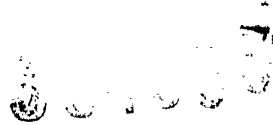
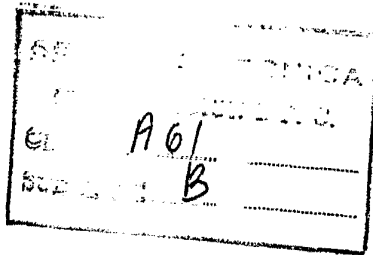


P.-45.898



Memoria descriptiva

15 OCT 1970

384553

para solicitar PATENTE DE INVENCION por 20 años

a nombre de "INSTITUT EUROPEEN DE RECHERCHES ET D'APPLI-
CATIONS MEDICALES" (I.E.R.A.M.)

entidad / ~~denacionalidad~~ francesa

con domicilio en 31 rue de Chabrol, Paris, Francia

por: "DISPOSITIVO DE REOPLETISMOGRAFIA"

Prioridad: Francia, 23 de Octubre de 1.969, Nº 6936333 y
Francia, 29 de Mayo de 1.970, Nº 70 19676.



384553

P.- 45.898

El presente invento se refiere a nuevos dispositivos de reopletismografía denominada también pletismografía - por inductancia, es decir, de mediciones de la variación - de volumen de órganos por medición de variaciones de impe-
5 dancia eléctrica. Este invento se aplica, en particular, - a las mediciones relativas a la circulación sanguínea y a la actividad respiratoria humanas o animales, y en particu- lar, de los mamíferos.

Era conocido en la técnica anterior medir, con -
10 ayuda de aparatos de reopletismografía, caudales sanguí- neos, o la actividad respiratoria por medición de impedan- cia. KUBICEK ha propuesto especialmente utilizar cuatro -- electrodos en forma de cinta relativamente larga y aplicar con ayuda de dos primeros electrodos llamados de inyección
15 o de excitación, convenientemente colocados uno alrededor del cuello, el otro alrededor de la base del tórax del su- jeto, una tensión eléctrica de alta frecuencia; la diferen- cia de potencial recogida entre los otros dos electrodos, llamados de recogida o de medida, situados, uno alrededor
20 del cuello, pero más cerca del tórax que el precedente, - el otro alrededor del tórax, pero más arriba que el prece- dente, permite obtener, después de modulación, amplifica- ción, desmodulación y rectificación, un registro de la va- riación de impedancia entre los dos electrodos de recog-
25 da.

384553

15



5 En un primer dispositivo, KUBICEK equilibra -
la impedancia comprendida entre los electrodos de recogida
con ayuda de una resistencia fija, lo que no podría -
ser aceptable más que para ciertos sujetos y ciertas po-
siciones de los electrodos; pero es evidente que, en fun-
ción del sujeto - hombre o animal, niño o adulto - y de -
su morfología - grueso o delgado en particular - las impe-
dancias que entran en juego son muy diversas.

10 En la patente americana 3.340.867, JUBICEK pro-
pone, siempre con los mismos electrodos, un dispositivo
en el cual un oscilador de alta frecuencia de corriente -
constante está unido, por una parte, al sujeto, por los -
electrodos de inyección (corriente de excitación), por -
otra parte, y en paralelo con el sujeto, a un potencióme-
15 tro. La tensión recogida en los electrodos de recogida -
es amplificada, rectificada y llevada a un amplificador
diferencial de corriente continua. La tensión recogida a
la salida del potenciómetro es igualmente amplificada, rec-
tificada y llevada a un amplificador diferencial de co-
20 rriente continua. Cuando se aplican los electrodos sobre -
el sujeto, se regula el potenciómetro para obtener a la -
salida del amplificador diferencial de corriente continua
una tensión próxima a cero. Este dispositivo, a la vez -
que constituye un progreso con relación a los más antiguos,
30 presenta la desventaja de recoger entre los electrodos -

9.10.70

384553

15



de recogida tensiones que varían con todos los fenómenos -
intratorácicos (circulación sanguínea, respiración, diges-
tión, especialmente). Si se quiere estudiar la actividad
cardíaca, por ejemplo, el sujeto debe, en la mayoría de -
5 los casos, a pesar de las precauciones adoptadas, suspen-
der su respiración para que las mediciones no sean falsea-
das. Los otros fenómenos, especialmente los de la diges-
tión, intervienen. Además, si se quiere estudiar una acti-
vidad cardíaca en un sujeto a bordo de un vehículo, o en
10 actividad de trabajo o deportiva, se introducen variacio-
nes debidas a los desplazamientos de los miembros y de -
los músculos, ya sea bajo el mando del sujeto mismo, ya -
sea debido a las aceleraciones. Además, el dispositivo -
según la patente americana 3.340.867 se vuelve complejo,
15 porque para equilibrar sujeto y dispositivo de calibrado
potenciométrico, hay que recurrir a un oscilador cuya co-
rriente es mantenida cuidadosamente constante.

Tal tipo de instalación es de un funcionamiento
dificilmente compatible con las prácticas médicas corrientes,
20 y más todavía cuando el sujeto está colocado en el -
habitáculo estrecho de un vehículo experimental, aeronáu-
tico o espacial, y sometido a aceleraciones importantes.

Conviene recordar las definiciones siguientes -
haciendo referencia a la figura 1.

25 La figura 1 representa, para un hombre normal, -

384553



de pulso medio, el electrocardiograma (EKG), el fonocar-
diograma (PCG) y el reopletismograma (RPG) (componentes
cardioaórtica y arteriales solo). La notación EKG corres-
ponde al electrocardiograma recogido con ayuda de electro-
5 dos externos, por oposición a la notación ECG que se --
tiendo actualmente a reservar al electrocardiograma toma-
do en electrodos internos, en curso de intervención qui-
rúrgica, por ejemplo.

El ciclo de actividad cardíaca comprende la sí-
10 tole auricular (SA) en el curso de la cual las aurículas
se vacían prácticamente de modo simultáneo en los ventrí-
culos por las válvulas auriculoventriculares. Al final -
de la sístole auricular (SA), las válvulas auriculoventri-
culares se cierran en FAV y la sístole ventricular (SV) -
15 comienza. Las válvulas sigmoideas se abren en OS, es decir,
poco después del cierre FAV de las válvulas auriculoven-
triculares. Este cierre FAV corresponde sensiblemente, por
una parte, al ataque del primer ruido cardíaco B1, como -
ilustra el fonocardiograma PCG y, por otra parte, al pun-
20 to bajo del reopletismograma RPG. Durante la sístole, --
practicamente isócrona, de los dos ventrículos, el mio--
cardio se contrae y expulsa la sangre, por una parte, ha-
cia la arteria aorta para el ventrículo izquierdo, por --
otra parte, hacia las arterias pulmonares, para el ventrí-
25 culo derecho. La aorta se infla, de donde se deriva la su-

384553



bida del reopletismograma que corresponde, aproximadamente, a la variación ST del electrocardiograma, adoptando las notaciones clásicas de Einthoven. Al final de sístole ventricular, el reopletismograma comienza a decrecer y, durante el cierre de las válvulas sigmoideas FS, que corresponde exactamente a la aparición del segundo ruido cardiaco B2, el reopletismógrafo registra una o varias inflexiones, como muestra la figura 1. Esto corresponde igualmente al comienzo de la diástole D1. Poco después de este cierre FS, las válvulas auriculoventriculares - se abren en OAV, deteniéndose luego al segundo ruido B2. En el curso de la diástole D1, las arterias (aorta y pulmonares) vuelven a su volumen de base y el reopletismograma decrece; esta disminución se prolongará por lo demás durante la sístole auricular SA, que corresponde a P seguida inmediatamente de Q y R en el electrocardiograma.

Se puede calcular el volumen sistólico a partir de la pendiente del reopletismograma durante la subida - que sigue al primer ruido cardíaco, como es conocido en la técnica anterior. Se puede citar, a este respecto: - Kubicek W.G., Karnegis J.N., Patterson R.P., Witsoe D.A., Mattson R.R. "Development and Evaluation of Impedance cardiographic output system" Aerospace med. 37 (12) 1209-12, 1.966.

384553



Haciendo referencia a la figura 2, que representa un reopletismograma RPG correspondiente a un hombre normal de actividad cardíaca media, se señalan las abscisas de los frentes de ataque FAV y FS de la figura 1 de los dos ruidos cardíacos B1 y B2. Se ha demostrado en la técnica anterior que, si se traza la tangente ab de mayor pendiente ascendente del reopletismograma correspondiente en la mayoría de los casos al punto de inflexión que se encuentra entre primero y segundo ruido cardíaco, y si se señalan los puntos a y b de esta tangente cuyas abscisas son las de los frentes FAV y FS de ataque de los ruidos cardíacos B1 y B2, la diferencia h de las ordenadas de b y de a es sensiblemente proporcional al volumen sistólico.

En el artículo de Kubicek citado más arriba, se presenta este método de determinación del volumen sistólico y un aparato de reopletismografía basado en el principio descrito más arriba.

