

437172 30 MAYO 1975
P. 60.281.-
Br.1013/74

MEMORIA DESCRIPTIVA

| |
|----------|
| Iní. Cl: |
| AG1L |

para solicitar PATENTE DE INVENCION por 20 años

a nombre de SORAM, S.A.

entidad suiza

establecida en 1 rue de la Cité, 1205 Ginebra, Suiza

por:"APARATO ELECTRONICO Y AUTOMATICO PARA LA MEDICION Y
LA INFORMACION CONTINUA Y SIMULTANEA DE LA RESISTEN-
CIA A LA CIRCULACION DEL AIRE EN LAS VIAS BRONQUIA-
LES"

La invención tiene por objeto un aparato electrónico y automático para la medida y la información continua y simultánea de la resistencia a la circulación del aire en las vías bronquiales y de la elastancia del tejido pulmonar, parámetros designados, respectivamente, por los símbolos R y E, a partir de señales que representan el caudal aéreo respiratorio y la variación de presión endotorácica.

Es sabido que la determinación de estos parámetros por el médico reviste una importancia muy considerable para la detección, bien de condiciones patológicas de las vías respiratorias, bien de alteraciones de estas vías debidas a accidentes, por ejemplo. La ciencia médica dispone, a este efecto, de diversos métodos, que tienen en común el hecho de que la variación de presión endotorácica se obtiene por cateterismo esofágico. Es fácil distinguirlos según que permitan determinar los dos parámetros juntos o separadamente.

Según el método de determinación simultánea de R y de E, se registra en el mismo momento, en función del tiempo, la variación de presión endotorácica, el caudal aéreo respiratorio bucal, y la variación de volumen pulmonar (por integración continua del caudal), lo que permite determinar, por análisis gráfico, un valor de la resistencia bronquial (R) y de la elastancia pulmonar (E) para un semi-ciclo respiratorio, analizándose por separado las -

fases inspiratorias y espiratorias.

5 Su inconveniente principal es el hecho de que la obtención de la presión endotorácica exige el cateterismo esofágico; ahora bien, esta maniobra es, con frecuencia, mal tolerada por los pacientes y no es fácilmente repetible. Además, las modificaciones introducidas en el barograma esofágico por los latidos cardíacos son, con frecuencia, importantes e interfieren en la determinación precisa de los valores de presión contemporáneos de las inversiones de caudal o de los instantes de máximo caudal. Y finalmente, el análisis gráfico y los cálculos que del mismo resultan son largos, sobre todo si se desea estudiar un número suficiente de semi-ciclos respiratorios.

10 Según el método de determinación de R, denominado de interrupción, se registran simultáneamente en el curso del tiempo, el caudal aéreo respiratorio bucal y la presión bucal.

15 En el curso de una interrupción breve del caudal, se produce, en principio, una igualación instantánea de la presión bucal y de la presión alveolar. La diferencia entre la presión bucal y la presión alveolar así apreciada es aplicada al caudal aéreo correspondiente y permite una estimación del parámetro R.

20 En la práctica, sin embargo, en cuanto existe cierto grado de asincronismo ventilatorio, lo que en pato

logía es muy frecuente, el tiempo necesario para la iguala
lación de las presiones alveolares y bucales es más lar-
go y excede, con frecuencia, de la duración de la interrup-
ción. En consecuencia, la interrupción es suprimida antes
5 de la igualación completa de las presiones, la presión al
veolar queda así subestimada, y la determinación del pará-
metro R queda afectada por un error muy importante.

Según el método de determinación de R, denomina-
do pletismográfico, se registra simultáneamente en coorde
10 nadas rectangulares, el caudal aéreo respiratorio bucal y
la presión intrapletismográfica, representativa de la pre
sión intra-alveolar, mediante una corrección aportada por
la relación, previamente establecida, entre el volumen de
la cabina pletismográfica y el volumen pulmonar en reposo.

15 El método proporciona resultados correctos y muy
reproducibles para las resistencias bronquiales R norma-
les, o que se apartan relativamente poco de la normal.

No obstante, si la elasticidad propia de las pa-
redes bronquiales interviene de forma apreciable, resulta
20 un desfase a veces importante y con frecuencia incluso va
riable en el curso de un mismo ciclo respiratorio, entre
la señal correspondiente al caudal aéreo bucal y la señal
correspondiente a la presión "alveolar".

25 El trazado de las tangentes a los puntos de in-
flexión de los diagramas presión/caudal, fácil en ciertos

casos, llega a ser difícil en otros.

Además, si la aproximación lineal está justificada para las curvas de tipo simple, indudablemente ya no lo está para las curvas que cuentan con un desfase y una distorsión importantes. La aproximación lineal ignora entonces completamente la evolución del fenómeno entre dos puntos, denominados característicos, determinados a su vez de modo, con frecuencia, arbitrario. De estas imprecisiones dan testimonio suficiente las discordancias indicadas en la bibliografía: las resistencias se determinan unas veces a caudal máximo, otras veces a presión máxima, resistencias denominadas totales por los autores alemanes, a veces determinadas solamente al final de la espiración, etc.

Según un método de determinación de E, se registra simultáneamente en coordenadas rectangulares, la presión endotorácica (esofágica) y la variación de volumen pulmonar (espirografía o integración del caudal neumotacográfico).

El parámetro E se determina por la pendiente de la recta que une los puntos correspondientes al volumen pulmonar máximo y al volumen pulmonar mínimo (inversión del caudal).

Como en el primer método citado, la obtención de la presión endotorácica exige el cateterismo esofágico:

las exigencias metodológicas son muy severas en cuanto al diámetro y a la longitud del catéter, a la calidad del globo esofágico, a las características y a los rendimientos de los captadores; estas exigencias son tales, que la menor derogación de las mismas puede ocasionar errores, a veces considerables.

Además de los inconvenientes especiales de cada uno de ellos, estos métodos proporcionan valores E y R imposibles de definir de forma rigurosa.

Ello se debe esencialmente al hecho de que los valores medidos de estos parámetros dependen, por una parte, de las amplitudes de las señales observadas, porque el sistema estudiado es no lineal y, por otra parte, del contenido espectral de las señales observadas, que depende en gran medida de perturbaciones tales como las modificaciones introducidas en la señal de presión esofágica por los latidos cardíacos o por las contracciones esofágicas.

Ciertos autores han utilizado una técnica de medida familiar a los ingenieros, a saber, el método de la primera armónica, que reduce de forma apreciable la influencia de las perturbaciones bruscas. El método que proponen requiere la utilización de filtros de paso de banda, que concuerden con la frecuencia respiratoria, y procede a continuación por análisis gráfico, como se efectúa clá-

sicamente. Este método posee un grave inconveniente: en efecto, para ser eficaces, estos filtros deben ser muy selectivos. Exigen, por consiguiente, una gran estabilidad de la frecuencia respiratoria lo que, en la práctica, solo puede conseguirse con individuos adiestrados.

El aparato según la invención permite eliminar todos estos inconvenientes. Reduce considerablemente los efectos de las perturbaciones anteriormente mencionadas, calcula en continuo y expone numéricamente los valores de los dos parámetros, resistencia y elastancia. Calcula automáticamente la resistencia de las vías bronquiales y la elastancia pulmonar, a partir de dos señales eléctricas, una proporcional al caudal bucal, la otra proporcional a la presión endotorácica. Su dispositivo de medida es también casi completamente insensible, tanto a las derivas lentas de estas señales como a sus componentes armónicas, a las componentes cardíacas o a los ruidos parásitos.

Los métodos actuales anteriormente recordados tienen, además, el común inconveniente de poder ser aplicados sólo durante espacios de tiempo muy limitados. La estancia en la cabina pletismográfica y la aplicación de la interrupción bucal no son materialmente posibles más que durante algunos minutos. La tolerancia de la sonda esofágica se limita, asimismo, a algunas decenas de minu

tos, como máximo.

Gracias a su proporción elevada de rechace de las variaciones de presión sistó-diastólica, el aparato según la invención permite la utilización de la presión venosa central para medir la componente respiratoria de la variación de presión endotorácica. Ahora bien, el ca
5 teterismo endovenoso es susceptible de permanecer en su lugar durante varios días consecutivos, incluso durante varias semanas. Con mucha frecuencia, en los pacientes
10 operados o que se encuentran bajo cuidados intensivos, el cateterismo endovenoso se coloca automáticamente, por vía sub-clavicular y, por consiguiente, la determinación de la presión endotorácica no exige ya acción suplementaria. Además, la vía esofágica permanece libre para las
15 necesidades adecuadas a los cuidados intensivos: nutrición de los pacientes, aspiración en los casos de patología digestiva quirúrgica, etc.

En estas condiciones, basta con obtener, además, el caudal aéreo bucal, por ejemplo por neumotacografía,
20 en un paciente, esté consciente o no, con respiración libre o asistida, para poder determinar de forma continua los valores de los parámetros R y E.

