

RAN 4701/25

SECCION TECNICA
CLASIFICACION I. P. C.
CLASE <u>A 61</u>
SUBCLASE <u>b</u>



P A T E N T E  
D E  
I N V E N C I O N

**383044**

por "PERFECCIONAMIENTOS EN APARATOS DE MEDICIÓN INDIRECTA DE LA PRESION SANGUINEA ARTERIAL", a favor de la firma suiza F. HOFFMANN-LA ROCHE & CO. AKTIENGESELLSCHAFT, residente en BASILEA (Suiza).

= . =

MEMORIA DESCRIPTIVA

Extracto de la exposición

Aparato para realizar automáticamente la medición indirecta de la presión sanguínea arterial con una operación de transmisor-receptor para derivar información de efecto doppler originada por el movimiento de la pared arterial a causa de la presión externa, por la observación y el seguimiento selectivo de señales doppler eléctricas representativas de la información valiéndose de una disposición de filtro que actua en una primera y una segunda gama de frecuencias de pasabanda, de las que la segunda se emplea en

5.

10.



383044'

lugar de la primera a base de cierto criterio observado en el seguimiento del movimiento arterial.

Base del invento

5. (1) Campo del invento - Este invento se refiere en términos generales a la medición indirecta de la presión sanguínea y, más particularmente, a un método y un aparato para realizar automáticamente una técnica de medición indirecta de la presión sanguínea a base de la evaluación de los movimientos de las paredes arteriales.
10. (2) Descripción de la práctica anterior - La técnica clínica corriente para la medición indirecta de la presión sanguínea consiste en estimar la presión intraarterial por medio de los sonidos de "Korotkoff". Esto incluye situar el conocido manguito de presión en torno a un miembro del cuerpo, tal como  
15. un brazo, que tenga la arteria en cuestión. El funcionamiento de esta técnica, comunmente designada como método de Korotkoff, exige inflar al principio el manguito de presión hasta un nivel que se exceda del máximo de la presión sanguínea intraarterial, para interrumpir la corriente sanguínea,  
20. y luego desinflar despacio el manguito para disminuir la presión mientras se escucha la presencia y/o ausencia de sonidos audibles corriente abajo, que se interpretan, según numerosos artículos, ser el resultado de la turbulencia sanguínea que pasa del segmento constreñido de la arteria  
25. cuando la presión del manguito disminuye hasta debajo del



383044

máximo de la presión arterial en una serie de ciclos cardíacos sucesivos. Estos sonidos audibles son detectados normalmente con el uso de un estetoscopio o un micrófono. Observando la presión del manguito y al mismo tiempo escuchando los sonidos audibles, el operador puede estimar los valores de la presión sanguínea sistólica y diastólica de un paciente determinado.

- 5.
- En la búsqueda de una vía de medición indirecta de la presión sanguínea para obtener mediciones más precisas y que estén relativamente exentas de interferencias ocasionadas por los ruidos del ambiente, se han desarrollado técnicas recientes que se dirigen básicamente a detectar el movimiento de las paredes del segmento arterial constreñible bajo presión oclusiva durante la fase de transición rápida de la pared entre la configuración abierta y la cerrada. La presión sanguínea sistólica puede observarse por la presión del manguito en el momento en que la arteria ocluida empieza por vez primera a cambiar de la configuración cerrada a la abierta momentáneamente, y la presión diastólica puede observarse por la presión del manguito en el momento en que la arteria cesa de estar ocluida durante cualquier parte del ciclo cardíaco.
- 10.
- 15.
- 20.

- 25.
- Un recurso utilizado para determinar tales cambios en la posición de las paredes arteriales es la técnica de onda continua de los ultrasonidos doppler. La

383044  
= 4 =



383044

técnica de los ultrasonidos doppler permite ignorar la información procedente de objetos estacionarios y con ella se obtienen solamente señales procedentes de estructuras en movimiento. La señal de cambio doppler se halla en una

5. audiofrecuencia que es proporcional a la velocidad instantánea del movimiento del blanco reflectante en relación al transductor ultrasónico transmitente. Discriminación suplementaria en favor de las señales procedentes de los blancos deseados y en contra de las señales no deseadas

10. puede obtenerse en virtud de las características altamente direccionales de los ultrasonidos.

Añ utilizar esta nueva técnica para la medición indirecta de la presión sanguínea, los eventos de abertura y cierre de la arteria pueden definirse con precisión respecto

15. al tiempo por el uso de un rayo inofensivo de energía dirigido al segmento arterial en cuestión. El método aquí expuesto no depende de la corriente sanguínea, como los métodos convencionales, y por lo tanto carece por completo de la conocida brecha auscultatoria que lleva aparejada el método auscultatorio; sin embargo, se han encontrado problemas en la velocidad variante y la distancia movida por la pared arterial

20. bajo la presión, de un sujeto a otro y de una prueba a otra, lo mismo que en la modulación de baja frecuencia y el rumor de radiofrecuencia devuelto al receptor. Algunos de estos

