

S/Ref.: P.43

N/Ref.: O.G. 23.976

15



F.C. 11-II-75

409640

PATENTE DE INVENCION

Int. Cl.: A 61 B

MEMORIA DESCRIPTIVA

Sobre:

"APARATO COMPROBADOR DE PERFUSION"

Solicitante: D. Frederick Richard Neason Stephens, de nacionalidad inglesa, con domicilio en: 67 Cooilawin Road, NORTHBRIDGE, STATE OF NEW SOUTH WALES (Australia).-

Inventor: el solicitante.



Esta invención se refiere a un aparato comprobador y/o de diagnóstico y más particularmente a un comprobador de perfusión de tejidos calibrado y de cadencia del corazón.

5. Es deseable, especialmente durante la vigilancia de pacientes bajo anestesia, o pacientes en cualquier estado que precisen ser comprobados, que un comprobador sea capaz de integrar los parámetros del volumen pulsatorio y de la cadencia pulsatoria para producir así una indicación más informativa del flujo sanguíneo en cualquier punto seleccionado del cuerpo de un paciente. La integración de estos parámetros circulatorios constituye un objeto básico de la invención.

10. Otro objeto de la invención es permitir evaluaciones de los cambios circulatorios que sean lo más informativas posible, incluyendo la indicación de los cambios en el rendimiento cardíaco o cambios indicados por el aparato a partir de causas que actúan en la periferia por ejemplo debido a la pérdida de sangre o a una enfermedad vascular periférica o bloqueo de los vasos periféricos.

15. Los objetos citados así como otros son alcanzados, de acuerdo con la invención, por medios para medir el área que se encuentra bajo un pletismograma y/o curva de impulsos durante un intervalo de tiempo, medios para detectar la frecuencia de pulsaciones del corazón, medios para integrar los respectivos parámetros proporcionales a dicha área y dicha frecuencia pulsatoria para producir un "Índice de Perfusión", y medios de salida adaptados para facilitar una lectura proporcional a dicho índice.

20. La fuerza hemodinámica pulsatoria real asociada con



- la circulación (una función fisiológica que comprende cantidades complejas) que es reflejada por el índice de perfusión ha sido denominada "Factor de Perfusión". De este modo, las lecturas del "Índice de Perfusión" que aparecen sobre un contador o lector, construido de acuerdo con la invención, reflejan la actividad circulatoria y por consiguiente un factor de perfusión del paciente en el punto de observación. Se ha observado una constancia interesante de dicho factor de perfusión para el lugar seleccionado, permitiendo de este modo
5. la observación de importantes desviaciones. Los niños presentan usualmente un índice de perfusión cutánea mucho más elevado que los adultos. Las lecturas del índice de perfusión
10. descienden en general gradualmente hasta la madurez y presentan pocos cambios una vez alcanzada la edad adulta.
15. Según una forma de realización peculiar de la invención definida más arriba dicho aparato comprobador comprende un sistema electrónico que incluye un contador de cadencia pulsatoria de lectura directa, un indicador de la tensión arterial, y uno denominado "medidor del índice de perfusión"
20. que tiene una escala graduada. Por conveniencia, se ha elegido una escala con una lectura del 0 al 200% con una lectura central del 100% y con un medio de escala extendido por el factor de multiplicación conmutable. Todos los componentes citados pueden estar previstos sobre un panel indicador de
25. un armario dentro del cual están alojados los circuitos electrónicos asociados y la alimentación de corriente. Dicho comprobador de perfusión de tejidos y de cadencia del corazón será acoplado con un aparato de osciloscopio de rayos catódicos normal para la representación auxiliar del pletismograma
30. o de las curvas de impulsos o electrocardiograma y con regis-



tradadores de gráficos de cinta.

- Dispositivos conmutadores y entradas transductoras apropiados están destinados a ser conectados con la piel o membrana mucosa del cuerpo de un paciente, o con un transductor alejado que incorpora un sistema óptico para proyectar la luz, tal como una luz monocromática de una longitud de onda elegida o una selección apropiada de longitudes de onda a través de un sistema de rayo laser y teniendo un telescopio receptor que incorpora un dispositivo de estado sólido foto sensible dispuesto de tal modo que sea dirigido a distancia sobre cualquier área del cuerpo, tanto interna como externamente. La finalidad de tal transductor alejado es realizar la misma función que un transductor de contacto, es decir, proporcionar un índice de perfusión y de frecuencia pulsatoria de las áreas inmediatas por ejemplo durante la cirugía o cuando puede resultar difícil o imposible usar un transductor de contacto. Tal realización es muy valiosa debido a su facilidad para comprobar la circulación en un área inmediata de cirugía sin estorbar al cirujano ni interferir un campo quirúrgicamente estéril. El transductor de haz facilita además un medio anteriormente inalcanzable de exploración y comprobación, desde un punto alejado, de áreas anatómicas de impulsos y perfusión, en las que a causa de ser muy limitado el campo disponible, ningún otro transductor podría tener acceso para la proyección y recepción de reflexiones en el punto de observación. Habitualmente, por ejemplo, ello podría ser del máximo valor en ciertas formas de cirugía de la cabeza y el cuello tal como la cirugía intracraneal o cirugía del oído medio o cirugía intratorácica o en ciertas formas de cirugía vascular. En todos estos casos de
- 5.
- 10.
- 15.
- 20.
- 25.
- 30.



5. cirugía, puede ser preceptiva la mínima sangría, excepto cuando la comprobación electrocardiográfica convencional no facilita pruebas de un flujo sanguíneo o de perfusión de los vasos sanguíneos pequeños adecuado, o en áreas afectadas por el lugar de la operación. De este modo el cirujano puede tener la seguridad de que el flujo sanguíneo por ejemplo de la cabeza y el cuello, a la vez que es aminorado artificialmente para reducir la sangría, no es peligrosamente bajo y tiene lugar todavía a un nivel aceptable para la
10. viabilidad de los tejidos.

- El sistema proporciona además un método para observar, por medio de luz, tal como un laser monocromático, indicaciones de un contenido de oxígeno anormalmente bajo por medio del oscurecimiento resultante de la absorción del
15. oxígeno de la sangre.

- Según otra forma de realización, se puede realizar dicho transductor alejado bajo la forma de un pequeño catéter óptico de fibra que permita la transmisión de la luz de laser alternativamente en su interior por lo que la recepción
20. de la luz reflejada debida a la translucidez del tejido circundante facilita un medio para comprobar y explorar desviaciones importantes en la dinámica circulatoria de los tejidos de emplazamientos anatómicos que eran anteriormente inaccesibles sin cirugía o rayos X. Tales desviaciones importantes en el perfil de perfusión del tejido, podrían estar
25. relacionados con cambios patológicos.

- En cada una de las realizaciones anteriormente descritas de la invención dicho laser puede ser capaz de tener una longitud de onda selectiva o una serie de longitudes de onda.
- 30.



Se va a describir ahora una realización preferida de la invención haciendo referencia a los dibujos que se acompaña en los que la figura 1 es un diagrama de conjunto esquemático de un circuito y las figuras 2 y 3 tomadas juntas muestran una forma práctica de dicho circuito.

