

408656



F.e-10-7-75

No. 408.656

Int. Cl. A61B//H03B

MEMORIA DESCRIPTIVA

correspondiente a la solicitud de una

PATENTE DE INVENCION

Solicitante: MONITRON INDUSTRIES, INC.

Residencia: 16131 Gothard Street, HUNTINGTON BEACH,
California 92647, USA

Enunciado: "MEJORAS INTRODUCIDAS EN UNA UNIDAD DE
EXAMEN FISIOLÓGICO QUE ESTA DESTINADA
A SUJETARSE EN UN SUJETO"

Prioridad Parcial: de las solicitudes de patente
estadounidense nº
199.847 del 18 de Noviembre de 1971 y
199.979 del 18 de Noviembre de 1971

RK.

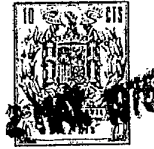
408656



EXTRACTO DE LA DESCRIPCION

Se describe un pequeño conjunto autónomo de detector y transmisor que incluye un elemento sensible para detectar fenómenos fisiológicos y biomédicos así como un transmisor para transferir dichos datos a un receptor para su presentación visual y otras utilizaciones. En un modo de realización, el elemento sensible está adaptado para sujetarse en la axila de un paciente con el objeto de detectar su temperatura por medio de una termistancia dispuesta en posición de cambio térmico con relación al cuerpo del paciente. La termistancia modula la frecuencia de repetición de un oscilador de bloqueo que genera un campo magnético, siendo la frecuencia de repetición proporcional al fenómeno fisiológico que interesa conocer. El oscilador, la fuente de suministro de energía, la antena, y los demás elementos del circuito están montados dentro de unos compartimientos correspondientes en un estuche de plástico moldeado, siendo la disposición tal que sustancialmente todas las interconexiones entre los elementos del circuito puedan hacerse utilizando solamente los hilos de conexión de los componentes. La termistancia está montada en la superficie externa del estuche y está aislada térmicamente de éste para proporcionar una respuesta rápida, utilizándose un adhesivo para sujetar el estuche sobre la piel del paciente. Una tapa elástica del estuche constituye un aislamiento térmico y asegura el confort del paciente. El circuito del transmisor está construido para funcionar de manera estable, con respuesta rápida, y transmite datos en un espectro de frecuencias estrecho con el objeto de asegurar una medición precisa.

408656 - 3 -



REFERENCIAS A CASOS RELACIONADOS

5 Esta Solicitud es una continuación parcial de la Solicitud copendiente número de serie 199.847 a nombre de Charles H. Fuller, solicitada el 18 de Noviembre de 1971, por "Transmisor Fisiológico" y de la Solicitud copendiente número de serie 199.979 a nombre de Charles H. Fuller, del 18 de Noviembre de 1971 con el título "Transmisor biomédico". Esta Solicitud está igualmente relacionada con la Solicitud de Patente copendiente número de serie 199.675, a nombre de Charles H. Fuller del 17 de Noviembre de 1971 por "Sistema de Comprobación Fisiológica" y con la Solicitud de Patente copendiente número de serie 200.368 a nombre de Carl E. Herring, del 19 de Noviembre de 1971 por "Sistema de Medición y Presentación". Todas estas Solicitudes han sido cedidas al Solicitante de la presente Solicitud.

ANTECEDENTES DEL INVENTO

20 El invento se refiere de manera general, al campo de la telemetría biomédica, y más particularmente a un dispositivo detector-transmisor destinado a ser utilizado con pacientes humanos para observación en clínica o de tipo ambulatorio.

25 La detección y la medición de datos fisiológicos ha pasado a constituir una técnica altamente desarrollada en los años recientes, y se han diseñado numerosos sistemas destinados a estas aplicaciones. Estos sistemas incluyen detectores de varios tipos que pueden sujetarse en un paciente para detectar varios fenómenos y que producen señales eléctricas conducidas por medio de conductores eléctricos a un equipo adecuado de medición y presentación. Sin embargo, para numerosas aplicaciones, la necesidad de utili-



22 MAY. 1975

zar un cable de conexión entre el dispositivo de medición y el detector constituye un inconveniente, ya que no solamente es incómoda para el paciente, sino que limita de manera importante su libertad de movimientos. Por tanto, se han

5 utilizado sistemas de telemetría que emplean un pequeño transmisor autónomo en combinación con el detector, para transmitir los datos detectados a un detector situado a distancia. Estos sistemas se describen por ejemplo en las páginas 148 a 160 de "Telemetría biomédica" por R. Stewart

10 MacKay (Segunda edición, Wiley, 1968). Típicamente, los transistores de dichos sistemas utilizan un oscilador de bloqueo adecuado que tiene un circuito resonante, cuyo devanado sirve para la doble función de sintonización del oscilador y de generación de un campo de radiofrecuencia que puede ser detectado por la antena de un receptor. El oscilador está modulado por el detector para emitir trenes de impulsos de energía de radiofrecuencia a una frecuencia de repetición que corresponde a la magnitud del parámetro que se mide.

