

320859



320859

MEMORIA DESCRIPTIVA

correspondiente a la solicitud de concesión de una

PATENTE DE INVENCION

SOLICITANTE: BIO-TRONICS RESEARCH, INC.

RESIDENCIA: Main Street, New London, New Hampshire

ESTADOS UNIDOS.-

(Como divisional de la solicitud de patente No.
316.066 solicitada el 2-8-65).

ENUNCIADO: "UN METODO PARA AFECTAR EL SISTEMA

NERVIOSO DE UN PACIENTE, MEDIANTE SE

ÑALES ELECTRICAS".

Prioridad: Patentes estadounidenses 392.216 del 26-8-64 y
441.958 " 23-3-65.

320859



1 Esta invención se refiere en general al tratamiento
y uso de señales eléctricas que son recogidas de un orga--
nismo viviente y en forma más particular al empleo de una
señal electroencefalográfica para producir anestesia.

5 En el ejemplo de esta invención descrito aquí, una
señal electroencefalográfica (en lo sucesivo EEG) es trataa
da y alimentada de regreso al paciente para anestésiar al
paciente. Un aspecto principal de este tratamiento es que
la señal EEG es usada para modular un portador de frecuen-
10 cia de radio. El portador modulado es alimentado de regre-
so al mismo paciente del que la señal EEG fué derivada con
el fin de producir anestesia.

 Aún cuando es conocido emplear una señal eléctrica
con el fin de producir anestesia, la señal empleada ha re-
15 querido un nivel de corriente superior a lo que es deseable
para uso con seres humanos. Por consiguiente, la mayoría -
del equipo electrónico de anestesia hoy en día es empleado
en el curso de operar en animales y particularmente los ani-
males mayores tales como caballos y vacas. De cualquier mo-
20 do, las técnicas actualmente conocidas de anestesia elec--
trónica no son adecuadas para larga aplicación a un pacient
te sin peligrar la vida y el juicio del paciente; posible-
mente porque se destruyen con el tratamiento vías de ner--
vios.

25 La presente invención, en uno de sus aspectos, pro-
sigue sobre la teoría de que en virtud de que las señales
EEG son generadas por actividad del cerebro, o cuando me--
nos concomitantes con la misma, la modificación de tal ac-
tividad del cerebro tendrá un efecto sobre el sistema ner-
30 vioso. Por consiguiente, se colocan electrodos en el crá--

320059



1 neo de un paciente para sentir impulsos eléctricos que -
son luego alimentados de regreso en sincronismo con las -
señales generadoras. Las señales recogidas y tratadas por
5 los electrodos son alimentadas de regreso por medio de -
una red de realimentación como para tener la relación re-
querida de fase con los impulsos generados interiormente
por el cerebro del sujeto.

Se ha encontrado, por experimentación con pequeños
monos, que puede inducirse sueño prolongado y anestesia en
10 mamíferos al realimentar componentes de frecuencia adecua-
damente seleccionados de señales EEG, que los efectos pue-
den mantenerse por todo el tiempo que sea deseado sin apa-
rentes efectos malignos y que al romperse el circuito de -
realimentación los efectos pueden terminarse rápidamente.-
15 El mismo animal ha sido tratado así muchas veces sin evi-
denciar incomodidad, sin erupción de síntomas neuróticas -
como podría esperarse si se hubiera experimentado dolor, y
sin que se desarrollen extraños e indeseables síntomas mè-
dicos en el momento o por un largo tiempo después.

20 Se ha descubierto además que los impulsos de reali-
mentación de preferencia deben ocurrir como modulaciones -
sobre un portador de frecuencia de radio (10 KC o superior).
En ese caso la realimentación a niveles relativamente ba-
jos de amplitud de corriente portadora tiene éxito, y se -
25 transportan pequeñas corrientes a los electrodos de sali-
da. El daño al paciente es reducido al mínimo de este modo,
y se obtienen efectos óptimos sin destrucción de vías de -
nervios pre-existentes. Se cree que los efectos son debi-
dos a la relativa facilidad con que las altas frecuencias
30 pueden penetrar a las vías cerebrales que controlan percep-



320859

17 DIC

1 ción.

Se ha encontrado que seleccionados componentes de frecuencia de la señal recogida por los electrodos captados son efectivos para producir los efectos deseados y que otros componentes de frecuencia no son requeridos, y de hecho pueden ser dañinos. Por tanto, se han filtrado esas frecuencias (esencialmente todas las frecuencias arriba de 40 cps y abajo de 5 cps) que parecen afectar las funciones cardíaca y respiratoria. Además, con el fin de eliminar artefactos de 60 cps, se emplea un filtro de alto paso para acondicionar la señal alimentada al paciente. Los restantes componentes de frecuencia son bastante efectivos para inducir anestesia cuando se imponen como modulación de amplitud en un portador de frecuencia de radio.

15 Si en lugar de modular un portador con señales EEG se recogen señales EKG (electrocardiográficas), usadas para modular un portador y realimentarlo de la misma manera que se describe para señales EEG, se ha encontrado posible efectuar paro cardíaco en los animales sometidos a prueba.

20 Por consiguiente, aún cuando esta invención es descrita en relación con el tratamiento de una señal EEG y el logro de anestesia, debe entenderse que las técnicas inventivas involucradas aquí pueden aplicarse a cualquiera señal eléctrica del cuerpo con el fin de proporcionar una señal de realimentación que pueda efectivamente acoplarse al sistema nervioso del paciente.

25 El ejemplo aquí descrito es descrito en relación con su empleo para lograr anestesia total. Sin embargo, se ha encontrado, en experimentos realizados por el propio inventor en si mismo, que al seleccionar las frecuencias rea
30

320359



1 limentadas se ha podido anestesiar partes de su cuerpo, co
mo un brazo, una pierna, el otro brazo, la otra pierna, -
sin perder el conocimiento. Es evidente de los experimen--
tos que los efectos logrables son selectivos de frecuencia
5 y fase con respecto a las funciones del cuerpo, pero no se
ha logrado capacidad de repetición ni se han determinado -
aún las relaciones precisas. En términos generales, una -
banda de frecuencia muy angosta (solamente unos pocos ci--
clos de ancho) de EEG es involucrada en establecer aneste-
10 sia local para cualquiera parte del cuerpo. Sin embargo, -
el valor de frecuencia variará generalmente con la parte -
del cuerpo anestesiada. Esta anestesia parcial es lograda
con los electrodos de salida en la cabeza del paciente y -
con el mismo arreglo de circuito descrito aquí en conjunto
15 con lograr anestesia total.