Además, lo voluminoso de los aparatos actuales, principalmente del pletismógrafo, excluye prácticamente
25 su utilización en zona operatoria y en unidad de cuidados

intensivos, sobre todo teniendo en cuenta que se produci-
rían problemas de esterilización casi insalvables. Por -
el contrario, el aparato según la invención, que es de
un volumen muy reducido, es susceptible de una utiliza-
5 ción corriente en servicio de cuidados intensivos o en
curso de vigilancia postoperatoria e incluso preoperato-
ria, siendo los problemas de esterilización prácticamen-
te inexistentes, y el volumen muy reducido permite su in-
troducción en la sala de operaciones sin estorbar a los
10 médicos.

El aparato electrónico y automático según la in-
vención para la medida y la información continua y simul-
tánea de la resistencia a la circulación del aire en las
vías bronquiales y de la elastancia del tejido pulmonar,
15 parámetros designados, respectivamente, por los símbolos
R. y E, a partir de señales que representan el caudal aé-
reo respiratorio y la variación de presión endotorácica,
comprende un preamplificador de señal de caudal, un pream-
plificador de señal de presión y un integrador de señal
20 de caudal, equipados con un corrector de valor medio, un
conjunto electrónico de mando y, para cada uno de los pa-
rámetros R y E, un sistema automático que posee un ampli-
ficador diferencial, un detector de fase que procede por
multiplicación, un dispositivo de cálculo de valor medio
25 en cada período respiratorio, un integrador y un multipli-

cador, donde el amplificador diferencial proporciona la diferencia entre la señal de presión y, para la medida del parámetro R, una señal proporcional al caudal con -
5 aproximación de un factor alfa, esta diferencia es compa-
rada en fase a la señal de caudal en cada ciclo respira-
torio y en un instante determinado por el conjunto elec-
trónico de mando, y el resultado de esta comparación es
integrado para proporcionar dicho factor de proporciona-
10 lidad alfa, realizándose el conjunto de tal modo que al-
canza, después de algunos períodos respiratorios, un equi-
librio estable para el que la desviación en fase, entre
la señal de caudal y la señal igual a la diferencia entre
la señal de presión y la señal proporcional al caudal, es
15 igual a 90 grados, lo que corresponde a una señal de sali-
da del detector de fase casi nula, y a un factor de pro-
porcionalidad alfa constante que, en estas condiciones de
equilibrio, es igual a la resistencia bronquial R, efec-
tuándose la medida del parámetro E de forma análoga, cal-
20 culando la diferencia entre la señal de presión y una se-
ñal proporcional al volumen con aproximación de un factor
beta que, en las condiciones de equilibrio de este segun-
do sistema automático de medida, es igual al valor de la
elastancia del tejido pulmonar E.

El preamplificador de presión y el integrador de
25 caudal que alimenta a los dos conjuntos automáticos de me

dida descritos, se hallan equipados individualmente con un circuito de dependencia, destinado a anular el valor medio de la variación de presión o de la variación de volumen - en cada período respiratorio, de tal modo que cualquier -
5 deriva lenta de estas señales carece de efecto apreciable sobre la precisión de la medida de los parámetros R y E.

Los dos sistemas automáticos de medida de los - parámetros R y E proporcionan señales susceptibles de medir el estado de desequilibrio de cada uno de ellos, y -
10 de alimentar un conjunto electrónico de decisión y de puesta en memoria, capaz de permitir una información numérica de los parámetros, cuando se alcanza una posición de equilibrio, pero de desencadenar una alarma, y de guardar en memoria el último resultado correcto, en cuanto se presenten condiciones experimentales diferentes, permitiendo,
15 por otra parte, el conjunto electrónico, la puesta a cero de los dos sistemas automáticos al intervenir el usuario.

Según la invención, el aparato permite utilizar una señal de volumen medida por variación de impedancia -
20 torácica profunda, y una señal de caudal establecida a partir de un derivador de la señal de volumen.

Además, permite utilizar presiones endotorácicas medidas por vía venosa central.

Las partes constitutivas del aparato conforme a
25 la invención, pueden alojarse en la misma caja, con o sin

el integrador de caudal, con uno u otro conjunto automá-
tico de medida R o E, y con o sin conjunto electrónico -
de decisión y de puesta en memoria.

5 Los dibujos anejos comprenden cinco figuras des-
tinadas a ilustrar los métodos clásicos de determinación
de los parámetros R y E, y dos figuras que representan, a
título de ejemplo, una forma de ejecución de la invención.

10 Teniendo en cuenta que la tecnología de los cir-
cuitos electrónicos se encuentra en plena evolución, es -
evidente que los circuitos representados se proporcionan
únicamente para explicar el funcionamiento del dispositi-
vo, y que podrían ser fácilmente sustituidos por circuitos
equivalentes de rendimientos comparables, miniaturizados
o no, sin perjudicar el alcance de la invención. En espe-
15 cial, es posible sustituir el integrador, que proporciona
la señal alfa, por un dispositivo de ampliación o de inte-
gración, cuya ganancia se ajustaría en función de la se-
ñal de caudal y/o de la frecuencia respiratoria. Pueden -
también efectuarse por vía numérica todas o parte de las
20 operaciones que en este ejemplo de realización se efectúan
por vía analógica.

25 Queda entendido, asimismo, que todos los símbolos
representados, pero no descritos aquí, tienen su significa-
do normal en electrónica y cumplen, por consiguiente, sus
funciones habituales.

Las figuras 1 y 2 representan gráficos obtenidos según el método clásico de determinación simultánea de los parámetros R y E;

5 la figura 3 representa gráficos que ilustran el método clásico, denominado de interrupción, a fin de determinar el parámetro R;

las figuras 4 y 5 representan diagramas caudal/presión obtenidos a partir del método pletismográfico;

10 la figura 6 representa el bloque diagramático del aparato de acuerdo con la invención, y

la figura 7 representa el esquema de principio del conjunto electrónico del aparato según la figura 6.

15 Las curvas clásicas 1a, 1b y 1c (fig. 1) representan, en función del tiempo T, respectivamente, el caudal aéreo bucal V (litros/seg.), la variación de volumen pulmonar V (litros), y la variación de presión pleural P_{pl} (cm de agua), indicándose la escala de estas magnitudes a la izquierda de la figura. La parte de cada una de las curvas comprendida entre los intervalos de tiempo $T_0 - T_2$ y $T_2 - T_4$ corresponde, respectivamente, a la inspiración y a la expiración de un ciclo respiratorio. Las ordenadas V_i y V_e , en los tiempos T_1 y T_3 , representan, respectivamente, los caudales máximos inspiratorio y expiratorio, a los que corresponden las caídas de presión resistiva ins-
20 piratoria $Pres_i$ y expiratoria $Pres_e$. La ordenada P_{e1} re-
25

presenta la variación de presión elástica.

Se obtiene gráficamente la tolerancia pulmonar Cl, que es la inversa de la elastancia pulmonar E, a partir de la relación

5

$$Cl = \frac{V}{P_{el}} = \frac{1}{E}$$

y las resistencias inspiratorias R_i y espiratoria R_e de acuerdo con las relaciones

10

$$R_i = \frac{Pres_i}{V_i} \text{ y } R_e = \frac{Pres_e}{V_e}$$

15

Las curvas clásicas 2a, 2b y 2c (fig. 2) son análogas a las de la fig. 1, salvo que en éstas se ha utilizado la variación de presión esofágica P_{es} como señal representativa de la variación de presión endotorácica. Se observará la deriva de las curvas, de ciclo en ciclo y la complejidad de la curva 2c.

20

Las curvas clásicas 3a y 3b (fig. 3) representan, respectivamente, la ley del caudal interrumpido \dot{V} en litros/seg. y la variación de presión bucal P_{ao} en cm de agua en función del tiempo T, estando indicadas las escalas correspondientes a la derecha de la figura. La parte

25

de cada una de las curvas comprendida entre los intervalos de tiempo $T_0 - T_1$ y $T_1 - T_2$ corresponde, respectivamente, a la espiración y a la inspiración de un ciclo respiratorio. Las resistencias medidas son:

5

$$R_e = \frac{P_{ao}}{\dot{V}_e} = \frac{5,5}{1,0} = 5,5 \text{ cm H}_2\text{O/litros/seg.}$$

y

$$R_i = \frac{P_{ao}}{\dot{V}_i} = \frac{5,0}{1,1} = 5,5 \text{ cm H}_2\text{O/litros/seg.}$$

10

En los diagramas clásicos 4a a 4e (fig. 4), la abscisa mide la variación de presión intra-pletismográfica, en cm de agua, y la ordenada el caudal aéreo respiratorio bucal en litros/seg. La pendiente de las curvas debe proporcionar el valor medio del parámetro R.

15

Se ve que la pendiente es evidente para una curva del tipo 4a. Para un diagrama del tipo 4b el trazado de la tangente en el punto de inflexión (la pendiente) es aún de fácil realización, y la aproximación lineal se justifica en rigor, pero este trazado se hace difícil para las curvas de los tipos 4c y 4e, y la aproximación ya no se justifica.