20 Los detectores-transmisores de este tipo general son muy ventajosos cuando se necesita o cuando es conveniente obtener a distancia mediciones de los parámetros. Sin embargo, se han presentado en el pasado numerosas dificultades a la hora de utilizar estos transmisores ya que

25 muchas veces carecían de precisión, su fabricación era difícil y su funcionamiento inseguro. Una dificultad común consiste en el hecho de que el devanado de antena utilizado para transmitir la frecuencia radieléctrica, y por tanto el circuito resonante del cual forma parte, puede someterse a

30 una carga eléctrica producida por un objeto externo, varian-

408656

- 5 -



2 MAY 1975

do dicha carga de vez en cuando de acuerdo con la naturaleza y el emplazamiento del objeto externo. Esta carga afecta la frecuencia de repetición de los trenes de impulsos del oscilador del transmisor, de modo que la tensión de salida
5 no conserva siempre una relación fija respecto a la magnitud del fenómeno investigado sino que depende de manera variable de la presencia y de la naturaleza de dichos objetos externos. Un sistema de este tipo puede producir indicaciones erróneas, o por lo menos inseguras o engañosas, del fenómeno
10 investigado. Este problema es particularmente grave cuando se vigilan datos fisiológicos ya que los tejidos humanos son capaces de producir este efecto de carga, lo que puede dar lugar a una lectura errónea por ejemplo de la temperatura de un paciente bajo observación médica, si el dispositivo no ha sido calibrado cuidadosamente para tener en
15 cuenta el efecto de carga producida al estar sujeto el transmisor en la piel del paciente.

Se presentan problemas suplementarios durante la utilización de los detectores-transmisores de la técnica
20 anterior ya que dichos dispositivos son generalmente susceptibles de experimentar importantes interferencias en las bandas de frecuencia radioeléctrica, lo que dificulta la obtención de lecturas precisas en un periodo de tiempo corto sin utilizar complejos sistemas de codificación y parecidos.
25 Otro problema que ocurre con estos dispositivos es el de la obtención de una respuesta rápida a la medición de temperatura conservando sin embargo la estabilidad de funcionamiento del dispositivo y manteniendo una medición exacta del parámetro que interesa. Ya que los pequeños transmisores
30 autónomos de este tipo están generalmente accionados por una



batería, otro problema que se ha presentado es el de realizar un circuito que produzca una energía de salida segura durante la vida útil de la batería.

En las aplicaciones copendientes anteriores, que han sido mencionadas más arriba, se ha descrito un pequeño conjunto emisor fisiológico autónomo que soluciona la mayor parte de las dificultades de los sistemas de la técnica anterior; sin embargo, el dispositivo de estas Solicitudes era previsto para una sola utilización ya que la batería de suministro de energía constituía una parte integrante del dispositivo. Aunque se ha comprobado ahora que un dispositivo de este tipo previsto para ser utilizado una sola vez es suficientemente económico, en la época de esta Solicitud, no se podía cumplir de otra manera con los requisitos de exactitud de medición en un artículo fabricado en gran serie.

Uno de los requisitos principales para un detector-transmisor de este tipo consiste en que debe ser pequeño y ligero, de modo que pueda ser llevado por el paciente de manera cómoda y segura. Esto necesita un dispositivo de circuito muy compacto y para asegurar que la frecuencia de funcionamiento del dispositivo permanecerá dentro de una gama predeterminada y que todos los detectores-transmisores producirán la misma característica de salida, la disposición de los elementos en el interior del estuche es crítica para una medición precisa del parámetro vigilado. Además, la colocación de los elementos debe ser fácilmente reproducible, para que la unidad pueda fabricarse en gran serie obteniéndose sin embargo datos idénticos a partir de cada uno de los aparatos con una calibración mínima. Además para reducir el costo de la unidad, la disposición del circuito de-



408656

5 be ser tal que pueda ser ensamblado fácilmente y pueda adaptarse para su fabricación automática. Además, es preciso tener la seguridad de que la señal transmitida propiamente dicha no interferirá con el detector, lo que afectaría la precisión del dispositivo.