Por consiguiente, es un objeto principal de esta -
invención proporcionar un medio para producir anestesia -
que pueda mantenerse con seguridad y efectividad por un lar
go período de tiempo.

20 Es un objeto más específico de esta invención pro
porcionar un medio para emplear la señal EEG producida por
un paciente como la señal efectiva para inducir anestesia.

Es un objeto ampliamente relacionado de esta inven
ción emplear la señal EEG proporcionada por el paciente -
25 que está siendo anestesiado como el medio para controlar -
la anestesia.

Es un amplio objeto de esta invención proporcionar
una técnica para imprimir señales de baja frecuencia en el
sistema nervioso de un paciente.

30 Es un amplio objeto relacionado de esta invención



320859 170

1 proporcionar un medio para reinsertar dentro del sistema -
nervioso de un paciente una señal tratada o modificada que
es recogida del sistema nervioso del paciente.

5 Para conveniencia, la expresión "paciente" ha sido
empleada en las reivindicaciones y en casi toda la descrip-
ción para indicar el organismo que puede afectarse por el
sistema de esta invención. Debe entenderse que la expre- -
sión "paciente" no se limita en forma alguna a un ser huma-
no.

10 Aunque en la presente memoria se describe tanto el
aparato como el método de esta invención para el mejor en-
tendimiento del invento, solamente se reivindica el método,
ya que el aparato se reivindica en la solicitud de patente
316.066, de la cual la presente solicitud es divisaional.

15 Otros objetos y fines de esta invención se harán -
aparentes de una consideración de la siguiente descripción
detallada tomada junto con los dibujos, en los que:

La Figura 1 es un diagrama de bloque del sistema -
básico de esta invención empleado para producir anestesia;

20 La Figura 2 es un diagrama de bloque de un sistema
más complicado para producir anestesia electrónica emplean-
do la técnica básica de modulación y realimentación ilus-
trada en la Figura 1; y

25 La Figura 3 es un diagrama de bloque de un segundo
ejemplo de esta invención en que la señal EEG es empleada
para controlar la magnitud de la producción de corriente -
por un sistema anestésico electrónico de la técnica ante-
rior.

30 Con referencia a las figuras, las Figuras 1 y 2 re-
presentan el mismo sistema básico y ejemplo con la Figura

320859



1 2 ilustrando un número grande de aspectos adicionales in--
cluidos para los fines de seguridad, verificación y flexi-
bilidad. La Figura 1, en términos mínimos, ilustra la in--
vención básica. Por consiguiente, los mismos números de de-
5 signación serán usados para correspondientes elementos de
bloque en las Figuras 1 y 2.

Como puede verse de la Figura 1, un par de electro-
dos 11 son unidos a las sienes de un paciente con el fin -
de captar la señal EEG que es generada por el paciente. Es
10 ta señal es luego amplificada por un amplificador 12 para
que pueda elevarse desde una magnitud de la orden de micro
volts a una magnitud de la orden de cientos de microvolts.
La señal EEG amplificada es alimentada como la entrada de
información a un modulador AM 20, modulador 20 que sirve -
15 para modular una señal portadora desde el oscilador 22 con
la señal EEG. La señal modulada es pasada a través de un -
cambiador de fase 24 operable manualmente para que el ope-
rario pueda ajustar la fase de la entrada al paciente para
lograr máximo efecto de anestesia con mínima entrada de co-
20 rriente. La red de cambio de fase 24 ha sido encontrada -
ser esencial hasta ahora para lograr anestesia. La señal -
modulada cambiada de fase en forma apropiada es aplicada -
al paciente por un par de electrodos 26. Debe notarse que
los electrodos de salida 26 pueden o no pueden ser iguales
25 a los electrodos de captación 11.

Se añaden muchos aspectos adicionales al circuito
básico de la Figura 1, como será discutido en relación con
la Figura 2, para fines tales como eliminar a muchas de -
las frecuencias que son normalmente captadas por los elec-
30 trodos 11. En efecto, al filtrar señales debidas a fuentes



320859¹⁷ DIC

1 cardíaca y muscular así como señales extrañas captadas des
de la atmósfera, se proporciona lo que se considera ser -
una señal EEG purificada. Esta señal EEG purificada es mu-
cho más segura de usarse y elimina componentes innecesarios
5 rios de la señal que son normalmente captados por los elec-
trodos 11. Deberá entenderse aquí que la expresión "señal
EEG" será usada en forma diversa para describir tanto a la
señal que es captada por los electrodos 11 así como la se-
ñal tratada que es suministrada por los diversos aspectos
10 ilustrados en la Figura 2. Ya sea que la señal EEG tratada
o purificada obtenida por el artefacto de esta invención -
contiene o no todas las señales producidas por el cerebro
o, posiblemente contiene ciertas señales que son extrañas
a aquellas producidas por el cerebro, no ha de considerarse
15 se como un factor limitador de esta invención. Se filtran
fuera aquellas frecuencias y espigas que parece ser peli-
grosas al paciente y se encuentra que la señal resultante
es efectiva y segura. En virtud de la naturaleza de lo que
es filtrado fuera, parece ser bastante obvio que como con-
20 secuencia la señal obtenida es de hecho una señal EEG muy
purificada. Sin embargo, parece igualmente seguro que esta
señal EEG tratada y purificada omite ciertas frecuencias -
producidas por el cerebro. La extensión de la purificación
o modificación proporcionada en la señal EEG tratada es ma-
25 teria de especulación, la resolución de lo cual no afecta
el alcance de esta invención.

Nuevamente, con referencia a la Figura 2, los elec-
trodos 11 están conectados directamente a un preamplifica-
dor EEG 12A que no es más que un amplificador estable de -
30 bajo ruido con una impedancia de entrada muy alta y una -

320859



1 ganancia relativamente baja de cerca de 50. La salida de -
este preamplificador 12A es luego amplificada por un ampli-
ficador común 12 teniendo una ganancia de aproximadamente
5 1000 para proporcionar una señal EEG amplificada para tra-
tamiento por lo restante de este circuito anestesiador.