20

En la curva clásica de la figura 5, la parte sobre la abscisa corresponde a la inspiración, la parte ne

25

gativa a la espiración. Las pendientes trazadas a partir del punto M, máximo de caudal y de presión, representan, ya las resistencias "totales" R_t medidas a presión máxima, ya las resistencias "medias" R medidas a caudal máximo.

5

Como se ha mostrado, el método fracasa en cuanto las resistencias bronquiales divergen de la normal.

10 Cuando una variación de presión endotorácica 1 (fig. 6 y 7) y un caudal de aire bucal 2 son medidos en un paciente según la invención, la señal de presión 3, previamente ampliada por un amplificador 4, y corregida de su deriva lenta por un dispositivo 5, es aplicada en la entrada 6 de un amplificador diferencial 7, mientras que la señal de caudal 8, previamente ampliada por un amplifi-
15 cador 9, y multiplicada por una tensión alfa, al aparecer en 10, es aplicada sobre la segunda entrada 11 del amplificador diferencial 7. La diferencia 12 de estas dos señales es comparada en fase a la señal de caudal 8, gracias a un detector de fase 13. Este se halla constituido por un -
20 multiplicador 14, y por un dispositivo de cálculo de valor medio en un período respiratorio realizado mediante un amplificador integrador 15, asociado a un filtro 16, y un interruptor electrónico 17. Este permanece habitualmente -
25 abierto; se cierra durante un instante muy corto en cada período respiratorio, para volver a poner el dispositivo

integrador 15 a cero.

La señal 18 que aparece en la salida de este integrador, antes del cierre del interruptor 17, representa el valor medio buscado, y éste es casi proporcional a la desviación respecto a 90 grados del desfase de la señal de diferencia 12 respecto a la señal de caudal 8. Las desviaciones en fase 18, medidas en cada período respiratorio, son acumuladas por un dispositivo integrador memorizador 19, constituido por un amplificador integrador asociado a un interruptor electrónico 20 y a un interruptor manual de puesta a cero 21 habitualmente abierto. Previamente al cierre del interruptor 17, se cierra el interruptor 20 durante un instante muy corto, a fin de transferir la señal 18 al integrador memorizador 19. La tensión de salida 22 de éste aumenta, por consiguiente, en cada ciclo respiratorio hasta que su valor alfa, previamente ampliado por un dispositivo 23, sea igual a R, lo que ocasiona una desviación en fase 18 igual a cero, por consiguiente a una tensión alfa de equilibrio 23 constante.

El conjunto automático de medida del parámetro E del aparato procede de modo idéntico, con la diferencia de que la señal de presión 3, ampliada y corregida, es aplicada en la entrada 24 de un amplificador diferencial 25, recibiendo la segunda entrada 26 de éste la señal de volumen 27, integral de la señal de caudal ampliada 8 y

5 corregida de su deriva lenta por un dispositivo 28, y -
multiplicada mediante un dispositivo 29 por una tensión
beta que aparece en 30. Los interruptores electrónicos
17, 31 y 20, 32 son, respectivamente, accionados por im-
pulsos 33 y 34, creados por un dispositivo de mando 35,
a partir de la señal de caudal 8. Los dos impulsos suce-
sivos 34 y 33 son establecidos mediante circuitos lógicos
clásicos, al pasar a cero el caudal al final de la inspi-
ración.

10 El dispositivo 5 de corrección de deriva lenta
de la señal de presión, comprende un amplificador compa-
rador 36, un dispositivo 37, de cálculo del valor medio
en un período respiratorio, equipado con un interruptor
electrónico 38, accionado por el impulso 33, y un inte-
15 grador memorizador 39, equipado con el interruptor elec-
trónico 40, accionado por el impulso 34.

20 El interruptor 38, habitualmente abierto, se -
cierra en cada período respiratorio durante un instante
muy corto, para permitir la puesta a cero del dispositi-
vo 37. La señal 41, que aparece a la salida del disposi-
tivo 37 antes del cierre de 38, representa el valor medio
de la señal de presión 42. Estos valores medios, medidos
en cada período respiratorio, son acumulados por el integra-
dor memorizador 39.

25 La tensión de salida 43 se incrementa por consi-

guiente, ciclo respiratorio tras ciclo respiratorio, has
ta que su valor sustraído de la señal de presión 1 amplia
da, ocasiona una señal 42 de valor medio nulo. Este esta
do de equilibrio puede ser alcanzado después de algunos
5 períodos respiratorios, incluso en un solo período, si -
la ganancia de los dispositivos 37 ó 39 varía razonable-
mente en función del período respiratorio.

El dispositivo 28 de corrección de deriva lenta
de un integrador 44 de caudal, funciona basándose en un
10 principio similar al del dispositivo 5; comprende, además
de éste, un interruptor electrónico 45, accionado por el
impulso 34, y un interruptor electrónico 46, accionado -
por el impulso 33. Un interruptor 45 asegura la puesta a
cero del integrador en cada ciclo respiratorio, y el in-
15 terruptor 36 aplica, en la entrada de este integrador, un
impulso de corta duración y de tal altura, que el valor
medio 47 de la señal de volumen 48, calculado por el dis
positivo 49, sea nulo.

Nuevamente este estado de equilibrio es alcanza
do después de algunos períodos respiratorios, incluso en
20 uno solo, si la ganancia del integrador 50 varía razona-
blemente en función del período respiratorio.

El dispositivo de memorización y de mando de in
formación 51 del aparato, se compone esencialmente de un
25 dispositivo 52, que es un simple amplificador cuando los

interruptores 53 y 54 están cerrados, y que constituye un circuito de memoria cuando 53 y 54 están abiertos. Estos interruptores electrónicos 53 y 54 están cerrados cuando la señal 18 (o su equivalente en el circuito E) de desequilibrio es suficientemente pequeña; se abren simultáneamente cuando esta señal 18 es demasiado importante, permitiendo de este modo al dispositivo 52 guardar en memoria la señal 10, y proporcionando así la señal expuesta 55, igual al último valor correcto observado de la señal 10.

Los impulsos de mando de estos interruptores 53 y 54 son proporcionados por un circuito lógico, alimentado por la señal 18 y el impulso 34. Este circuito lógico suministra, simultáneamente, una señal de alarma 56, que conecta un piloto luminoso 57, cuando los automatismos de cálculo de R o de E se encuentran en estado de desequilibrio, informando así al usuario de que los valores expuestos son valores memorizados.

Finalmente, han sido previstos cuatro interruptores 21 para permitir la puesta a cero del aparato.

Como es natural, la invención no se limita a la forma de ejecución que han sido descrita y representada a título de ejemplo, y no se saldría de su marco introduciendo modificaciones en la misma

La presente solicitud, que corresponde a la pre-

sentada en Bélgica, el 8 de Mayo de 1974, bajo el Nº 144095 se acoge a los beneficios del Artículo 51 del vigente Estatuto sobre Propiedad Industrial.

5

REIVINDICACIONES

Los puntos que como característica de novedad se presentan para que sean objeto de esta solicitud de Pa-
10 tante de Invención en España, por VEINTE años, son los que se recogen en las Reivindicaciones siguientes:

1ª.- Aparato electrónico y automático para la me-
dición y la información continua y simultánea de la resis-
tencia a la circulación del aire en las vías bronquiales -
15 y de la elastancia del tejido pulmonar, parámetros designados, respectivamente, por los símbolos R y E, a partir de señales que representan el caudal aéreo respiratorio y la variación de presión endotorácica, caracterizado por
20 que comprende un preamplificador de la señal de caudal, - un preamplificador de la señal de presión, y un integrador de la señal de caudal, equipados con un corrector de valor medio, un conjunto electrónico de mando y, para cada uno de los parámetros R y E, un sistema automático de medida que posee un amplificador diferencial, un detector -
25 de fase que procede por multiplicación, un dispositivo de

cálculo de valor medio sobre cada período respiratorio, un integrador y multiplicador, donde el amplificador diferencial proporciona la diferencia entre la señal de presión y, para la medida del parámetro R, una señal proporcional al caudal con aproximación de un factor alfa, esta diferencia es comparada en fase con la señal de caudal de cada ciclo respiratorio y en un instante determinado por el conjunto electrónico de mando, y el resultado de esta comparación es integrado para proporcionar el citado factor de proporcionalidad alfa, realizándose el conjunto de modo que se alcance después de algunos períodos respiratorios, un equilibrio estable para el que la desviación en fase entre la señal de caudal y la señal igual a la diferencia entre la señal de presión y la señal proporcional al caudal es igual a 90 grados, lo que corresponde a una señal de salida del detector de fase casi nula, y a un factor de proporcionalidad alfa constante que, en estas condiciones de equilibrio, es igual a la resistencia bronquial R, efectuándose la medida del parámetro E de forma análoga, calculando la diferencia entre la señal de presión y una señal proporcional al volumen con aproximación de un factor beta que, en las condiciones de equilibrio de este segundo sistema automático de medida, es igual al valor de la elastancia del tejido pulmonar E.