25. problemas resultan de la variación de tamaño de los diámetros

383044



- de las arterias y los espesores de las paredes y de señales doppler que se reciben de otras zonas que la del segmento arterial que se está ocluyendo. Al analizar uno de los problemas, resulta evidente que con una arteria que tenga una gran superficie reflectante podrian engendrarse durante las pulsaciones por debajo de la diástole, en audiodfrecuencias bajas, señales doppler que tuvieran amplitudes o niveles de energía importantes, La amplitud de señal variará también, como en el caso entre un brazo delgado y uno que tenga tejido excesivo, causando la atenuación de la energía ultrasónica. El estado de salud del paciente es asimismo, en parte, una influencia, como resulta obvio en un caso de shock (presión baja), en el que las velocidades de las paredes arteriales serán menores que en los casos de presión sanguínea alta.
5. Objetos y resumen del invento
- Es por lo tanto un objeto de este invento proporcionar un sistema mejorado de medición indirecta de la presión de la sangre, del tipo descrito para detectar los movimientos de las paredes arteriales, por la variación automática, en ciertas condiciones prescritas, del criterio para detectar tales movimientos.
10. De acuerdo con el invento, se utiliza un circuito detectante para seguir las señales representativas del movimiento de las paredes arteriales, con un primer filtro que tiene una gama de frecuencias distinta de la gama de frecuen-
- 15.
- 20.
- 25.

383044



5. cias de un segundo filtro utilizado inicialmente para evaluar estas señales durante la sístole, con lo cual, cuando el circuito detectante responda a señales de un nivel de energía por lo menos como el preestablecido pasadas por el primer filtro, éste se seleccionará automáticamente para pasar y evaluar las señales de . después de la sístole. La recurrencia de tales señales pasadas por el primer filtro por encima del nivel de energía preestablecido es también un factor que ha de emplearse para realizar la selección automática.
- 10.

- Otro objeto de este invento es proporcionar un sistema mejorado de medición indirecta de la presión de la sangre del tipo que se ha descrito para detectar los movimientos de las paredes arteriales con el fin de determinar los valores de presión sistólica y diastólica de un sujeto, por la utilización selectiva de un filtro para atenuar, en una gama de frecuencia prescrita, señales doppler indicativas del movimiento de las paredes arteriales, con el fin de suprimir las señales indeseables, incluido el ruido.
- 15.

20. Breve descripción de los dibujos

La Figura 1 es una representación gráfica de la presión de la sangre referida al tiempo, con una indicación de las presiones oclusivas.

25. La Figura 2 es una representación esquemática de la modalidad preferida de este invento, que utiliza la técnica



383044

doppler ultrasónica para fiscalizar los valores de presión de la sangre.

5. La Figura 3 es una sección transversal de un brazo practicada por la línea 3-3' de la Figura 1, para ilustrar como se investiga una pared arterial en un cuerpo para detectar el movimiento de las paredes arteriales.

La Figura 4 es una representación esquemática más detallada del detector conmutador 55 de la Figura 2.

10. La Figura 5 es una representación gráfica de los potenciales de entrada  $E_1$  y  $E_2$  respecto al tiempo en el comparador diferencial 57 de la Figura 4.

La Figura 6 es una representación gráfica de decibeles respecto a frecuencia, para ilustrar estas características de los filtros de pasabanda 35 y 36 de la Figura 2.

15. Generalidades

20. El comportamiento de la pared arterial bajo la presión del manguito podría escribirse de la mejor manera haciendo referencia a la Figura 1, en la que se muestra una serie de ondas 11 sucesivas de presión arterial y una línea de trazos 12 que es representación de la presión del manguito a medida que decrece dentro de un manguito inflado en torno al brazo de un sujeto. Como puede observarse fácilmente, el declive del borde de ataque a cada ciclo cardíaco de una forma de onda de presión arterial es gradual en la cima 13, 25. abrupto en el centro 14 y un poco menos abrupto alrededor de

383044



la base 15.

Cuando la presión oclusora del manguito se aproxima a la presión sistólica, la pared arterial se abre y se cierra con lentitud, como representa la señal doppler 16', a causa

5. del ángulo agudo de intersección de la presión disminuida del manguito al cruzar la representación de onda de la presión intraarterial. Otro descenso de la presión del manguito cortará la onda sucesiva de presión arterial en el punto 17, con un ángulo menos agudo, y su efecto sobre la
10. arteria ocasionará un evento de abertura, descrito por la señal doppler 17' a velocidad mucho mayor. De la misma manera, la intersección de una onda sucesiva de presión arterial a lo largo de su fuerte pendiente en el punto 18 ocasionará una abertura muy abrupta de la arteria, como lo
15. indica el evento de abertura a gran velocidad descrito por la señal doppler 18'.

20. Puede verse pues que en muchas ocasiones se observarán en el caso normal señales doppler de menor velocidad en la sístole y señales doppler de mayor velocidad después de la sístole. Sin embargo, en los casos de shock, en que existe presión baja de la sangre, puede que este no sea necesariamente el caso. Después de investigación cuidadosa de estas observaciones, asociada con la investigación de los problemas que se han señalado antes, se
25. desarrolló, de la manera que a continuación se describe,

383044



este invento, que proporciona una medición más exacta de los índices de la presión sanguínea, con inclusión de la diástole.