RESUMEN DEL INVENTO

10 Por consiguiente, un objeto del invento consiste en proporcionar un dispositivo seguro y preciso para detectar los datos que han de ser medidos y para transmitir las señales correspondientes a dichos datos, con precisión y de manera segura.

15 Otro objeto del invento consiste en proporcionar un conjunto detector y transmisor de datos fisiológicos, de pequeñas dimensiones, autónomo y que pueda sujetarse de manera amovible en un paciente siendo cómodo de llevar, así como de utilización segura y fácil.

20 Otro objeto del invento consiste en proporcionar un transmisor de datos biomédicos que presente correctamente y con seguridad el fenómeno sometido a investigación independientemente de cualquier influencia a la cual el transmisor pueda estar sometido por otros objetos externos.

25 Otro objeto del invento consiste en proporcionar un transmisor en el cual las señales emitidas están concentradas en una banda de frecuencias relativamente estrecha lo que hace que el transmisor necesite una energía reducida y por tanto tiene una duración de vida útil más larga que los dispositivos de la técnica anterior para una distancia dada de transmisión de los datos.

30 Otro objeto del invento consiste en proporcionar un conjunto detector-transmisor preciso y seguro, que proporcione un elevado grado de estabilidad y una rápida res

408656



puesta a los parámetros medidos a un precio reducido y en una gran variedad de situaciones.

Otro objeto del invento consiste en proporcionar una unidad de detector-transmisor que pueda reproducirse muy fácilmente y en la cual se asegura la disposición crítica de los elementos, con lo cual se puede fabricar una unidad compacta y de coste económico dotada de un elevado grado de precisión.

De acuerdo con el invento, se proporciona un conjunto detector y transmisor de datos fisiológicos, de pequeñas dimensiones y autónomo, situado en un pequeño estuche que puede sujetarse de manera amovible en un paciente. En la forma más sencilla del invento, una hoja adhesiva por sus dos caras está sujeta en un costado del estuche para facilitar la colocación de la unidad en la piel del paciente, mientras que el otro lado del estuche está cubierto por un material flexible de modo que el dispositivo pueda ser llevado cómodamente en la axila o de otro modo.

La caja del transmisor-detector está hecha de plástico moldeado y está constituida de tal manera que proporcione una cámara para cada componente del circuito del transmisor con el fin de asegurar que los varios elementos estén correctamente dispuestos para su funcionamiento adecuado. Cada elemento tiene un emplazamiento específico y la disposición de estos elementos es tal que los hilos de conexión normales de cada componente O, como en el caso de fragmentos de circuitos integrados, la terminación conductiva, puedan utilizarse para asegurar las interconexiones necesarias entre los elementos. Para aumentar la velocidad y la seguridad, cada hilo se corta a la longitud apropiada, se dobla en el punto de conexión apropiado, y los hilos se conectan conjuntamente por medio

408056



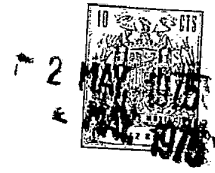
de una resina epoxi conductora de la electricidad que se en
durece rápidamente.

5 Para aumentar la compacidad del equipo y reducir
la absorción de energía de radiofrecuencia, la batería de ali-
mentación de la unidad se sitúa en el interior del devanado
de antena y es accesible por un orificio realizado en el es-
tuche con el fin de facilitar el cambio de la batería. Los
hilos a los cuales está conectado el detector se extienden
a través de unos orificios adecuados formados en el estuche,
10 de modo que el dispositivo detector pueda sujetarse en el
exterior del estuche y conectarse a los hilos apropiados. El
elemento sensible está montado en un soporte de resina epoxi
llena de microesferas de vidrio que aísla térmicamente el
elemento sensible del estuche.

15 Extendiéndose igualmente a través de unos orifi-
cios formados en el estuche se halla un par de hilos de conmu-
tación que están separados mecánicamente con el objeto de man-
tener el circuito en estado inactivo, asegurando así un largo
periodo de conservación de la unidad en almacén. Una tapa que
20 sirve de interruptor se utiliza para interconectar mecánica-
mente los hilos del interruptor con el fin de activar el dis-
positivo, enclavándose en su sitio la tapa del interruptor pa-
ra asegurar una activación sustancialmente permanente de la
unidad.

