

20 JUL. 1978

10 ES	11 NUMERO 164.181	10 A1
	22 FECHA DE PRESENTACION 16-11-1977	



ESPAÑA

Concedido el Registro de acuerdo con los datos que figuran en la presente descripción y según el contenido de la Memoria adjunta.

PATENTE DE INVENCION

30 PRIORIDADES:		
31 NUMERO ME-2029	32 FECHA 17-11-1976	33 PAIS Hungria
43 FECHA DE PUBLICIDAD	51 CLASIFICACION INTERNACIONAL A61B	62 PATENTE DE LA QUE ES DIVISIONARIA
54 TITULO DE LA INVENCION "DISPOSITIVO PARA LA PLETISMOCGRAFIA POR CIERRE DE VENAS"		
71 SOLICITANTE (ES) MEDICOR MUVER (21070-732 KF/SM)		
DOMICILIO DEL SOLICITANTE 11-13., Röntgen utca, Budapest XIII., Hungria		
72 INVENTOR (ES) Ferenc NAGY		
73 TITULAR (ES)		
74 REPRESENTANTE DON ALBERTO DE ELZABURU MARQUEZ (P.-67.428)		

POOR
QUALITY

Objeto del invento es un dispositivo, mediante el cual se puede realizar una investigación por pletismografía de las extremidades mediante cierre u obturación de venas.

5 Con ayuda del dispositivo según el invento se pueden comprobar por vía no invasiva tanto las modificaciones patológicas de las venas capilares como también las del sistema de vasos venosos o arteriales, y asimismo se pueden observar los éxitos de las intervenciones quirúrgicas y los efectos de los diferentes productos químicos en adultos o en niños de pecho.

10 Un hombre de nuestros días es amenazado en grado importante por las enfermedades del sistema circulatorio de las extremidades. Ya con anterioridad se habían establecido requisitos para procedimientos de medición y dispositivos de medición del tipo citado, mediante los cuales se podían investigar el estado de la circulación periférica, el cierre de las arterias de los miembros o extremidades, y en general las perturbaciones de la circulación sanguínea periférica, de modo muy sencillo, en condiciones ambulantes. Los dispositivos desarrollados para este fin, idénticos en sus fundamentos pero diversos según las formas de realización técnicas, son denominados aparatos pletismográficos.

15 20 25 30 Los procedimientos hasta ahora conocidos y generalmente propagados son expuestos con ayuda de la figura 1 aneja. Un manguito de acumulación M1 es colocado en posición próxima al sector de la extremidad que ha de investigarse, y es llenado repentinamente con una presión subdiastólica. El reflujo venoso es bloqueado de este mo-

do por un largo período de tiempo, pero la corriente de entrada arterial no es todavía obstaculizada en los primeros segundos. Al mismo tiempo se llega en posición distante del manguito de acumulación M1 a un aumento de volumen. El aumento de volumen es indicado por el transformador de medición G dispuesto en posición distante respecto del manguito de acumulación M1. El carácter del aumento de volumen es representado en la figura 2 juntamente con la curva de pulso arterial superpuesta al valor medio. Aquí y en las otras partes de la memoria descriptiva se hace uso de la modificación relativa de volumen $\Delta V/V_0$, dado que esta expresión hace posible comparar los resultados de medición de los tramos de las extremidades con diferentes volúmenes iniciales V_0 .

De consideraciones fundamentales se deduce que la modificación de la variación relativa de volumen, es decir la pendiente inicial de la curva, que aparece como consecuencia del aumento repentino de presión del manguito de acumulación M1 en el momento $t = 0$, es decisiva para el estado del sistema de vasos arteriales, dado que el aumento de presión del sistema de vasos venosos no perturba todavía a la corriente de entrada arterial.

Si después del estado casi estacionario realizado de este modo se interrumpe rápidamente la presión en el manguito de acumulación M1, comienza la circulación venosa de salida desde el tramo detrás del manguito de acumulación M1. La disminución de volumen explorada por el transformador de medición G es representada juntamente con la curva de pulso arterial, superpuesta al valor medio en la figura 3. A este respecto se debe mencionar que

la forma de la curva de pulso es influida también por el pulso, venoso, pero su efecto se puede despreciar. Puede verse con facilidad que la modificación de la variación relativa de volumen $dV/V_0/dt$ que aparece en el momento de la disminución de presión, es decir la pendiente inicial de la curva proporciona una información diagnóstica importante acerca del estado del sistema de vasos venosos, ya que la circulación venosa de salida no es influida por las venas vaciadas, que se encuentran en posición próxima al manguito de acumulación. Si se utiliza sólo el manguito de acumulación M1 - tal como arriba se representa -, la investigación se puede extender a todo el tramo de la extremidad detrás del manguito de acumulación M1. Sin embargo, cuando sólo se debe investigar un tramo determinado de antemano, por ejemplo entre los manguitos de acumulación M1 y M2, se genera en el manguito de acumulación M2 una presión, que supera a la presión sistólica. Por consiguiente, se puede excluir de la investigación el tramo situado en posición distante respecto del manguito de acumulación M2.

