

23 ABR. 1963

286479

P. 24.330

O-Sp/14781 H B.



286479

MEMORIA DESCRIPTIVA

que se presenta para unir a la solicitud
de

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

formulada el 27 de marzo de 1963, con el nº 286.479

en

E S P A Ñ A

por VE I N T E años

a nombre de N.V. GODART-MANIMEX, entidad holandesa establecida en Utrechtseweg 149-153, De Bilt, Utrecht, Holanda por:

"UN DISPOSITIVO MEDIDOR AUTOMATICO DE LA PRESION SANGUINEA"

Esta invención se refiere a un medidor automático de la presión de la sangre.

La presión de la sangre se determina normalmente disponiendo un manguito hinchable alrededor del brazo del paciente, conectando dicho manguito a un manómetro.

El manguito se hincha a una presión tal que se corta el flujo sanguíneo en la arteria del paciente.

El sistema está provisto de una abertura estrecha de descarga de modo que la presión en el manguito disminuye gradualmente después de haberlo hinchado: la velocidad de des-

286479

23 AB



censo es generalmente de 3 milímetros de mercurio por segundo.

La presión en el manguito se comprueba por un manómetro en dos momentos: a saber, el instante en que la arteria por primera vez y el momento en que la arteria ya no se cierra mas.

Ambos momentos los determina el médico con la ayuda de un estetoscopio.

El momento en que la arteria se abre por primera vez es fácilmente observable, porque la onda sanguínea admitida origina un impulso sonoro fácilmente audible en el estetoscopio.

El momento en que la arteria ya no se cierre es decir permanece abierta durante toda la pulsación cardíaca, se caracteriza por un decrecimiento de la amplitud y un cambio del timbre del sonido observado en el estetoscopio. Esta última observación es muy subjetiva porque depende de la curva de sensibilidad auditiva del médico.

La presión leída en el primer momento se llama "presión sistólica de la sangre" y la presión leída en el segundo momento se llama "presión diástolica de la sangre".

Este conocido método es bastante complicado, en especial cuando se desea una comprobación continua de la presión sanguínea de un paciente durante una operación o después de la misma. Además la medida de la presión diástolica de la sangre no es muy segura, por las razones ya mencionadas. A consecuencia de esto se ha buscado la medida automática, para cuyo objeto un micrófono sustituye al estetoscopio y el sonido recogido por el micrófono se utilizaba para registrar la posición del manómetro en los dos momentos que ya hemos mencionado. Sin embargo se ha

286479



5 encontrado en la práctica que los resultados de esta medida automática no eran muy precisos, especialmente en lo que se refiere a la presión sanguínea diástolica, por un parte, porque el criterio de no interrupción de la circulación de sangre en la arteria es difícil de observar y por otra debido a que el micrófono recoge otros muchos sonidos que originan un desplazamiento del valor umbral.

10 Es un objeto de la invención crear un dispositivo mejorado para la determinación automática de la presión sanguínea, por medio del cual tanto la presión sanguínea sistólica como la diastólica pueden ser leídas o registradas con gran precisión.

15 La invención consiste en un manómetro automático para medir la presión sanguínea que comprende al menos un manguito inflable destinado, cuando está inflado a cortar el flujo sanguíneo en una arteria, conectado con un manómetro, en el cual la presión decrece de un modo gradual después de haber sido hinchado. Siendo la presión en el manguito medida en el momento en que por la arteria se abre por primera vez
20 (presión sistólica) y en el momento en que la arteria ya no se cierre más (presión diástolica). En el cual el momento en que se mide esta última presión se determina por un miembro que responde a la desaparición de la diferencia de fase entre los impulsos de presión en dos manguitos situados a corta distancia uno del otro.
25

30 Cuando se usa el dispositivo a que se refiere la invención, se sujetan dos manguitos hinchables, alrededor del brazo del paciente a corta distancia uno del otro e inflados a la misma presión. Si la presión en estos manguitos está comprendida entre la presión sanguínea sistólica y la diastó-

286479



lica, la arteria se abre después de cada latido del corazón primero en el manguito superior y un poco después en el inferior. En cada uno de los manguitos cuando la arteria se abre se origina un impulso de presión; así, estos impulsos de presión tienen una diferencia de fase mientras la presión en los manguitos permanezca comprendida entre la presión sanguínea sistólica y la diastólica.