Es posible referirse igualmente a los informes siguientes: "Coleman Hertsman A., D'Agrosa L., Frath F. - "Impedance measurement of cardiac output during moderate heat exposure" Aer. Sp. Med. Research Lab. T-R 66-5.

En la técnica anterior, cuando se aplica el método gráfico, como ilustra la figura 2, si es generalmente fácil trazar la tangente de mayor pendiente, la determina-

384553



ción de las abscisas de FAV y FS, es casi siempre efectuada a mano por el operador que escucha los ruidos cardíacos con el estetoscopio, lo que introduce causas de errores importantes.

5 El presente invento tiene por finalidad permitir, entre otras cosas, mediciones continuas sin que sea necesario detener la actividad respiratoria del sujeto, y esto con un aparato de construcción sencilla y, por consiguiente, de bajo precio de coste, con un conjunto
10 que incluye cuatro electrodos o más, de colocación simple y que no estorba en absoluto los movimientos del paciente. El usuario de este aparato ve su misión grandemente simplificada, puesto que puede ser regulado con ayuda de un sólo órgano de regulación.

15 Tal dispositivo permite igualmente el registro de tales mediciones y la asociación de cualquier calculador adecuado que permita obtener directamente los resultados cifrados.

Otra finalidad del presente invento es hacer
20 más sencillo y más fácil el examen o análisis de los reo-pletismogramas, por una parte, eliminando las componentes que estorban y los parásitos y, por otra parte, indicando claramente ciertas señales o fenómenos en el tiempo y utilizando un dispositivo especial.

25 El invento tiene igualmente por finalidad eli-

384553



minar, por ejemplo, las componentes respiratorias cuando se estudia la actividad cardiaca o reciprocamente en el caso inverso.

5 En efecto, en lo que sigue se hará referoncia, principalmente, a título de ejemplo, al estudio del -- caudal sanguíneo y del volumen sistólico: la figura 5 representa esquemáticamente, para un hombre normal y - en condiciones medias, la componente circulatoria CC, la componente respiratoria CR y el conjunto de las dos
10 CC+CR obtenidas por registro reopletismográfico.

El efecto de la superposición de las dos componentes es muy aparente en el diagrama CC+CR y se comprende fácilmente que, si se quiere estudiar la componente circulatoria CC, se trata de eliminar la componen-
15 te respiratoria CR con objeto de estabilizar la curva C alrededor de una línea de base con ordenada constante tal como el eje de la banda de registro.

El invento permite llevar, por ejemplo, al - reopletismograma representado en la figura 2, un pico agudo, o una almena sobre el reopletismograma mismo -
20 señalando en el tiempo los frentes de ataque de los ruidos cardiacos (almenas en trazos mixtos figura 2).

El invento permite igualmente, debido al tipo de circuito utilizado, evitar los inconvenientes cita-
25 dos más arriba a propósito de la técnica anterior. Un generador de alta frecuencia está colocado en serie con el sujeto (entre los electrodos de inyección) y un dis-

384553



positivo de equilibrado y de calibrado. Ahora bien, la -
corriente suministrada por el generador puede variar, -
lo que es un fenómeno frecuente, sobre todo para medi-
ciones de muy larga duración, o entre dos experiencias
5 en un mismo sujeto a intervalo de tiempo no desprecia-
ble. El dispositivo conforme al presente invento permie-
te asegurarse de que la misma corriente atraviesa el su-
jeto y el dispositivo de equilibrado, y compensar las -
eventuales variaciones de corriente en el tiempo. El -
10 dispositivo de equilibrado permite igualmente, como se
describirá en el ejemplo siguiente, regularizar la co--
rriente entre electrodos de inyección, a pesar de las -
variaciones de impedancia entre electrodos, lo que evi-
ta igualmente tener que recurrir a un oscilador de co--
15 rriente mantenida constante.

El invento se aplica, pues, particularmente, a
la medición de cualesquiera variaciones de volumen de -
órgano, y especialmente de los pulmones, del corazón, de
las diferentes arterias, al control de la actividad --
20 circulatoria en diferentes partes del cuerpo, por ejem--
plo en el encéfalo, a la investigación de anomalías por
mediciones diferenciales, por ejemplo para detectar un -
tumor comparando la actividad circularoa encefálica dere-
cha e izquierda, a controlar la circulación de manera --
25 continúa en el curso de operaciones o en el curso de --

384553



tratamientos de larga duración, y obtener de tales me-
diciones, para estos diferentes casos, cuando el sujeto
no es estrictamente accesible al operador, en particu-
lar, cuando se encuentre a bordo de un vehículo o cuan-
do está en movimiento, lo que es el caso durante transe-
portes en ambulancia y en todos los estudios de fisiolo-
gía aplicada (fisiología del trabajo, de los deportes,
de la aeronáutica, de la astronáutica, etc....).

Para hacer más comprensibles las descripcio-
nes siguientes, conviene recordar la naturaleza de las
impedancias eléctricas del cuerpo medidas entre dos --
electrodos.

La figura 3 representa esquemáticamente tal
impedancia; ésta está constituida, por una parte, por
la impedancia de la piel que se puede representar por
una capacitancia C_p y una resistencia R_p colocadas en
paralelo, estando representada la impedancia de los te-
jidos profundos por una capacitancia C_1 en paralelo con
una resistencia R_1 que puede estar representada, a su -
vez, por una resistencia R_t fija correspondiente a los
tejidos mismos y una resistencia R en paralelo con R_t
que representa la resistencia variable debida a las va-
riaciones de la circulación sanguínea; entre dos electro-
dos se encuentran la capacitancia C_p u la resistencia
 R_p en la entrada y en la salida, y el conjunto C_1, R_1 -

384553

15



entre esta entrada y esta salida.

Si se aplican diferencias de potencial a frecuencia suficientemente elevada, el esquema se simplifica y, en particular, se puede no tener en cuenta la resistencia de la piel y la capacitancia de los tejidos profundos (véase a este respecto: DEMANGE J., DEMON G. "Influence de l'inhalation de CO₂ sur la rheographie - cerebrale" Revue de medecine aeronautique et spatiale - 1967 6 (2) 5-9).

El esquema de la figura 3 se reduce entonces al de la figura 4 que incluye una capacitancia de piel C_p en la entrada que corresponde de hecho al conjunto (electrodo + piel), la resistencia de los tejidos profundos R_t , la resistencia variable R_s de la sangre o de los órganos, estando estas dos resistencias en paralelo, y una capacitancia de salida correspondiente a la piel y al otro electrodo.

En el esquema de equipo dado a continuación - a título de ejemplo, se ven de nuevo las mismas indicaciones que designan la impedancia de los diferentes tejidos (piel y tejidos profundos).

Para hacer comprender mejor las características técnicas y las ventajas del presente invento, se describirán ejemplos de realización del mismo, entendiéndose que éstos no son limitativos en cuanto a su modo

384553

10



de utilización y a las aplicaciones que se pueden hacer -
de ellos.

Se hará referencia a las figuras siguientes, -
de las cuales las cinco primeras han sido descritas más
5 arriba:

La figura 1 muestra, para un hombre normal con
actividad cardíaca media, electrocardiograma externo --
EKG, fonocardiograma PCG y reopletismograma RPG;

10 la figura 2 ilustra el método de determinación
gráfica del volumen sistólico;

la figura 3 representa esquemáticamente la im-
pedancia corporal entre dos electrodos, y la figura 4 -
representa una simplificación de la misma;

15 la figura 5 ilustra muy esquemáticamente la -
superposición de la componente cardíaca CC y de la compo-
nente respiratoria CR en un reopletismograma;

20 la figura 6 representa esquemáticamente un dispo-
sitivo reopletismográfico con cuatro electrodos conforme
al presente invento, no estando dados los valores de -
las resistencias más que a título indicativo y pudiendo -
ser modificados, naturalmente, por el técnico, en fun--
ción de las condiciones propias del aparato o de las ---
mediciones a efectuar;

25 la figura 7 representa esquemáticamente un dis-
positivo de filtración de las componentes perturbadoras

15



384553

o parásitas;

la figura 8 representa esquemáticamente un dispositivo de descrestado y de puesta en forma;

5 la figura 9 representa esquemáticamente un dispositivo de adición o de sustracción de las componentes;

la figura 10 representa esquemáticamente un dispositivo de exámen de los reopletismogramas.

10 la figura 11 representa esquemáticamente un tórax humano provisto de cuatro electrodos conforme al invento.