25 En un modo de realización preferido, el transmi-
sor incluye un oscilador de bloqueo que es capaz de produ-
cir trenes de oscilaciones de energía de radiofrecuencia,
repetiéndose los trenes de oscilaciones a una frecuencia de-
terminada por la unidad detectora. En un modo de realiza-
ción preferido, este detector es una termista_ncia adaptada
30 para medir la temperatura de un paciente, aunque puedan uti-

408656



lizarse igualmente otras formas de detectores. Estos trenes
de oscilaciones de energía de radiofrecuencia (RF) se gene-
ran en un circuito resonante paralelo que incluye una induc-
tancia, cuyo devanado sirve también de antena para el dis-
positivo transmisor. Sin embargo, se entenderá que las se-
ñales de radiofrecuencia generadas por el transmisor en el
5 dispositivo en cuestión no están destinadas a ser detectadas
por un receptor situado a grán distancia de la unidad emi-
sora; el presente dispositivo está destinado a ser utilizado
10 en la región de "campo próximo" del transmisor. La región
de campo próximo generalmente considerada como situada apro-
ximadamente a una distancia de siete longitudes de onda de
la antena del transmisor, utiliza los efectos inductivos del
campo alterno generado por el transmisor. Los efectos de
15 campo próximo se describen de manera resumida en "Radio Engi-
neers Handbook" por F. E. Terman (McGraw-Hill, 1943), y se
caracterizan por un grado de reducción diferente y una rela-
ción diferente entre las componentes alternas magnética y
eléctrica del campo respecto a las que existen en la región
20 más convencional del "campo lejano" de radiofrecuencia. Por
ejemplo, las intensidades de los campos eléctrico y magnéti-
co en la zona de campo lejano son proporcionales la una a la
otra, y la amplitud de cada una disminuye inversamente con la
distancia; por otra parte, en un campo de inducción, la in-
25 tensidad de campo próximo disminuye inversamente con una po-
tencia de la distancia; por ejemplo como el cuadrado o el
cubo de la distancia.

Ya que el sistema del invento es particular-
mente útil en la región de campo extremadamente próximo del
30 transmisor, la relación entre el transmisor y el receptor



5 presenta la naturaleza de un transformador con acoplamiento flojo, en el cual el devanado primario está constituido por la antena del transmisor y el devanado secundario por la antena del receptor. En el transmisor, la antena toma la forma de un devanado que rodea un núcleo ferromagnético constituido por un cilindro hueco con extremidades abiertas, mientras el receptor utiliza una antena que tiene la forma de un devanado secundario de construcción similar. Con un transformador de este tipo, la intensidad del campo inducido disminuye mucho más rápidamente que en el caso del "campo lejano" o del "campo próximo" utilizados normalmente en transmisión radioeléctrica. Aunque usualmente esta característica no es deseable en un sistema de comunicación sin hilos, es adecuada para aplicaciones biomédicas, en las cuales el estado de un paciente debe ser observado con gran precisión y seguridad, y sin que se produzcan interferencias procedentes de fuentes próximas de energía de frecuencia radioeléctrica. Por tanto, el elemento detector-transmisor de parámetro está montado en contacto directo con el paciente, mientras que el receptor está situado a unas decenas de centímetros del transmisor, es decir a una distancia que constituye solamente una pequeña fracción de longitud de onda, para aprovechar las características del campo onductivo y para evitar interferencias por parte de transmisores próximos.

10

15

20

25 En una prueba de intensidad de campo a una distancia de 101 cm. aproximadamente (40 pulgadas) del transmisor del invento, se ha comprobado que la intensidad del campo experimentaba un grado de reducción correspondiente a la inversa de la potencia 2,75 de la distancia a partir del transmisor.

30

Aunque el transmisor, en su modo de realiza-

408656



5 ción preferido sea particularmente adecuado para ser utilizado en la región de "campo extremadamente próximo" en el cual actúa como un transformador, en algunas de sus formas puede ser utilizado en otras regiones. Sin embargo, con el objeto de evitar interferencias entre los transmisores que puedan ser utilizados, por ejemplo, para pacientes situados en camas adyacentes de una sala de hospital, es preferible la utilización de un transmisor de potencia reducida que funcione de manera continúa.