Sin embargo esta diferencia de fases desaparece en el momento en que la presión en los manguitos desciende por debajo de la presión sanguínea diastólica. En este momento la arteria permanece abierta durante la totalidad del acto de la pulsación cardiaca de modo que la presión originada por el latido del corazón no encuentra ninguna obstrucción al propagarse entre los dos manguitos. A consecuencia de esto, los dos impulsos de presión acontecen, sustancialmente, de modo simultáneo. De aquí se deduce que la desaparición de la diferencia de fase entre los impulsos de presión en los dos manguitos es un claro indicio de que se ha alcanzado la presión sanguínea diastólica. Por tanto, se utiliza este criterio para determinar el momento en que se mide la presión diastólica de la sangre.

La distancia entre los dos manguitos debe ser lo más pequeña posible para evitar la influencia desfavorable sobre la medida debida a la oclusión de una cierta cantidad de sangre en el trozo de arteria comprendido entre los dos manguitos. Por esto los manguitos se disponen de tal forma que se solapen el uno sobre el otro, lo que se consigue sujetando en forma adecuada los dos manguitos entre sí.

El miembro que responde a la desaparición de la diferencia de fase puede construirse de varias formas. Por

286479



ejemplo, la presión en cada manguito puede ser convertida mediante un transductor adecuado en "voltaje eléctrico", de modo que los impulsos de presión se conviertan en "impulsos de voltaje". La diferencia de fase entre los dos impulsos de voltaje puede ser conectada por medio de un discriminador y un relé puede ser excitado cuando la diferencia de fase desaparece para accionar del manómetro.

En una realización preferida de la invención, el citado miembro consta de un elemento sensible al flujo insertado en un conducto que conecta los dos manguitos. Mientras exista una diferencia de fase entre los impulsos de presión se originará una corriente de gas al ocurrir un impulso de presión de un manguito al otro y esta corriente de gas la detectará el elemento sensible al flujo. Cuando los impulsos de presión coinciden, no se origina la corriente de gas que hemos mencionado y este hecho se usa como criterio para medir la presión sanguínea diastólica. Ya que los impulsos de presión que se originan en los dos manguitos en el momento de la medida de la presión sanguínea diastólica, pueden no tener siempre la misma amplitud, es preferible incluir una cámara de amortiguación en el conducto entre uno de los manguitos y el elemento sensible al flujo con lo cual se igualan los impulsos de presión de modo que pueden compensarse por completo entre sí. El elemento sensible al flujo es de preferencia "una resistencia" sensible a la temperatura.

En una realización preferida en la invención la envolvente obtenida por rectificación de los impulsos de voltaje que se originan a través de la resistencia sensible "a la temperatura", se compara con un valor umbral que ocurre a través de un condensador con una gran constante de tiempo

286479



de descarga, al que se suministra una fracción del voltaje del impulso a través de un rectificador. La presión sanguínea diastólica se mide en el momento en que la envolvente descende por debajo del valor umbral. De esta forma dicho momento se hace independiente de la amplitud de los impulsos de presión.

El momento en que se mide la presión sistólica de la sangre es preferiblemente determinado por la ocurrencia de un impulso de presión en un tercer manguito hincable, colocado alrededor del brazo del paciente un poco por debajo de los dos primeros manguitos a que ya hemos hecho referencia.

Este impulso de presión puede ser detectado por medio de un "transductor" o por medio de una resistencia sensible a la temperatura.