La salida del amplificador 12 es una señal EEG de
la orden de cientos de milivolts. La salida del amplifica-
dor 12 tiene gran cantidad de ruido (tanto ruido de fondo
como información distinta a la señal EEG generada por el -
10 cerebro). Este ruido incluye señales electrocardiográficas
señales producidas por músculo, una posible señal de 60 ci-
clos captada del equipo electrónico, e interferencia am- -
biente que puede captarse por los electrodos 11. Este rui-
do ambiente puede venir del funcionamiento de bujías, el -
15 funcionamiento de otra maquinaria eléctrica así como de di-
versos equipos electrónicos que pueden situarse en el hos-
pital donde ha de usarse con toda probabilidad este equipo
anestésico. Con el fin de eliminar tanto ruido como sea po-
sible, se emplea un arreglo de filtro de pasabanda 14 y am-
20 plificador de cierre 16.

La salida de amplificador 12 es dividida en dos ra-
males. Un ramal pasa a través de un filtro de pasabanda 14
teniendo características de corte para eliminar las seña--
les de frecuencia muy baja producidas por músculo y elec--
25 trocardiógraficas en un extremo y la frecuencia superior -
de 60 ciclos (así como otro ruido de frecuencia superior)
en el otro extremo. No hay nada muy crítico por lo que se
refiere a la pasabanda del filtro 14 empleado exepto que -
con el fin de asegurar que no pasan señales de 60 ciclos -
30 es muy importante filtrar fuera todas las señales substan-

320859

17 DIC



1 cialmente superiores a 50 cps. Se ha empleado un filtro de
pasabanda 14 relativamente barato que tiene una caracterís-
tica de transmisión relativamente plana desde cinco a vein-
te ciclos y que baja tres db a 40 ciclos. Como un asunto -
5 práctico, un corte de extremo inferior de cinco ciclos pa-
ra el filtro 14 elimina mucho ruido indeseable y muchas se-
ñales producidas por músculo mientras retiene a las fre- -
cuencias EEG significativas para estos propósitos. La sali-
da de filtro 14 es así una señal EEG un poco purificada -
10 que, sin embargo, lleva cualquier ruido que ha sido capta-
do o generado dentro de la gama de pasabanda de este tipo
14. La salida del filtro 14 proporciona la señal de refe--
rencia para el amplificador de cierre 16.

15 La salida del amplificador 12 es alimentada a lo -
largo de una segunda trayectoria para proporcionar la se--
ñal de entrada al amplificador de cierre 16. Con la salida
de señal de referencia filtrada desde el filtro 14 pulsada
contra la señal de entrada al amplificador de cierre 16, -
el amplificador 16 producirá una señal EEG que está relati-
20 vamente libre de ruido de fondo y otras señales extrañas.-
Un amplificador de cierre utilizable es descrito en un ar-
tículo por Robert D. Moore, titulado "Amplificadores de -
Cierre para Señales Enterradas en Ruido", publicado en la
edición del 8 de Junio de 1.962 de la revista Electronics.

25 Aún cuando es generalmente deseable vigilar la se-
ñal EEG en el circuito de la Figura 1 en un número de pun-
tos, un osciloscopio 18 en la salida al amplificador de -
cierre 16 es de particular valor para dar una indicación -
de la verdadera señal EEG generada por el paciente. Pudie-
30 ra asimismo notarse que en virtud de que la salida del am-

320859



1 plificador de cierre 16 es una señal EEG relativamente pu-
ra, puede registrarse para proporcionar una referencia pa-
ra el paciente por lo que se refiere a su normal señal EEG.

5 Un tipo común de circuito de modulación AM 20 es -
luego empleado para modular esta señal EEG relativamente -
pura en la salida de un oscilador 22. Es importante que la
frecuencia del oscilador 22 sea considerablemente superior
a las frecuencias que han sido empleadas generalmente has-
ta ahora en anestesia electrónica. Las pruebas hasta el -
10 presente muestran que la frecuencia del oscilador no es -
crítica siempre que sea mantenida a una gama de frecuencia
relativamente alta. Las frecuencias dentro de la gama bas-
tante amplia desde 50 kc a 15 mc se han encontrado ser per-
fectamente satisfactorias. En verdad, las frecuencias infe-
15 riores a 50 kc pueden usarse con seguridad pero se ha en-
contrado que, a medida que la frecuencia es disminuída ma-
terialmente desde 50 kc, son necesarias corrientes de en-
trada superiores al paciente para efectuar anestesia equi-
valente. Uno de los objetos principales de proporcionar un
20 portador de frecuencia de radio para la señal EEG es con el
objeto de obtener la efectividad de la señal EEG a niveles
de entrada de corriente mínimos al paciente.

El solicitante no está seguro por qué la frecuen-
cia de radio portada es preferible a frecuencias inferio-
25 res pero actualmente tiene la hipótesis de que la frecuen-
cia superior puede ocasionar una mejor distribución de la
señal EEG por toda la zona nerviosa que está siendo afecta-
da. Un resultado experimental que indica la naturaleza de
las frecuencias de importancia aquí es que, con los anima-
30 les probados hasta ahora, se ha encontrado ser generalmen-



320859

17

1 te mejor una frecuencia de oscilador 22 de 250 kc que de -
40 kc. Si hay una sola frecuencia óptima, indudablemente -
varía con la especie y en realidad aún con el individuo. -
Sin embargo, no hay nada crítico en cualquier sentido de -
5 gama de frecuencia angosta con el fin de obtener resulta--
dos excelentes para los fines de inducir anestesia.

La salida del circuito de modulación 20 es alimenta
da a través de un cambio de fase 24 antes de aplicarse al
paciente con el fin de efectuar anestesia. El cambiador de
10 fase 20 es operado manualmente por el doctor o asistente -
mientras se ve el osciloscopio 18. Para cada paciente y pa
ra cada aplicación de esta técnica de anestesia, será en--
contrada una posición particular para el cambiador de fase
20 que resultará en una señal EEG mínima en la mira 18 in-
15 dicando por ello máximo efecto anestésico. El artefacto de
acoplamiento 26 es normalmente un par de electrodos que -
pueden colocarse en la sien del paciente si ha de efectuar
se anestesia general. En realidad, los electrodos de capta
ción 11 pueden aún emplearse como el artefacto de acopla--
20 miento de salida 26; siempre que el oscilador 22 esté sufi
cientemente bien aislado del circuito de electrodos de cap
tación 11.

En virtud del peligro de alimentar al paciente seña
les de sesenta ciclos de cualquiera magnitud y la posibili
25 dad de que esas señales produzcan convulsiones de distur--
bio cardíaco y aún paro cardíaco, es deseable incluir un -
filtro de paso alto 21 antes de los electrodos de salida -
26 con el fin de filtrar fuera todas las frecuencias deba
jo de alguna frecuencia relativamente seguro tal como 10 kc.