Descripción de la modalidad preferida

5. Con referencia a los dibujos, en las Figuras 2 y 3 se expone una representación de la parte superior 21 del brazo de un sujeto, rodeada por el manguito neumático ordinario 22, que se infla por medio de una unidad apropiada de bomba y control 23. Un sistema neumático típico empleado para ocluir la arteria bracial podría incluir un sistema convencional electroneumático automatizado (que no se representa) para inflar rápidamente y luego desinflar gradualmente el manguito, como una válvula de escape 24 que permitiera soltar el aire del manguito con progresión uniforme después de llegar a una presión predeterminada del manguito suficientemente alta. El tubo 25 conecta el manguito con una unidad indicadora 26, la cual incluye un par de manómetros 27 y 28 para señalar respectivamente los índices de presión sanguínea sistólica y diastólica de un paciente.
- 10.
- 15.
20. Debajo del manguito y en contacto con el brazo se halla un conjunto transductor ultrasónico 30, utilizado para detectar los movimientos de las paredes arteriales en torno al segmento de arteria 29 que ha de ocluirse. El conjunto particular de transductor ilustrado aquí comprende un par de cristales piezoeléctricos 31 y 32, de los que el
- 25.



383044

5. cristal 31 se utiliza con un oscilador de radiofrecuencia 33 para radiar un rayo de 2 MHz de energía ultrasónica hacia el segmento de arteria 29 rodeado por el manguito, mientras el segundo cristal, 32, se emplea para recibir la energía ultrasónica reflejada por el segmento arterial 29 y convertir en una señal eléctrica la energía recibida. Al describir el invento se representan separados los elementos de cristal transmisores y receptores; pero debe entenderse que puede emplearse con facilidad un elemento común receptor y transmisor.

10.

15. El cristal receptor, en la modalidad aquí expuesta, está asociado con un discriminador 34 para detectar la frecuencia de desviación baja resultante y las señales moduladas en fase asociadas con el efecto doppler producido por el movimiento de la pared arterial. El discriminador se conecta luego a cada uno de los dos filtros de pasabanda 35 y 36, que pueden ser del tipo pasivo o del tipo activo. Cuando se usa una frecuencia de oscilación de 2 MHz, puede verse, con referencia a la Figura 6, que el filtro 35 está adaptado para pasar señales con un contenido bajo de audiofrecuencia, en un punto de -3 db, de unos 45 Hz a unos 300 ó 400 Hz. El filtro tiene una atenuación de 21 a 30 db por octava en el lado inferior y un mínimo de atenuación de 12 db por octava en el lado superior. El filtro 36 está adaptado para pasar señales con un contenido de frecuencia, en un pun-

20.

25.

= 11 =

383044



5. to de -3 db, de 100 Hz a 500 Hz, con una atenuación mínima de 18 db por octava en el lado bajo. El conductor de salida del filtro 35 está conectado al contacto 38, inicialmente cerrado, de un conmutador de relé 37, mientras que el conductor de salida del filtro 36 está conectado al contacto abierto 39.

10. En el lado de salida del conmutador de relé 37 está conectado un amplificador de audio 41, acoplado a un detector liminar ajustable 42. La salida digital del detector liminar 42 está conectada con una entrada de una compuerta AND 43.

15. En un punto a lo largo del tubo 25 está conectado un transductor de presión 44 para percibir la presión existente en el manguito y convertirla en una señal eléctrica análoga. El transductor de presión está acoplado a un comparador diferencial 45 para detectar en que punto el manguito ha sido inflado hasta una presión máxima determinada antes de deshincharlo. Partiendo del comparador 45, un multivibrador de disparo único 46 está conectado a una segunda  
20. entrada de la compuerta de AND 43. Cuando es disparado por el borde de ataque del comparador 45, el multivibrador de disparo único 46 engendra una señal que tiene una anchura de pulsación, por ejemplo, de 2,5 segundos. Además de  
25. otra función que se describirá más adelante, la pulsación de disparo único de 2,5 segundos se emplea como pulsación

383044



de inhibición para la compuerta AND 43 con el fin de impedir el disparo en falso por parte del motor de la bomba o el ajuste del manguito a la presión del aire. La salida de la compuerta AND 43 está conectada a un multivibrador de disparo unico 47

5. y de ahí a la unidad indicadora 26. Cuando se dispara, el multivibrador de disparo único 47 engendra una pulsación de 250 ms que energiza la lámpara 48 para dar una indicación visual momentánea siempre que existe una señal doppler resultante del movimiento de las paredes arteriales. La

10. salida de la compuerta AND 43 está conectada también por medio del circuito lógico 49 para controlar los manómetros sistólico y diastólico 27 y 28 mediante conductores 51 y 52, respectivamente, con el fin de ajustar el nivel de presión de los manómetros a los puntos de presión sistólica y diastólica

15. medidos en el sujeto. Si se desea, puede estar conectado al indicar 26 un registrador 53, con el fin de obtener un registro de información digital y/o análogo representativo de la presión de la sangre.

Haciendo de nuevo referencia a la salida de la

20. unidad de filtro 36, un conductor ramificado 54 está conectado a un circuito detector conmutador, designado generalmente dentro de las líneas de trazos como 55 y utilizado para seguir las señales pasadas por el filtro de pasabanda de 100 ciclos y responder a ciertos eventos para causar la

25. actuación del conmutador de relé 37.