La medida de la presión tanto para el caso de sistole como para el caso de diástole, se realiza preferentemente por medio de un "transductor" que responde a la presión en uno de los dos manguitos que citamos al principio y generando un voltaje alterno dependiente de esta presión, del cual se obtiene, por rectificación, un voltaje de medida. En el momento en que ha de medirse la presión en cuestión, este voltaje de medida se envía por un interruptor a un condensador de gran constante de tiempo de descarga, el cual retiene la lectura durante el tiempo que transcurre entre dos medidas sucesivas. De esta forma se hace posible leer las dos presiones sanguíneas en el instante en que se desee.

A continuación describiremos el invento con mas detalle refiriéndonos a los dibujos que se acompañan y que muestran una realización preferible.

La figura 1 muestra una vista diagramática de los

286479



manguitos colocados alrededor del brazo del paciente y también muestra, en esquema, los elementos conectados a los manguitos.

5 La figura 2 muestra el miembro que responde a la desaparición de la diferencia de fase entre los dos impulsos de la presión, por medio del cual se determina el momento de lectura de la presión sanguínea diástolica.

10 La figura 3 muestra el circuito eléctrico que trata los impulsos obtenidos por medio del miembro mostrado en la figura 2.

La figura 4 muestra el circuito que realiza la medida de la presión.

La figura 5 muestra un diagrama para explicar el funcionamiento.

15 Tal como indica la figura 1, los manguitos 1 y 2 se disponen alrededor del brazo del paciente a corta distancia uno del otro. Estos manguitos están unidos entre sí y se solapan. Por medio de los conductos 3 y 4, cada uno de los dos manguitos está conectado con un miembro 5 que sirve para
20 detectar la desaparición de la diferencia de fase entre los impulsos de presión en los dos manguitos, y conectado al transductor 6 para realizar la medida de la presión.

A alguna distancia por debajo de los manguitos 1 y 2 se dispone un tercer manguito 7, alrededor del brazo del
25 paciente y este tercer manguito conecta a un miembro 8 para detectar un impulso de presión.

En la figura 2 se muestra en detalle el miembro 5 que comprende un bloque 9 hecho de material plástico, que contiene una pluralidad de canales y una cámara de amortiguación
30 (10).

283479



El bloque 9 contiene seis canales verticales ll A - ll F, cada uno de los cuales termina en la superficie superior del bloque.

5 Los manguitos 1 y 2 están conectados, respectivamente, a los canales ll C y ll D y el canal ll E está conectado con la bomba que hincha los manguitos (y la cual no aparece en la figura). A través del canal ll F se vá descargando gradualmente el aire de los manguitos con lo cual la presión en éstos desciende a razón de unos 3 milímetros de mercurio por segundo.

10 El canal ll B está conectado con el "transductor" 6. Los canales ll B y ll C comunican con un canal inclinado 12 que termina en el canal ll A. En la intersección de los canales ll A y 12 está colocado un "thermistor" (13) cuyos conductores pasan a través del canal ll A. La extremidad inferior del canal ll comunica a través de un canal 14 que se proyecta hacia adelante, con la cámara de amortiguación 10. De modo similar el canal ll D se conecta con la cámara 10 de amortiguación a través de un canal 15 que se proyecta hacia adelante.

15 Los canales ll C - ll F están mutuamente conectados por un canal transversal horizontal (16) con el cual comunican a través de estrechos canales 7, de pequeño diámetro, de modo que los impulsos de la presión que se originen en los manguitos 1 y 2 no se propaguen a través de estos canales.

20 Tal como muestra la figura 3, el "thermistor" 13 se conecta a una fuente de voltaje en serie con una resistencia fija: 18. El "thermistor" se calienta por la corriente eléctrica a una temperatura relativamente alta, por ejemplo de 150 grados centígrados. Cuando el "thermistor" se enfría

286479



por el paso de un corriente de gas, su resistencia queda notablemente incrementada, de modo que aumenta mucho el voltaje de la corriente electrica a través del "thermistor". Los impulsos de voltaje generados de esta forma se suministran a través del condensador 19 a un amplificador 20. Los impulsos de salida de este amplificador se envían a una resistencia (21), para generar un voltaje rectificado a través de la resistencia 22, que se corresponde con la envolvente de los impulsos sucesivos. Este voltaje rectificado se trasmite por un triodo (23), operando como seguidor de cátodo, a la resistencia 24.