30 En general, es deseado tener el grado máximo de mo

320859 17 DIS



1 dulación sin distorsionar la señal EEG. Se ha encontrado -
deseable tener como mira un máximo de 90% de modulación de
la salida del oscilador 22 como para evitar sobremodula- -
ción con armónicos concomitantes. Un osciloscopio 28 en la
5 salida del modulador 20 permitirá al operario vigilar la -
extensión de modulación y evitar sobremodulación. Un cir-
cuito cortador de amplitud 30 es incluido poco antes de la
entrada al modulador 20 con el fin de reducir al mínimo el
riesgo de sobremodulación al cortar cualquiera pico excesi-
vamente grande que pudiera pasar.

15 Un circuito limitador de corriente 32 es empleado
como otra medida de seguridad poco antes de los electrodos
de salida 26 con el fin de cortar cualquiera corriente de
cima que pudiera ser producida por el amplificador de po-
tencia 29.

20 Aún otra medida de seguridad, un osciloscopio 34 -
es conectado de preferencia en la entrada al paciente como
para proporcionar una advertencia al operario en el caso -
de que la señal que está siendo alimentada al paciente se
volviera desviante o peligrosa de cualquiera manera por -
cualquiera razón.

25 Será usualmente deseable también vigilar la señal
captada por los electrodos de captación 11 en un osciloscó-
pio 36 para que el operario esté advertido de toda la gama
de señales que son captadas y así poder distinguir señales
desviantes o de peligro.

30 Aún cuando es muy difícil medir el nivel de corrien-
te promedio alimentado al paciente por medio de este cir-
cuito de anestesia, la corriente máxima está probablemente
bien abajo de un miliamperio, particularmente a frecuencias

320859

17



1 arriba de 100 kc. La corriente efectiva variará considera--
blemente en virtud de ser una función del particular paciente
te, la frecuencia portadora y la calidad del contacto de -
electrodo entre el paciente y los electrodos de salida 26.
5 Se entiende en este ramo que cinco miliamperios es una co-
mún corriente de entrada segura para un paciente y de este
modo se usa un fusible de cinco miliamperios 38 después de
la salida del amplificador de potencia 29. Además, el cir-
cuito de corte de corriente 32, que puede ser sencillamen-
10 te un diodo zener, es fijado a un alto punto de aproximada-
mente diez miliamperios como para recortar cualesquiera co-
rrientes instantáneas arriba de esa magnitud. Sin embargo,
en virtud de que uno de los principales propósitos y resul-
tados de esta invención es proporcionar anestesia efectiva
15 al mínimo de entrada de corriente para el paciente, la en-
trada de corriente está normalmente a un nivel muy por de-
bajo de los límites de seguridad establecidos por el fusi-
ble 38 y el circuito de recorte 32.

20 El sistema de anestesia de esta invención ha sido
usado cientos de veces sin malos efectos en cinco monos de
prueba y dos conejos de prueba así como pocas veces sobre el
solicitante mismo. No hay malos efectos observables ni -
efectos derivados y la anestesia fué instantánea, efectiva
y completa.

25 El filtro de pasabanda 14 ha sido sencillamente -
descrito como uno que elimina a todas las frecuencias de -
menos de cinco ciclos y todas las frecuencias superiores a
cuarenta o cincuenta ciclos. Sin embargo, debe reconocerse
que en la operación de esta invención, el filtro de pasa--
30 banda 14 es un filtro de pasabanda variable cuyos límites

320059



17

1 superior e inferior pueden fijarse por el operario para lo
2 lograr resultados óptimos. Es raro que toda la gama de cinco
3 hasta cuarenta ciclos sea deseada o necesaria con el fin -
4 de efectuar anestesia total. En virtud de que hay típicamen
5 te más ruido que el deseable en una parte de esta banda de
6 cinco a cuarenta ciclos, el operario típicamente ajustará
7 los límites del filtro de pasabanda 14 para obtener la anes
8 tesia general deseada con un mínimo de ruido siendo trans-
9 mitido hasta el modulador 20. El nivel de ruido puede vigi
10 larse en el osciloscopio 18. Para un paciente humano es tí
11 pico que el filtro de pasabanda pueda fijarse desde cinco
12 a catorce ciclos (que para un filtro 14, del tipo que se -
13 discute aquí, que no tiene características de recorte agudo,
14 significa un paso efectivo que corre superior a catorce ci
15 cios). Se establece un compromiso entre reducir al mínimo
16 el ruido y transmitir toda la gama de la señal EEG. Mien--
17 tras la banda que es pasada por el sistema sea una banda -
18 de frecuencia lo suficientemente ancha para proporcionar -
19 anestesia general, es servido el propósito. Esta banda que
20 es transmitida es mantenida tan pequeña como sea posible -
21 consistente con ese propósito general con el fin de elimi
22 nar tanto ruido como sea posible.

23 Es deseable eliminar tanto ruido como sea posible
24 mientras se produce anestesia general en virtud de que es
25 ta señal de ruido será modulada sobre el portador y reali-
26 mentada al paciente para no servir propósito efectivo al -
27 producir anestesia. Además, hay una posibilidad muy real -
28 de que este ruido pueda producir efectos derivados dañinos
29 tales como ataques tipo epilépticos. Después de todo, uno
30 de los fines principales de esta invención es lograr anes-

320059

17 DI.



1 tesia general con un mínimo de entrada total de corriente
y un mínimo de entrada de señales extrañas al paciente.

5 Debe entenderse que ciertos otros aspectos ilustra
dos en las figuras pueden combinarse uno con el otro en un
solo circuito que realiza más de una función. Por ejemplo,
el filtro 21 y el amplificador de potencia 29 podrían bien
ser considerados un solo bloque y nombrarse como un ampli-
ficador sintonizado. De este modo, si el amplificador 19 -
fuere sintonizado a la frecuencia portadora, el filtro 21
podría eliminarse.

10 Similarmente, debe entenderse en relación tanto -
con la descripción como con las reivindicaciones que las -
diversas funciones que son ilustradas como bloques separa-
dos en los diagramas pueden entrecambiarse en secuencia. -
De este modo aún cuando es probablemente preferible ^{que} el cir-
cuito de recorte de voltaje 30 esté en el lazo subsecuente
al amplificador de cierre 16, no hay razón inherente por--
qué la función de recorte de voltaje podría no ocurrir en
la salida del amplificador principal 12.