El dispositivo de la figura 6 comprende un generador de alta frecuencia GHF tal como, por ejemplo, un oscilador clásico que puede ser, o bien de frecuencia fija para los dispositivos de uso corriente, o bien de frecuencia variable para los dispositivos más perfeccionados, tales como los utilizados en investigación. Las frecuencias utilizadas son generalmente superiores a 100 kHz y casi siempre del orden de 150 kHz. Una resistencia de imposición o de carga R está intercalada entre el generador y el segmento corporal introducido entre electrodos de inyección E1 y E2. En el caso de la medición del volumen sistólico, esta resistencia R permite mantener -
20 sensiblemente constante la intensidad de la corriente I. Puede ser elegida, para un hombre medio, del orden de 500
25 a 600 Ω , por ejemplo 560 Ω . En efecto, la impedancia

384553



total del segmento corporal está comprendida, generalmente, entre 100 y 200 ohmios, y correspondiendo las variaciones sanguíneas totales entre los electrodos a una impedancia del orden de algunos ohmios. De este modo, la corriente pasa por una impedancia total del orden de 700
5 ohmios y puede ser considerada como impuesta. Se puede imaginar por lo demás, utilizar una impedancia más importante aumentando la resistencia de imposición R. Este dispositivo no modifica de manera apreciable la sensibilidad de las mediciones.
10

Una parte variable Z_1 de la resistencia R permite recoger por un dispositivo potenciométrico clásico y sencillo una diferencia de potencial U_1 que, después de amplificación, es puesta en oposición como diferencia de potencial U_2 tomada entre los electrodos de recogida E_3 y E_4 previamente amplificada; esta oposición se realiza con ayuda de un amplificador diferencial D.
15

Cuando la impedancia Z_1 es igual a la impedancia Z_s , es decir, cuando las dos tensiones U_1 y U_2 están equilibradas, la aguja de un galvanómetro colocado en la salida del sistema se encuentra en CERO; una pequeña - variación de Z_1 originaría un desequilibrio idéntico - pero de sentido contrario al provocado por una variación análoga de Z_s ; este dispositivo permite, pues, a la vez,
20 imponer una corriente y medir el valor de Z_s y contras--
25

384553



15

tar estas variaciones.

Si se monta en la salida S_3 un registrador tal como un dispositivo gráfico ortogonal con chorro de tinta, de cualquier tipo clásico, por ejemplo de 1 megaohmio de impedancia de entrada y 25 a 40 Hz de banda pasante, se puede obtener así en una vía un registro de repletis-
5 mografía y en una segunda vía, por ejemplo, un fonocardiograma. Se puede colocar igualmente a la salida B_3 un dispositivo de transmisión a distancia para realizar -
10 telemediciones.

En esta figura 6, las diversas características de la piel y de los tejidos profundos llevan los mismos índices que en las figuras 3 y 4, es decir, que C_p re-
15 presenta la capacidad de la piel y del contacto electrodos-
piel, Z_t representa la impedancia de los tejidos --
profundos entre los electrodos de inyección, Z_s la im-
pedancia variable debida a la modificación de los teji-
dos profundos bajo el efecto de las deformaciones debi-
das, a su vez, a la circulación o a la respiración o a
20 cualquier otro fenómeno fisiológico. Los electrodos E_1 ,
 E_2 , E_3 , E_4 pueden estar constituidos muy sencillamente
por cintas de plata flexibles del orden de 1 cm. de an-
chura por diez cm. de longitud y fijadas sobre el sujeto
por cualquier medio clásico, en particular, con ayuda -
25 de bandas adhesivas analérgicas o hipoalérgicas coloca--

384553



das encima para mantenerlas en contacto estrecho con la piel. Tal fijación sencilla y eficaz es fácilmente utilizable y soportable durante periodos relativamente largos sin reacción notable por parte del sujeto, lo que es --
5 importante para mediciones de larga duración. La pequeña longitud de los electrodos evita los inconvenientes de -- los de la técnica anterior, que rodeaban totalmente el -- tórax o el cuello y aportaban al sujeto una molestia a -- la vez que perturbaban las mediciones debido a la super-
10 posición de las variaciones de impedancia de origen respiratoria y de las de origen circulatorio en condiciones que obligaban al sujeto a retener su respiración.

Según el presente ejemplo cuando se deseen medir las variaciones de volumen sistólico, se utilizarán
15 electrodos de la forma y de dimensiones descritas más -- arriba que se colocarán, de preferencia, como sigue. La figura 11 representa esquemáticamente, en vista frontal, un tórax humano con indicación del esternón S, de las -- clavículas CL y de los arranques de costillas C; el co-
20 razón K está representado muy esquemáticamente en trazos, así como la parte de la arteria aorta A comprendida entre el corazón y el cayado aórtico CR. Según los individuos, la posición relativa del corazón, de la aorta y de los otros elementos del tórax puede variar y el empla-
25 zamiento de los electrodos con relación a estos diversos

384553



órganos o huesos no está dado más que a título indicati-
vo. El primer electrodo de inyección E_1 (de la figura
6) está dispuesto al nivel del cuello a 4 o 5 cm. por
encima de la horquilla esternal.F. El segundo electrodo
5 de inyección E_2 (de la figura 6) está colocado en la ba-
se del tórax en el lado izquierdo de manera sensiblemente
paralela al reborde costal R en la figura al nivel -
del apéndice xifoide X. Los electrodos de recogida E_3 -
y E_4 (de la figura 6) están colocados igualmente en la
10 cara anterior del tórax al nivel de la proyección aórti-
ca enfrente de la aorta. Esto permite incluir entre -
los electrodos de recogida la zona en que la aorta pro-
senta una parte relativamente cilíndrica y regular. Es
evicento que la designación de estas diversas posiciones
15 puede ser grandemente facilitada si se recurre a cier-
tas técnicas bien conocidas y, en particular, a los ra-
yos X. Los electrodos de recogida E_3 y E_4 se encuentran
generalmente espaciados de 5 a 7 cm. distancia que va--
ría según la morfología del sujeto; su parte mediana -
20 se encuentra hacia el borde izquierdo del esternón, en--
contrándose así los cuatro electrodos E_1 , E_2 , E_3 , E_4 -
dispuestos de modo sensiblemente horizontal cuando el -
sujeto está en posición vertical. La experiencia ha mos-
trado que, para un individuo medio, tal disposición per-
25 mitía, cuando se ponen bajo tensión los electrodos de -

384553



inyección E_1 y E_2 , que los electrodos E_3 y E_4 se encuentran sensiblemente a lo largo de líneas equipotenciales, lo que elimina las variaciones debidas a las diferencias de potencial a lo largo de los electrodos. Tales variaciones se encuentran en la técnica anterior, especialmente cuando se utilizan electrodos que rodean amplia o totalmente el cuello y el tórax, lo que puede falsear mucho los resultados de las mediciones.

Incluso operando como se describe más arriba, se recoge a la salida una señal que, en numerosos casos, y en particular según los sujetos, presenta una componente respiratoria no despreciable, es decir, que en el registro, en lugar de obtener una curva CC (figura 5), se obtiene una curva del tipo CC+CR, es decir, una curva que ondula alrededor de la componente respiratoria en lugar de variar de una manera estable alrededor del eje de los tiempos o de una recta de ordenada constante.

Según el presente invento, conviene, pues, en numerosos casos, cuando se estudia un tipo de fenómeno por vía reopletismográfica, eliminar las componentes que corresponden a los fenómenos perturbadores o parásitos.

En el presente ejemplo, en que nos interesamos por el aparato circulatorio, y más precisamente por el corazón, es interesante eliminar la componente respiratoria.

9.10.70

15 OCT 1970

384553

La figura 7 representa un dispositivo sencillo pero de construcción clásica en el plano electrónico, en el cual se inyecta en la entrada E_4 la señal a corregir, tal como la recogida en la salida S_3 del dispositivo de la figura 6. Esta señal es filtrada con ayuda del dispositivo que comprende esencialmente un filtro F en paralelo con un amplificador A_4 , siendo el filtro F regulable en frecuencia.

La aplicación de tal dispositivo a la reopletismografía permite la eliminación de ciertas componentes a condición de adaptarlo a las condiciones particulares de esta técnica; en el caso de la componente respiratoria, por ejemplo, es generalmente suficiente eliminar las frecuencias inferiores a 0,5 Hz con ayuda de un simple filtro pasaltos. La señal recogida en la salida S_4 presenta entonces una forma tal como la de la curva CC de la figura 5, es decir, que corresponde de modo prácticamente exclusivo a la componente cardíaca.

Tal dispositivo, aplicado en el presente ejemplo al estudio cardíaco, eliminando la componente respiratoria, puede ser transpuesto a la mayoría de los otros terrenos de exploración del reopletismógrafo y, en particular, cuando se estudia la actividad respiratoria; disponiendo los electrodos, por ejemplo, en el lado derecho del tórax, se puede eliminar la componente cardíaca con -



384553

ayuda de un filtro pasabajos que suprime las frecuencias que corresponden a la actividad del corazón.