Haciendo referencia a la figura 1 de los dibujos se verá que las señales de impulsos derivadas de los transductores (no mostrados) son aplicadas a la entrada 1, pasando entonces dichas señales a un amplificador 2, cuya salida puede alimentar un osciloscopio y/o registrador como parte opcional pero deseable del equipo y dicho amplificador de salida 2 es aplicado también a un filtro de paso de banda 3, y luego a un circuito de disparo Schmitt y multivibrador monoestable 4 y un integrador 5, cuya salida pasa a un medidor de frecuencia 6 y luego a tierra. Dicha señal de impulsos de entrada, en la práctica es una réplica razonable de la forma de la onda pulsatoria que está siendo estudiada. La señal de impulsos, una vez amplificada, es alimentada a dicho filtro con el fin de reducir el error debido al movimiento del paciente y modifica la forma de la onda para producir una señal de disparo fiable para cada impulso. De este modo, los disparos son normalizados antes de ser suministrados a dicho integrador que determina la frecuencia media a la que tienen lugar los disparos y acciona el contador 6 que muestra la frecuencia pulsatoria del paciente. Se utiliza también los disparos para activar la lámpara 7 que se enciende momentáneamente con cada impulso.

La señal de entrada amplificada es suministrada también desde el amplificador 2 a un circuito que determina la amplitud media de los impulsos. De este modo, una señal



de salida procedente del medidor de la amplitud pulsatoria 8 es alimentada al multiplicador 9 junto con una señal de salida procedente del circuito de disparo 4. La salida multiplicada procedente del multiplicador 9 es suministrada al control de sensibilidad 10 y desde éste al integrador 11 que promedia la señal suministrada al mismo y pone en marcha el medidor del índice de perfusión 12.

Con referencia a las figuras 2 y 3, se verá que la señal de entrada procedente de dicho transductor, que puede tener una amplitud de aproximadamente 1 mV es amplificada por I.C. 1 para dar un voltaje de impulsos de aproximadamente 1 V para su representación en un osciloscopio apropiado (si es utilizado) y también para poner en marcha la circuitería siguiente. Q1 y la circuitería asociada forman un filtro para eliminar el ruido y artefacto de la señal de impulsos. La señal es suministrada desde Q1 a IC2 que actúa como un disparador de Schmitt, usado para accionar un multivibrador monoestable Q2 y Q3 y sus componentes asociados. Este multivibrador monoestable es puesto en su estado monoestable en coincidencia con el borde de elevación de cada onda de impulsos.

El multivibrador monoestable acciona Q5 que a su vez conmuta Q4 para dar una indicación de sístole procedente del diodo emisor de luz. Q5 acciona también Q7 y sus componentes asociados. Este es una fuente de corriente estable a la temperatura, calibrada que suministra un impulso de corriente al condensador de acumulación de 15 μ f del colector Q7. Se crea un voltaje a través de este condensador correspondiente a la frecuencia de recepción de los impulsos. Este voltaje es alimentado a través de Q9 a IC3 que actúa como segui-



- dor de voltaje dando un voltaje de salida correspondiente a la cadencia del corazón. El mismo puede ser suministrado al contador de frecuencia del corazón a través de una resistencia calibradora. La señal de impulsos de IC 1 es suministrada también a IC 5, Q_{14} , y Q_{12} , que es establecido como un detector de inclinación. Este circuito detecta la diferencia de voltaje entre la amplitud media de los impulsos y el punto diastólico extremo o el punto de señal que se va haciendo más negativo de cada impulso. El voltaje de salida de Q_{12} corresponde de este modo a la amplitud media de los impulsos. Este voltaje es corregido latido a latido por Q_{19} que descarga el condensador de acumulación después de cada latido y permite su recarga en el curso del latido siguiente.
15. El voltaje de salida de Q_{12} que corresponde a la amplitud de los impulsos es suministrado a Q_{11} , otra fuente de corriente conmutada por Q_6 . La corriente procedente de Q_{11} , promediada en el condensador de $15 \mu\text{f}$ sobre su colector, corresponde así linealmente a la amplitud de los impulsos y a la cadencia de los impulsos. Se crea un voltaje promediado por esta corriente a través de la resistencia de 180 K entre Q_{11} y Q_8 . Este voltaje es suministrado a través de Q_{10} a IC 6 que actúa a modo de seguidor de voltaje dando un voltaje de salida correspondiente al índice de perfusión. Se utiliza también este voltaje para accionar el medidor del índice de perfusión a través de resistencias calibradoras y en este caso un interruptor de sensibilidad con tres posiciones.
- Se produce una alarma débil por medio de IC 7, Q_{16} , Q_{17} y Q_{18} y sus componentes asociados. IC 7 detecta cuando descende el voltaje de salida del índice de perfu-



5. sión por debajo de un mínimo preestablecido y facilita una representación visual en el panel frontal y una alarma a distancia. Se puede proporcionar una alarma fuerte similar usando un circuito complementario a IC 7 y sus componentes asociados.

IC 4 y Q_{15} proporcionan una alimentación de voltaje regulado para alimentar la lámpara del transductor y el sensor.

10. Es sabido que el flujo sanguíneo desde el corazón al sistema circulatorio periférico es un fenómeno hemodinámico lábil en el que, a través de la circulación, en cualquier momento dado, la cadencia instantánea de los impulsos es constante pero en el que puede variar el parámetro del volumen de los impulsos dependiendo de influencias locales tales como el tono arteriolar, cambios en el volumen de la sangre, ósmosis de tejidos, los efectos de la ventilación, y así sucesivamente. Así, es deseable poder derivar información de la integración de un parámetro constante tal como la cadencia de los impulsos con un parámetro variable tal como el volumen de los impulsos que puede ser influido fácilmente por aquellas variables cuyo valor es determinado por las condiciones que es necesario diagnosticar.

15. Tales transductores pueden comprender, por ejemplo, fuentes luminosas en combinación con células fotoeléctricas cuya salida es dependiente de la intensidad de la luz reflejada por la sangre dentro de un tejido de conexión vascular translúcido tal como la piel o grasa subcutánea. Alternativamente, se puede usar otros tipos de transductores, tales como los que incluyen cristales piezoeléctricos apropiados, cuya salida es proporcional a variaciones locales en la pre-

20.

25.

30.



sión, o se puede usar sistemas transductores dependientes de las variaciones en la impedancia de los tejidos para accionar este equipo.

- En el uso clínico, se aplica dichos transductores al cuerpo de un paciente en algún punto seleccionado para la observación tal como el pulgar 13 hacia el que está dirigido el transductor 14 en la figura 4 de los dibujos que se acompaña. En otra realización el transductor 15 mostrado en la figura 6 está provisto de un muelle 16 que está destinado a permitir que el transductor 15 coja por ejemplo el pabellón de la oreja de un paciente o el tabique de la nariz. Se realiza disposiciones alternativas apropiadas para explorar y comprobar desde un punto alejado como se ha descrito anteriormente. Se conecta los transductores al paciente por contacto o haz con el fin de obtener lecturas directas de la cadencia de los impulsos, y del índice de perfusión y lecturas indirectas de la tensión arterial. El equipo puede disponer de su propio osciloscopio o ser acoplado a un osciloscopio por ejemplo de un comprobador fisiológico normal, para representar el trazado de la curva de impulsos o datos auxiliares, tal como electrocardiografía simultánea.
- 5.
 - 10.
 - 15.
 - 20.