25 2ª.- Aparato según la reivindicación 1ª, caracte

rizado porque el preamplificador de presión y el integrador de caudal están individualmente equipados con un circuito de subordinación, destinado a anular el valor medio de la variación de presión o de la variación de volumen -
5 en cada período respiratorio, de tal modo que cualquier deriva lenta de estas señales no produce un efecto apreciable sobre la precisión de la medida de los parámetros R y E.

3ª.- Aparato según la reivindicación 1ª, caracterizado porque los dos sistemas automáticos de medida de los parámetros R y E, proporcionan señales susceptibles de medir el estado de desequilibrio de cada uno de ellos y de alimentar un conjunto electrónico de decisión y de almacenamiento, susceptible de permitir una información
10 numérica de los parámetros, cuando se alcanza una posición de equilibrio, pero susceptible de desencadenar una alarma y de conservar almacenado el último resultado correcto en cuanto se presentan condiciones experimentales diferentes, permitiendo el conjunto electrónico, por otra parte, la -
15 reposición a cero de los dos sistemas automáticos al intervenir el usuario.

4ª.- Aparato según la reivindicación 1ª, caracterizado porque permite utilizar una señal de volumen medida por variación de impedancia torácica profunda, y una señal
20 de caudal establecida a partir de un derivador de la señal

de volumen.

5a.- Aparato según la reivindicación 1a, caracterizado porque permite utilizar presiones endotorácicas medidas por vía venosa central:

5

6a.- Aparato según la reivindicación 1a, caracterizado porque sus partes constitutivas pueden alojarse en la misma caja, con o sin integrador de caudal, con uno u otro de los conjuntos automáticos de medida R o E, y con o sin conjunto electrónico de decisión y de almacenamiento.

10

7a.- Aparato electrónico y automático para la medición y la información continua y simultánea de la resistencia a la circulación del aire en las vías bronquiales.

Tal y como se ha descrito en la memoria que antecede, representada en los dibujos que se acompañan y para los fines que se han especificado.

15

Esta memoria consta de 24 hojas, escritas a máquina por una sola cara.

Madrid,

30 MAYO 1975

P.A.

Fernando de Elzaburu
Por Poderes

21-5-75

MCI

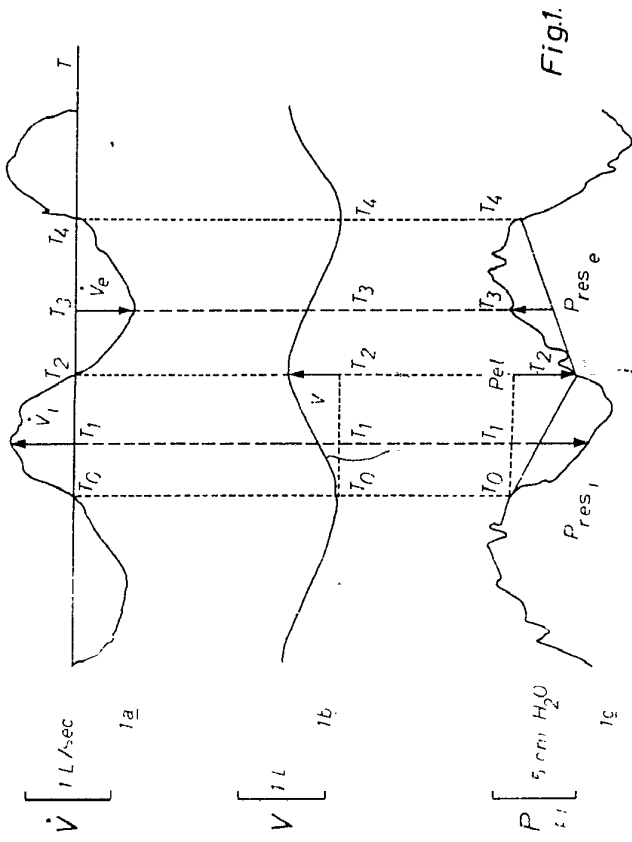


Fig. 1.

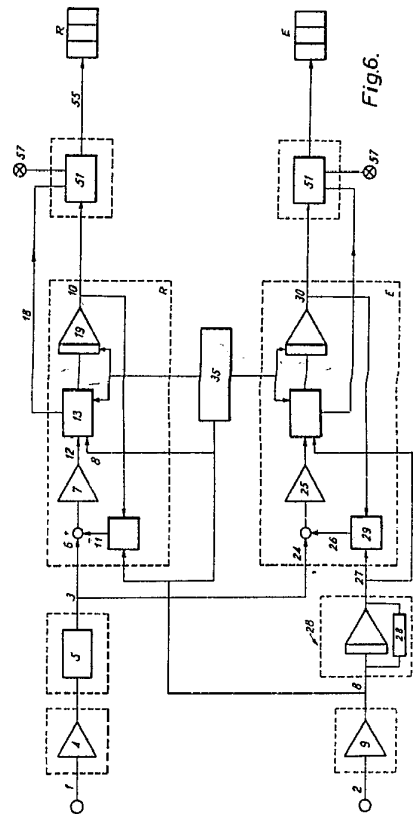
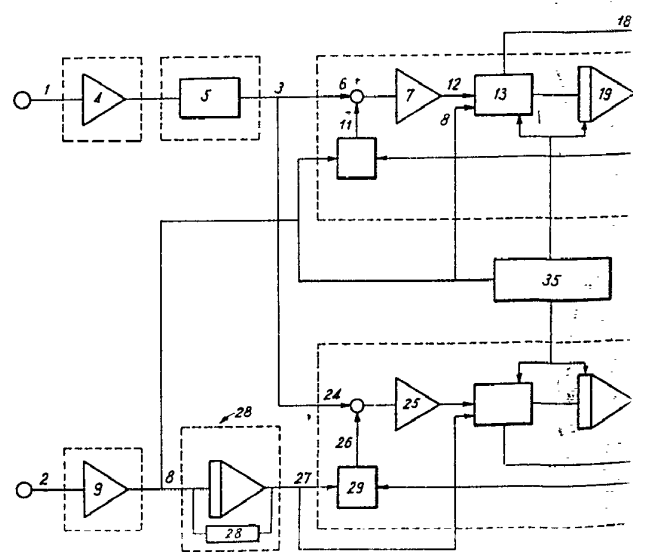
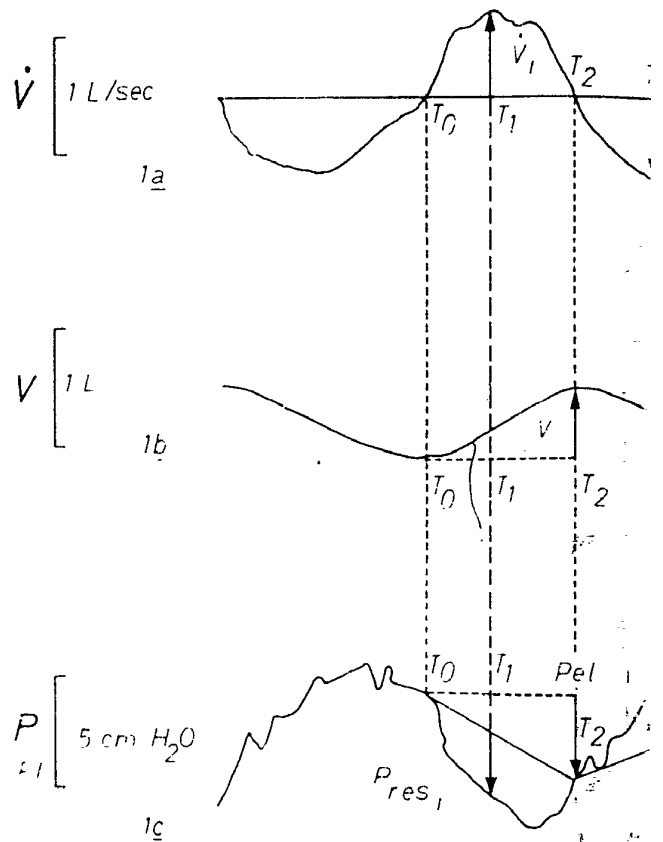


Fig. 6.