= 13 =

383044



El conductor de entrada al detector conmutador 55 está acoplado a un amplificador operativo 56 cuya salida va a un amplificador diferencial 57 que sirve de comparador liminar para cierto nivel de potencial de referencia. Conectado al amplificador diferencial 57 está un formador de pulsaciones 58, asociado a un control de flip-flop 59, tal como un multivibrador de disparo único, el cual a su vez está conectado a partir de un disparo único 47 para restablecer el flip-flop 59 en el borde de ataque de la pulsación ligera arterial de 250 ms. Un contador de pulsaciones 61 está conectado a partir del flip-flop de control 59 y también a partir de la unidad de disparo único 46, para fines de reinstauración. La salida del contador de pulsaciones 61 está conectada al circuito de relé del conmutador de relé 37 para energizar el conmutador de relé.

En la figura 4 se ilustra un diagrama detallado de circuito de las unidades 57, 58, 59 y 61 del detector conmutador 55, en el que una señal procedente del amplificador operativo 56 es acoplada a un transistor 64 que sirve como de emisor seguidor, para presentar un nivel estable  $E_2$  de 4-5 voltios aproximadamente de emisor de corriente continua en una entrada al comparador con las señales arteriales de corriente alterna, de 100 mV aproximadamente de máximo a máximo y más, aplicadas a él. La segunda entrada al comparador diferencial es un nivel liminar  $E_1$  de corriente continua, ajustable entre 1 y 5



383044

voltios aproximadamente por medio de un potenciómetro 65. El ajuste liminar  $\Delta E = E_2 - E_1$  determina el criterio de amplitud de la señal arterial para actuar el comparador, con el fin de accionar el formador de pulsaciones, que incluye la unidad integradora 66, y volver el transistor 67, presentando un alto nivel lógico en una entrada al control de flip-flop 59. Cuando el transistor 67 está desactivado, su nivel de salida es bajo por la resistencia 68 derivada a tierra. Por ejemplo, con referencia a la Fig. 5 y asumiendo que el voltaje diferencial  $\Delta E$  esté ajustado a 0,300 mV, cuando una pulsación arterial 69 exceda del voltaje diferencial en 71 se engendrará una señal digital arterial 72 en el colector del transistor 67, para ajustar el control de flip-flop 59.

El contador 61 incluye tres unidades de flip-flop para registrar las señales de pulsación sucesivas engendradas por el control de flip-flop 59. Cuando cuatro de las (audio)-señales de la arteria del paciente tienen un contenido de 100 Hz de magnitud suficiente, la salida del último contador de flip-flop 73 desciende, para disparar el circuito de relé 62, que incluye los elementos convencionales de trinquete e impulsor del relé.

#### Funcionamiento

Haciendo/ahora referencia a las Figuras 1 y 2, se establece en primer término en el manguito una presión predeter-

583044



- minada que exceda de la presión sistólica del sujeto, con el fin de ocluir la sangre y por lo tanto exprimirla de ese segmento 29 de la arteria situado debajo del manguito. Luego, a medida que la presión en el manguito desciende en virtud de la válvula de escape 24, la sangre llena momentáneamente el segmento 29 de la arteria durante la sístole, cuando la presión en el manguito es igual o ligeramente menor que la presión intraarterial sistólica. A medida que la presión en el manguito continua decreciendo, el segmento arterial 29 sigue abierto por intervalos de tiempo mayores, como se representa gráficamente en la Figura 1, y por último se mantiene abierto constantemente cuando la presión en el manguito se iguala a la presión diastólica.

- Durante la operación anterior, el cristal transmi-  
tente 31 dirige al brazo una señal ultrasónica de RF de 2 MHz. La energía ultrasónica reflejada en las superficies en movimiento dentro del brazo, incluidas las señales arteriales de efecto doppler, es recibida por el cristal 32, convertida en señales eléctricas y aplicada al discriminador 34, en el que la desviación del portador de 2 MHz desarrolla frecuencias diferenciales o señales doppler indicadoras del régimen de modulación del portador de 2 MHz por el movimiento de las paredes de la arteria. En general, la consideración respecto a la banda particular de frecuencias utilizada en los filtros 35 y 36 se estableció después de investigación cuidadosa de



383044

las velocidades de la pared arterial resultante de la presión del manguito y el régimen de modulación de un portador de 2 MHz por el movimiento de las paredes.

Al analizar la señal doppler desarrollada por

5. desmodulación, se ha encontrado que hay que considerar cada vez la cantidad de energía reflejada por la pared de la arteria, la longitud de excursión de la pared de la arteria y el régimen de la velocidad de desviación de la pared arterial. En la mayoría de los casos, a igualdad de condiciones,
10. estas tres variables independientes varían de una persona a otra y de una prueba a otra. En la medición normal de la presión sanguínea las características de las señales doppler detectadas, como resultado de estas variables independientes, son distinguibles en cuanto a la amplitud y a la frecuencia,
15. de modo que, con la elaboración apropiada de las señales pueden determinarse más precisamente los valores sistólicos y diastólicos, para evaluar los valores genuinos de la presión sanguínea. En consecuencia, este invento se ha desarrollado para seguir primeramente la sístole y luego,
20. cuando se detecta cierto criterio distinguible en las señales doppler de un sujeto, conmutar o variar automáticamente la disposición inicial de seguimiento para determinar más exactamente los valores siguientes de la presión sanguínea, con inclusión de la presión sanguínea diastólica del sujeto.
25. Como puede observarse haciendo referencia a la Figura 6, el filtro 35 pasará, virtualmente sin ninguna