Por medio de un potenciómetro (25) una fracción pre-determinada del voltaje de salida del amplificador 20, por ejemplo el 20 ó 30% de esta tensión, se suministra a un rectificador 26 que tiene un condensador (27) en su circuito de salida. No hay ninguna resistencia de fuga conectada en paralelo con el condensador 27, de modo que su constante de tiempo de descarga tiene un muy alto valor. Así la tensión a través del condensador 27 sigue la envolvente de los impulsos de salida del amplificador 20, mientras la amplitud de estos impulsos aumente. Si la amplitud decrece, la tensión a través del condensador 27 permanece constante. Por medio de un triodo 28, operando como seguidor del cátodo, la tensión a través del condensador 27 se trasmite a una resistencia 29. De este modo una tensión de umbral ocurre a través de la resistencia 29, que asciende al 20% ó 30% de la máxima amplitud de los impulsos de salida del amplificador 20.

Por medio de un miembro 30 se determina el momento en que la tensión a través de la resistencia 24 (correspondiente a la envolvente de los impulsos de salida del

286479 23



amplificador 20), desciende por debajo del voltaje umbral que ocurre a través de la resistencia 29. En este momento se mide la presión sanguínea diástolica. Para simplificar, el miembro o elemento 30 se ha representado en el dibujo como un galvanómetro. Puede ser establecido, por ejemplo, como un relé galvanométrico pero puede también estar formado por el circuito de entrada de un amplificador que controle un relé electro-magnético.

La figura 4 muestra el circuito de medida que se utiliza para medir la presión en el manguito, 1. Esta presión se convierte en una tensión eléctrica por medio de un "transductor" que comprende un arrollamiento primario 31 alimentado con corriente alterna, un arrollamiento secundario 32 y un núcleo 33. Este núcleo 33 está acoplado mecánicamente con una membrana expuesta a la presión en el manguito 1, de modo que la posición del núcleo depende de esta presión. Así el voltaje o tensión inducida en el arrollamiento secundario 32 depende también de la presión existente en el manguito 1. Esta tensión es amplificada por medio del triodo 34 y se suministra a una resistencia 35, seguida de un filtro (36) que consta de una resistencia y dos condensadores.

En los terminales de salida del filtro 36 se obtiene una tensión continua proporcional a la presión en el manguito 1.

En el momento en que ha de ser medida la presión, un interruptor 37 se cierra durante un breve lapso de tiempo con lo cual la tensión de salida del filtro 36 se trasmite a un condensador 38 que no tiene resistencia de fuga conectada en paralelo, de modo que tiene un alto constante de tiempo de descarga. La tensión a través del condensador 38 se trasmite por medio de un triodo 39 (que opera como un

286479



seguidor de cátodo) a una resistencia 40, de modo que sea com-
parada con una tensión fija que ocurre a través de la resisten-
cia de cátodo 41 de un triodo 42. Entre los cátodos de los
triodos 39 y 42 está conectado un galvanómetro 43 que indica
5 la presión sanguínea.

Debido a la elevada constante de tiempo de descarga
del condensador 38, su tensión de carga se mantiene durante el
intervalo que media entre dos mediciones sucesivas, de modo
que el medidor 43 puede leerse en cualquier momento que se
desea. Pueden conectarse medios para el registro de la pre-
10 sión sanguínea en paralelo con el medidor 43.

El circuito de medida, tal como se muestra en la
figura 4 debe estar previsto tanto para la presión sanguínea
de sístole como para la presión sanguínea de diástole; res-
15 pectivamente, el interruptor 37 es operado por el detector 8
o por el miembro 30. Si se desea la parte a la izquierda del
interruptor 37 puede ser común a los dos circuitos de medida.