Fernando de Elchuru
For Poole

POOR
QUALITY



960231

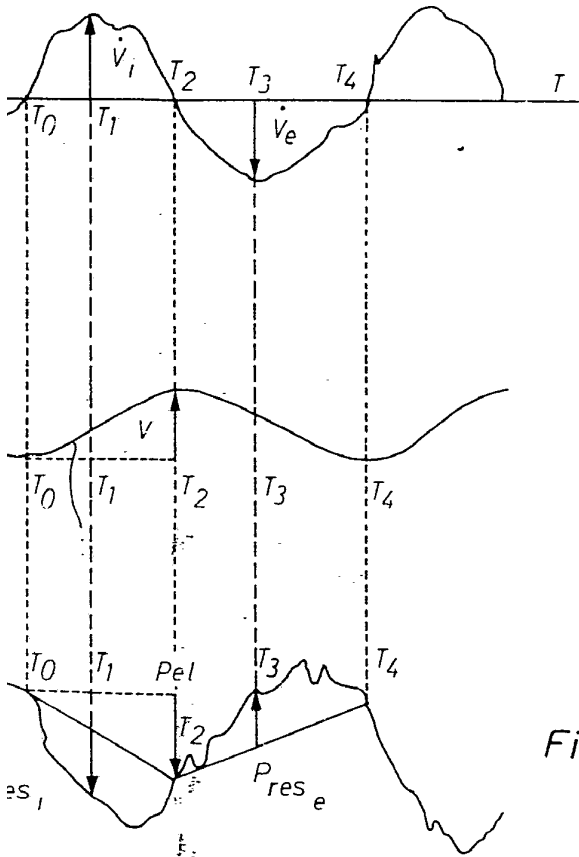


Fig.1.

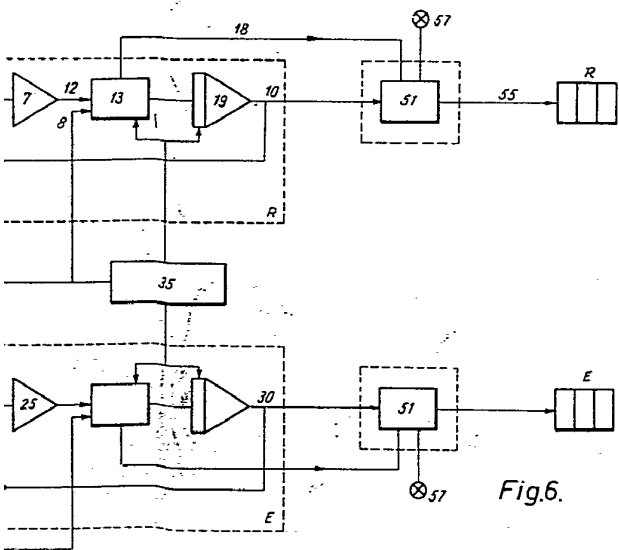
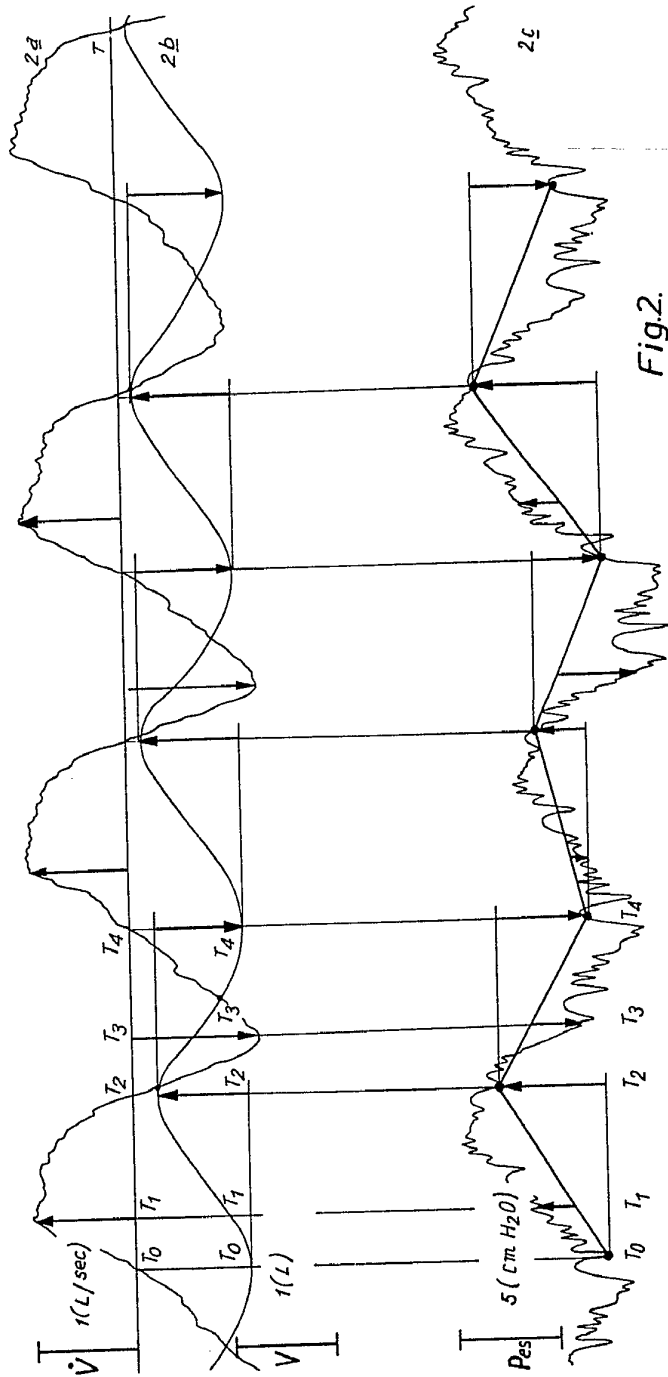
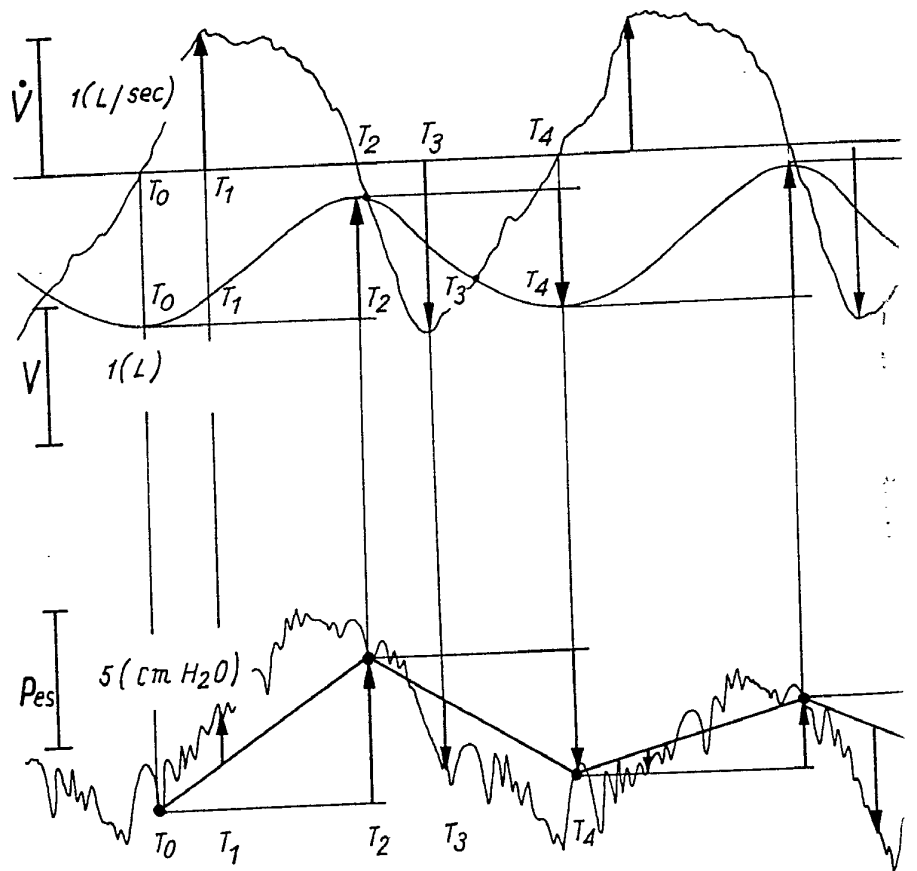