383044

- atenuación, cualquier señal doppler que tenga un contenido de audiofrecuencia de 45 Hz y más, hasta unos 310 Hz. A causa del gradiente atenuante o de banda de paro en el lado bajo, las señales que tienen audiofrecuencias inferiores
5. a 45 Hz se atenuaran con una velocidad preferida de 24 db aproximadamente por octava, para suprimir virtualmente, en efecto, las señales con contenido de baja frecuencia en la gama de 0 a 20 ciclos y suprimir también las señales en la gama de 20 a 45 ciclos cuando la amplitud de las señales de llegada no sea importante. Por debajo de 45 Hz este
10. filtro sirve para suprimir el movimiento extraño del brazo, el movimiento de las paredes arteriales no inducido por la presión del manguito, oscilaciones transitorias de la línea, radiación, etc.
15. La salida del filtro 35 se aplica pasando por el contacto 38 del conmutador de relé 37 al amplificador de audio 41, para amplificación, y luego, en el detector liminar 42, se discriminan en amplitud las señales doppler respecto a las señales de ruido, como las que incluyen movimiento extraño del brazo, movimiento de las paredes arteriales no inducido por la presión del manguito, oscilaciones transitorias de la línea, radiación, etc. Las señales pasadas
20. por el detector liminar 42 se aplican luego a la compuerta AND 43.
25. Volviendo a hacer referencia a la presión estable-

= 18 =

383044



cida en el manguito 22, la presión en el tubo de conexión 25 se convierte en una señal digital por obra del transductor de presión 44 y se compara con un valor establecido para determinar cuando se establece en el manguito una presión

5. máxima predeterminada. En este punto se detiene el funcionamiento de la bomba 23, se desinfla gradualmente el manguito por medio del tubo de escape 24 y se engendra una señal por parte del comparador 45, la cual dispersa la unidad de disparo único 46 para producir una pulsación de salida de 2,5 segundos de duración que inactiva la compuerta AND 43. Esto evita el disparo en falso por señales emanadas del motor de la bomba o del ajuste del manguito a la presión del aire, al impedir que tales señales de disparo falsas entren en circuito lógico 49.

15. Siguiendo a la pulsación inhibidora de 2,5 segundos de duración, cuando una señal pase por el detector liminar 42 la compuerta AND 43 será capacitada para disparar la unidad de disparo único 47, produciendo una pulsación de salida de 0,250 ms para energizar la luz de arterias 48.

20. Las pulsaciones de salida procedentes de la compuerta AND 43 inducen también al circuito lógico 49 a hacer que los manómetros sistólico y/o diastólico 27 y 28 proporcionen indicaciones de la presión sanguínea del sujeto.

25. Volviendo a hacer referencia al discriminador 34, las señales doppler son alimentadas simultáneamente al

383044



filtro de pasabanda 36, que en la modalidad aquí expuesta, ilustrada en la Figura 6, pasa todas las señales doppler que tienen un contenido de audiofrecuencia de 100 Hz y más, hasta unos 500 Hz. Como la banda de paro por debajo de

5. 100 Hz tiene una característica de atenuación de unos 21 db por octava, pasará, en efecto, señales que tengan un contenido de audiofrecuencia inferior a 100 Hz, las cuales, a pesar de la atenuación, tienen todavía intensidad apreciable. Se necesitan polos o decibeles suficientes por octava para
10. separar los pequeños cambios en las frecuencias doppler en la diástole. Las señales doppler pasadas por el filtro 36 son seguidas por un detector conmutador 55, que responden a cierto criterio predeterminado para energizar el conmutador de relé 37, haciendo que el contacto 39 se cierre, por lo
15. cual el filtro 36 se usa después para pasar señales doppler con fines de medición de la presión sanguínea.

- Una señal doppler de entrada pasada por el BPF 36 al detector conmutador 55 será comparada con una referencia en el comparador diferencial 57 y pasada otra vez si excede del voltaje de referencia. El formador de pulsaciones 58 convertirá la salida del comparador en una salida digital, para ajustar el flip-flop de control 59, que se restablece en virtud del borde de ataque de la pulsación de 0,250 ms de luz de arteria procedente de la unidad de disparo único
- 20.
  25. 47. La aplicación de la pulsación de 0,250 ms asegura que solo una cuenta por latido cardíaco capacitará el flip-flop

383044



de control y entrará en el contador 61, haciendo al detector conmutador independiente del ritmo cardíaco y del número de pulsaciones por latido cardíaco, para ignorar otras pulsaciones sin importancia durante un solo latido cardíaco, por

5. cuanto este período de 250 ms es más o menos el intervalo mínimo entre los latidos cardíacos en un ser humano adulto, tanto si está enfermo o tiene salud normal.