10

BREVE DESCRIPCION DE LOS DIBUJOS

Los objetos, las características y las ventajas del invento que anteceden así como otros aparecerán claramente a los peritos en la materia leyendo la siguiente descripción detallada del invento, conjuntamente con los dibujos adjuntos, en los cuales:

15

La figura 1 es un diagrama en bloques de un sistema transmisor y receptor que incorpora el invento;

20

La figura 2 es una vista en perspectiva y de despiece de un modo de realización del estuche para el transmisor según el invento;

La figura 3 es una vista en alzado de una tapa de interruptor destinada a ser utilizada con el estuche de transmisor de la figura 2;

25

La figura 4 es una vista en sección tomada a lo largo de la línea 4-4 de la figura 3;

La figura 5 es una vista en sección de la tapa del estuche, tomada a lo largo de la línea 5-5 de la figura 2;

30

La figura 6 es una vista en planta de la parte inferior del estuche de la figura 2 habiendo sido retirada

408656

- 13 -



la tapa, que representa la disposición de los componentes eléctricos en el estuche;

La figura 7 es una vista en sección tomada a lo largo de la línea 7-7 de la figura 6;

5 La figura 8 es un diagrama esquemático de una forma de realización preferida del circuito del transmisor de acuerdo con el invento;

La figura 9 es una ilustración gráfica del espectro de radiofrecuencia del transmisor;

10 Las figuras 10A-10D son ilustraciones gráficas de la forma de onda del transmisor de la figura 9;

Las figuras 11A y 11B son ilustraciones ampliadas de las formas de onda de las figuras 10A y 10B;

15 La figura 12 es una ilustración gráfica de la tensión de control del oscilador del transmisor;

La figura 13 es una representación gráfica de la temperatura en función de la frecuencia del transmisor de la figura 9;

20 La figura 14 es una forma modificada del transmisor; y

La figura 15 ilustra otra forma del transmisor.

DESCRIPCION DETALLADA DE UN MODO DE REALIZACION PREFERIDO

25 Examinando ahora el invento, se ve que se ilustra en la figura 1 un sistema de telemedición que incorpora el presente invento. Para facilitar la ilustración, el invento se describe aquí con relación a un detector de temperatura destinado a vigilar durante un periodo de tiempo sustancial la temperatura, por ejemplo, de un paciente en un hospital. Para mayor conveniencia, el sistema puede llamar
30 se por consiguiente conjunto 10 de transmisor de teletermó-



metro y conjunto asociado 12 de receptor de teletermómetro. El conjunto de transmisor 10 incluye un detector 14 tal como una termistancia u otro elemento variable en función de la temperatura, que produce una tensión de salida que sirve para modular un generador de onda portadora tal como un oscilador de bloqueo 16. La tensión de salida del oscilador aparece en un devanado de salida 18 que está enrollado en un núcleo ferromagnético y que sirve de antena para la unidad emisora 10. El oscilador del transmisor genera un campo magnético alterno que varía a frecuencia radioeléctrica, estando dicha salida de frecuencia radioeléctrica modulada por impulsos a una frecuencia de repetición de los trenes de oscilaciones que corresponde a la temperatura u otro parámetro al cual está expuesto el elemento detector 14.

La unidad transmisora 10 tiene una potencia muy reducida y en el modo de realización preferido está energizada por una sola pila la cual al ser activada proporciona un funcionamiento durante un periodo de dos semanas como mínimo. Durante este periodo de funcionamiento, el transmisor generará continuamente trenes de oscilaciones de energía a radiofrecuencia con una frecuencia de repetición que corresponde a la temperatura medida y con una precisión que satisface las normas aplicables para termómetros de mercurio bucales. Estos impulsos o trenes de oscilaciones, tienen cada uno por ejemplo, una longitud de 15,2 microsegundos, teniendo la frecuencia de la portadora de radiofrecuencia su espectro centrado en 4,2 megahertz (MHz). En un modo de realización preferido, la frecuencia de repetición de los trenes de oscilaciones es de 1831 impulsos por segundo a una temperatura del detector de 38,33°C (101°F), teniendo la

408656



curva característica de la frecuencia de repetición de los impulsos en función de la temperatura, una pendiente positiva de aproximadamente 48,2 impulsos por segundo por 0,55°C. (48,2 impulsos por segundo por °F). La frecuencia de repetición de los impulsos es el único factor que cambia con la temperatura, ya que las demás características de funcionamiento de la unidad emisora permanecen estables. El consumo de corriente de la batería con esta frecuencia de repetición de los impulsos es aproximadamente de 32,1 microamperios, lo que permite un funcionamiento continuo del dispositivo durante aproximadamente dos semanas sin alejarse de las tolerancias previstas para la frecuencia de repetición de los impulsos.