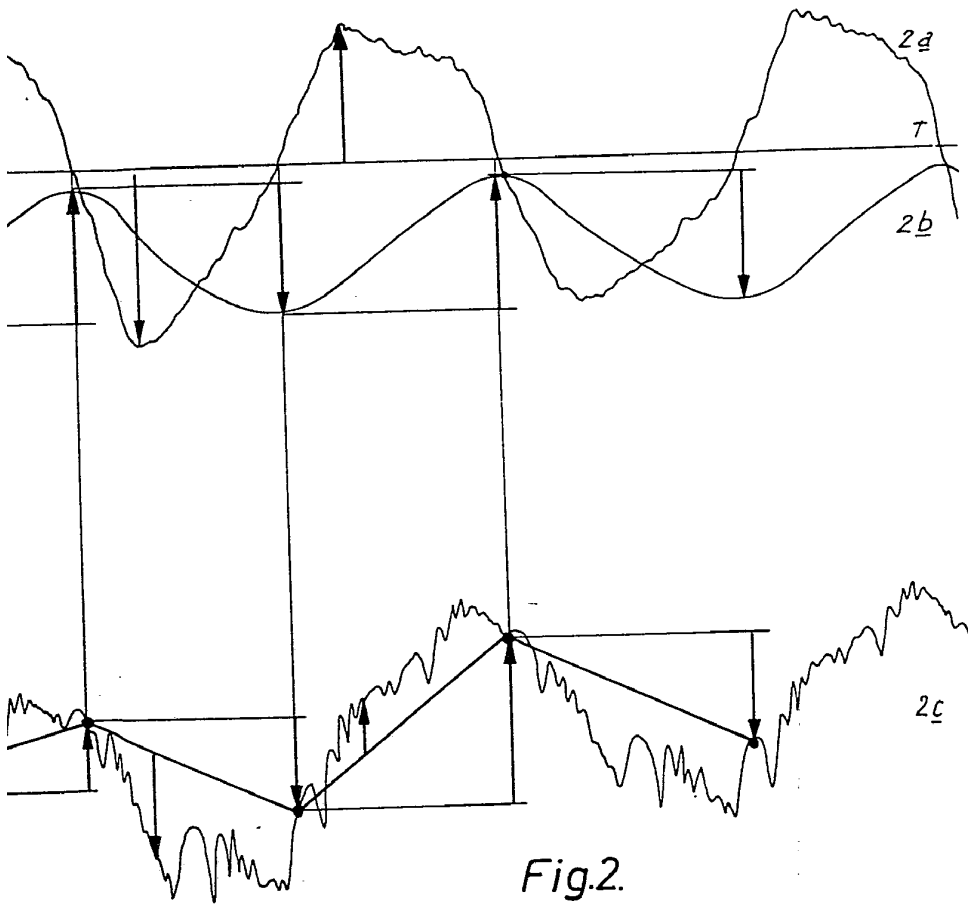
Fig.6.

Fernando de Elcaboru
Per Poada



SORAM





Fernando de Elzaburu
For Podar

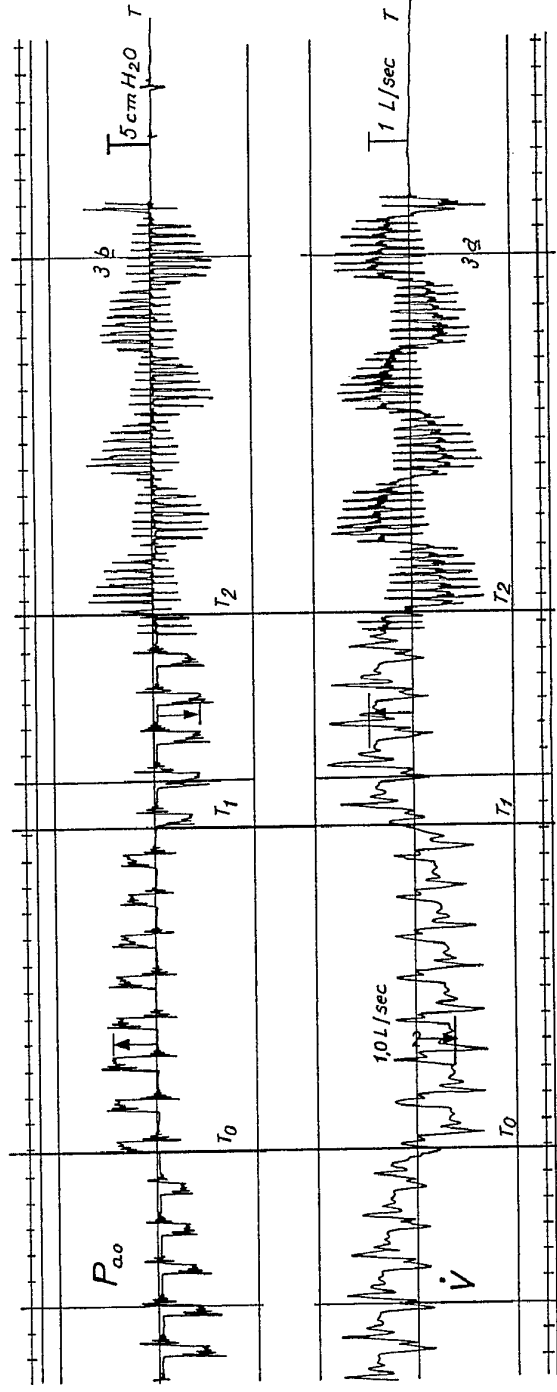
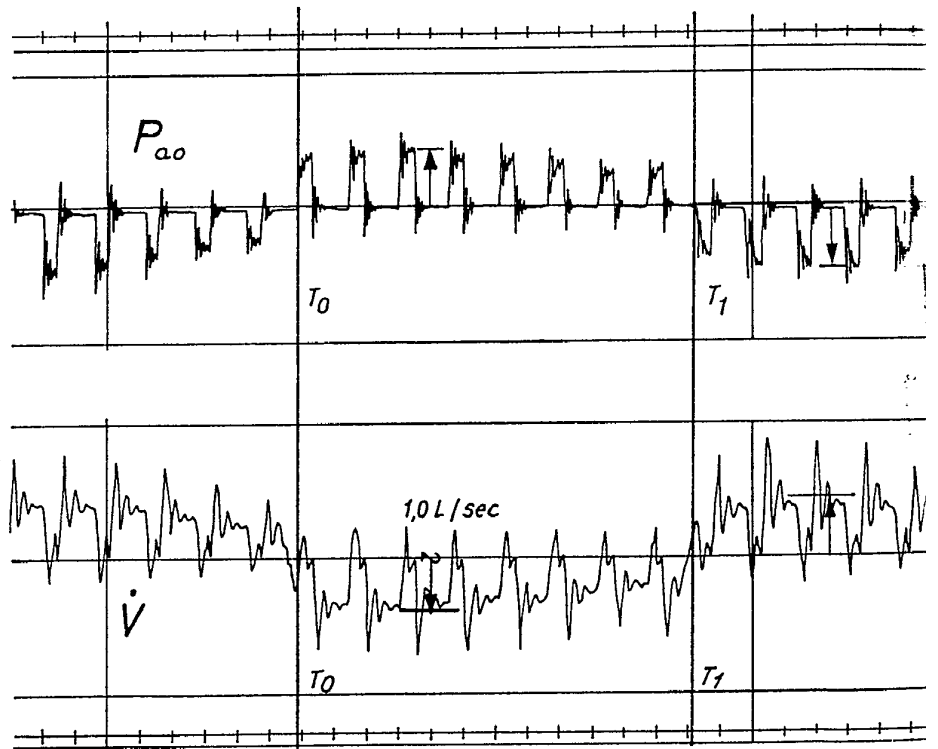


Fig.3.



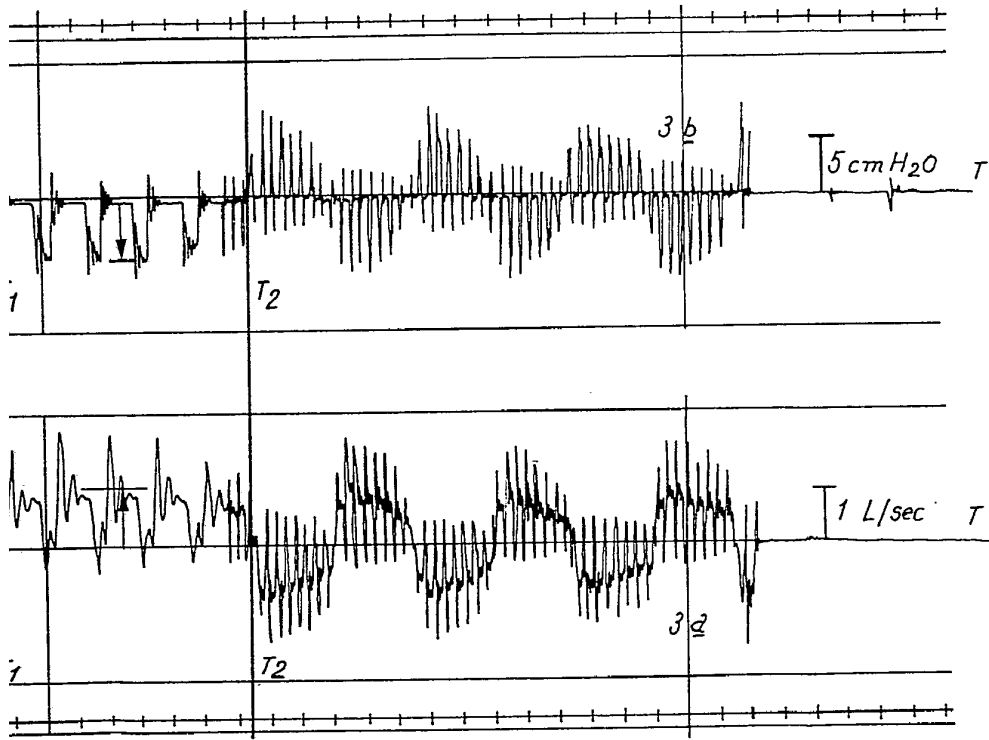


Fig.3.