- Después que el filtro 36 y el comparador diferencial 57 han pasado cuatro señales doppler para restablecer
10. cuatro veces el flip-flop de control, la salida del contador 61 está capacitada para activar el circuito de relé 62, hacer que el conmutador de relé se energice y conmutar los contactos de relé de 38 a 39, lo que hace que el BPF 36 se conecte al amplificador de audio 41, en lugar de hacerlo con
  15. el BPF 35, para seguir la presión sanguínea. El número de cuatro de tales señales doppler se ha elegido por cuanto es virtualmente inexistente la probabilidad de que se hayan contado cuatro señales extrañas. Una vez se ha establecido el conmutador de relé, éste y el contador 61 no serestable-
  20. cen de nuevo hasta que se engendra el borde de ataque de la pulsación de 2,5 procedente de la unidad de disparo único 46, indicando la reciclización del dispositivo por activación del comparador 45 de presión máxima en el manguito. Como es lógico, se entiende que los filtros no han de ser necesaria-
  25. mente conmutados durante cada ciclo del dispositivo, por

= 21 =

383044



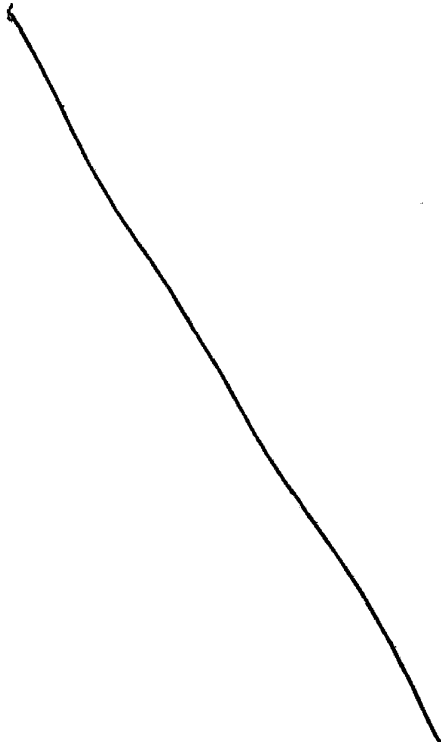
cuanto en cualquier sujeto particular es posible que el BPF 36 no pase cuatro señales doppler de energía suficiente.

Debe entenderse, como es lógico, que la exposición anterior se refiere únicamente a una modalidad preferida del

5. invento y que cabe en éste numerosas modificaciones o alteraciones sin separarse del espíritu ni del alcance del invento.

Por ejemplo, si la frecuencia de oscilación o transmisión utilizada fuera de 8 Hz en lugar de 2 MHz, el BPF 35 se establecería desde unos 180 a 1240 Hz y el BPF 36 se estable-

10. cería desde unos 400 hasta 2000 Hz. Evidentemente, esto ocurre porque dado que la frecuencia transmitente se aumenta en cuatro veces 2 MHz el número de longitudes de onda que cortan el movimiento de la pared arterial o son moduladas por el movimiento de la pared arterial se incrementará también en un factor de cuatro.



383044

= 22 =



383044

NOTA

Descrito el objeto del presente invento, se declaran nuevas y de propia invención las siguientes reivindicaciones, con prioridad de la solicitud de patente estadounidense serial nº 854.847 del 3 de Septiembre de 1969.

5. 1. Perfeccionamientos en aparatos de medición indirecta de la presión sanguínea arterial para seguir la información de efecto doppler originada por el movimiento de la pared arterial bajo externa que hace que la arteria se abra o se cierre, medios que comprenden:

10. - medios transmisores y receptores para derivar dicha información de efecto doppler y engendrar señales eléctricas doppler que tengan un contenido de frecuencia representativo del citado movimiento de las paredes arteriales,

15. - medios de filtro conectados a los citados medios transmisores y receptores, para pasar una primera banda de frecuencias y, selectivamente actuable, pasar una segunda banda de frecuencias,

20. - y medios detectores respondientes a la intensidad de las señales procedentes de los citados medios de filtro en la citada segunda banda de frecuencias, para actuar los medios de filtro con el fin de pasar dicha segunda banda de frecuencias.



383044

2. Perfeccionamientos, según la reivindicación 1, en el que los citados medios detectores incluyen medios comparadores para pasar las señales con intensidad superior a un nivel preseleccionado.

3. Perfeccionamientos según la reivindicación 2, en el que los citados medios detectores incluyen además medios de contador restablecibles para contar las señales pasadas por los citados medios comparadores.

4. Perfeccionamientos, según la reivindicación 3, en el que los citados medios de filtro incluyen medios de conmutación normalmente conectados para pasar dicha primera banda de frecuencias y los citados medios de conmutación son respondientes a un contaje predeterminado de los citados medios de contador, para ser actuados para pasar la citada segunda banda de frecuencias.

5. Perfeccionamientos, según la reivindicación 1, en el que los citados medios transmisores y receptores incluyen medios transductores para transmitir energía ultrasónica a la citada pared arterial y recibir de ella energía ultrasónica reflejada, y medios para desmodular la energía reflejada con el fin de suministrar las citadas señales eléctricas doppler.

6. Perfeccionamientos según la reivindicación 3,



383044

que incluye medios inhibidores conectados entre los citados medios de contador y los medios de comparador, para permitir que entre en los medios de contador unicamente una cuenta por latido cardíaco del sujeto.

5. 7. Perfeccionamientos, según la reivindicación 3, que incluye medios para restablecer dichos medios de contador a cada operación del aparato.

10. 8. Perfeccionamientos, según la reivindicación 5, en el que los citados medios transductores son accionados con una frecuencia transmitente de 2 MHz y la citada primera banda de frecuencias tiene un lado bajo recortado de unos 45 Hz, con un gradiente de atenuación de unos 18 a 30 decibeles por octava, mientras la citada segunda banda de frecuencias tiene un lado bajo recortado de unos 100 Hz y un gradiente de atenuación de unos 18 a 30 decibeles por octava.