La universalidad de los dispositivos apropiados para la realización del procedimiento de medición se deduce de la diversa constitución del transformador de medición G. El denominado pletismógrafo de agua tiene un transformador de medición G, que consiste en un recipiente lleno con agua, que rodea al tramo de extremidad, provisto con un orificio de medición, cerrado, que tiene en su parte exterior una pared rígida, siendo calentada el agua a la temperatura del cuerpo humano. Si el manguito de acumulación M1 es puesto bajo presión, se realiza una

modificación de presión, que puede ser observada con ayuda de un tubo de vidrio calibrado, colocado en el orificio de medición, o con ayuda de un transformador de modificación capacitivo, etc.

5 De modo análogo funciona otro dispositivo, en el cual, en lugar de agua, hay aire en el recipiente. Las modificaciones de volumen pueden ser indicadas, en el caso de un recipiente cerrado, por la observación de la modificación de presión y, en el caso de un recipiente
10 abierto, con ayuda de un neumatógrafo. Ultimamente se ha propagado una solución, en la cual la modificación de volumen se puede vigilar por la medición de la variación de la periferia del tramo de extremidad considerado. En efecto, se puede comprobar que existe con una buena aproximación la siguiente relación:

$$15 \quad \frac{dV}{V_0} = 2 \frac{dL}{L_0} \quad (1)$$

es decir que la variación relativa de volumen es igual al doble del valor de la variación relativa de la periferia.

20 Si se investiga el sistema de vasos arteriales o el sistema de vasos venosos, se plantea prácticamente el mismo problema: se debe determinar la pendiente inicial de una curva en el momento $t = 0$, superponiéndose sobre esta curva las modificaciones espontáneas de
25 volumen causadas por la pulsación - que perturba desde el punto de vista de los inventores - (véanse para ello las figuras 2 y 3).

En el caso del procedimiento habitual la modificación de la variación relativa de volumen se realiza manualmente, por cálculo, mediante trazado de la tan
30

F-

Por ejemplo, si se debe modificar - con una frecuencia de pulso constante y una amplitud constante - el valor Δt a $\Delta t'$, (tal como puede verse en la figura 4), el extremo del intervalo, es decir el momento t'_v cae en el tramo diastólico de la onda de pulso.

La pendiente inicial, que puede ser calculada a partir de los correspondientes valores $\Delta t'$, $\Delta v_k/v_0$ y $\Delta v_v/v_0$, es significativamente menor que la pendiente inicial, calculada con los correspondientes valores Δt , $\Delta v_k/v_0$ y $\Delta v_v/v_0$. El dispositivo de acuerdo con el invento elimina los efectos perturbadores de la pulsación antes expuestos y hace posible la determinación inequívoca, exacta y automática de la pendiente inicial de la curva de la variación relativa de volumen. Con el fin de explicar mejor el invento, se adjuntan a la memoria descriptiva unos dibujos. En los dibujos

las figuras 1, 2, 3 y 4 representan la esencia del procedimiento de medición de los dispositivos habituales.

la figura 5 representa el cuadro de circuitos en bloques del dispositivo de acuerdo con el invento y

en las figuras 6a y 6b se puede ver la esencia del procedimiento de medición del dispositivo de acuerdo con el invento; y

la figura 7 muestra el diagrama de circuitos en bloques de otro ejemplo de realización del dispositivo según el invento.

El dispositivo de acuerdo con el invento es explicado en lo que sigue (figura 5).

La salida de un transformador de medición G es conectado con la entrada de un comparador K y con la entrada de al menos un circuito de exploración y de almacenamiento $S_1, S_2 \dots S_n$. La entrada de un analizador PA - que sirve para la determinación de los puntos característicos, es decir puntos con iguales fases de la curva de pulso o de la señal de electrocardiograma - está unida con la salida del transformador de medición G, o con un tomador del pulso, o de un aparato de electrocardiograma. La salida del analizador PA es conectada con una entrada de una unidad de control VA, mientras que la otra entrada de esta última es unida con la salida del comparador K.