Se comprende, pues, que el mismo aparato pueda ser utilizado para aplicaciones muy numerosas, permitiendo la regulación del filtro eliminar las componentes --
5 que estorban o parásitas, especialmente los ruidos de fondo. Pero la experiencia ha demostrado que, especialmente en el caso del filtro pasaaltos, si se eliminaba una frecuencia fundamental y eventualmente, los primeros
10 armónicos, ciertos armónicos superiores podían resultar molestos; para eliminarlos, se puede recurrir entonces al sistema diferencial representado en la figura 9. Este sistema comprende, esencialmente, un amplificador diferencial A6 montado de manera clásica y que presenta
15 entradas E6 y E'6 y una salida S6. Utilizando dos vías de mediciones tales como la representada en la figura 9 y, por consiguiente, dos pares de electrodos de recogida con un mismo par o dos pares de electrodos de inyección según la morfología del sujeto, la zona a estudiar
20 o la naturaleza de los fenómenos sobre los cuales deben recaer las mediciones, se recoge entre un par de electrodos de recogida una señal en la salida correspondiente S₃ (figura 6), mientras que el otro par de electrodos de recogida dá por la otra vía, análoga a la precedente,
25 otra señal.

384553

15 03



En el ejemplo descrito más arriba, se recogerá, por una parte, en una vía, en el lado izquierdo, - una señal reopletismográfica de componente cardíaca - predominante y de componente respiratoria débil y, por
5 otra parte, en la otra vía, una componente respiratoria obtenida, por ejemplo, en electrodos colocados a la derecha del tórax y una componente cardíaca débil. Después de eventual filtración de la componente cardíaca de las señales recogidas a la derecha, por tratamien-
10 to del registro reopletismográfico de la actividad respiratoria, por ejemplo con ayuda de un dispositivo tal como el de la figura 7 provisto de un filtro pasabajos, se inyecta en E6, modificando, eventualmente, las polaridades, para actuar diferencialmente, la señal recogida en S₃ a partir de los electrodos de recogida coloca-
15 dos al nivel del corazón y, en E'6, la señal procedente de los electrodos de la derecha con predominio respiratorio eventualmente filtrada, como se ha dicho más arriba, y cuyo nivel ha sido ajustado para que en el dispositivo diferencial A6, la componente respiratoria de -
20 la señal registrada a la izquierda e inyectada en E6 - sea compensada por la componente inversa aplicada en - E'6 y procedente de la derecha.

El conjunto de los dispositivos tales como -
25 los de las figuras 7 y 9 permite, pues, una elimina--

384553



ción de las componentes que estorban o parásitas. Por -
lo demás, como se ha dicho más arriba, es deseable, con
frecuencia, para el usuario, superponer a la señal reo-
pletismográfica ciertos registros. En los estudios reo-
pletismográficos del corazón, por ejemplo, se tiene -
5 con frecuencia interés en señalar claramente los fron-
tes de ataque de los dos ruidos cardiacos principales -
que corresponden, respectivamente, como se ha dicho en
la introducción de la presente solicitud de patente, al
10 cierre de las válvulas auriculoventriculares y al cie-
rre de los sigmoides. Entre estos dos frentos de ruidos
se produce la sístole.

Se puede tener interés igualmente en superponer
al reopletismograma indicaciones que corresponden a cier-
tas características del electrocardiograma. Esto puede -
15 ser tanto más ventajoso cuanto que, desde el punto de -
vista técnico, es posible utilizar medios clásicos de -
registro del electrocardiograma, en particular recurrien-
do a los mismos electrodos que los utilizados para el -
20 registro reopletismográfico. Esto puede constituir una -
ventaja, especialmente con relación a la indicación de -
elementos de origen fonocardiográfico que necesita la co-
locación de un captador de sonido, generalmente del tipo
micrófono.

25 Si se hace referencia a la figura 1, el electro-

384553



cardiograma EKG presenta clásicamente puntas hacia arriba R y T y hacia abajo Q S, y puede ser interesante superponer al reopletismograma RPG las crestas de una o varias de estas puntas o señales puestas en forma -
5 cuyo frente de ataque corresponde a una o varias de estas puntas. Esto puede ser interesante para el pico - muy agudo R que preceden muy poco al cierre de las - válvulas auriculoventriculares por el ataque del primer ruido cardiaco B₁ y al puntobajo del ciclo reopletismográfico RPG.
10

De todos modos, cualquiera que sea la señal - captada por cualquier medio adecuado, es posible superponer al reopletismograma indicaciones que corresponden, especialmente, al fonocardiograma y al electrocardiograma en las condiciones descritas a continuación.
15

El dispositivo de la figura 8 permite, a título de ejemplo no limitativo, si se inyecta en E5 la señal fonocardiográfica, descrestarla en el dispositivo - de descrestado EC que permite no conservar más que los picos de ruido cardiaco eliminando los ruidos débiles y los ruidos de fondo, y luego ponerla en forma en un - dispositivo del tipo monoestable MS que permite recoger en la salida S5 impulsos de forma predeterminada según el tipo de monoestable y su regulación, y en particular, de amplitud y de duración elegidas previamente. Esto --
20
25

384553

15



permite, pues, superponiendo luego con la polaridad elodigida, con ayuda de un dispositivo tal como el de la figura 9, a la señal recogida en 53 en el dispositivo de la figura 6, obtener un reopletismograma cardíaco en el cual pequeñas almenas de dimensiones bien definidas indican el comienzo y el fin de la sístole ventricular, es decir, el comienzo de los dos ruidos cardíacos.

El dispositivo representado en la figura 6 - incluye una sola vía de medición, es decir, un solo par de electrodos de recogida. Se pueden considerar, evidentemente, varios pares de electrodos de recogida para un solo par de electrodos de inyección, y cada par de electrodos de recogida necesita entonces su propio circuito, tal como se representa en la figura 1.

Siendo el generador y los electrodos de inyección los mismos, la toma de la tensión U_1 correspondiente a la impedancia Z_1 es diferente según la posición de los diferentes pares de electrodos E_3 y E_4 . Se pueden estudiar de este modo, por ejemplo, las anomalías del encéfalo, si se colocan un electrodo de inyección frontal y un electrodo de inyección diametralmente opuesto con relación a la caja craneana; dos pares de electrodos de recogida colocados, un par en el lado derecho y un par en el lado izquierdo de la caja craneana, permiten descubrir disimetrías, especialmente la presencia de tumo-

384553

15



res.

Un dispositivo tal como el representado en la figura 6 está particularmente adaptado a la medición del volumen sistólico. Los valores de impedancia indicados en la figura o en la descripción convienen - particularmente a esta aplicación. Se puede considerar igualmente, con eventuales regulaciones o modificaciones, utilizar el mismo aparato para otros estudios, - tales como los de la actividad respiratoria, la actividad renal, la actividad hepática o, más generalmente, para el estudio de cualquier fenómeno físico o químico que origine variaciones de impedancia características. Estos mismos estudios pueden ser ejecutados como se - ha dicho más arriba con aparatos del mismo tipo con varias vías de medición de registro.

Cuando se quiere utilizar un aparato tal como aquél cuyo esquema está representado en la figura - 6, se colocan los electrodos como se ha dicho más arriba a propósito de la figura 11 en el caso elegido como ejemplo de la medición del volumen sistólico. Como se ha subrayado, la experiencia ha mostrado que la disposición de los electrodos, tal como se ha descrito más arriba, permite hacer coincidir sensiblemente los dos electrodos de recogida con líneas equipotenciales en - el campo eléctrico creado entre los dos electrodos de -

384553



meno de rechazo bien conocido del técnico en los amplificadores diferenciales. Se puede recurrir a cualquier dispositivo clásico adecuado.

5 Como se ha dicho más arriba, se puede asociar el registro al fonocardiograma, lo que puede ser hecho por un registrador con dos plumas, una pluma que describe el reopletismograma, la otra pluma que describe el fonocardiograma, pero si se recurre al dispositivo conforme al presente invento (figuras 8 y 9) y que permite superponer, después de eventual amplificación y -
10 puesta en forma, el fonocardiograma al reopletismograma, se puede considerar suficiente un registrador con una sola pluma. Se describirá más adelante un dispositivo sencillo que permite obtener fácilmente el valor de la altura h que es la diferencia de las ordenadas de los puntos a y b de la figura 2 y que es proporcional al volumen sistólico y a la impedancia Z_s .
15

Se puede igualmente, con ayuda de un registrador con dos plumas, registrar, por una parte, el reopletismograma y el fonocardiograma superpuestos como -
20 se indica en la figura 2, y registrar con una segunda pluma un dispositivo indicador de tiempos, por ejemplo el top cronométrico cada diez segundos o cada segundo; esto permite calcular fácilmente el pulso, incluso si
25 la velocidad del registrador es susceptible de variar.

384553

15 00



5 Esto permite, igualmente, apreciar la evolución en el tiempo y, en particular, la rapidez de variación de la magnitud medida, por ejemplo del volumen sistólico durante una absorción de un producto medicamentoso o en el curso de una intervención quirúrgica o de una experiencia de medicina del trabajo o deportiva, aeronáutica o del espacio.

10 Por lo demás, como se ha dicho más arriba, se puede estar obligado a asociar el reopletismograma a un electrocardiograma, ya sea con ayuda de electrodos externos (EKG) ya sea con ayuda de electrodos internos - especialmente en curso de intervención quirúrgica (EGC); basta praver en el registrador una pluma particular, - pero en lo que concierne a los electrodos, se puede --
15 utilizar muy bien uno de los electrodos necesarios - para las mediciones reopletismográficas y otro electrodo, que se podrá colocar en cualquier punto baseado del sujeto, por ejemplo en una muñeca o en un tobillo; la elección de los emplazamientos y los circuitos utilizados son bien conocidos en la técnica anterior y el técnico puede, en particular, determinar el emplazamiento
20 de los electrodos en función del estudio considerado.