15. 9. Perfeccionamientos, según la reivindicación 4, en el que los citados medios conmutadores son actuados por una cuenta de dos a lo menos de los citados medios de contador.

20. 10. Perfeccionamientos, según las reivindicaciones precedentes, que comprenden:



383044

- medios externos de presión para ocluir externamente una sección arterial e inducir los eventos de abertura y cierre de la arteria en respuesta a coacción de la presión arterial con presión oclusora,
- 5. - medios transeptores que incluyen medios transductores para transmitir energía ultrasónica a dicha sección y recibir de ella energía y engendrar señales eléctricas doppler con un contenido de frecuencia representativo del movimiento de la pared de la sección arterial.
- 10. - primeros medios de filtro conectados desde dichos medios transeptores para pasar en una primera banda de frecuencias señales representativas de movimientos lentos de la pared arterial; y segundos medios de filtro conectados desde dichos elementos transeptores para pasar en una segunda banda de frecuencias señales representativas de movimiento de las paredes arteriales relativamente más rápido,
- 15. - medios indicadores que calibran los citados medios de presión externa y responden a las citadas señales doppler para indicar valores de presión de la sangre,
- 20. - medios conmutadores para conectar normalmente los citados primeros medios de filtro con los citados medios indicadores y, selectivamente actuable, conectar los citados segundos medios de filtro con los citados medios indicadores,
- 25. - y medios detectores para seguir las señales doppler procedentes de los citados segundos medios de filtro y

383044



respondientes a eventos preseleccionados, para activar dichos medios de conmutación.

11. Perfeccionamientos, según la reivindicación 10, en el que los citados medios incluyen:

5. - medios comparadores para pasar señales doppler que tienen una intensidad superior a un valor liminar preseleccionado.

10. 12. Perfeccionamientos, según la reivindicación 11, en el que los citados medios detectores incluyen además medios de contador, restablecibles, para contar las señales pasadas por los citados medios comparadores, con lo cual los citados medios conmutadores son respondientes a un contaje predeterminado de los citados medios contadores y son activados por él.

15. 13. Perfeccionamientos, según la reivindicación 12, en el que los citados medios detectores incluyen además medios inhibidores conectados entre los citados medios comparadores y contadores, para permitir que entre en los medios contadores unicamente una cuenta por latido cardíaco del sujeto.

20. 14. Perfeccionamientos, según la reivindicación 12, que incluye medios de nivel de la presión respondientes a un máximo predeterminado de presión en el manguito, para proporcionar una pulsación de salida, con lo cual dichos medios conta-

= 27 =

383044



...dotes son restablecidos por la citada pulsación de salida.

15. Perfeccionamientos, según la reivindicación 10, en el que los citados medios transeptores son accionados con una frecuencia transmitente de 2 MHz y los citados primeros medios de filtro tienen un corte de lado bajo de unos 45 Hz, con un gradiente de atenuación de unos 18 a 30

5. decibeles por octava, mientras los citados segundos medios de filtro tienen un corte en el lado bajo de unos 100 Hz y un gradiente de atenuación de unos 18 a 30 decibeles por octava.

10. 16. Perfeccionamientos en aparatos de medición indirecta de la presión sanguínea arterial.

Según se describe y reivindica en la presente memoria descriptiva que consta de 27 hojas foliadas y escritas a máquina por una sola cara.

15.

Madrid, a 26 de Agosto de 1970

p.a.