- Preferiblemente, el transductor es un dispositivo que, usando una fuente luminosa, o en el caso de un transductor montado a distancia, un laser apropiado u otro sistema de haz apropiado, convierte la actividad física asociada con la circulación pulsativa, por ejemplo, a un bajo nivel de los vasos, por medio de un reflejo luminoso a un equivalente electromagnético de la forma de la onda pulsatoria. Este equivalente eléctrico puede ser expuesto sobre un osciloscopio como análogo eléctrico de la forma de la onda pulsatoria. En la
- 25.
 - 30.



- aplicación ordinaria de un transductor esta forma de la onda es de evaluación final del análisis, ya que se deriva de la combinación de los cambios circulatorios que abarcan las arteriolas, vasos capilares, y venillas. Tal sistema de laser ha sido representado en la figura 5 de los dibujos. En ella el laser 17 coopera con un expansor de haz 18 y espejos 19 y 20 para dirigir un haz apropiado 21 hacia un área de tejido 22. El detector 23 puede responder entonces a un haz reflejado 24 dirigido de nuevo a través de la lente 25 y el punto transparente 26 sobre dicho detector.

- Las fuerzas que actúan en uno cualquiera o más de los niveles de los vasos pequeños, tanto si son de origen autónomo, osmótico como si lo son de origen físico local, pueden producir un cambio resultante en el carácter de la curva de impulsos y una variación en la lectura del índice de perfusión.

- Se deriva el índice de perfusión expresando la curva de impulsos como una cantidad. Como ya se ha indicado anteriormente, ello se consigue en el equipo integrando electrónicamente la curva de impulsos con respecto al tiempo. El índice de perfusión resultante es un parámetro dinámico que se lee sobre el medidor del índice de perfusión montado en el panel de control junto con un medidor de la cadencia de los impulsos.

- En un momento apropiado se regula el medidor del índice de perfusión 12 de la figura 1 habitualmente de manera inicial como base para la referencia a la escala media leída y las lecturas seriales subsiguientes de dicho medidor muestran cuantitativamente cualquier variación relativa en la perfusión expresada como porcentaje en el punto o puntos



- del cuerpo seleccionados para su observación. La lectura observada en el medidor del índice de perfusión es derivada en efecto multiplicando electrónicamente el área que se encuentra debajo de la curva de impulsos, que representa un índice del volumen de los impulsos, con el valor del ritmo cardíaco para producir el parámetro dinámico integrado al que se ha hecho referencia más arriba como índice de perfusión. Dicho impulso puede ser observado fácilmente en la pantalla de un osciloscopio para derivar cualquier información disponible a partir de las anomalías observadas en la forma de dicha curva.
- 5.
- 10.

- Alternativamente, se puede aplicar dichos transductores en pares de puntos separados sobre el cuerpo del paciente por ejemplo a un dedo o al pabellón de la oreja, por medio de lo cual se alimenta lecturas diferenciales a dicho aparato las cuales son expuestas en el medidor de perfusión.
- 15.

- Dichas lecturas diferenciales pueden proporcionar más información detallada importante. Por ejemplo, en la vasoconstricción compensatoria ocasionada por pérdida de sangre, la parada periférica suele ocurrir con frecuencia antes en los dedos que en el pabellón de la oreja. Para ilustrar aún más, durante la hemorragia y antes de la caída en la tensión arterial o la subida de la cadencia de los impulsos, el medidor de perfusión descenderá de manera constante durante un período de tiempo según se va estableciendo gradualmente la vasoconstricción compensatoria. Este fenómeno específico de descenso de la perfusión de los tejidos puede proporcionar una advertencia extremadamente simple pero dramática de efectos inminentes a causa de la pérdida de sangre, como ocurre
- 20.
- 25.
- 30.



antes de que se pueda observar variaciones importantes en las lecturas de la cadencia de los impulsos o de la tensión arterial con los métodos convencionales.

5. Aunque en muchos casos la lectura del índice de perfusión subirá o bajará según sube o baja la presión de trabajo del corazón, puede presentarse, sin embargo, el cuadro contrario. Por ejemplo, cuando hay vasoconstricción periférica, especialmente en ausencia de pérdida de sangre importante, por ejemplo por la acción de las drogas que producen vasoconstricción periférica, entonces bajo tales circunstancias se verá frecuentemente una elevación considerable en la tensión arterial y un descenso concomitante en la lectura del medidor de perfusión. Igualmente cuando se ha producido vasodilatación periférica debido a una acción local directa sobre los vasos pequeños o debido de nuevo a la acción de las drogas o a un bloqueo simpático o a un descenso en el tono vasomotor, entonces en tales estados se puede ver con frecuencia aumentos muy considerables en las lecturas del medidor del índice de perfusión del tejido y aún así quizás un marcado descenso en la tensión arterial, provocado por la resistencia periférica disminuída.
- 10.
- 15.
- 20.

25. En los aspectos que acaban de ser reseñados la invención proporciona más información detallada valiosa para el diagnóstico relativa a los cambios fisiológicos que afectan al flujo sanguíneo.

- Otra ventaja adicional de la invención reside en su facultad de indicar directamente los efectos reflejos sobre la dinámica circulatoria debidos a estimulación quirúrgica, facilitando así una indicación del riesgo de conocimiento o "recuperación de conciencia" en un paciente paralizado
- 30.



que de otro modo se creería erróneamente que estaba anestesiado o inconsciente. Dentro de las limitaciones de los mismos transductores y aquéllos asociados con el tono de los vasos periféricos, el equipo puede facilitar la lectura de

5. la tensión sanguínea sistólica y diastólica. Se realiza las lecturas a partir de dichos medidores calibrados y facilitan una indicación instantánea cuantitativa momento a momento de los cambios experimentados en la dinámica circulatoria.

En anestesia, el equipo facilita una valiosa información en lo que respecta a la perfusión de tejidos en relación con los cambios experimentados en la tensión arterial y la cadencia de los impulsos, independientemente de si tales cambios en la relación son debidos a la profundidad de la anestesia, postura del paciente, pérdida de sangre o a la presencia de shock. Cuando se usa el equipo, las lecturas normales y estables del aparato de medida constituyen una gran fuente de seguridad, ya que bajo circunstancias ideales se obtiene una estabilidad considerable de las lecturas del aparato de medida con el paciente anestesiado. La comprobación con E.C.G. nos informa de si tenemos un ritmo de seno normal o no, no obstante, la comprobación cuantitativa de la dinámica circulatoria da la seguridad de un flujo sanguíneo periférico adecuado y la inverosimilitud de existencia vegetativa subsiguiente por parte del paciente. En

10. general se podría decir razonablemente, que ocurren cambios en la dinámica circulatoria que pueden ser observados en una fase temprana y ser comprobados de un modo cuantitativo con este equipo, antes de que se produzca un cambio importante en el E.C.G. o antes de que resulte evidente la parada cardíaca.