20 Aún el cambiador de fase 24, que es un elemento muy
importante en el circuito de anestesia, podría situarse en
cualquiera posición subsecuente a la salida del modulador.
Por consiguiente, los diversos medios en las reivindicacio-
nes deben entenderse operar sobre la señal para realizar -
la función reclamada pero no se requiere operar necesaria-
mente en la secuencia reclamada.

25 Es asimismo posible que lo que se ha descrito como
bloques separados para realizar funciones separadas pueda
combinarse dentro de un solo circuito. Uno de los ejemplos
30 más significativos de esta combinación de dos funciones en

320859

17



1 un solo elemento está en los electrodos de captación 11 y
los electrodos de salida 26. Aún cuando estos son propor--
cionados normalmente como electrodos separados, los mismos
electrodos pueden emplearse para realizar ambas funciones.
5 Por consiguiente, debe entenderse en las reivindicaciones
que la recitación de medios separados o elementos separa--
dos deberá entenderse amparar aquellos diseños en donde -
los medios separados o elementos separados son incorpora--
dos en un solo medio o un solo elemento.

10 Uno de los fines principales de esta invención es
efectuar anestesia electrónica con una corriente de entra-
da mucho más pequeño que lo que se ha aplicado hasta ahora
al paciente haciendo por ello a la anestesia electrónica -
más segura y más efectiva. Es actualmente conocido aplicar
15 la salida de un oscilador a un sujeto, particularmente ani
males, con el fin de inducir anestesia. Con métodos ante--
riormente conocidos de anestesia electrónica, las contrac-
ciones musculares o espasmos son lo suficientemente serios
para que tenga que usarse un relajante muscular tal como -
20 curare.

La Figura 3 ilustra un mejorado sistema y técnica
que puede añadirse al equipo de anestesia electrónica ac--
tualmente disponible. En la Figura 3, el paciente tiene -
a los normales electrodos de captación 51 unidos a sus sie
25 nes para proporcionar una señal EEG que es amplificada por
un amplificador normal 52. La salida del amplificador 52 -
es pasada a través de un rectificador o circuito RC 54 pa-
ra proporcionar un voltaje de control DC. El nivel del vol
taje de control DC será una función de la magnitud prome--
30 dio de la señal EEG para que cuando el paciente ha sido -

320859

17



1 anestesiado, el nivel del voltaje de control disminuye con
siderablemente. Este voltaje de control DC es luego emplea
do para controlar el nivel de salida de corriente de un os
cilador 56. La salida del oscilador 56, que es generalmen
5 te fijada a una frecuencia determinada, es pasada a través
de un filtro de protección 58 a los electrodos 60 unidos a
las sienes del paciente, produciendo así anestesia. Con la
mejora de la Figura 3, la salida del oscilador 56 es dismi
nuida tan pronto como la anestesia se hace efectiva para -
10 que no se dé al paciente más de una entrada de corriente -
que el mínimo necesario para proporcionar el deseado efec
to anestésico.

Los elementos críticos de esta invención incluyen
el concepto de usar la propia señal EEG del paciente en un
15 sistema de lazo cerrado para realimentarse al paciente pa
ra producir anestesia. La modulación de esta señal EEG en
un portador de frecuencia de radio con el fin de alimentar
al portador modulado de regreso al paciente es un elemento
novedoso clave de esta invención. El artefacto de cambio -
20 de fase 24 es además necesario con el fin de asegurar una
anestesia inmediata y segura. Dentro de esta armazón inven
tiva básica, muchas mejoras y variaciones pueden efectuar
se sin apartarse del alcance básico de esta invención.

Por ejemplo, el filtro de pasabanda 14 y el ampli
25 ficador de cierre 16 aparecen ser los medios menos caros -
y más prácticos para eliminar ruido y frecuencias indesea
bles. Sin embargo, debe entenderse que esta invención en -
forma alguna es limitada a la técnica particular mostrada
en la Figura 2 para lograr este resultado. Se ha empleado
30 (para la mayoría de los experimentos) un analizador de es-

320859

17



1 pectro en lugar del filtro 14 y el amplificador 16 para -
proporcionar esta función general (esencialmente de filtra
ción). Idealmente, si el filtro apropiado fuera disponible
en el mercado, sería preferible usar un filtro de pasaban-
5 da variable por si mismo si uno podría obtenerse que pudie
ra tener características de recorte suficientemente agudas.
De este modo, si se desea fijar el filtro de pasabanda a -
digamos cinco a catorce ciclos por segundo, se querría te-
ner un recorte bastante agudo a cinco como a catorce ci- -
10 clos. Semejante filtro de pasabanda con límites variables
no se encuentra fácilmente en el mercado y de este modo el
arreglo del amplificador de cierre 16 y el filtro de pasa-
banda variable 14 mostrado en la Figura 2 es preferido ac-
tualmente.

15 Esta invención ha sido descrita en relación con un
sistema donde la señal portadora es modulada en amplitud -
por la señal EEG en virtud de que semejante técnica de mo-
dulación ha sido empleada y encontrada tener éxito. Sin em
bargo, el propósito de la modulación es proporcionar una -
20 señal portadora de frecuencia substancialmente más alta -
con el fin de obtener mejor penetración de tejidos y una -
anestesia más efectiva. Por consiguiente, nada de lo aquí
dicho debe interpretarse como limitación a esta invención
por lo que se refiere a una técnica de modulación de ampli
25 tud. Cualquiera técnica de modulación puede emplearse que
sea efectiva en portar a la señal EEG dentro del tejido -
nervioso de una manera que permita desmodulación de la se-
ñal y de este modo anestesia subsecuente.

30 De este modo, la naturaleza de la modulación po- -
dría ser una modulación de frecuencia de pulsación en don-

3208597 D



1 de la magnitud de la señal EEG es representada por la pro-
porción de repetición de pulsación instantánea de un tren
de pulsación.

5 Una técnica de modulación que podría emplearse es
usar un interruptor rotatorio (ya sea electromecánico o -
eléctrico) para suprimir la señal EEG, señal suprimida que
es luego realimentada al paciente. Siempre que la propor--
ción de supresiones lo suficientemente alta para asegurar
10 propagación efectiva en un sistema nervioso, esta técnica
es meramente una de las técnicas de modulación que pueden
emplearse. Debe entenderse en las reivindicaciones en que
esta así como diversas otras técnicas de modulación que -
son apropiadas son amparadas en las reivindicaciones ane--
xas.