Una salida de la unidad de control VA es unida con la entrada de una unidad neumática PN, su otra salida es unida con la entrada de una unidad cronometradora T, su tercera salida es unida con una entrada de una calculadora RA, sus salidas cuarta, quinta y otras son unidas sin embargo con las otras entradas de los circuitos de exploración y de almacenamiento $S_1 \dots S_n$. Con la otra entrada de la calculadora RA se conecta la salida de la unidad cronometradora mencionada T, mientras que con sus entradas tercera, cuarta y otras se conectan las salidas de los circuitos de exploración y de almacenamiento $S_1 \dots S_n$. Con una salida de la calculadora RA está unido un instrumento indicador M, y con la otra salida está unido un instrumento registrador D. Una salida de la unidad neumática PN es conectada con el manguito de acumulación M1, y su otra salida es conectada con otro manguito de acumulación M2.

El dispositivo - correspondientemente a otro ejemplo de realización - puede ser estructurado (figura 7) de manera tal que la salida del transformador de medición G esté conectada con la entrada del comparador K, y además con una entrada de un circuito de exploración y de almacenamiento y/o de un transformador A/D SD. Con la entrada del analizador PA, que determina los puntos característicos o los puntos con iguales fases de la curva de pulso o de la curva de electrocardiograma, está conectada la salida del transformador de medición G o del tomador de pulso P o del canal de electrocardiograma, mientras que la salida del analizador PA está unida con una entrada de una unidad de control VD. Con la otra entrada de la unidad de control VD está unida la salida del mencionado comparador K, pero una salida de esta unidad de control está conectada con la entrada de la unidad neumática PN, su otra salida está conectada con la entrada de la unidad cronometradora T, su tercera salida está conectada con una entrada de una unidad calculadora y almacenadora RD, pero su cuarta salida está conectada con la otra entrada del circuito de exploración y almacenamiento y/o del transformador A/D SD.

La salida del circuito de exploración y almacenamiento y/o del transformador A/D SD está conectada con la otra entrada de la unidad calculadora y almacenadora RD, estando unida la salida de la unidad cronometradora T con la tercera entrada de la unidad últimamente mencionada. Una salida de la unidad neumática PN está unida con el manguito de acumulación M1, y su otra salida está unida con el manguito de acumulación M2. Con una

salida de la unidad calculadora y almacenadora RD está conectado un instrumento indicador M, y con la otra salida está conectado un instrumento registrador D. El accionamiento del dispositivo de acuerdo con el invento es explicado, en el caso de la investigación del sistema de vasos arteriales, con ayuda del cuadro de circuitos en bloques de la figura 5 - que se basa en primer término en la técnica de medición analógica - , y con ayuda de las figuras 6a y 6b que caracterizan las variaciones relativas de volumen $\Delta V_p/V_0$ - provocadas por la pulsación -.

Al comienzo de la medición se pone en marcha la unidad neumática PN mediante la unidad de control VA. Mediante la unidad neumática se llena el manguito de acumulación M1 repentinamente con una presión subdiastólica (aproximadamente 50 mm de Hg) y eventualmente - dependiendo del tramo de extremidad a investigar - el manguito de acumulación M2 es llenado con una presión que supera al valor sistólico.

Para la indicación de la variación de volumen del tramo de extremidad sirve el transformador de medición G, cuya salida está conectada con la entrada de los circuitos de exploración y de almacenamiento $S_1 \dots S_n$ y del comparador K. Con la entrada del analizador PA está conectada la salida de un tomador de pulso P situado convenientemente en la porción circundante próxima al puesto de medición o de un tomador de pulso P montado conjuntamente con el transformador de medición G. El analizador PA ha de ser determinado precisamente en los momentos de la curva de pulso correspondientes a los puntos característicos - convenientemente a los puntos sistóli-

cos y/o diastólicos -. En estos momentos el analizador PA emite hacia la entrada de la unidad de control VA im pulsos sincrónicos o de conocimiento. Entretanto el trans formador de medición G observa continuamente la variación relativa de volumen del tramo de extremidad. Cuando la va riación de volumen o la variación relativa de volumen su peran a un valor establecido de antemano - que convenien temente es mayor que la variación de volumen, causada por la parte sistólica de la pulsación - o cuando ya han ce sado los procesos de transición que han resultado al ac cionar la unidad neumática PN - véase la figura 6A, va lor $\Delta V_k/V_0$ - el comparador suministra un impulso de pre paración a la unidad de control VA. Después de ello la unidad de control VA recibe los impulsos sincrónicos o de conocimiento que proceden del analizador PA y que per tenecen a un punto de la curva característico de pulso, convenientemente al más inmediato (véanse figuras 6a y 6b, momento t_1 , el momento sistólico de la curva de pulso), y al mismo tiempo la unidad cronometradora T se po ne en marcha y emite una orden para el circuito de exploración y de almacenamiento S_1 , que almacena el valor de amplitud $\Delta V_1/V_0$. Después de ello se toma en consideración por la unidad de control VA solamente el impulso sin crónico o de conocimiento, que coincide con el impulso sinc rónico o de conocimiento primeramente afectado, es de cir que pertenece a la misma fase de la curva de pulso (véanse figuras 6a, 6b, momento t_2 , el siguiente punto sistólico de la curva de pulso). En el mismo momento t_2 la unidad de control VA detiene a la unidad cronometrado ra T y emite una orden para el circuito de exploración y