15.

20.

25.

30.

N O T A

- La patente de invención que se solicita por veinte años para España, de acuerdo con la vigente Legislación, deberá recaer sobre: "APARATO COMPROBADOR DE PERFUSION", según las características esenciales de las siguientes:

R E I V I N D I C A C I O N E S

10. 1ª.- Aparato comprobador de perfusión, comprendiendo medios para medir el área bajo pletismograma de un paciente y/o la curva de impulsos, medios para detectar la cadencia de latido del corazón de un paciente, medios para integrar los respectivos parámetros proporcionalmente a dicha área y a dicha cadencia de los impulsos para producir un "índice de perfusión", y medios de salida adaptados para exhibir una lectura proporcional a dicho índice.
15. 2ª.- Aparato comprobador de perfusión, de acuerdo con la reivindicación 1ª, en el que dicho medio para medir el área bajo dicha curva comprende un circuito electrónico que incluye un medidor de la cadencia de los impulsos de lectura directa, y/o un indicador de la tensión arterial,
20. y/o un medidor del índice de perfusión que tiene una escala calibrada y/o una lectura digital.
25. 3ª.- Aparato comprobador de perfusión, de acuerdo con la reivindicación 1ª o la reivindicación 2ª, en el que dicho medio para detectar la cadencia de latido del corazón comprende uno o más transductores previstos para ser conectados con/o asociados al cuerpo del paciente.
30. 4ª.- Aparato comprobador de perfusión, de acuerdo con la reivindicación 3ª, en el que dicho circuito incluye un amplificador de las señales de impulsos procedentes de dicho transductor o dichos transductores, un filtro de paso de



banda destinado a suprimir el ruido indeseado y artefacto de dichas señales de impulsos y un disparador y circuito multivibrador monoestable que pasa la salida de dicho filtro a un primer integrador cuya salida pasa a un medidor de cadencia de los impulsos y luego al corazón, y en el que la salida de dicho primer amplificador integrado es alimentada también a un medidor de la amplitud de los impulsos cuya salida es alimentada a un multiplicador al que se suministra también una señal procedente de dicho circuito de disparo, por lo que la salida multiplicada de dicho multiplicador es alimentada a un control de sensibilidad y luego a un segundo integrador cuya salida es indicada por dicho medidor del índice de perfusión.

5.
10.
15.
20.

5ª.- Aparato comprobador de perfusión, de acuerdo con la reivindicación 3ª o la reivindicación 4ª, en el que dicho transductor comprende células fotoeléctricas en combinación con fuentes luminosas y en el que la salida de dichas células es dependiente de la intensidad de la luz reflejada por la sangre dentro del tejido de conexión vascular translúcido del paciente.

25.

6ª.- Aparato comprobador de perfusión, de acuerdo con la reivindicación 3ª o la reivindicación 4ª, en el que cada transductor citado es un transductor alejado que incorpora un sistema óptico para proyectar la luz a través de un haz de laser, y un telescopio receptor, incorporando este último un dispositivo fotosensible dirigido a distancia sobre cualquier área interna o externa del cuerpo del paciente.

30.

7ª.- Aparato comprobador de perfusión, de acuerdo con la reivindicación 6ª, en el que dicha luz es una luz monocromática de una longitud de onda elegida, y dicho dispo-



sitivo fotosensible es un dispositivo de estado sólido.

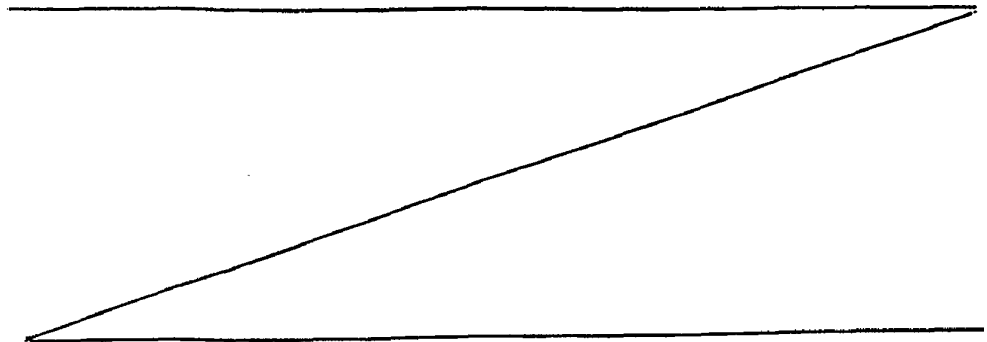
- 8ª.- Aparato comprobador de perfusión, de acuerdo con la reivindicación 3ª o la reivindicación 4ª, en el que cada transductor citado es un catéter óptico de fibra que
5. permite la transmisión de la luz de laser alternativamente en su interior, por lo que la luz reflejada debido a la trans lucidez del tejido que rodea a dicho catéter es detectada por medios receptores cuya salida es alimentada a la entrada del amplificador.
10. 9ª.- Aparato comprobador de perfusión, de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 3ª a 7ª, en el que dichos transductores son aplicados directamente o a distancia a pares de puntos separados sobre el cuerpo del paciente con lo que se alimenta lecturas diferenciales a dichos medios para detectar la cadencia de latido del corazón o niveles de perfusión diferentes.
15. 10ª.- Aparato comprobador de perfusión, de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que dicho medio de salida comprende un aparato de medida que tiene una lectura de escala central del 100%.
- 20.

11ª.- APARATO COMPROBADOR DE PERFUSION.

Según queda sustancialmente descrito en la presente memoria, que consta de dieciocho hojas, escritas a máqui-

./..

25.



409640

- 18 -

15



./..

na por una sola cara, y acompañada de dibujos.

Madrid, 15 de diciembre de 1972

D. Frederick Richard Neason Stephens

P. P.

5.

FRANCISCO GARCIA CABRERIZO
P. P.

Firmado: N. del Sante Abril

10.