Fernando de Eizaburu
Por Redes

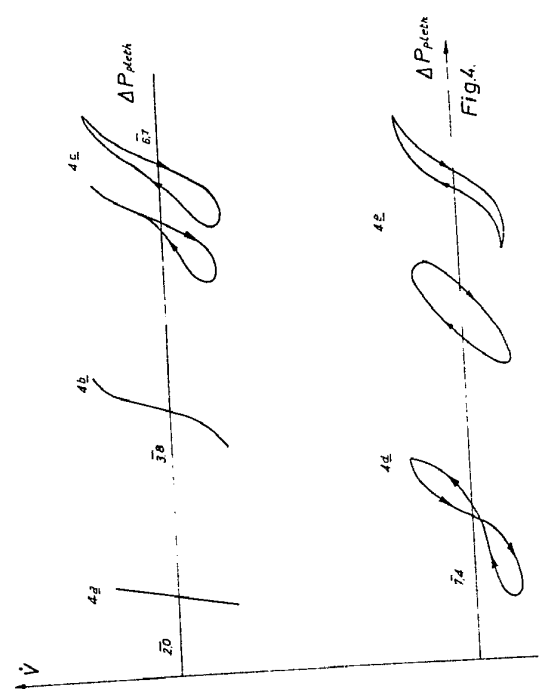


Fig. 4.

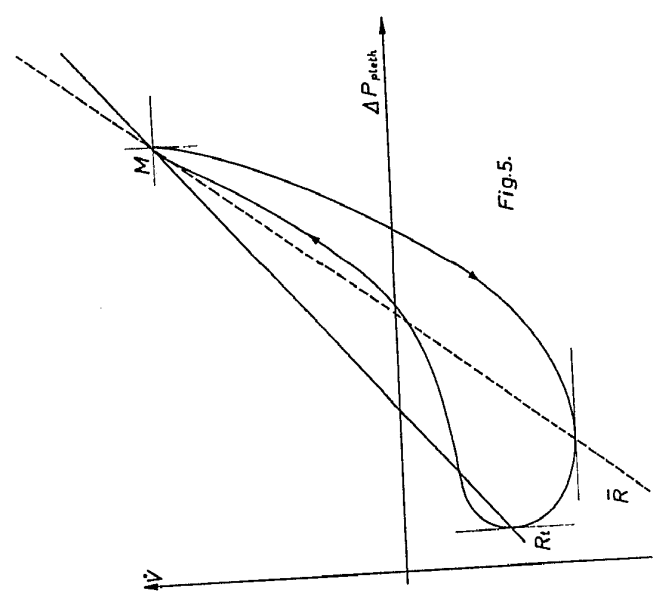
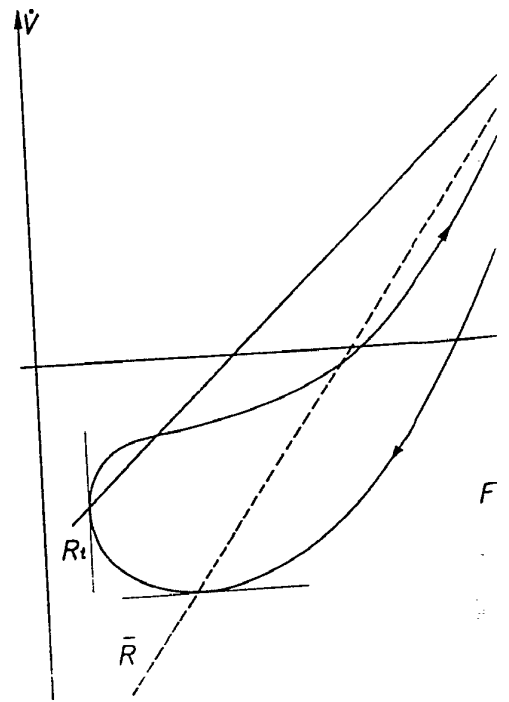
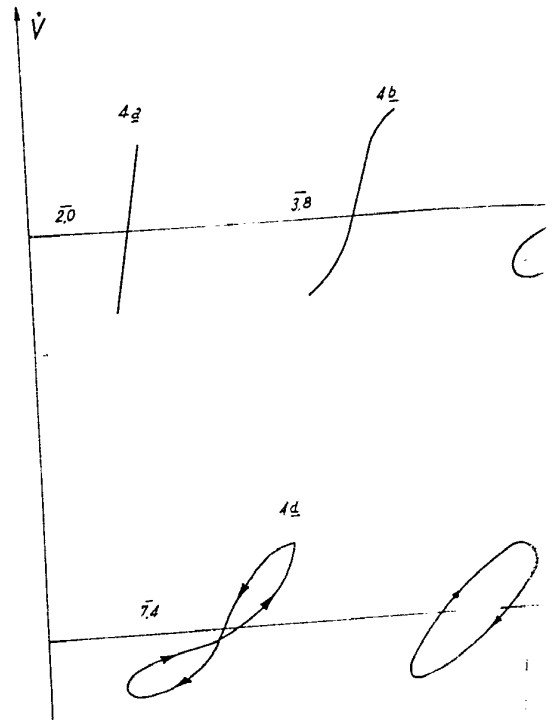


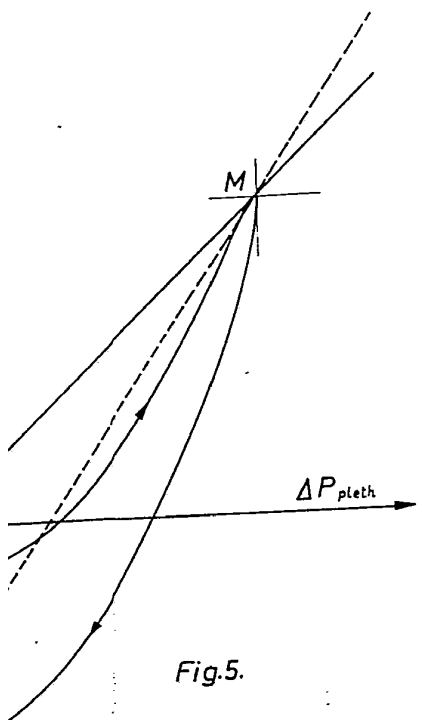
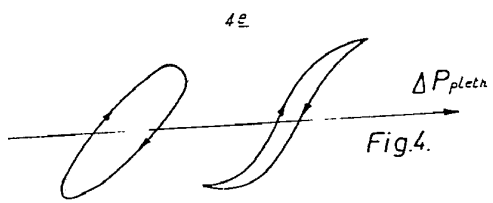
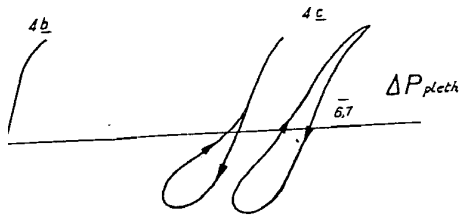
Fig. 5.

Ferruccio da Elzaburu
Per Fede.



200





Fernando de Elizaburu
Per Edder.

Fig.7.