25 Se puede asociar, igualmente, el reopletismograma a registros por vía piezoeléctrica, por ejemplo - al piezocarotidograma o al apexograma que corresponden,

15



384553

respectivamente, a una medición piezoeléctrica al nivel de las carótidas y de la punta del corazón, siendo estas mediciones simplemente externas en la mayoría de los casos.

5 La asociación de las diversas mediciones puede ser tanto más interesante cuanto que en ciertos casos, como por ejemplo, para el piezocarotidograma, su registro aislado puede no ser siempre significativo, porque permite valorar la duración de la deformación, más bien que la importancia de la contracción o del hinchado de las carótidas. Se trata, pues, en este último caso, de registro que interesa más a la variable tiempo que al caudal o al volumen.

10

15 En una forma preferida del invento, es interesante registrar, por ejemplo en un registrador con cuatro plumas, el reopletismograma, y la que se denomina corrientemente el mecanograma cardíaco, es decir, la asociación del piezocarotidograma, del aperoxgrama y del fonocardiograma; estos tres registros pueden utilizar, pues, las otras tres plumas; pero si se superpone el fonocardiograma al reopletismograma, conforme al invento, se puede utilizar la cuarta pluma para un electrocardiograma o una indicación de top cronométrico.

20

25 En ciertos casos, puede ser útil reservar una pluma para otras indicaciones tales como las indicacio-

384553



nes de puesta bajo tensión o las que corresponde a otros
datos propios, ya sea del aparato, ya sea del sujeto, o
indicaciones de comienzo de experiencia.

5 Los dispositivos de registro piezoeléctrico,
fonoeléctrico, cronográfico o electrocardiográfico, --
pueden ser de cualquier tipo adecuado y son muy conoci-
dos en la técnica anterior.

10 Se puede considerar igualmente, como se ha di-
cho más arriba, colocar en la salida del circuito, no
un registrador, sino un dispositivo oscilográfico o,
eventualmente un emisor, si el sujeto se encuentra inac-
cesible al operador, especialmente en un vehículo en
movimiento. Esta aplicación es particularmente interesan-
te en el ámbito de los estudios fisiológicos del tra-
15 bajo, del deporte o de la propulsión aeronáutica y es-
pecial, o incluso en las ambulancias.

20 Cuando se utiliza un registrador de tipo clá-
sico, se puede recurrir al dispositivo siguiente para
determinar rápidamente la altura h de la figura 2. Este
dispositivo puede estar unido al aparato de registro -
conforme al invento, o puede ser utilizado independien-
temente en cualquier tipo de soporte de examen de la -
banda; este aparato está muy esquemáticamente represen-
tado en la figura 10: la banda de registro 1 está colo-
25 cada de plano sobre una superficie de soporte tal como -

384553

15 00



una mesa, por ejemplo; esta banda 1 lleva un registro -
replotismográfico 2 en el cual se encuentran de nuevo
las almenas 3 y 4 obtenidas conforme al invento y que
corresponden a los frentes de ataques de los dos rui-
5 dos cardíacos: el primer ruido a las almenas 3, el se-
gundo ruido a las almenas 4. Se coloca sobre la banda
1 la placa de soporte rectangular 5 transparente en -
una gran parte o en la totalidad de su superficie y -
que presenta una línea de referencia 6 que se viene a
10 superponer paralelamente a las rayas longitudinales de
la banda de registro 1, o a uno de sus dos bordes. Es-
ta línea 6 debe pasar por el punto bajo a' de una al-
menra 3 de primer ruido cardíaco. Otra línea 13 ortogo-
nal a la línea 6 trazada igualmente en la placa 5 de-
15 be ser llevada de manera que pase por el frente de ata-
que de la almena 4 del segundo ruido cardíaco, que si-
gue inmediatamente a la almena 3 elegida. Esta placa -
de soporte 5 presenta, paralelamente a la línea 6, una
parte en forma de deslizadera 7 en la cual se despla-
za una corredera 8, de preferencia transparente a su
20 vez, y esta corredera está provista de un eje 9 perpon-
dicular al plano de la placa de soporte 5 sobre la cual
gira un elemento tal como un disco 10 o eventualmente --
provisto de una regleta 11 que presenta una línea de -
25 referencia 12, de preferencia diametral, que pueda ser

384553

15



uno de los bordes 12 de la regleta 11. Actuando sobre -
la corredera 8 y sobre el disco 10 solidario de la ro-
gleta 11, se lleva la línea 12 a coincidencia con la
tangente de mayor pendiente del replotismograma en el
5 punto de inflexión P comprendido entre las almenas 3 y
4 de primero y de segundo ruido cardíaco. Cualquier -
dispositivo adecuado permite, por un sistema de gra-
duación del disco 10, señalar estrictamente el ángulo
o la pendiente de la tangente 12 con relación a la -
10 dirección de paso de la banda; la línea 13, perpendicu-
lar a la línea 6, está graduada linealmente a partir
del punto de intersección O con la línea 6, lo que -
permite valorar, o bien la impedancia comprendida en-
tre electrodos de recogida, o bien el volumen sistó-
15 lico.

Estando dispuesta la placa de soporte 5 cu-
mo se ha dicho más arriba, y estando la línea 12 de -
la regleta 11 en coincidencia con la tangente de mayor
pendiente en el punto P; se traslada el conjunto corre-
20 dera 8-eje 9-disco 10-regleta 11 en la deslizadera 7
con objeto de obligar a la línea 12 a pasar por el pun-
to bajo a' del frente de ataque de la almena 3, la lí-
nea 12 adopta la posición 12' representada en puntos,
la intersección de la línea 12' y la línea 13 graduada
25 trazada sobre la placa de soporte 5 en un punto b' cu-

9.10.70

- 32 -

384553

15



ya ordenada, medida en la graduación de la línea 13, es
proporcional al volumen medido. El punto a y el punto b,
representados en la figura 2, han sido designados en la
figura 10 por las mismas letras y se comprobaba fácilmente
5 que siendo el cuadrilátero $a a' b' b$, un paralelogramo,
la diferencia de las ordenadas de a y b es igual a la
diferencia de las ordenadas de a' y b' , de modo que
la altura h de la figura 2 se vuelve a encontrar en
O b' en la figura 10. Este dispositivo dá, pues, la altura
10 h buscada, independientemente de la velocidad de la
banda que hace variar la distancia entre almenas.

El dispositivo de deslizadera y de pivotamiento puede ser
realizado por cualquier medio clásico bien conocido en el
ámbito de las reglas, discos y ábacos de cálculo, Esta
15 realización debe ser tal que los frotamientos permitan un
desplazamiento manual relativamente fácil de las diferentes
piezas unas con relación a otras, pero que mantengan, sin
embargo, las piezas, en posición, si se desea; en particular,
los frotamientos deben ser tales que se pueda hacer
20 coincidir fácilmente la línea 12 con la tangente en el punto P
y que se pueda hacer deslizar luego el conjunto de la
corredera, del disco y de la regleta para hacer pasar la línea 12
por el punto a' sin que el disco 9 y la regleta 11 giren
25 con relación a la corredera 8, y ello para asegurar

384553

15 00



un estricto paralelismo entre la posición 12' de modición y la posición 12 de superposición a la tangente en el punto P.

5 La disposición de la placa del soporte 5, de la corredera, del disco y de la regleta se eligen en función de las dimensiones medias de los registros; en particular, es posible considerar colocar la placa de soporte 5 directamente sobre el registrador permitiéndole igualmente deslizarse perpendicular y pa-
10 ralelamente a la banda para efectuar una modición en el registrador mismo. Se pueden idear igualmente variantes, especialmente colocando la corredera y la -
deslizadora en posición alta o mediana con relación -
a la banda. Sin embargo, se dispone la deslizadora, -
15 de preferencia, en la parte baja 14 ó alta 15 de la -
placa de soporte 5 para dejar libre la curva registrada y facilitar las lecturas. Si el fonocardiograma no está superpuesto al reopletismograma, es necesario so-
ñalar el punto a' y hacer coincidir la línea 13 con -
20 el frente de ataque del segundo ruido cardíaco.

Por lo demás, es evidente que se puede modificar la forma del equipo giratorio 10-11. En particular, se puede utilizar un disco completo o parcial de mayor diámetro que el representado en la figura 10.

25 En lo que se acaba de decir en relación con -

384553

15



los registros, se ha indicado que se referían a los -
obtenidos colocando un registrador en la salida S3 -
del dispositivo de la figura 6, pero es bien evidente
que esto conviene igualmente cuando se recurre a los -
5 dispositivos de filtración. Hay que señalar igualmente
que, como se ha dicho más arriba, se puede utilizar, -
en lugar del dispositivo diferencial con dos vías de
la figura 6, dispositivos con más de cuatro electrodos
y con más de dos vías, lo que permite, especialmente,
10 efectuar mediciones comparativas o diferenciales entre
las actividades de dos sujetos o de dos partes de un
mismo sujeto tales como los dos lóbulos cervicales, -
los dos pulmones o los dos riñones.