almacenamiento S_2 , que almacena el valor de amplitud $\Delta V_2/V_0$ en el momento t_2 . Seguidamente se determina la pendiente inicial de la curva de la variación relativa de volumen de la señal de salida de la unidad cronometradora T, proporcional al período de tiempo $t_2 - t_1 = \Delta t$, y de las señales de salida de los circuitos de exploración y almacenamiento S_1 y S_2 proporcionales a las variaciones relativas de volumen $\Delta V_1/V_0$ y $\Delta V_2/V_0$ correspondientemente a la orden de la unidad de control VA por parte de la calculadora RA, y se indica en el instrumento indicador M.

La relación válida para ello es :

$$\frac{\frac{\Delta V_2}{V_0} - \frac{\Delta V_1}{V_0}}{t_2 - t_1} = \operatorname{tg} \alpha_1 = \left. \frac{dV}{V_0} \right|_{t=0}$$

El valor determinado de este modo responde con una buena aproximación a la pendiente inicial teóricamente imaginable de la curva de la variación relativa de volumen.

Con ayuda de las figuras 6a y 6b se ha tratado de un caso en que el tomador de pulso P es colocado en la inmediata proximidad del transformador de medición G, o está montado conjuntamente con el transformador de medición G.

En este caso, entre los correspondientes puntos de las señales suministradas por el transformador de medición G y el tomador de pulso P no existe ningún desplazamiento de fase. Lo mismo ocurre en el caso en que

en lugar de la salida del tomador de pulso P se conecta la salida del transformador de medición G con la entrada del analizador PA. En este caso el analizador PA somete a tratamiento la curva de pulso separada de la salida del transformador de medición G. Sin embargo, cuando el tomador de pulso P es colocado en cualquier otro lugar del cuerpo, entre los correspondientes puntos de las señales suministradas por el transformador de medición G y por el tomador de pulso P aparece un desplazamiento de fase, que resulta de la velocidad de la onda de pulso. Este desplazamiento de fase no perturba al funcionamiento del dispositivo, ya que la pendiente inicial de la curva de la variación relativa de volumen es determinada en este caso también por los puntos de igual fase de la curva de pulso superpuesta a la señal suministrada por el transformador de medición G. Tal caso puede verse en la figura 6a con ayuda de las líneas t'_1 y t'_2 . El desplazamiento de fase es aquí $t'_1 - t_1$ y la pendiente inicial α'_1 coincide con la pendiente inicial α_1 determinada por los momentos t_1 y t_2 .

De las consideraciones antes mencionadas se deduce que para la sincronización se puede hacer uso, en lugar de la curva de pulso también de los momentos pertenecientes a los puntos característicos - convenientemente a las ondas-R de la señal de electrocardiograma. Para la entrada del analizador PA se puede suministrar por lo tanto la señal de salida de un canal de electrocardiograma. En este caso se determinan por el analizador PA los momentos pertenecientes a los puntos característicos de la curva de electrocardiograma.

La unidad de control VA puede ser estructurada también de modo tal que el dispositivo determine la pendiente inicial de la curva de la variación relativa de volumen no por los dos puntos sucesivos de igual fase de la señal suministrada por el transformador de medición G, sino con ayuda de puntos de igual fase, que se encuentran alejados entre sí. Por ejemplo, cuando la unidad cronometradora T es puesta en marcha en el momento t_1 por la unidad de control VA y es detenida en el momento t_4 , y los circuitos de almacenamiento y exploración S_1 y S_2 reciben una orden en los mismos momentos t_1 y t_2 , la expresión de la pendiente inicial de la curva de la variación relativa de volumen adopta la siguiente forma modificada (véase la figura 6a).

$$\frac{\frac{\Delta v_4}{v_0} - \frac{\Delta v_1}{v_0}}{t_4 - t_1} \operatorname{tg} \alpha_4 = \frac{dv}{dt} \Big|_{t=0}$$

Esta solución garantiza un menor valor de medición que la solución según la expresión 2, pero es suficiente la precisión, principalmente en el caso de niños de pecho, ya que en este caso se puede contar con una frecuencia de pulsación más elevada. Sin embargo, ha de mencionarse que esta solución aumenta la confiabilidad de la medición.