15 - REIVINDICACIONES -

1. Un método para afectar el sistema nervioso de -
un paciente mediante señales eléctricas, caracterizado por
las fases de imprimir una señal eléctrica en el sistema -
nervioso del paciente, modular un portador de frecuencia -
de radio con dicha señal eléctrica para proporcionar una -
20 señal de control, y acoplar dicha señal de control al sis-
tema nervioso de dicho paciente.

2. Un método para afectar el sistema nervioso de -
un paciente mediante señales eléctricas, caracterizado por
25 las fases de imprimir una señal eléctrica en el sistema -
nervioso de un paciente, modular en amplitud una señal por
tadora con dicha señal eléctrica, teniendo dicha señal por
tadora una frecuencia substancialmente mayor que las fre--
cuencias dominantes de dicha señal eléctrica para propor--
30 cionar una señal de control, y acoplar dicha señal de con-

320859

17 D



1 trol al sistema nervioso de dicho paciente.

3. Un método para afectar el sistema nervioso de -
un paciente mediante señales eléctricas, incluyendo la -
anestesia del mismo, caracterizado porque comprende las fa
5 ses de captar una señal electroencefalográfica desde dicho
paciente, modular una señal portadora con dicha señal elec
troencefalográfica para proporcionar una señal modulada, e
imprimir dicha señal modulada sobre el sistema nervioso de
dicho paciente.

10 4. Un método para afectar el sistema nervioso de -
un paciente mediante señales eléctricas, incluyendo la anes
tesia del mismo, caracterizado porque comprende las fases
de captar una señal electroencefalográfica desde dicho pa
ciente, modular en amplitud una señal portadora con dicha
15 señal electroencefalográfica para proporcionar una señal -
modulada, e imprimir dicha señal modulada sobre el sistema
nervioso de dicho paciente.

20 5. Un método para afectar el sistema nervioso de -
un paciente mediante señales eléctricas, incluyendo la -
anestesia del mismo, caracterizado porque comprende las fa
ses de captar una señal electroencefalográfica desde dicho
paciente, modular una señal portadora con dicha señal elec
troencefalográfica para proporcionar una señal modulada, -
imprimir dicha señal modulada sobre el sistema nervioso de
25 dicho paciente, y observar la magnitud de dicha señal elec
troencefalográfica mientras en forma simultánea se cambia
la fase de dicha señal modulada en la extensión que sea ne
cesaria para reducir al mínimo el nivel de dicha señal elec
troencefalográfica.

30 6. Un método para afectar el sistema nervioso de -

32085917 DIC



1 un paciente, mediante señales eléctricas, incluyendo la -
anestesia del mismo, caracterizado porque comprende las fa
ses de captar una señal electroencefalográfica desde dicho
paciente, modular en amplitud una señal portadora con dicha
5 señal electroencefalográfica, dicha señal portadora tenien
do una frecuencia de cuando menos una orden de magnitud ma
yor que las frecuencias dominantes de dicha señal electro-
encefalográfica para proporcionar una señal modulada, cam-
biar la fase de dicha señal modulada por una cantidad que
10 es determinada de una observación del efecto anestesiador
sobre dicho paciente, e imprimir dicha señal modulada cam-
biada de fase sobre el sistema nervioso de dicho paciente.

7. Un método para afectar el sistema nervioso de -
un paciente, mediante señales eléctricas, incluyendo la -
15 anestesia del mismo, caracterizado porque comprende las fa
ses de captar una señal electroencefalográfica desde dicho
paciente, modular en amplitud una señal portadora con di--
cha señal electroencefalográfica, dicha señal portadora te
niendo una frecuencia substancialmente mayor que las fre--
20 cuencias dominantes de dicha señal electroencefalográfica,
para proporcionar una señal anestesiadora, aplicar dicha -
señal anestesiadora al sistema nervioso de dicho paciente,
y cambiar la fase de dicha señal anestesiadora mientras se
observa la magnitud de dicha señal electroencefalográfica
25 para lograr una magnitud mínima para dicha señal electroen-
cefalográfica.

8. Un método para afectar el sistema nervioso de -
un paciente, mediante señales eléctricas, incluyendo la -
anestesia del mismo, caracterizado porque comprende las fa
30 ses de captar una señal electroencefalográfica desde dicho

320859

17



1 paciente, modular en amplitud una señal portadora de fre--
cuencia de radio con dicha señal electroencefalográfica pa
ra proporcionar una señal modulada, pasar dicha señal modu
5 lada a través de una red de cambio variable de fase para -
proporcionar una señal anestesiadora, aplicar dicha señal
anestesiadora al sistema nervioso de dicho paciente, y cam
10 biar la fase de dicha red de cambio variable de fase para
establecer una magnitud mínima para dicha señal electroen-
cefalográfica.

15 9. Un método para afectar el sistema nervioso de un
paciente, mediante señales eléctricas, incluyendo la anes-
tesia del mismo, caracterizado porque comprende las fases
de captar una señal electroencefalográfica desde dicho pa-
ciente, pasar dicha señal electroencefalográfica a través
15 de una red variable de pasabanda para proporcionar una se-
ñal electroencefalográfica modificada, modular un portador
de frecuencia de radio con dicha señal electroencefalográ-
fica modificada para proporcionar una señal modulada, pa--
sar dicha señal modulada a través de una red de cambio de
20 fase para proporcionar una señal anestesiadora, aplicar di-
cha señal anestesiadora al sistema nervioso de dicho pa- -
ciente, variar los parámetros de dicha red de cambio de fa
se para cambiar la fase de dicha señal anestesiadora hasta
obtenerse una señal electroencefalográfica de magnitud mí-
25 nima, y variar el pasabanda de dicha red de filtro pasaban-
da variable hasta obtenerse una gama mínima de frecuencia
para dicha señal electroencefalográfica modificada sin oca
sionar un aumento en la magnitud de dicha señal electroen-
cefalográfica.

30 10. Se reivindica por último como objeto sobre el

320059,17



1 que ha de recaer la Patente de Invención que se solicita:
"UN METODO PARA AFECTAR EL SISTEMA NERVIOSO DE UN PACIENTE,
5 MEDIANTE SEÑALES ELECTRICAS".