El conjunto transmisor está contenido en un estuche que necesita un volumen inferior a 4,09 cm³ (1/4 pulgada³) y está cubierto por una tapa blanda de uretano celular en un lado y por una capa adhesiva en el otro para que el dispositivo pueda ser sujeto. La unidad es fácil de ensamblar y calibrar, alcanza una respuesta térmica rápida y mantiene la precisión deseada.

Las unidades de transmisor y de receptor están enteramente separadas, estando el transmisor preferentemente sujeto en el paciente y pudiendo el receptor ser transportado a mano para ser utilizado por el personal médico a la hora de medir la temperatura de un paciente. El receptor es un indicador a distancia sujeto a mano, del tipo digital, que está accionado por una batería y cuya respuesta es suficientemente selectiva para que la persona que lo utiliza pueda obtener una lectura precisa solamente del detector-transmisor más próximo, y no es sensible a interferencias proceden-

408656

- 16 -



tes del ambiente normalmente ruidoso del hospital. Aunque la gama de respuesta preferida a un transmisor es inferior a 101 cm. (3 pies), pueden obtenerse lecturas precisas a una distancia más elevada y, cuando otros detectores no inter-
5 fieren, el receptor es capaz de acumular lecturas precisas a una distancia igual o superior a 2,13 metros (7 pies) del transmisor. El receptor responde en menos de un segundo al accionamiento de su conmutador de vigilancia para presentar una lectura de temperatura, y mantendrá esta lectura hasta
10 que se libere el pulsador.

La unidad receptora de teletermómetro 12 incorpora una antena 22 del tipo de cuadro que intercepta las señales transmitidas por la unidad transmisora 10 y las aplica a un receptor 24 y a un conformador de onda 26 para trans-
15 formarlas en señales de onda cuadrada a la frecuencia audible de la modulación por impulsos. La salida del conformador de onda se aplica a un circuito lógico 28 que incluye un circuito que genera impulsos a una frecuencia fija. El circuito lógico activa el circuito de reloj durante un período
20 de tiempo exacto que corresponde a la frecuencia de repetición de los impulsos de la señal recibida, produciendo así un número de impulsos que corresponde exactamente a la temperatura medida. Un circuito contador responde a este tren de impulsos y los transforma en una señal de lectura que apa-
25 rece en una unidad de presentación 30 bajo la forma de un número u otra indicación que varía con la frecuencia de repetición de los trenes de oscilaciones recibidos. Esta unidad de presentación puede calibrarse de cualquier manera deseada, pero en el modo de realización preferido descrito aquí
30 esta calibrada para indicar en grados centígrados (o en gra-

408656



dos Fahrenheit) la temperatura detectada por el elemento sensible 14. Una unidad receptora adecuada para ser utilizada con el transmisor descrito aquí, está descrita en la Solicitud de Patente copendiente n° de serie 199.675 a nombre de Charles H. Fuller y en la Solicitud de Patente copen-
5 diente n° de serie 200.368 a nombre de Carl E. Herring, mencionadas más arriba. Una unidad receptora mejorada que es igualmente adecuada para ser utilizada con el transmisor del invento se describe y reivindica en la Solicitud de Patente
10 n° de serie 306.253, a nombre de Charles H. Fuller, presentada en la misma fecha y titulada "Sistema de Presentación de Mediciones Fisiológicas".

El estuche en el cual está alojada la unidad transmisora del invento se indica en términos generales por la referencia 32 en la figura 2. El estuche tiene la forma
15 de una caja generalmente rectangular la cual, en un modo de realización preferido, tiene una longitud de 25,4 mm. (1 pulgada) con un ancho de 15,24 mm. (0,6 pulgada) y una profundidad de 6,35 mm. (0,25 pulgada). El estuche está fabricado por moldeo por inyección de un plástico adecuado tal co-
20 mo un plástico de poliéster con carga de relleno que puede moldearse con elevada precisión y que es bastante resistente para otorgar al dispositivo un elevado grado de estabilidad dimensional con el fin de proteger los componentes eléctricos que contiene. Según se representa en la vista en perspecti-
25 va de despiece de la figura 2, la superficie inferior 34 del estuche está provista de un orificio 36 a través del cual la batería que suministra la energía necesaria para el transmisor puede ser introducida o retirada. Una tapa 38 de un ma-
30 terial plástico de elevada resistencia tal como el material

408656



vendido por la General Electric Company bajo el nombre de LEXAN, está prevista para el orificio 36. La tapa está dotada de un reborde o pestaña periférica 40 que se acopla con los bordes del orificio 36 enclavándose en ellos para mantener la batería de alimentación en el estuche y para asegurar el cierre hermético del orificio.