La unidad de control VA y la calculadora RA pueden ser estructuradas también de modo tal que mediante la utilización de los circuitos de exploración y almacenamiento $S_1 \dots S_n$ en número cualquiera, se pueden

5

10

15

20

25

30

3127

seguir la pista de tramos cualesquiera de la curva que describe la variación relativa de volumen. Por consiguiente, se puede comprobar también la pendiente de cualquiera de los tramos, o la relación de los mismos, o se puede registrar la curva mediante el instrumento registrador D sin efectos perturbadores sobre la pulsación. Tal estructuración tiene su importancia, cuando se desea observar el tramo plano, denominado de filtración, de la curva que describe la variación relativa de volumen. No obstante, toda vez que se ha de comprobar un tramo más largo, o las propiedades de toda la curva, se puede emplear otro dispositivo más apropiado para este fin, constituido según los principios de la técnica digital de medición. Este dispositivo es representado esquemáticamente en la figura 7.

En el ejemplo de realización de acuerdo con la figura 7 los papeles de los manguitos de acumulación M1, M2, del transformador de medición G, del tomador de pulso P, del canal de electrocardiograma, del analizador PA, de la unidad neumática PM y de la unidad cronometradora T coinciden con la función según la figura 5. La salida del transformador de medición G está conectada no obstante con una entrada de un circuito de exploración y almacenamiento y/o de un transformador A/D SD, mientras que con la otra entrada últimamente mencionada está conectada la unidad de control VD. La unidad de control VD emite, en los momentos correspondientes a los puntos característicos de la curva de pulso o de electrocardiograma, órdenes para el circuito de exploración y almacenamiento, y mediante otras órdenes da lugar al tratamiento de las

señales exploradas por la unidad calculadora y almacenadora. La pendiente inicial de la curva de la variación relativa de volumen, o cualesquiera otros parámetros de la curva de la variación relativa de volumen, son determinados por la unidad calculadora y almacenadora RD, y son indicados por el aparato registrador D o en el instrumento indicador M.

En unión con las figuras 5, 6a, 6b y 7 se ha descrito el funcionamiento del dispositivo para el caso de una investigación del sistema de vasos arteriales. Si tuviera que ser investigado el sistema venoso, los procedimientos de medición coinciden entre sí, con la única excepción de que en el último caso la medición se realiza cuando se efectúa una interrupción a modo de impulsos de la presión del manguito de acumulación M1. Mediante el efecto de la pulsación venosa se influye, en efecto, sólo de manera insignificante sobre la medición.

20

25

30

REIVINDICACIONES

5

Los puntos de invención propia y nueva, que se presentan para que sean objeto de esta solicitud de Patente de Invención en España, por VEINTE años, son los que se recogen en las reivindicaciones siguientes:

10

15

20

25

30

3127

1ª.- Dispositivo para la pletismografía por cierre de venas, que contiene uno o varios manguitos de acumulación, un transformador de medición que sirve para la observación de la variación de volumen, caracterizado porque la salida del transformador de medición es conectada con la entrada de un comparador, y además con la entrada de al menos un circuito de exploración y almacenamiento, mientras que con la entrada del analizador, que determina los puntos característicos de la curva de pulso o de la curva de electrocardiograma, está conectada la salida del transformador de medición o de un tomador de pulso o del canal de electrocardiograma; la salida del analizador está conectada con una entrada de una unidad de control, y la otra entrada de esta última está unida con la salida del comparador, y una de las salidas de la unidad de control está conectada con la entrada de una unidad neumática, su otra salida está unida con la entrada de una unidad cronometradora, su tercera salida está conectada con la entrada de una calculadora, mientras que sus salidas cuarta, quinta y otras están conectadas con las otras entradas de circuitos de exploración y almacenamiento, y con la otra entrada de la calculadora

está conectada la salida de la unidad cronometradora, pero con sus entradas tercera, cuarta y otras están conectadas las salidas de los circuitos de exploración y almacenamiento; con una salida de la calculadora está unido un instrumento indicador, con su segunda salida está unido un aparato registrador, y además porque una salida de la unidad neumática está unida con un manguito de acumulación y su otra salida está unida con otro manguito de acumulación.

2ª.- Dispositivo según la reivindicación 1ª, caracterizado porque la salida del transformador de medición está conectada con la entrada del analizador, que determina los puntos característicos de la curva de pulso o de la curva de electrocardiograma, la salida del transformador de medición o del tomador de pulso o del canal de electrocardiograma, la salida del analizador está unida con una de las entradas de la unidad de control, estando conectada con la otra entrada de este último la salida del comparador; una salida de la unidad de control está conectada con la entrada de la unidad neumática; y su otra salida está conectada con la entrada de una unidad cronometradora, estando conectada su tercera salida con una entrada de una unidad calculadora y almacenadora, su cuarta salida con la otra entrada del circuito de exploración y almacenamiento y/o del transformador A/D (SD), la salida del circuito de exploración y almacenamiento y/o del transformador A/D con la otra entrada de la unidad calculadora y almacenadora y con la tercera entrada, y la unidad calculadora y almacenadora con la salida de la unidad cronometradora, mientras que con una salida de

5 la unidad neumática está unido un manguito de acumulación y con su otra salida está unido un segundo manguito de acumulación, y además porque con una salida de la unidad calculadora y/o almacenadora está conectado un instrumento indicador pero con la otra salida está conectado un instrumento registrador.