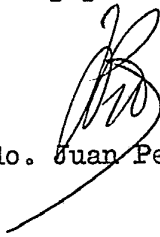
Todo conforme queda descrito y reivindicado en la -
6 presente Memoria descriptiva que consta de veinticuatro pà-
ginas mecanografiadas y dibujos adjuntos.

Madrid, 17 Diciembre de 1.965

ALFONSO UNGRIA

P.P.

10


(Fdo. Juan Pedraza)

15

20

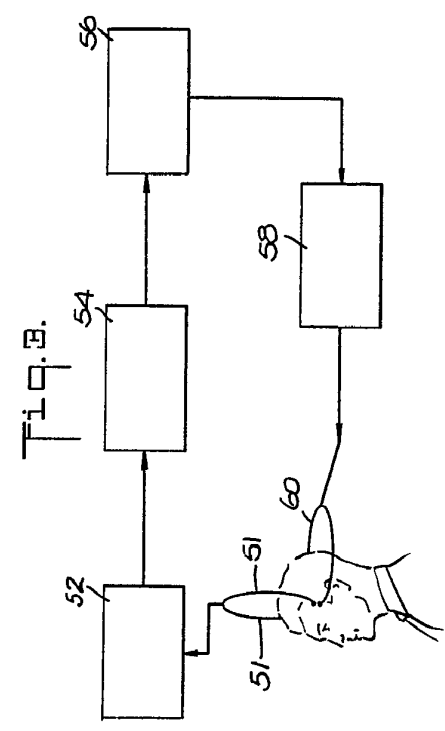
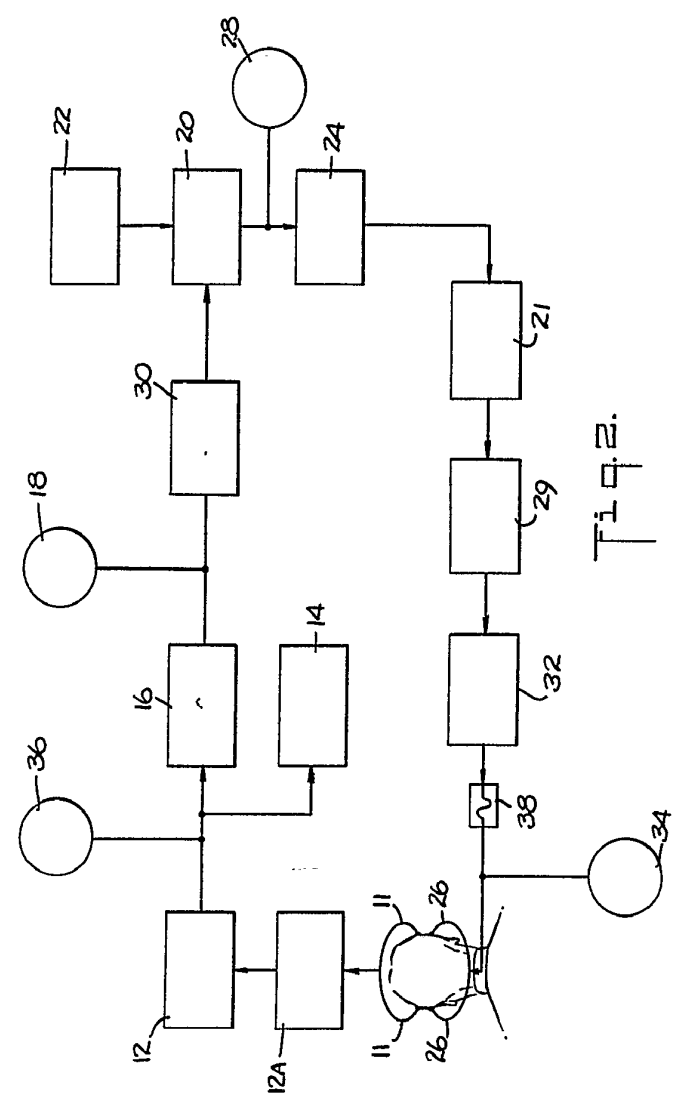
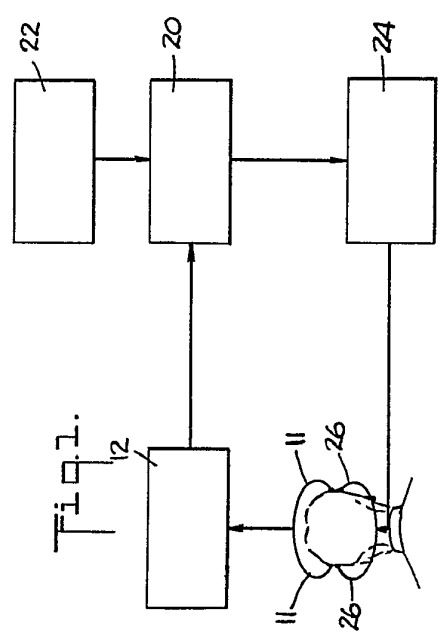
25