Formado igualmente en el fondo del estuche 32 se halla un receptáculo de elemento detector 42 que está destinado a recibir un elemento sensible, o transductor cuya misión es la de vigilar el parámetro fisiológico deseado. El transductor puede ser por ejemplo una termistancia que se utiliza para medir la temperatura de un paciente, pero pueden utilizarse igualmente otros elementos transductores. El receptáculo está rodeado por un reborde anular vertical 44 y puede incluir dos rebordes o refuerzos 46 y 48 destinados a recibir y soportar el elemento sensible. Un par de orificios 50 y 52 están dispuestos en el fondo del receptáculo y conducen al interior del estuche para acomodar los hilos eléctricos procedentes del circuito transmisor.

En un lado del estuche está formada una cavidad del interruptor 54 en la cual los hilos de los componentes del circuito del transmisor llegan a través de los orificios 56 y 58. La cavidad está definida por un par de paredes laterales 60 y 62 y por una pared de fondo 64. Las paredes laterales están dotadas de surcos como en 66 y 68 para recibir una tapa de interruptor 70 del tipo ilustrado en las figuras 3 y 4. La tapa de interruptor, según se ve desde la parte posterior en la figura 3 y en sección en la figura 4, tiene generalmente la forma de una L invertida, un ramal de la cual forma la porción superior 72 mientras que el otro ra-

408656



mal forma la porción delantera 74, estando el ramal 72 adaptado para cubrir las partes superiores de las paredes laterales 60 y 70 y estando la porción delantera adaptada para cubrir los lados de las mismas con el objeto de completar el
5 cierre de la cavidad 54 del interruptor. La tapa está mantenida en su sitio por medio de las porciones de pestaña laterales 76 y 78, que están adaptadas para contener las paredes laterales 60 y 62, extendiéndose las extremidades de las pestañas en los surcos 66 y 68 para mantener firmemente la tapa
10 en su sitio. Formada en el borde inferior de la porción 74 de la pared delantera, se halla una porción de refuerzo 80 destinada a acoplarse con la superficie inferior de la pared de fondo 64 cuando la tapa está en su sitio. La porción de refuerzo se enclava en su sitio debajo de la pared de fondo
15 cuando se ejerce una presión orientada hacia abajo sobre la tapa, manteniendo ésta acción de enclavamiento la tapa firmemente en su sitio, de modo que no pueda retirarse fácilmente.

Una lengüeta colgante 82 está formada en la superficie interna de la pared 74 de la tapa de interruptor,
20 sirviendo la lengüeta 82 para aplicar el uno contra el otro los hilos de interruptor que se extienden en la cavidad del interruptor a través de los orificios 56 y 58, con el fin de energizar el transmisor. La acción de enclavamiento de la
25 tapa impide que pueda ser retirada, de modo que el transmisor permanecerá funcionando después de haber sido activado, hasta que la batería de alimentación se haya gastado. A continuación, la unidad podrá ser devuelta al proveedor para que retire la tapa de interruptor, cambie la batería y en caso de
30 necesidad proceda a una nueva calibración.

408656



La vista en despiece de la figura 2 ilustra en 84 la tapa flexible blanda que se utiliza para contener y proteger los lados y la parte superior del estuche 32, de modo que la unidad pueda ser llevada cómodamente por el paciente. Según se representa en la figura 2, y en vista en sección en la figura 5, la tapa está provista de una superficie de fondo plana 86 y de una cavidad central 88 conformada para recibir el estuche 32, siendo la cavidad suficientemente profunda para que, estando el estuche en su sitio, la superficie plana 86 del fondo se sitúe al mismo nivel que la superficie de fondo 34 del estuche. La cavidad está provista de un par de surcos 90 y 92 que se extienden hacia el exterior y que están adaptados para recibir unas pestañas correspondientes 94 y 96 formadas en las paredes extremas del estuche. La flexibilidad de la tapa permite que el estuche sea introducido a presión y sea mantenido con seguridad en la cavidad 88 y su flexibilidad y su elasticidad permiten que el paciente pueda llevar confortablemente el conjunto dispuesto en su axila o de manera análoga. Según se representa en la figura 5, la tapa se dota de esquinas redondeadas lisas y de bordes achaflanados para proporcionar el confort máximo.