El detector 8 puede construirse en la forma que
se desee. Por ejemplo, el impulso a la presión originado en
20 el manguito 7 puede ser detectado por medio de un "thermistor"
que responde a la corriente de aire ocasionada por el impulso
de presión o por medio de un "transductor" del tipo señalado
en la figura 4 conectado al manguito 7. Después del primer
impulso el detector debe desconectarse durante el resto del
25 ciclo, en forma que la medida no pueda ser influenciada por
posteriores impulsos de la presión.

La forma de operar del dispositivo que acabamos
de describir es como sigue: Los manguitos 1, 2 y 7 se sujetan
alrededor del brazo del paciente y se hinchan a una presión
30 tal que quede interrumpida la circulación de sangre por la

286479



1957

arteria. El hinchado se realiza por medio del canal 11 E para los manguitos 1 y 2 y por medio de otra canalización independiente de aire (que no muestra la figura) para el manguito 7. Después del hinchado, el aire va saliendo lentamente de los manguitos; por lo cual la presión gradualmente va disminuyendo, de preferencia a una velocidad de unos 3 milímetros de mercurio por segundo.

Después de un cierto tiempo, la presión en los manguitos ha decrecido en tal medida que la arteria se abre durante el máximo de la presión causado por el latido del corazón. Pasa una onda sanguínea que origina un impulso de presión en el manguito 7. Este impulso de presión es detectado por medio del miembro 8, de modo que el interruptor 37 del circuito de medida de la presión sanguínea de sístole, se cierra por un momento y la presión queda medida. Después de esto el detector 8 queda fuera de circuito.

En el intervalo de tiempo siguiente la arteria se abre y se cierra durante el transcurso de cada ciclo cardíaco. En el manguito 1 la arteria se abre más pronto que en el manguito 2, de modo que los impulsos de presión generados los manguitos tienen una cierta diferencia de fase. Durante la ocurrencia del impulso de presión en el manguito 1, una corriente de aire fluye del canal 11 C a través de los canales 12 y 14 hasta la cámara 10 y de aquí, a través del canal 15, hasta el canal 11 D, lo que origina el enfriamiento del "thermistor" 13. Inmediatamente después acontece el impulso de presión en el manguito 2, con lo cual la dirección de la corriente de aire queda invertida y prosigue el enfriamiento del "thermistor". De esta forma se origina un impulso de tensión en el thermistor 13 durante cada ciclo cardíaco.

286479



Estos impulsos están indicados bajo la referencia 44 en la figura 51; la envolvente de los impulsos que aparecen a través de la resistencia 24 se indica con la referencia 45.

El valor umbral a través de la resistencia 29 se indica con la referencia 46. Este valor de umbral aumenta proporcionalmente a la envolvente 45 mientras la amplitud de los impulsos aumente; tan pronto como la amplitud de los impulsos empieza a disminuir el umbral permanece constante.

Después de algún tiempo, la presión en los manguitos ha decrecido en tal medida que la arteria queda abierta durante todo el ciclo del latido del corazón. La presión originada por el latido del corazón se propaga ahora libremente a través de la arteria, de modo que los impulsos de la presión en los manguitos 1 y 2 coinciden y, al mismo tiempo, su amplitud decrece. En la práctica se ha encontrado que la amplitud del impulso de presión en el manguito 2 es mayor en este momento que la amplitud del impulso de presión en el manguito 1. Para conseguir una compensación exacta de los dos impulsos de presión, el relativo al manguito 1 se transmite directamente al termistor 13, a través del canal 12, mientras que el impulso de presión en el manguito 2 llega al termistor a través de la cámara 10 la cual origina un amortiguamiento pre-determinado. De este modo se igualan las amplitudes de los impulsos de presión en el termistor 13, de modo que éste no queda sujeto a corrientes de aire. Como consecuencia, la amplitud de los impulsos de voltaje a través del termistor decrece de forma aguda, de modo que la envolvente decrece a la vez. Tan pronto como la envolvente desciende por debajo del umbral de la tensión 46; el elemento 30 es operado y el interruptor en el circuito

286479



que responde a la desaparición de la diferencia de fase entre los impulsos de presión en dos manguitos espaciados a corta distancia uno con respecto a otro.