3ª.- "DISPOSITIVO PARA LA PLETISMOGRAFIA POR CIERRE DE VENAS".

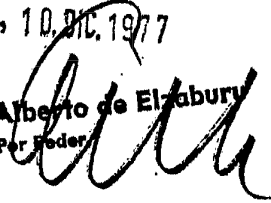
10 Tal y como se ha descrito en la Memoria que antecede, representado en los dibujos que se acompañan y para los fines que se han especificado.

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

Madrid, 10. DIC. 1977

P.A.

Alberto de Elzabury
Per Joder



15

20

25

30

3127
CDF/.



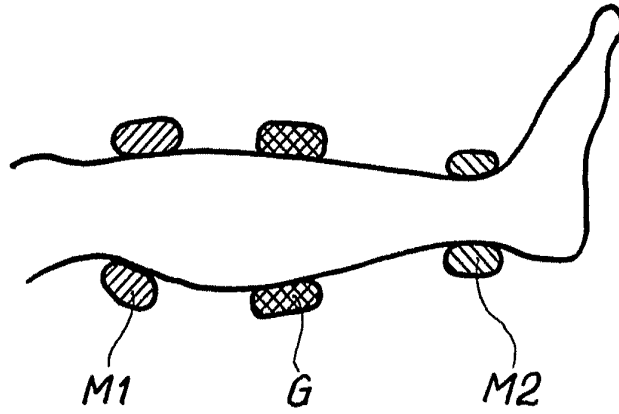


Fig. 1

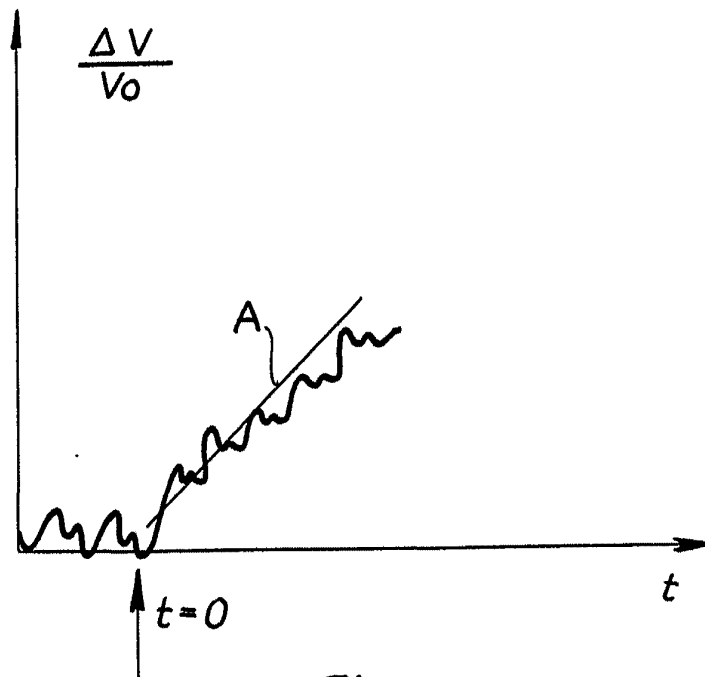


Fig. 2

Alberto de Elabur
Por Fedes

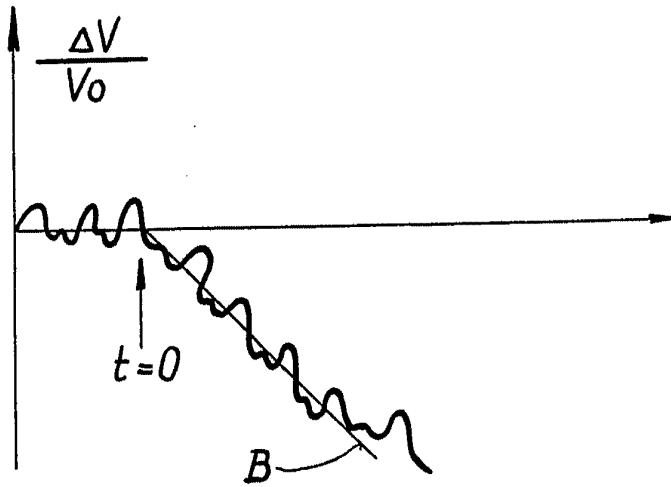


Fig. 3