Por otra parte, se ha previsto en la figura
15 1 una impedancia de imposición; es posible proveer va-
rias, especialmente en el caso en que se desea utili-
zar más de un par de electrodos de recogida. Se puede
utilizar, igualmente, una impedancia de imposición co-
mún para un par de electrodos de inyección y varios
20 pares de electrodos de recogida. La tensión U_1 de la -
figura 6 es tomada entonces, para equilibrar la tensión
 U_2 de cada par de electrodos de recogida, entre un par
de puntos de la impedancia común de imposición (un ex-
tremo y un cursor, por ejemplo).

25 Conviene igualmente señalar que un dispositi-

9.10.70



15

384553

vo tal como el representado en la figura 6 incluye un
rectificador en cada vía entre amplificador y amplifi-
cador diferencial. Esta disposición clásica puede dar
lugar a numerosas variantes, no debiendo estar el sis-
5 tema de rectificación necesariamente en el emplaza-
miento del circuito indicado en la figura 6; el técni-
co puede elegir, además, los diferentes elementos de
circuito a medida de sus necesidades y de los otros -
elementos de circuitos.

10 Como se ha señalado más arriba, sin salir -
del marco del presente invento, se pueden idear dispo-
sitivos tales como el de la figura 6 - eventualmente -
modificados - o provistos de dispositivos de las figu-
ras 7, 8, 9 ó con más de dos vías, y las señales reco-
15 gidas en la salida pueden ser enviadas directamente a
un dispositivo indicador, a un dispositivo registrador
o a un dispositivo emisor después de modulación o codi-
ficación eventuales. Esta disposición puede ser impor-
tante, como se ha subrayado, cuando el sujeto se en-
20 cuentra aislado del operador. Este es el caso, por --
ejemplo, durante pruebas en ciertos recintos para en-
sayos de temperatura o de presión, o cuando el sujeto
está en un habitáculo frecuentemente estrecho de un -
vehículo en movimiento, especialmente para las expo-
25 riencias aeronáuticas y espaciales; este es igualmente -

384553



el caso para el control experimental de un sujeto en -
movimiento en el marco de la medicina del trabajo o de-
portiva. Hay que señalar igualmente que tal sistema de
emisión y de recepción pueda ser interesante cuando va-
5 rios sujetos deben ser controlados casi con permanencia,
lo que puede ser hecho con ayuda de un solo receptor -
cuya frecuencia de recepción puede estar regulada so-
bre la de los diferentes emisores dispuestos en la sali-
da de los aparatos conforme al invento aplicados a la se-
10 rie de sujetos a estudiar, sin que sea necesario colo-
car líneas entre el sujeto y el operador; esto permite
especialmente, en un hospital, recibir en una sala cen-
tral repletismogramas de varios enfermos, ya sea simul-
táneamente, yasea de manera secuencial, lo que permite -
15 pasar periódicamente de uno a otro para obtener una vi-
gilancia casi continua en un solo aparato de recepción.

En lo que precede se han considerado disposi-
tivos registradores y lectores de diagramas con coorde-
nadas ortogonales. Es bien evidente que, sin salir del
20 marco del invento, es posible utilizar registradores -
con discos o registradores con bandas cuyas plumas des-
criben arcos de círculo. Una simple transposición geomé-
trica del dispositivo lector de la figura 8 con coorde-
nadas cartesianas permite al técnico adaptarlo a cual-
25 quier sistema de coordenadas. La elección del sistema -

384553



de coordenadas de las dimensiones del soporte de registro (bandas, disco o análogo) de la velocidad de desenrollamiento y de la amplitud de movimiento de las plumas, depondo, además, de las consideraciones técnicas -
5 clásicas, de las condiciones experimentales y, en particular, de la duración del experimento y de la rapidez de variación de un ciclo a otro del fenómeno registrado.

En lo que concierne a los electrodos, conviene
10 señalar que los mejores resultados se obtienen con electrodos dispuestos a lo largo de líneas equipotenciales del campo eléctrico creado por medio de los electrodos de inyección. Es por esto por lo que los electrodos deben ser, de preferencia, longuilíneos, en forma de -
15 cinta especialmente, y suficientemente cortos para seguir una línea equipotencial. Se pueden utilizar, igualmente, electrodos de recogida puntiformes o casi puntiformes, pero son en ciertos casos más sensibles a desplazamientos locales de líneas equipotenciales. Las di-
20 mensiones de los electrodos conforme al invento dependen, pues, esencialmente, del sujeto y de la extensión de la zona a estudiar.

Finalmente, los dispositivos conforme al presente invento se pueden aplicar a cualquier modición de
25 variación de impedancia de un objeto en el cual se puede

384553

15 MAR



crear un campo oléctrico con ayuda de electrodos de -
inyección, campo que se puede explorar con ayuda de -
electrodos de recogida.

9.10.70

- 39 -

15 00



384553

- REIVINDICACIONES -

10 1.- Dispositivo de repletismografía que
comprende un generador eléctrico de alta frecuencia
cuya tensión se aplica al sujeto por al menos un -
par de electrodos de inyección, caracterizado por
el hecho de que estos electrodos de inyección es--
15 tán colocados en serie con al menos una impedancia
de imposición intercalada entre el sujeto y el ge-
nerador, siendo colocado al menos un par de electro-
dos de recogida sobre el sujeto en la zona puesta
bajo tensión con ayuda de los electrodos de inyec--
20 ción, siendo llevadas luego la tensión recogida entre
los electrodos de cada par y la recogida entre un -
par de puntos de una impedancia de imposición, des-
pués de la amplificación, a un dispositivo diferen-
cial y luego a un dispositivo de indicación de modi-
25 ción, de control, de registro o de emisión, siendo -

9.10.70

- 40 -

MG

384553



tal la posición de dicho par de puntos que la tensión recogida entre ellos equilibra sensiblemente la tensión media entre el par de electrodos de recogida correspondiente, de modo que después de la amplificación de cada una de dichas tensiones y paso por el dispositivo diferencial, la tensión de salida varía alrededor de cero.

2.- Dispositivo según la reivindicación 1, caracterizado por el hecho de que la tensión recogida entre electrodos de cada par y la recogida entre cada par de puntos es rectificadora antes de ser llevada al dispositivo de indicación de medición, de control, de registro o de emisión.

3.- Dispositivo según una de las reivindicaciones 1 ó 2, caracterizado por el hecho de que al menos uno de los puntos de al menos una impedancia de imposición entre los cuales es regulada la tensión que equilibra la recogida entre cada par de electrodos de recogida, es de posición regulable.

4.- Dispositivo según una de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por el hecho de que los electrodos de recogida están dispuestos en la superficie del sujeto, sensiblemente a lo largo de líneas equipotenciales del campo creado por los electrodos de inyección.

9.10.70

- 41 -

MGE



384553

5.- Dispositivo según una de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por el hecho de que al menos los electrodos de recogida están configurados de manera que pueden ser colocados sensiblemente a lo largo de líneas equipotenciales.

6.- Dispositivo según una de las reivindicaciones precedentes, aplicadas a la medición del volumen sistólico, caracterizado por el hecho de que los electrodos de inyección están colocados uno encima de la horquilla esternal al nivel del cuello, el otro en la base del tórax, en el lado izquierdo, paralelamente al reborde costal, estando colocados los electrodos de recogida en la cara anterior del tórax al nivel de la proyección aórtica enfrente de la aorta.

7.- Dispositivo según una de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por el hecho de que se utilizan varios pares de electrodos de recogida y otras tantas vías de amplificación.

8.- Dispositivo según una de las reivindicaciones precedentes, caracterizado por el hecho de que se utilizan varios pares de puntos móviles de toma de tensión en al menos una impedancia de imposición con las vías de amplificación correspondientes, siendo estos pares de puntos en número igual al número de

9.10.70

ME



384553

pares de electrodos de recogida.

5 9.- Dispositivo según una de las reivindicaciones 1 a 8, caracterizado por el hecho de que dos pares de electrodos de recogida y dos pares de puntas en el menos unaimpedancia de imposición están asociados a dos vías de medición de control, de registro o de emisión.

10 10.- Dispositivo según una de las reivindicaciones 1 a 9, caracterizado por el hecho de que el dispositivo de indicación de medición, de control, de registro o de emisión está precedido por un filtro que elimina las componentes en las frecuencias que corresponden a fenómenos distintos de aquellos de los que se quieren estudiar las componentes replotismográficas.

15 11.- Dispositivo según una de las reivindicaciones 1 a 10, caracterizado por el hecho de que al menos un par de electrodos de inyección y al menos dos pares de electrodos de recogida van seguidos de dos dispositivos diferenciales según la reivindicación 1, cuyas dos señales, después de eventual ajuste de nivel, son llevadas a un tercer dispositivo diferencial, y luego al dispositivo de indicación de medición, de control, de registro o de emisión.