5 2.- Un dispositivo, según el punto en el cual los dos manguitos están unidos entre sí de tal manera que solo pueden aplicarse al brazo del paciente en posiciones solapadas.

10 3.- Un dispositivo según los puntos 1 ó 2 en el cual dicho miembro es un elemento sensible al flujo insertado en un conducto que interconecta los dos manguitos.

15 4.- Un dispositivo según el punto 3 en el cual se inserta una cámara amortiguadora en el conducto entre uno de los manguitos y el elemento sensible al flujo con el fin de igualar las amplitudes de los impulsos de presión que ocurren en el momento en el que se mide la presión sanguínea diastólica.

20 5.- Un dispositivo según los puntos 3 o 4 en el cual el elemento sensible al flujo es una resistencia sensible a la temperatura.

25 6.- Un dispositivo según el punto 5 en el cual se deriva una envolvente por rectificación de los impulsos de tensión que ocurren a través de la resistencia sensible a la temperatura, comparandose dicha envolvente con un voltaje de umbral que ocurre a través de un condensador con una gran constante de tiempo de descarga al cual se suministra a través de un rectificador una fracción de la tensión de impulso, llevándose a cabo la medición de la presión sanguínea diastólica cuando la envolvente desciende por debajo del valor umbral.

30 7.- Un dispositivo según cualquiera de los puntos

286479²⁵



anteriores caracterizado porque en el momento en el cual se mide la presión sanguínea sistólica es determinado por la ocurrencia de un impulso de presión en un tercer manguito destinado a disponerse en torno del brazo del paciente a cierta distancia por debajo de los dos manguitos primeramente mencionados.

8.- Un dispositivo según cualquiera de los puntos anteriores, en el cual la presión sanguínea sistólica y/o la presión sanguínea diastólica se mide por medio de un transductor que convierte la presión en uno de los dos manguitos primeramente mencionados en un voltaje alterno que depende esta presión, del cual se deriva por rectificación un voltaje de medición, suministrándose este voltaje de medición en el momento en que ha de medirse la presión a través de un interruptor a un condensador de gran constante de tiempo de descarga, indicándose el voltaje del condensador por un instrumento medidor.

9.- Un dispositivo medidor automático de la presión sanguínea.