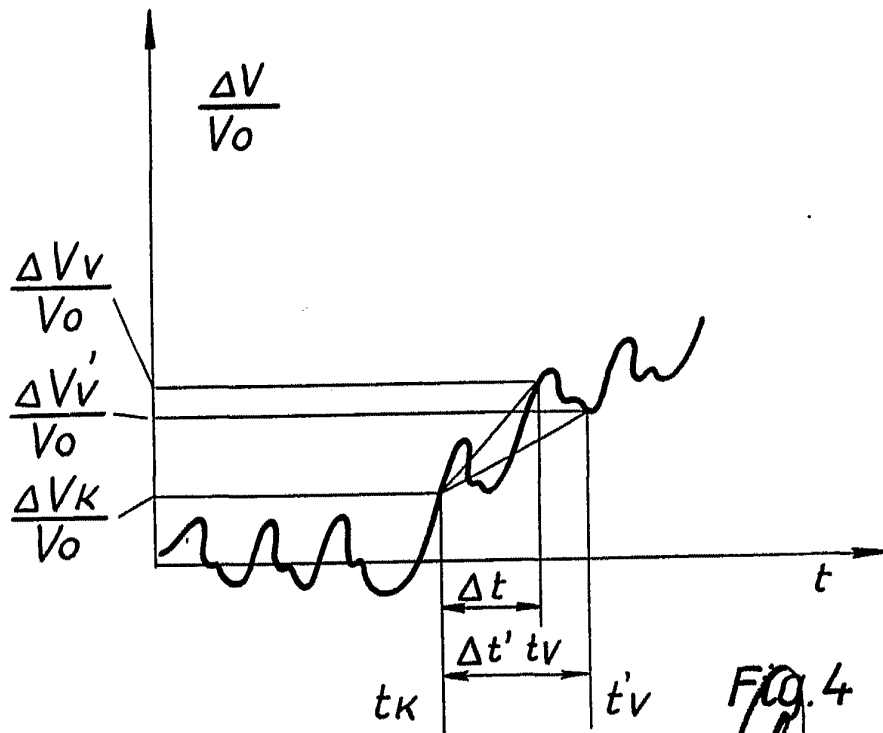


FIG. 4

Alberto de Elizaburu
Por Poder

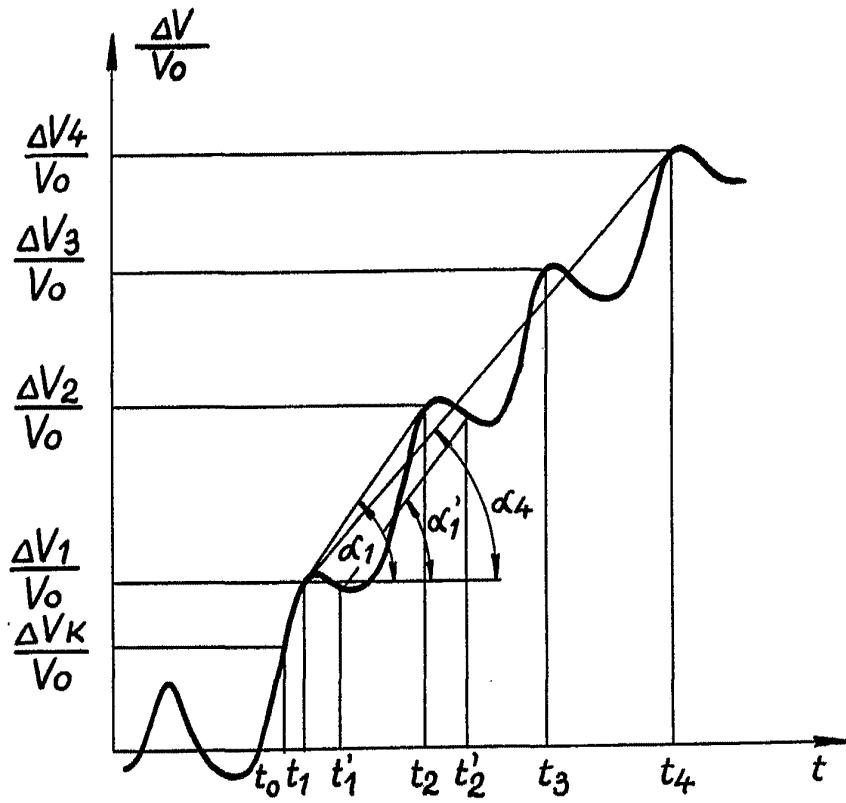


Fig. 6a

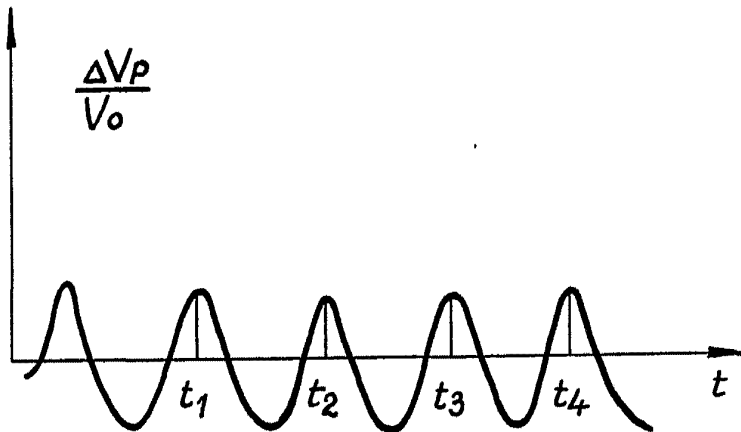


Fig. 6b

Alberto de Elizabury
 Por Poder,

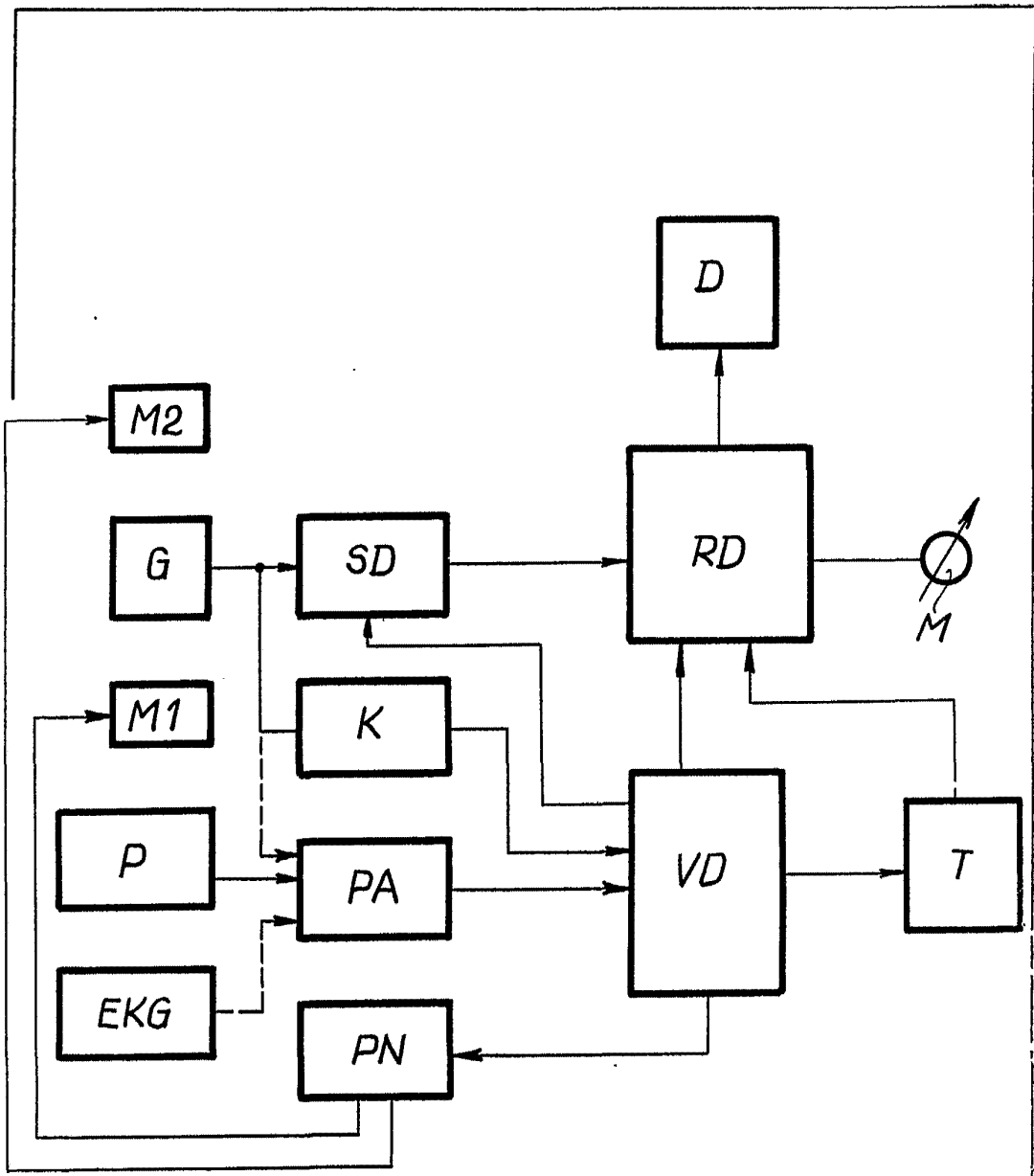


Fig. 7

Alberio de Hixaburu
Por Pedro