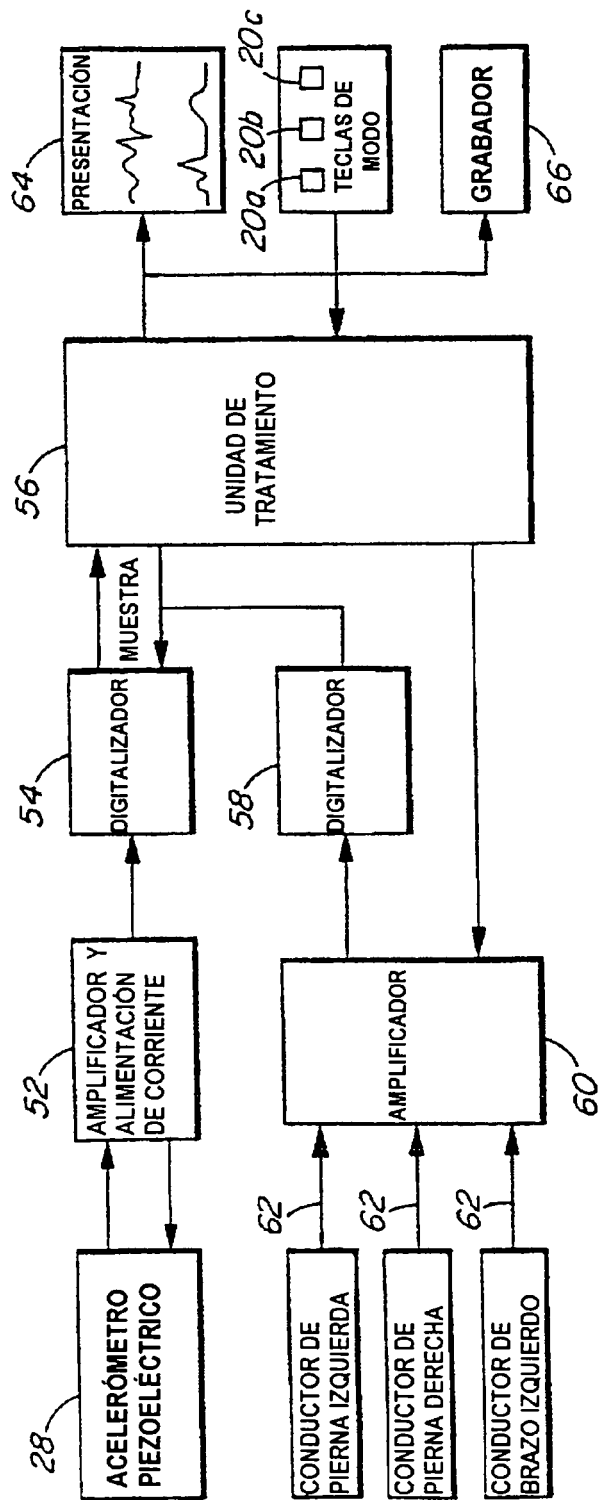


FIG. 4

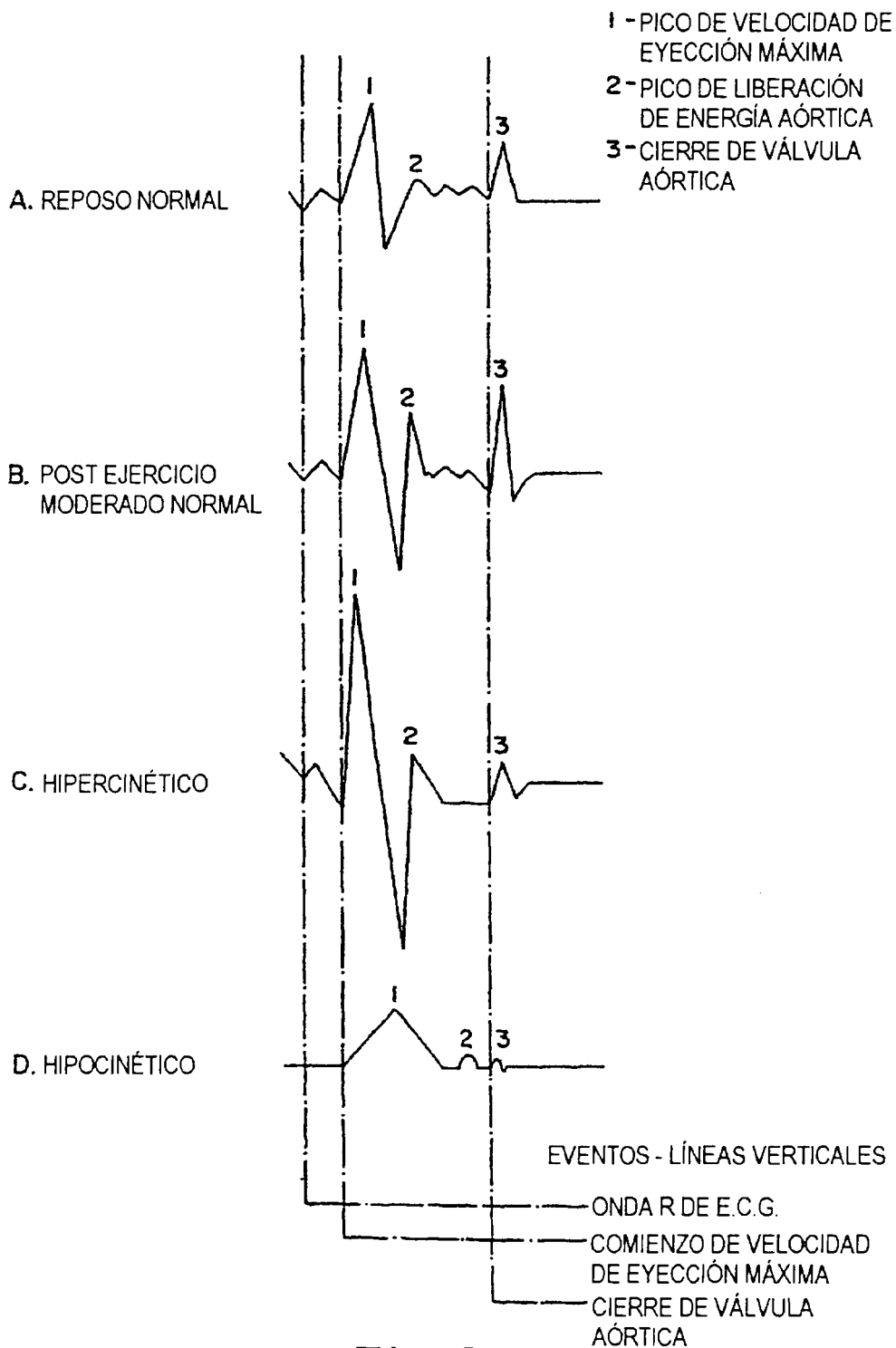


FIG. 5