JAIME ISERN

MANUELA GARCÍA SANZ INGENIERA

383044



Fig. 1

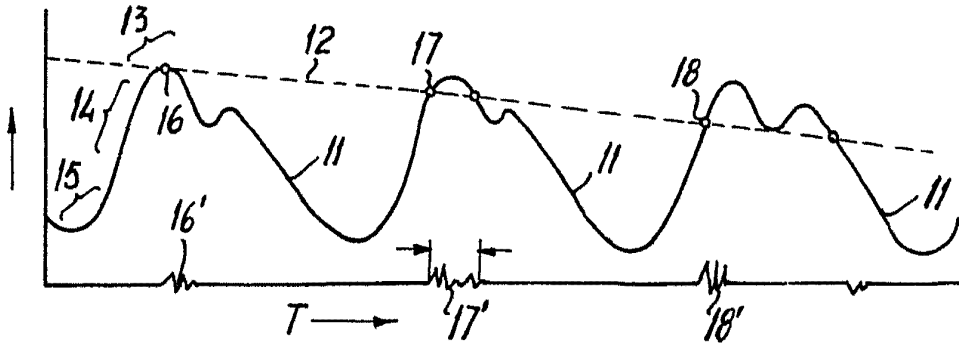


Fig. 3

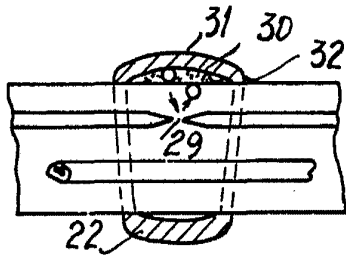
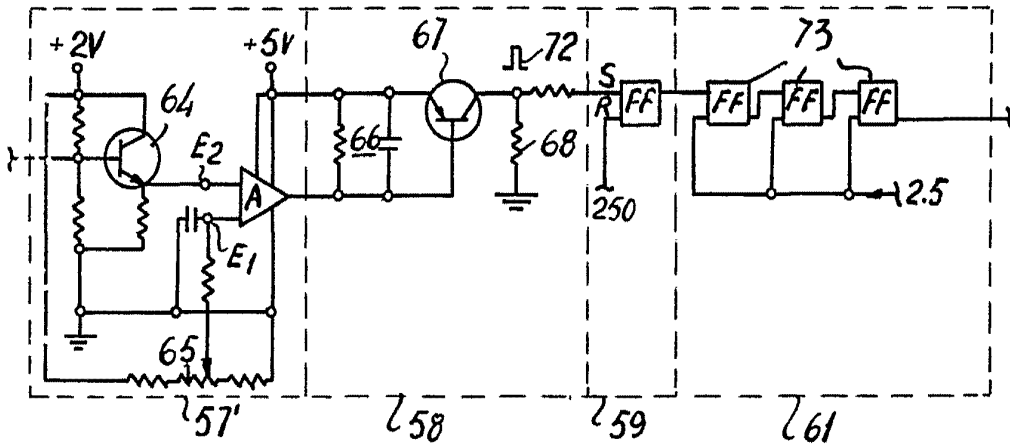


Fig. 4



Madrid, a 26 AGO. 1970  
p.a.

JAME ISERM

RODRIGUEZ SANZ HEARND

383044



Fig. 2

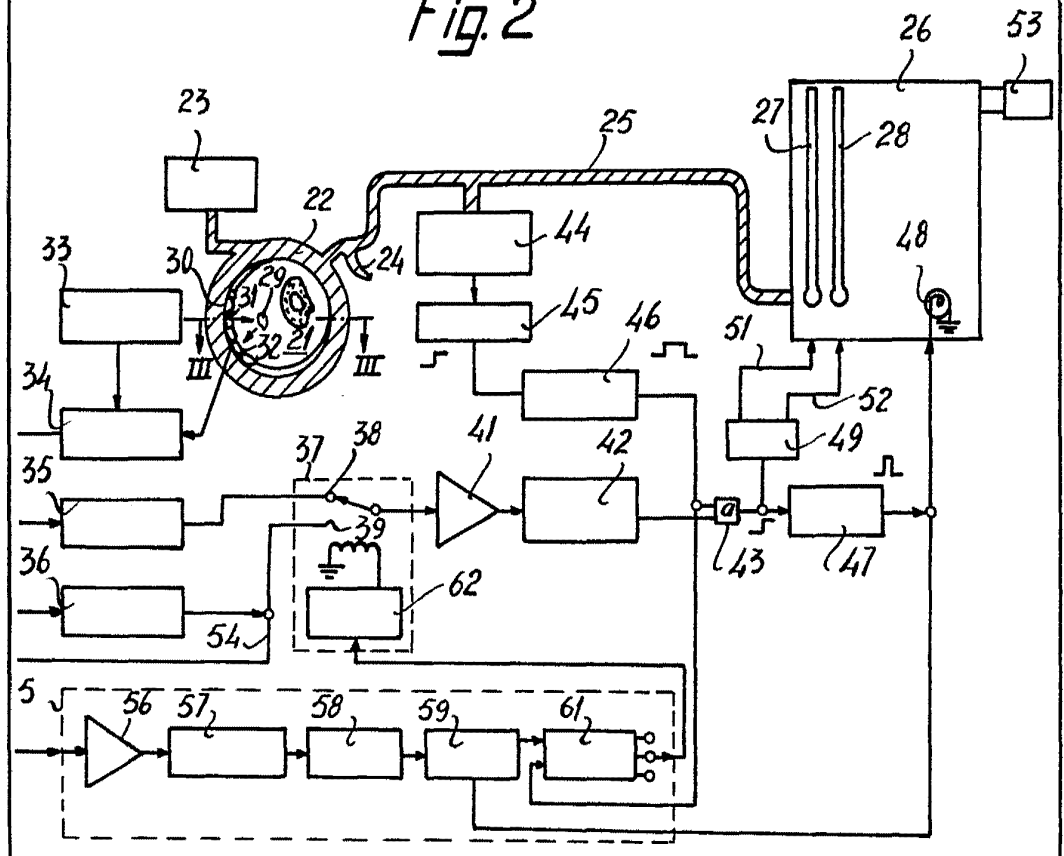


Fig. 5

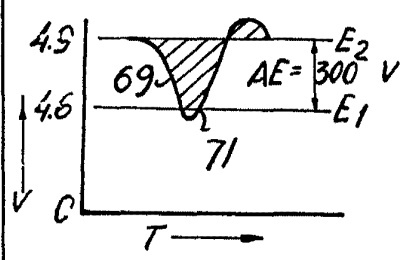
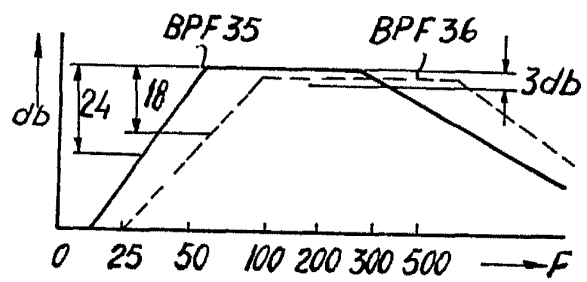


Fig. 6



Madrid, a 26 AGO. 1970  
p.a.

JAIME ISERN  
FERRER, INGENIERO DE OFICINA