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

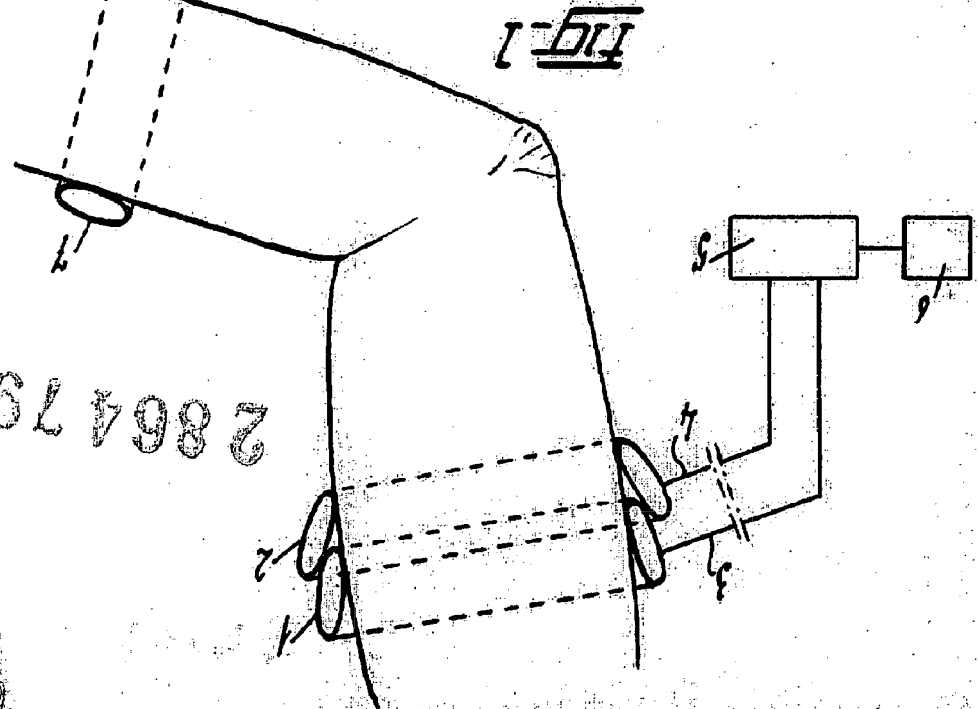
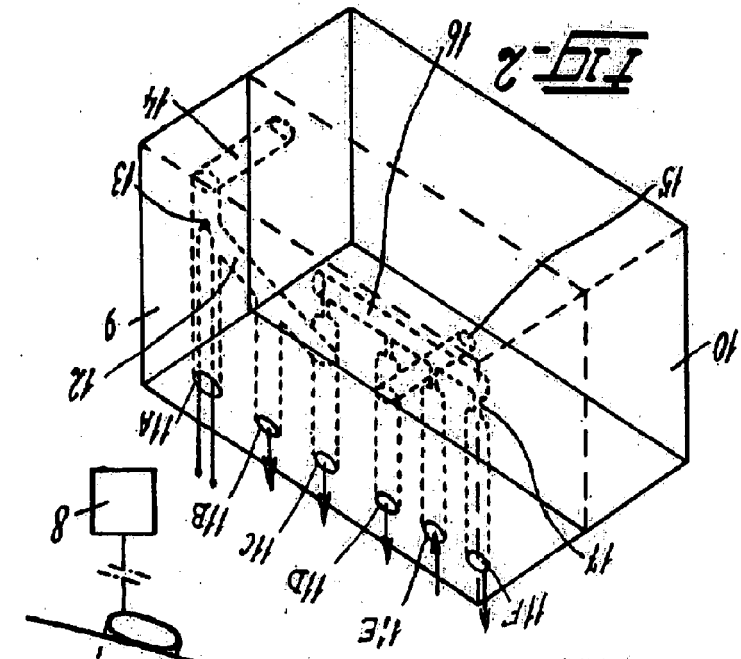
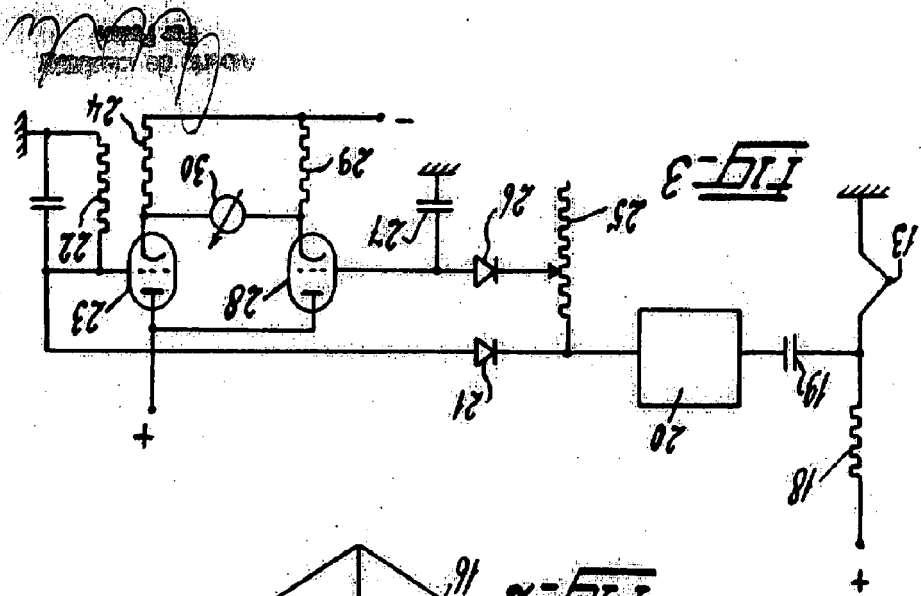
Esta Memoria consta de dieciseis hojas escritas a máquina por una sola cara.