409640

409640

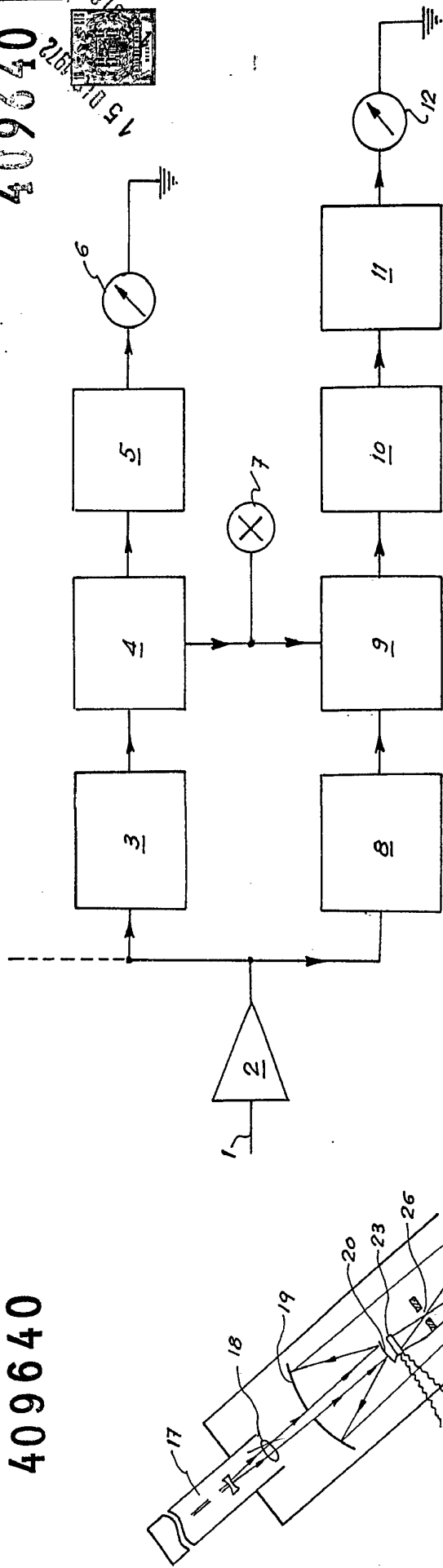


Fig. 1

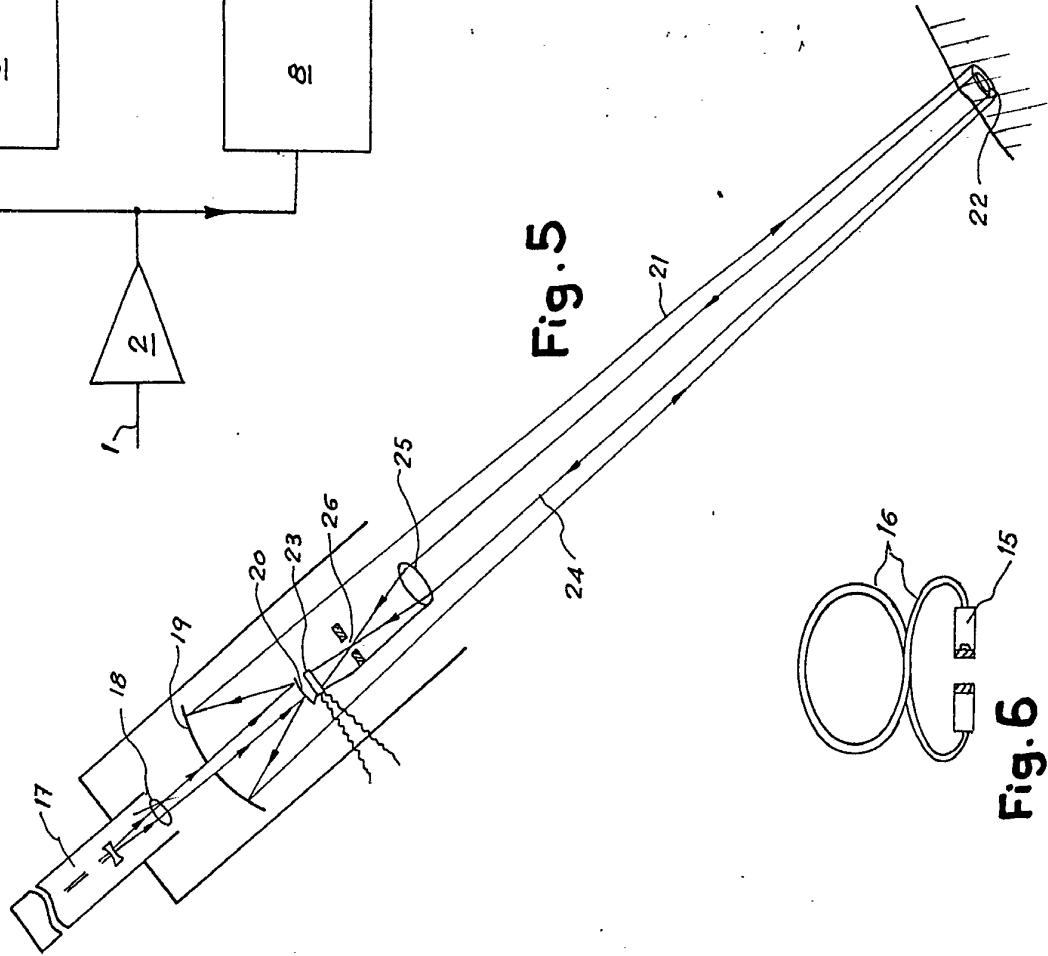


Fig. 5

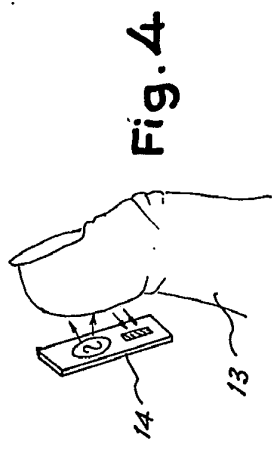


Fig. 4

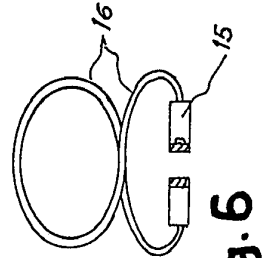
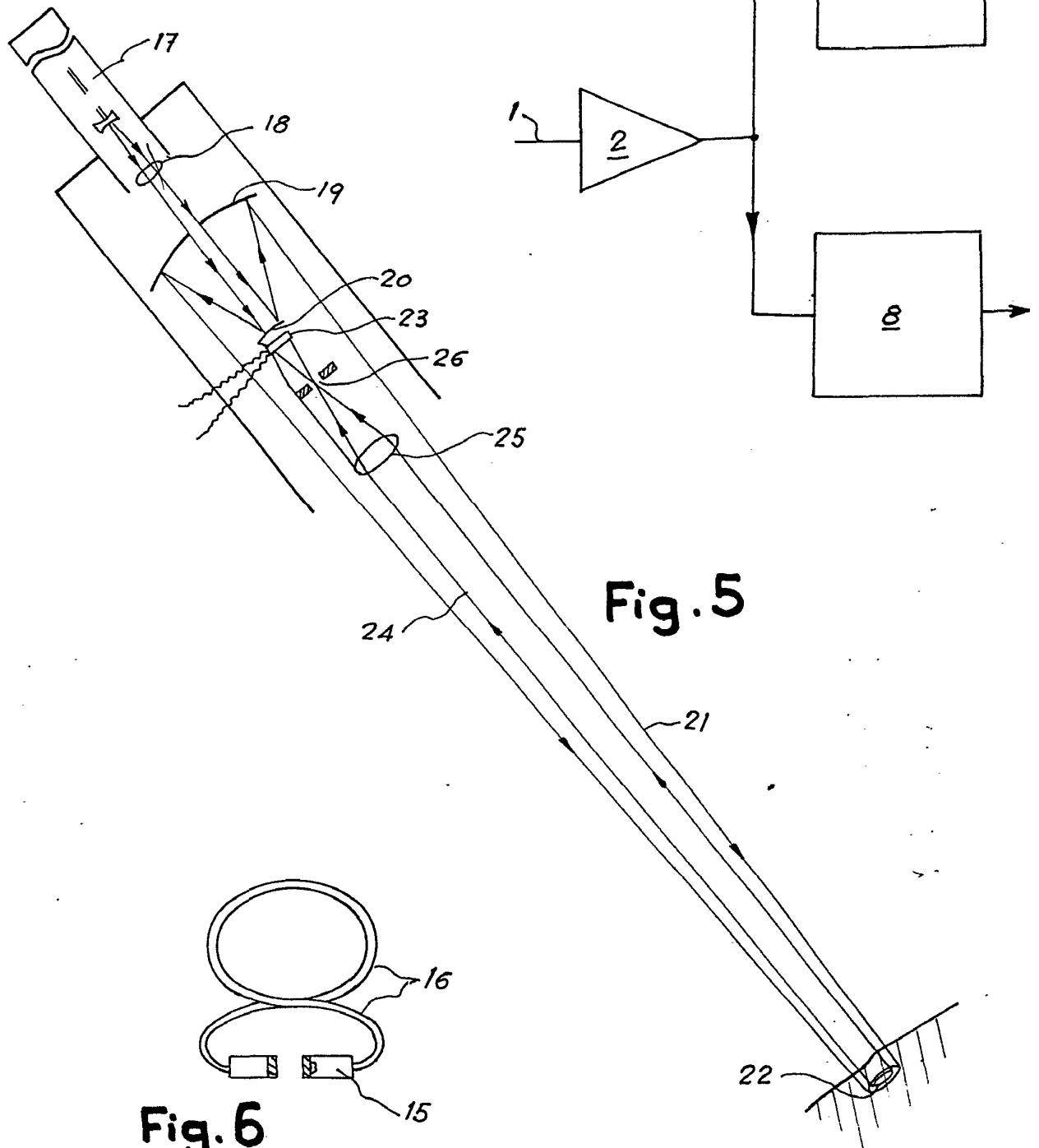