30



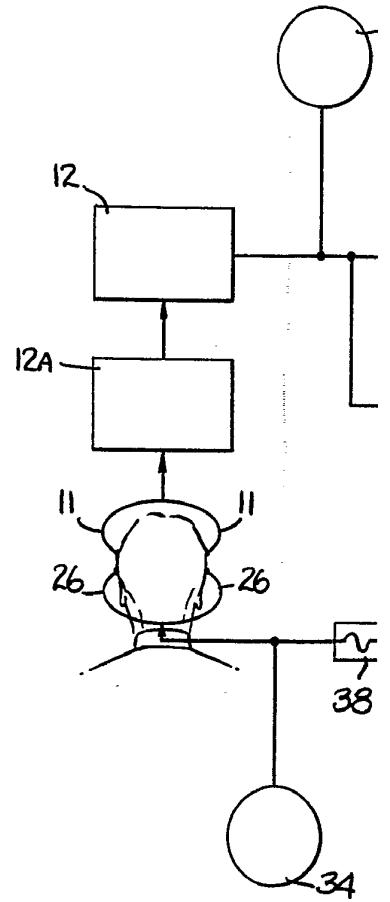
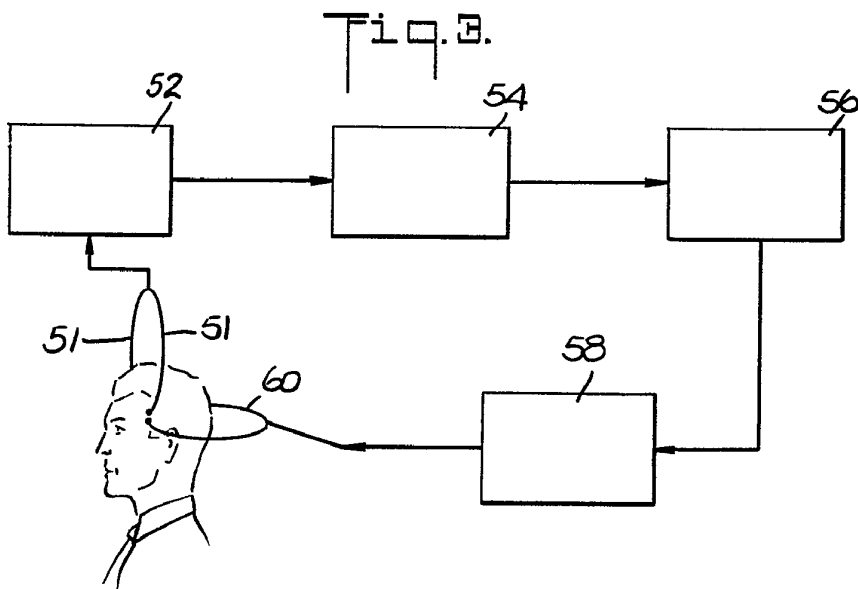
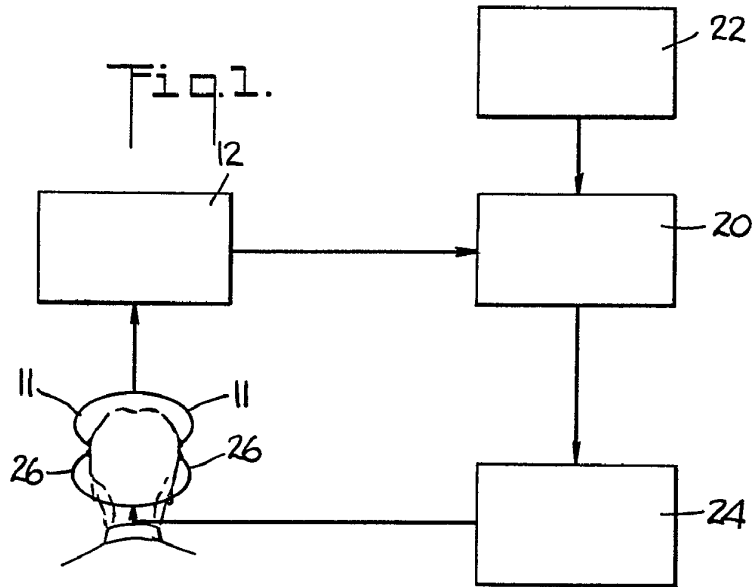
17

320859



ESCALA VARIABLE
 MADRID, 1911
 ALFONSO UNGRIA

[Handwritten signature]



320859

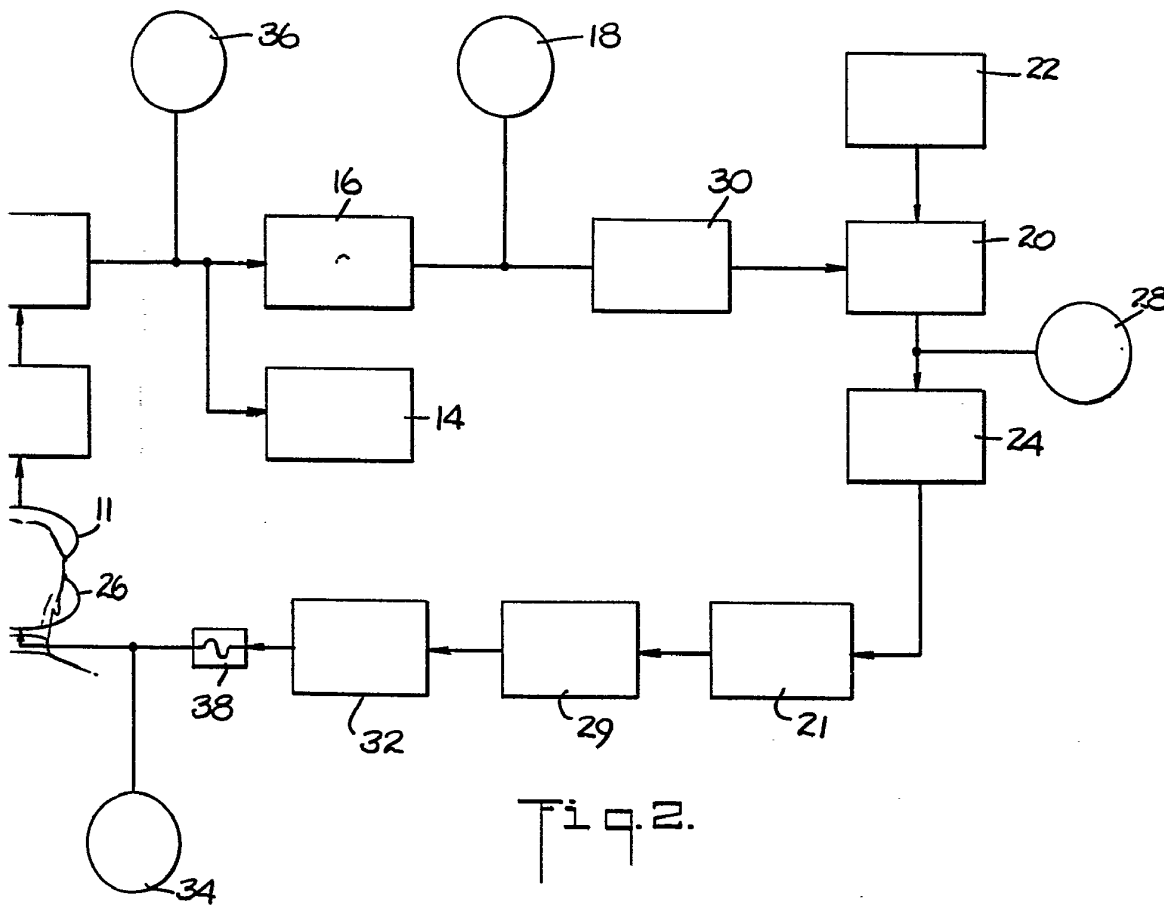


Fig. 2.

ESCALA VARIABLE
MADRID, 27 DE Diciembre DE 1965
ALFONSO UNGRÍA