20 25 12.- Dispositivo según una de las reivindicaciones

9.10.70

ME

384553

15



5 ciones 1 a 11, caracterizado por el hecho de que la -
tensión de salida del sistema de captación de un fenó-
meno es superpuesto, después de descrestado y puesta
en forma, a la señal transmitida al dispositivo de me-
dicación, de control, de registro, o de emisión.

13.- Dispositivo según la reivindicación 12,
caracterizado por el hecho de que la señal es una se-
ñal fonográfica.

10 14.- Dispositivo según la reivindicación 12,
caracterizado por el hecho de que la señal es una se-
ñal de actividad eléctrica.

15 15.- Dispositivo según la reivindicación 14,
caracterizado por el hecho de que la señal de activi-
dad eléctrica se recoge a partir de al menos dos elec-
trodos, de los que al menos uno pertenece al dispositi-
vo reopletismográfico.

16.- Dispositivo según una de las reivindica-
ciones 13 ó 14, caracterizado por el hecho de que la -
señal es una señal fonocardiográfica.

20 17.- Dispositivo según la reivindicación 15,
caracterizado por el hecho de que la señal es una se-
ñal electrocardiográfica.

25 18.- Dispositivo según una de las reivindica-
ciones precedentes, aplicado a la medición del volumen
sistólico, y que incluye un dispositivo de registro -

9.10.70

- 44 -

ME

384553



sobre un soporte, siendo efectuado el registro según un sistema de dos coordenadas rectilíneas o curvas, caracterizado por el hecho de que una placa, al menos parcialmente transparente, está superpuesta al soporte de registro y presenta dos líneas rectas o curvas que corresponden al sistema de coordenadas del registro, porque la posición de la placa se elige de manera que dichas líneas sean paralelas a las del soporte de registro, porque la primera línea que corresponde al sentido de desplazamiento del soporte pasa por un punto del reopletismograma que corresponde al frente de ataque del primer ruido cardíaco, y porque la segunda línea del soporte pasa por el punto del reopletismograma que corresponde al frente de ataque del segundo ruido cardíaco que sigue a dicho primer ruido, porque un elemento susceptible de desplazarse con relación a la placa incluye una línea que es susceptible de superponerse a la que en el sistema de coordenadas considerado corresponde a la tangente en coordenadas cartesianas en el punto de inflexión del reopletismograma comprendido entre los dos ruidos cardíacos, porque se lleva dicha línea de dicho elemento en superposición con dicha línea correspondiente a dicha tangente, porque se desplaza dicho elemento en un movimiento inverso al del registro hasta que dicha línea de dicho elemento pasa por el punto del reopletismograma que corresponde al frente de ataque del primer ruido cardíaco, porque el

384553



punto de intersección de dicha línea de dicho elemento con la segunda línea del soporte corresponde en una graduación de dicha segunda línea que da el valor de una magnitud proporcional a aquella a medir.

5

19.- "DISPOSITIVO DE REOPLETISMOGRAFIA"

Tal y como se ha descrito en la Memoria que antecede, representado en los dibujos que se acompaña y para los fines que se han especificado.

10

Esta Memoria consta de cuarenta y seis hojas escritas a máquina por una sola cara.

15 OCT. 1970

Madrid,

P.A.

Alberto de Eizaburo
Por Poder.

9.10.70/RTA.-

ME

245898

Fig:1 384553

15

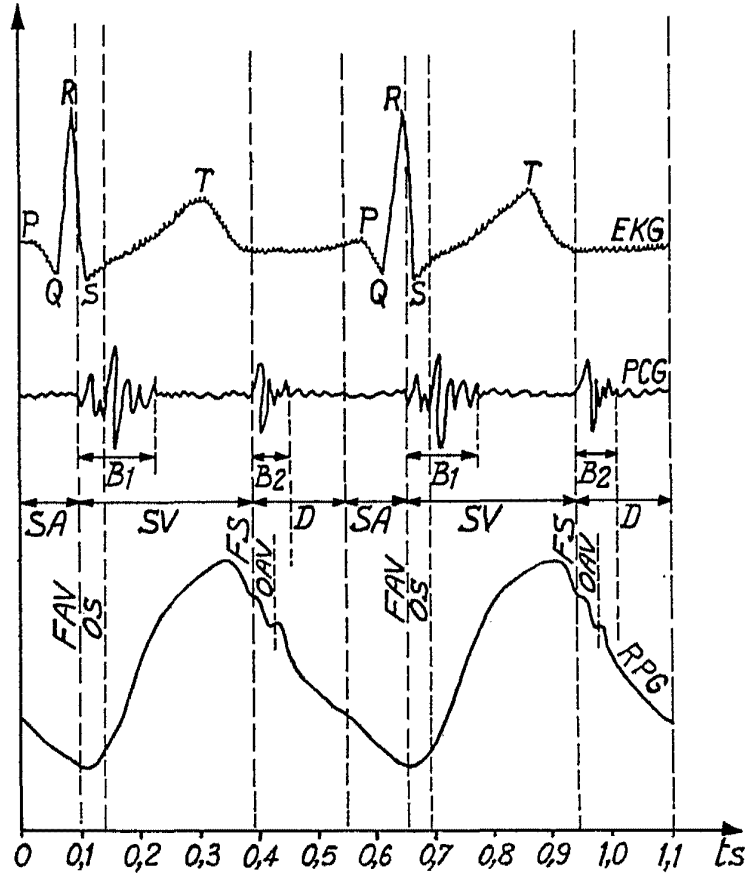


Fig:2

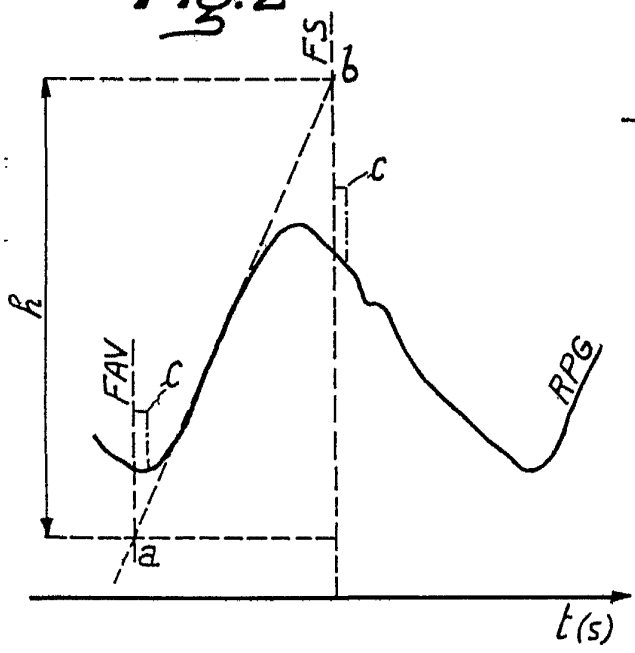


Fig:3

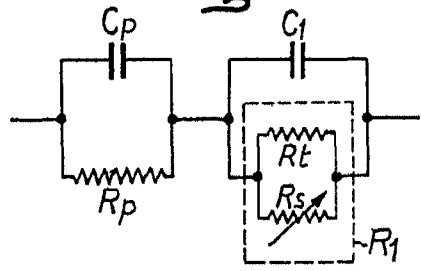
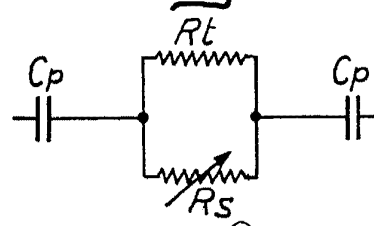