Fig. 6

Escala variable

Madrid, 15 DIC. 1972
 FREDERIK RICHARD NEASON STEPHENS
 P. P.
 FRANCISCO GARCIA CABRERIZO
 P. P.
 Firmado: M.ª Dolores Jorquera

409640



Escala variable

409640

15 DIC 1972

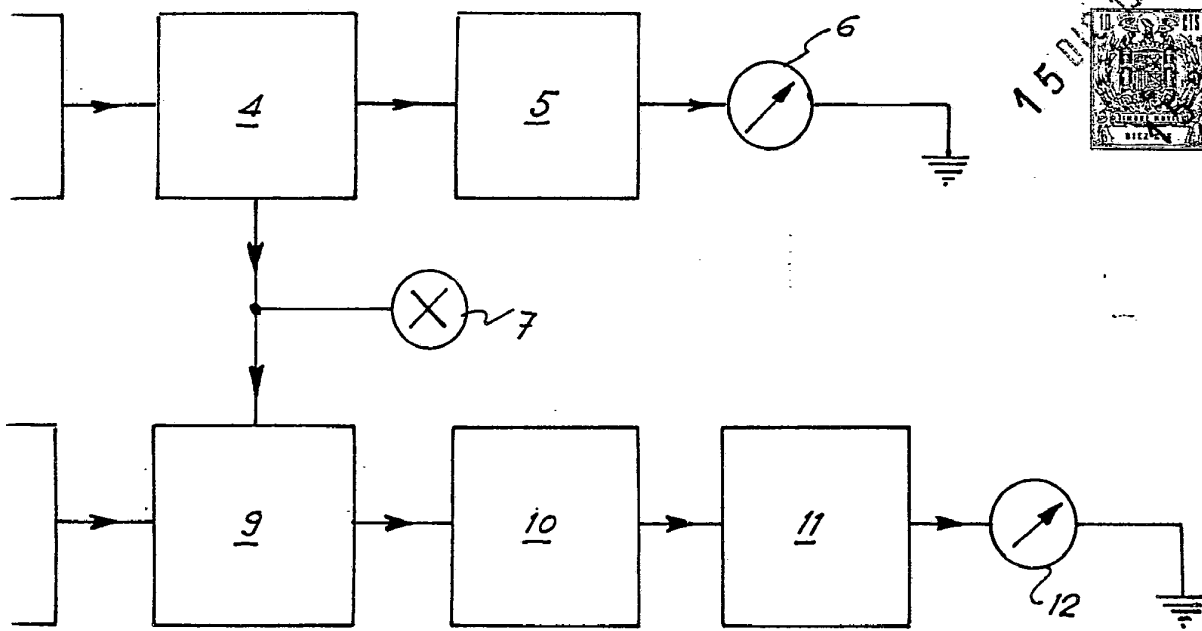


Fig. 1

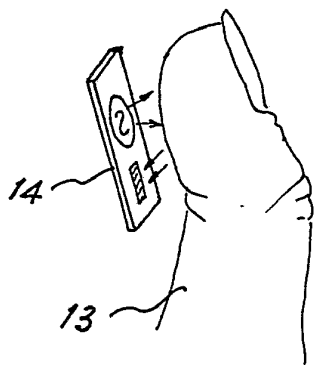


Fig. 4

Madrid, 15 DIC. 1972

FREDERIK RICHARD NEASON STEPHENS
P. P.

FRANCISCO GARCIA CABRERIZO
P. P.