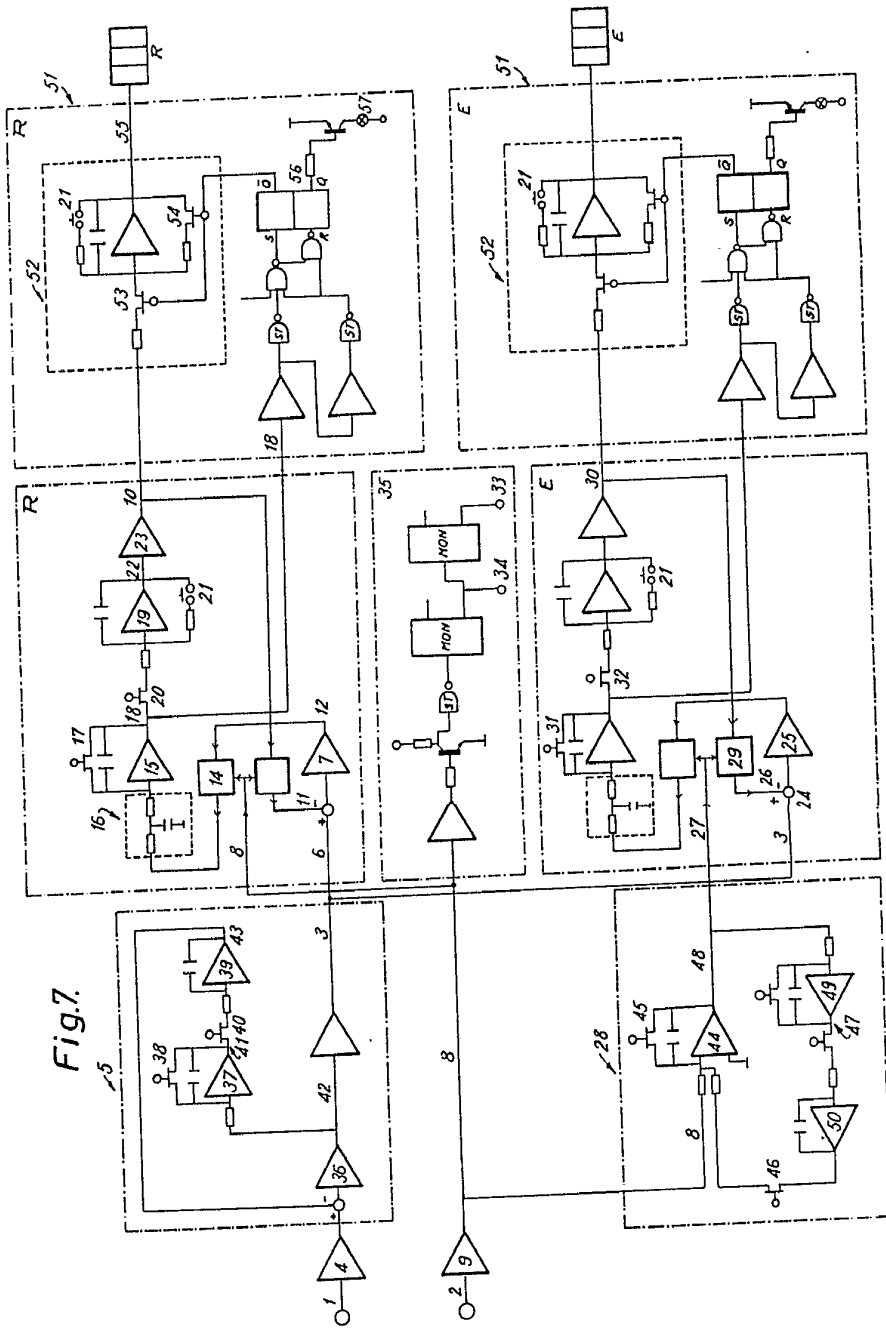
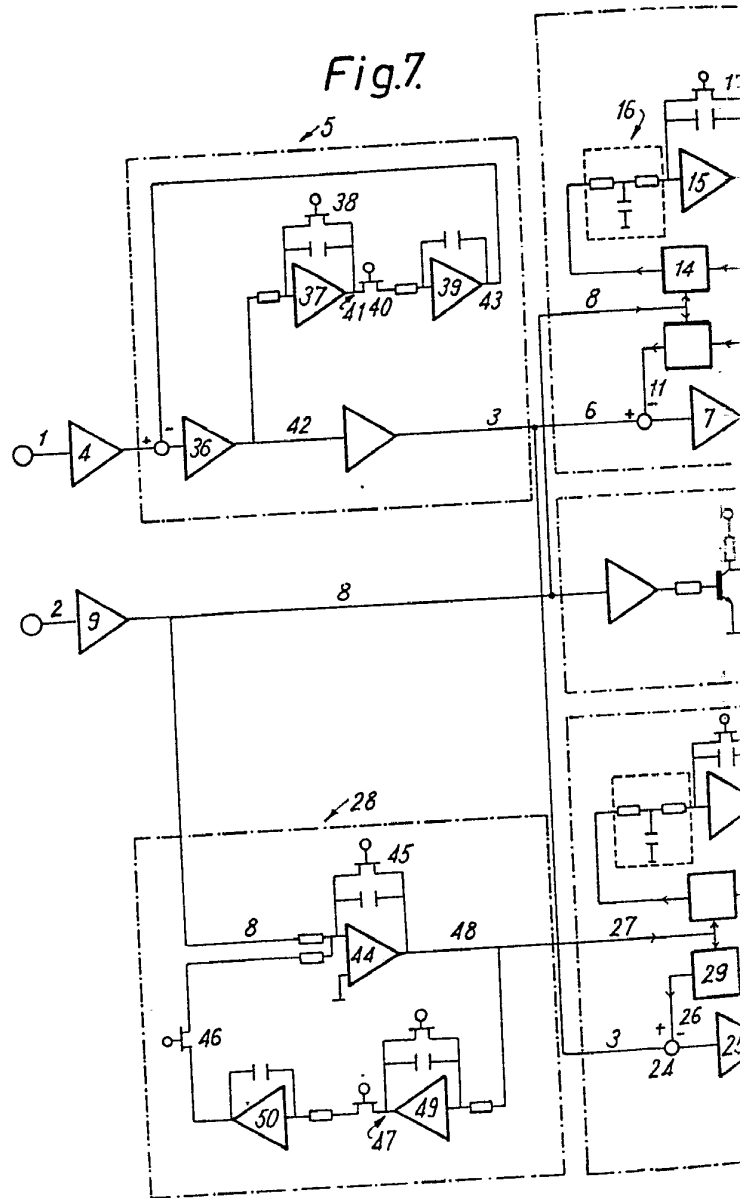
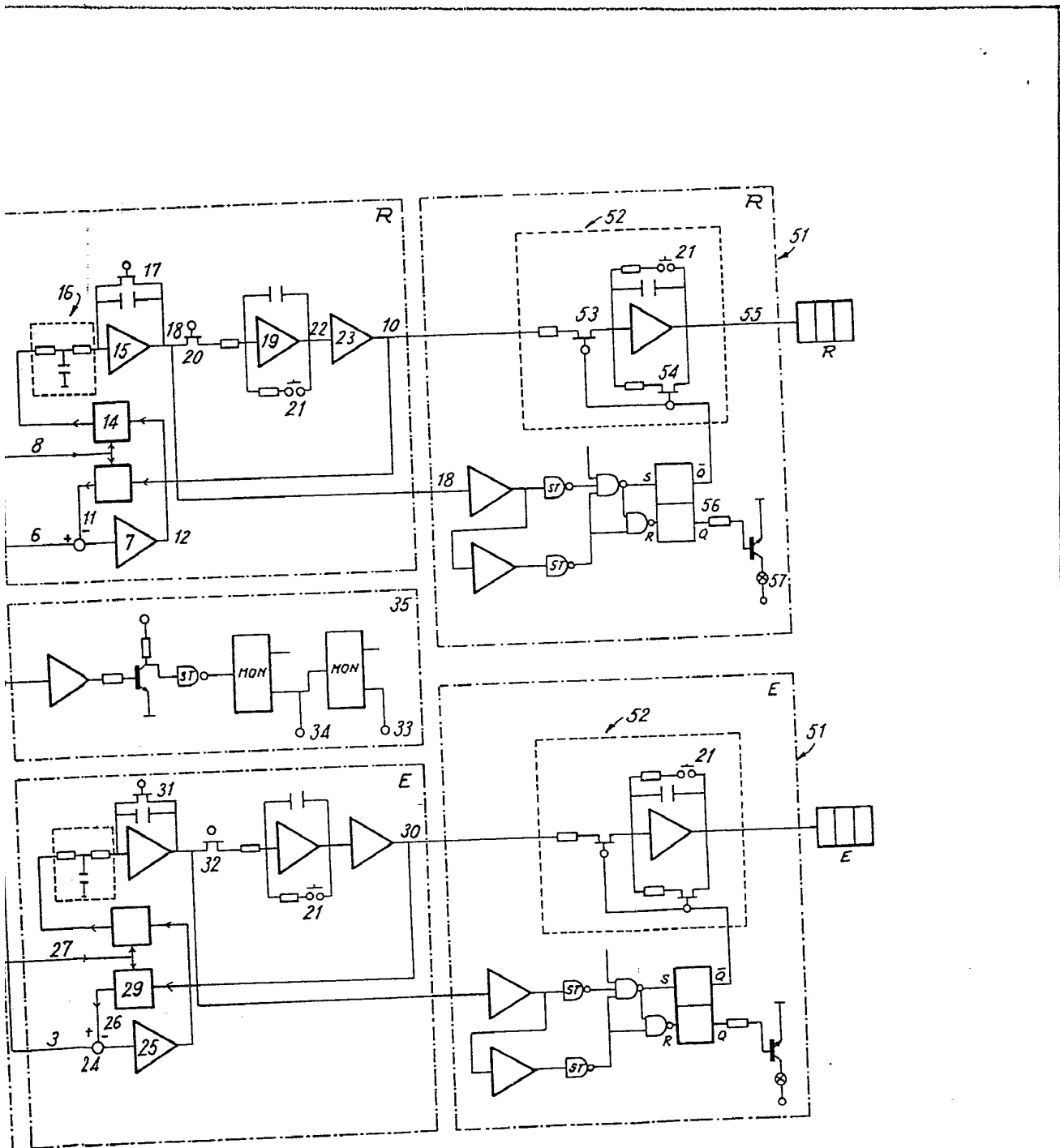


Fig.7



P60281



Fernando de Alencar
Per Podem