Fig:4

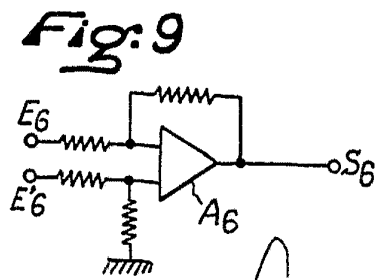
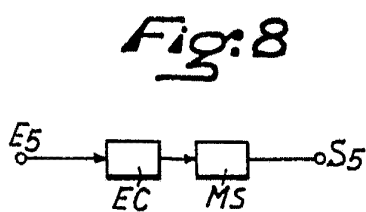
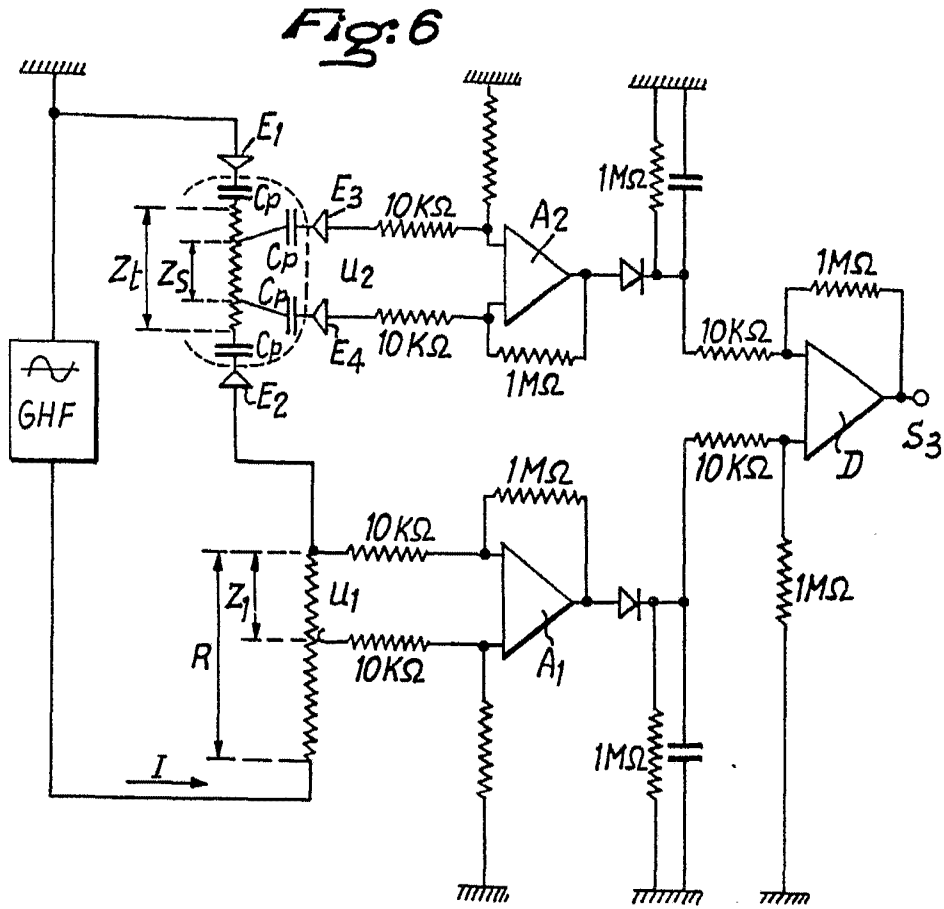
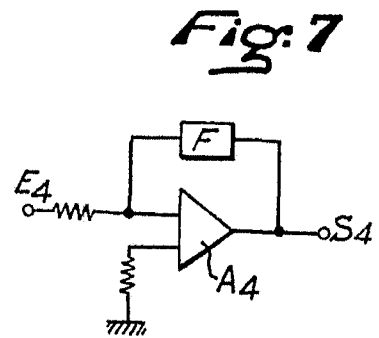
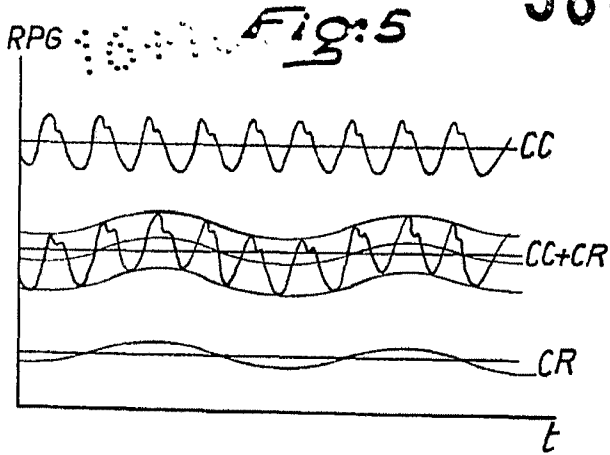


Alberto G. ...
 For Patent

Handwritten signature

345896

384553



Albert
 1968

245898

384553



Fig:10

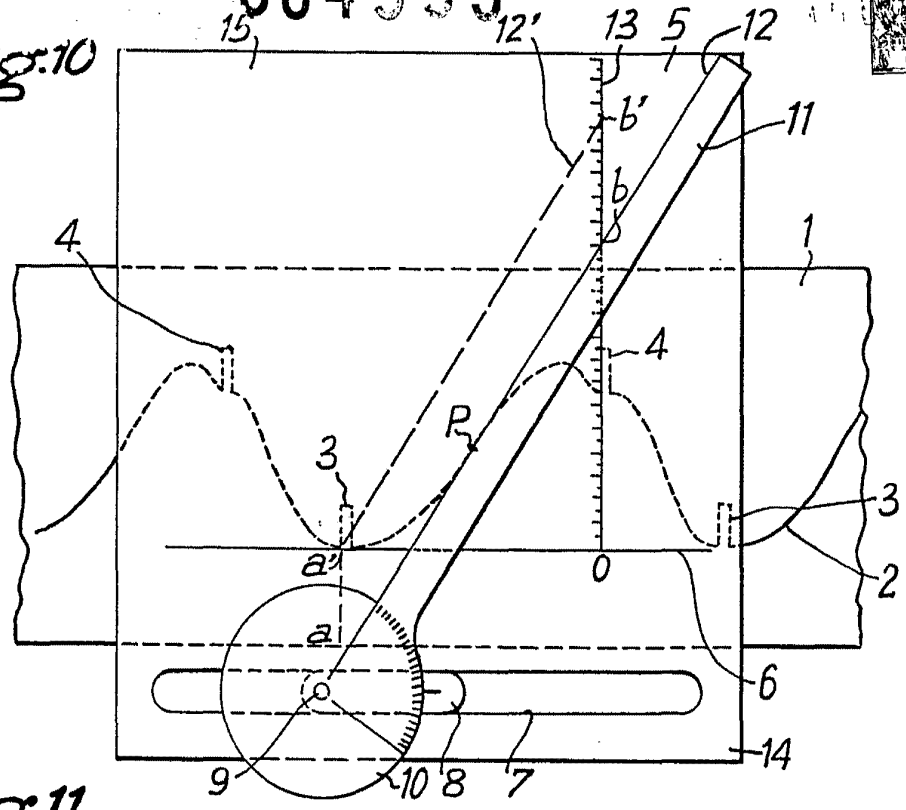
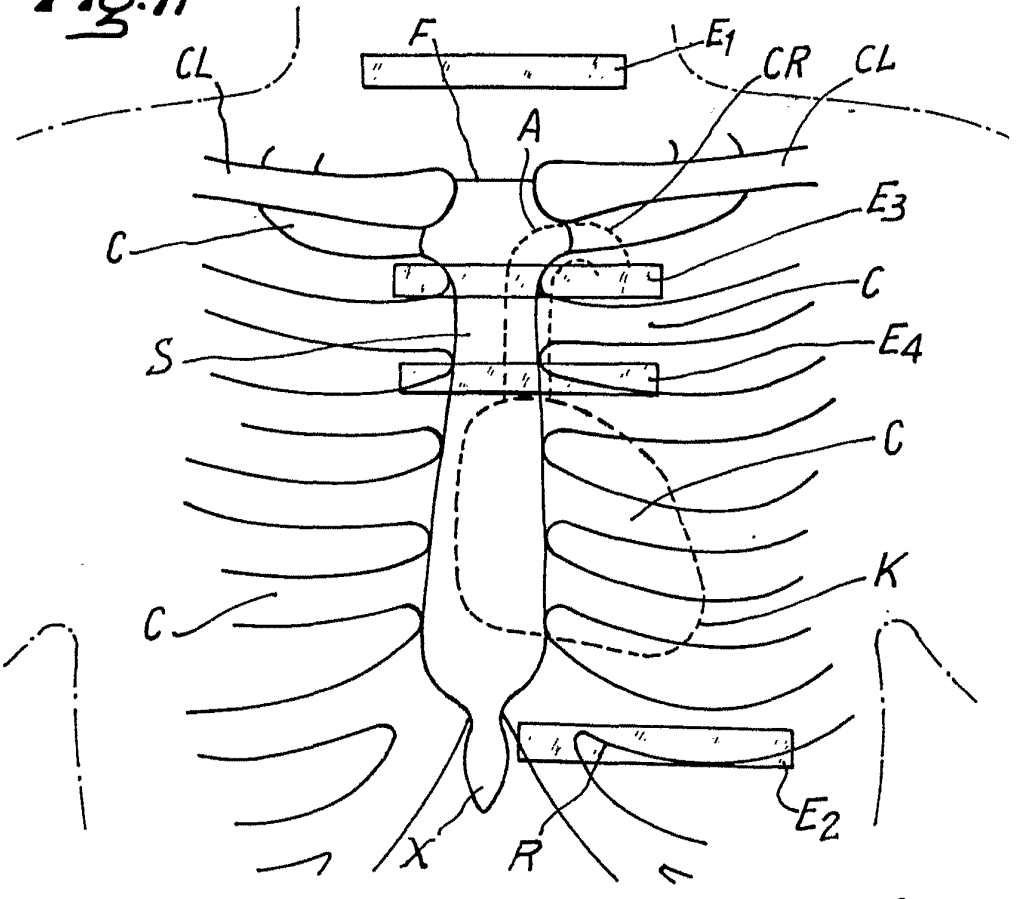


Fig:11



[Handwritten signature]