Firmado: M.ª Dolores Jorquera

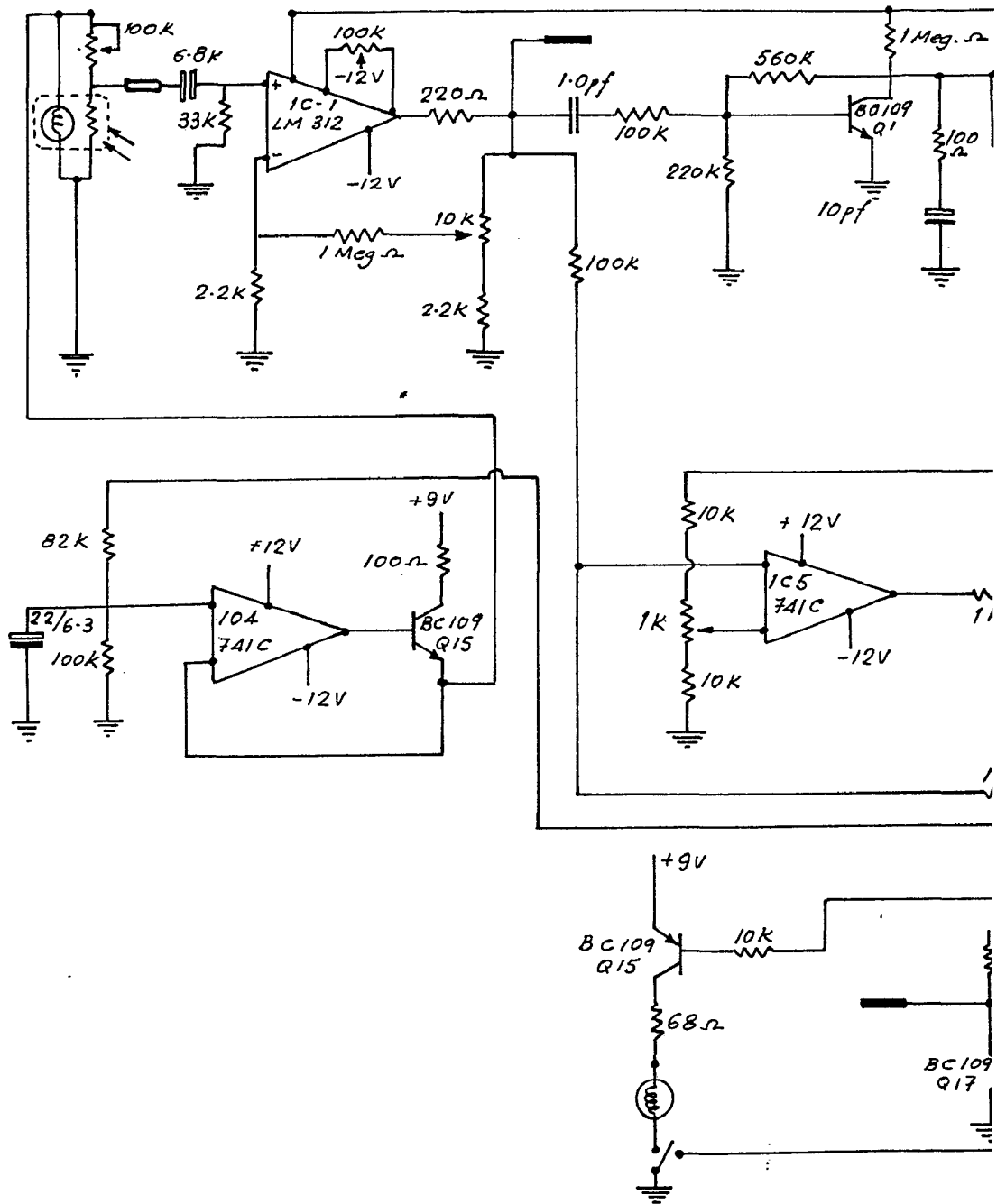
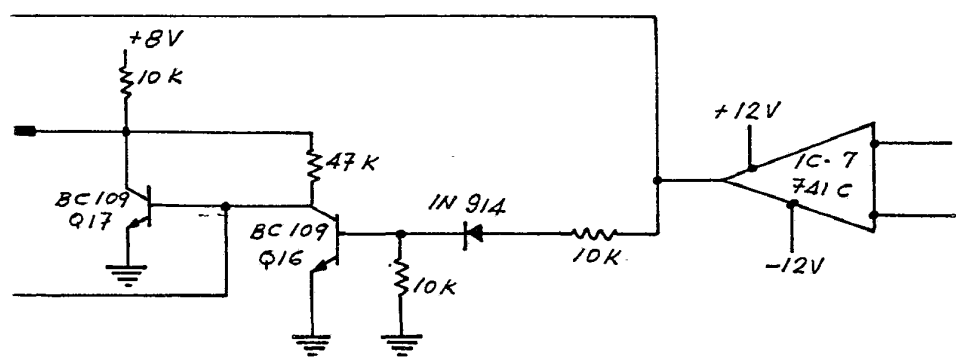
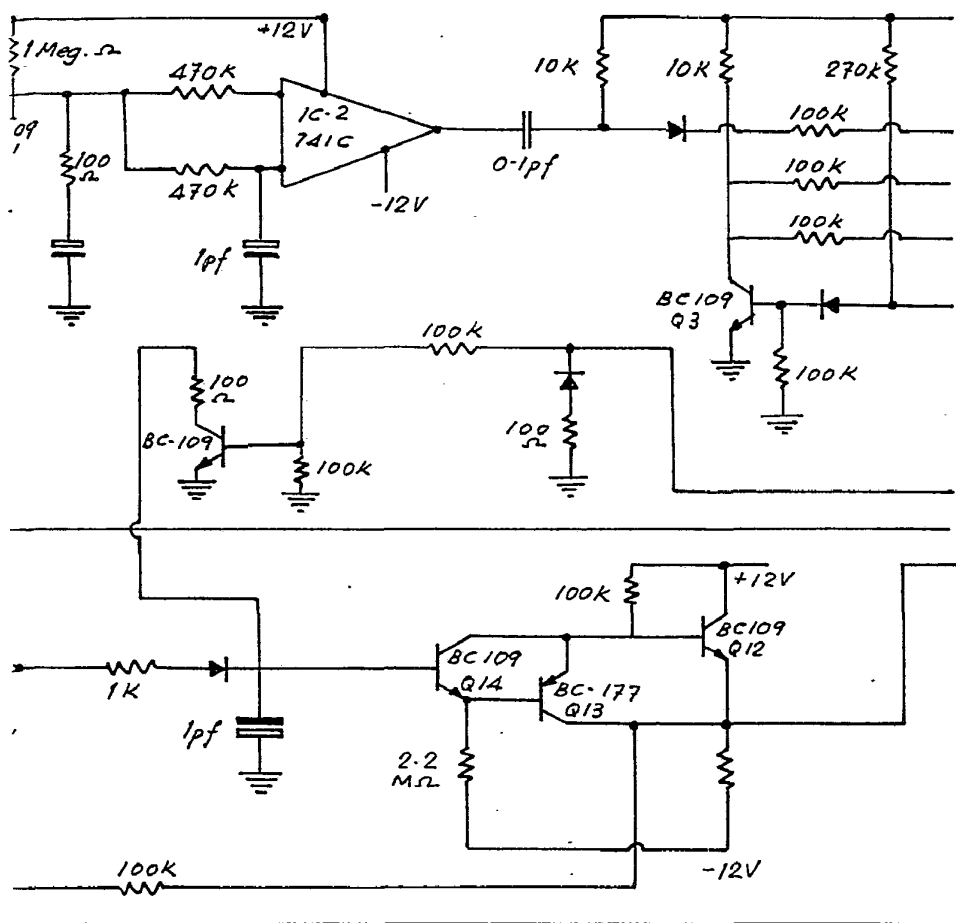


Fig. 2

Escala variable



2

Madrid, 15 DIC. 1972
 FREDERIK RICHARD NEASON STEPHENS
 P. R.
 FRANCISCO GARCIA CABRERIZO
 P. P.
 Firmado: M.^a Dolores Jorquera

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Francisco Garcia Cabrerizo', is written over the typed name.