Madrid, 23 ABR. 1963

P. A.

Alc. de Emb.

[Handwritten signature]



286479



286479

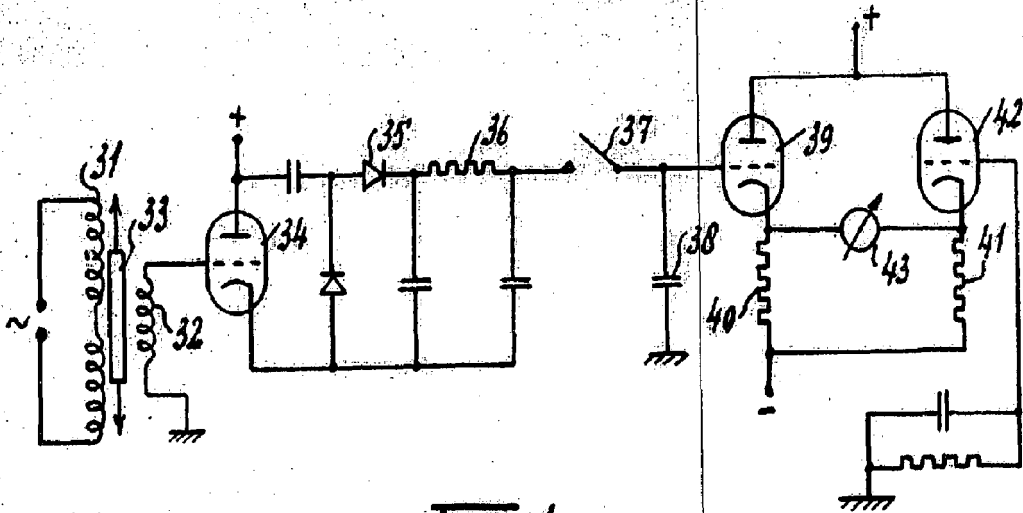


FIG. 4

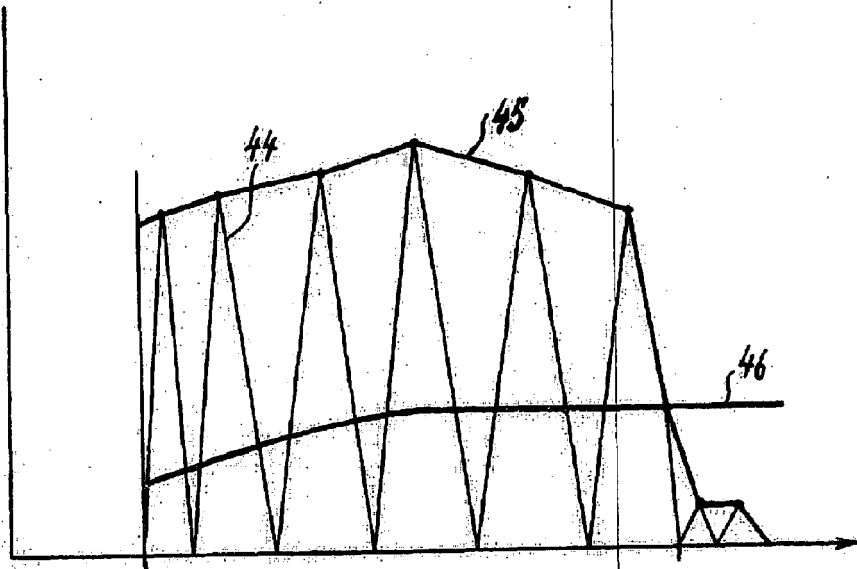


FIG. 5

Godart