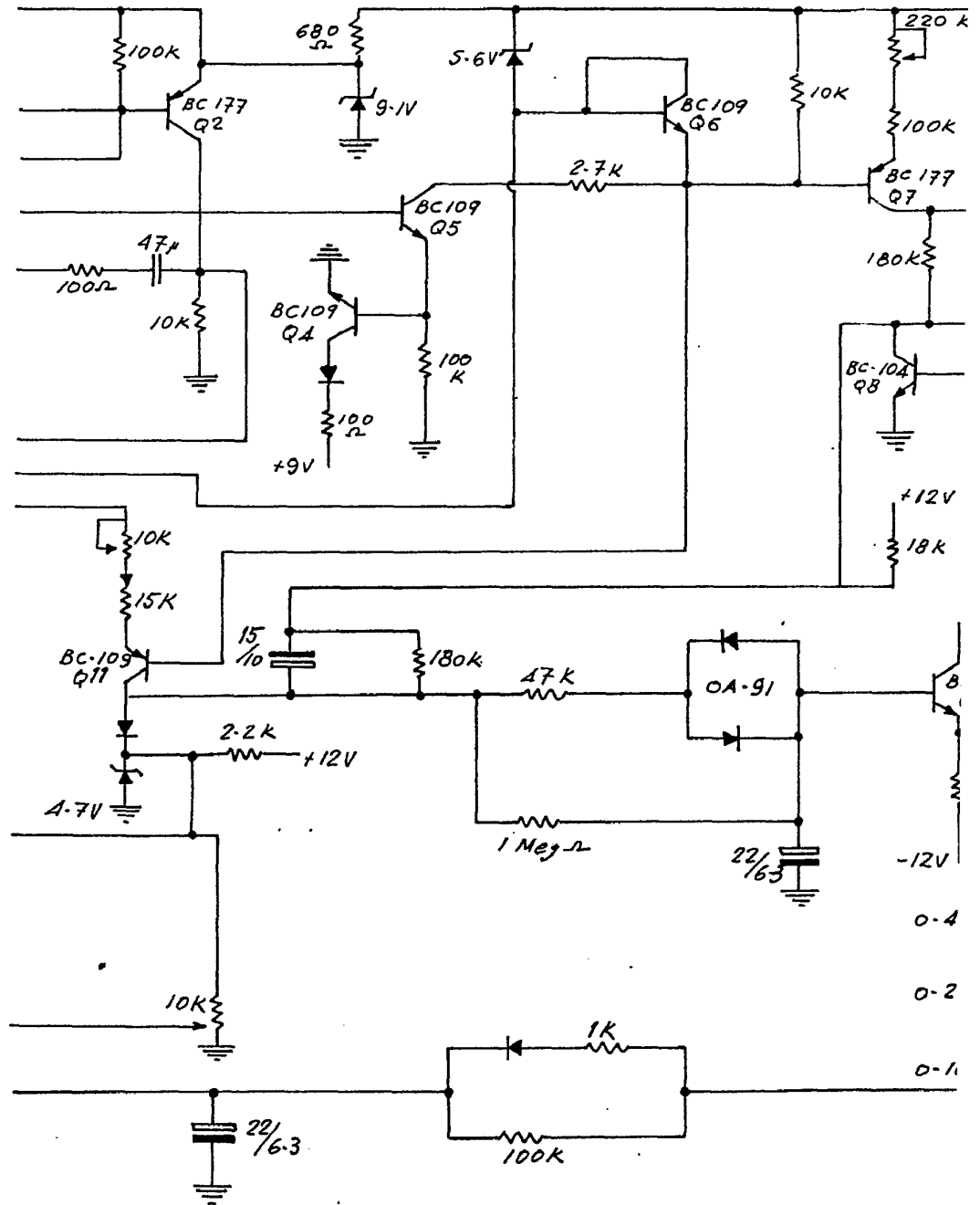
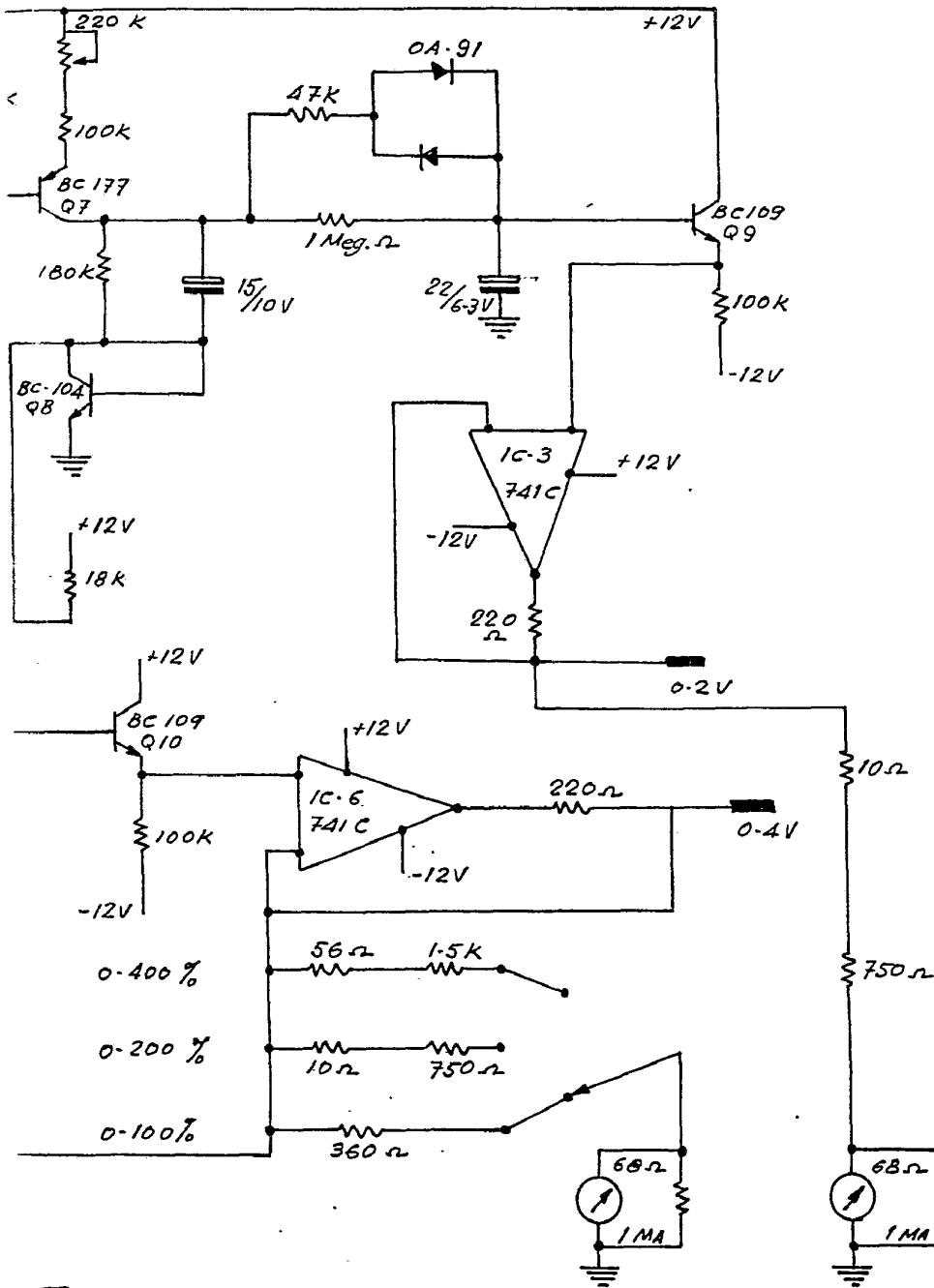


Fig. 3

Escola variable

409640



3

Madrid, 15 DIC. 1972
FREDERIK RICHARD NEASON STEPHENS
P. P.

FRANCISCO GARCIA CABRERIZO
P. P.

Firmado: M.ª Dolores Jurquera