Además de asegurar la comodidad del paciente y de proteger los componentes eléctricos situados en el estuche, la combinación de tapa y de estuche asegura el aislamiento térmico de los elementos eléctricos en el lado alejado de la piel del paciente, reduciendo así el cambio térmico con la atmósfera o con un objeto tal como el brazo del paciente que podría entrar en contacto con la tapa. Este aislamiento asegura que el transmisor conservará un funcionamiento estable incluso cuando se cubre y se expone a la tem-

408656

- 21 -



peratura ambiente, alternativamente, la unidad detectora-transmisora, por ejemplo cuando el paciente baja o sube su brazo. La tapa puede fabricarse por moldeo de un plástico blando a base de vinilo, si se desea, pero para obtener un mayor grado de aislamiento térmico es preferible utilizar un plástico de uretano con células cerradas.

Para sujetar la unidad detectora en su sitio, se emplea una hoja 98 adhesiva por ambas caras. Esta hoja incluye una tapa central 100 revestida por ambos lados con un adhesivo. Este revestimiento de adhesivo está cubierto en un lado por una capa de papel encerado amovible 104. Unos apéndices adecuados 106 y 108 están formados en las extremidades de las capas 100 y 104, facilitando estos apéndices 106 y 108 la separación de las capas de papel para dejar expuestos los revestimientos adhesivos. La hoja adhesiva incluye un orificio rectangular 110 que está adaptado para que pueda alinearse encima de la tapa de interruptor 70 dándole paso, con lo cual el interruptor puede ser accionado estando la hoja en su sitio, y un orificio circular 112, que está adaptado para alinearse encima del elemento detector de la unidad detectora-transmisora.

La hoja adhesiva por ambas caras es del tipo que ha sido aprobado para usos médicos y puede estar constituida por ejemplo por cinta médica Brand, número 1522, con revestimiento doble, fabricada por 3-M, Inc. Dicha cinta tiene un soporte de polietileno y utiliza un adhesivo de copolímero acrílico sintético.

La unidad transmisora se ensambla, después de realizar el circuito eléctrico interior que se describirá más adelante, introduciendo el estuche 32 en la tapa de vini-



408656

lo 84, retirando la capa de papel 102 de la hoja adhesiva y sujetando ésta por medio del revestimiento adhesivo expuesto a la vista sobre las superficies inferiores 34 y 86 del estuche y de la tapa, respectivamente. Esto sujeta la tapa 84 en el estuche 32 y proporciona una unidad detectora de pequeñas dimensiones y de fácil manejo.

Para la utilización de la unidad, la tapa de interruptor 70 se coloca en su sitio a través del orificio 110 formado en la hoja adhesiva para activar la unidad transmisora. A continuación se separa la capa de papel 104 de la capa adhesiva 100, dejando así expuesta a la vista una superficie adhesiva por medio de la cual la unidad transmisora puede sujetarse en la piel del paciente, por ejemplo en la zona de la axila, extendiéndose el elemento detector a través del orificio 112 y estando firmemente en contacto con la piel del paciente. Una vez activado, el transmisor seguirá funcionando, transmitiendo señales en forma de impulsos que corresponden a la temperatura detectada de la manera que se describirá más adelante, hasta agotarse la carga de la batería, es decir durante aproximadamente dos semanas en condiciones normales. La acción de enclavamiento no reversible del interruptor de energía asegura la acción continua adecuada durante este periodo de tiempo.

Examinando ahora las figuras 6 y 7, se observará que el interior del estuche 32 está formado de tal manera que reciba y posicione adecuadamente los varios componentes del circuito que constituyen el emisor. Por tanto, se representa el estuche constituido por una pared de fondo 34, unas paredes delantera y posterior 114 y 116, y unas paredes de extremidad 118 y 120.

408656



Como puede verse en la figura 6, un par de surcos o depresiones que se extienden paralelamente en el sentido transversal 122 y 124, están dispuestos en el fondo del estuche, estando los surcos separados por un lomo 126. El

5 surco 122 está destinado a recibir un elemento capacitivo 128 y un elemento resistivo 130 dispuestos extremo contra extremo, estando un hilo de la resistencia 130 conectado a un hilo correspondiente del condensador 128 y extendiéndose el

10 otro hilo de la resistencia 130 a través del orificio 50 del estuche en el receptáculo 42 del elemento detector. Un elemento de diodo 132 esta situado en el surco 124, extendiéndose un hilo 134 a través del orificio 158, en la cavidad

15 54 del interruptor, y extendiéndose el otro hilo 136 a través del orificio 52 en el receptáculo del detector. Situado igualmente en el surco 124, se halla un elemento de condensador-resistencia 138 que tiene un hilo conectado al hilo

20 136 del diodo y que se extiende a través del orificio 52, mientras que su otro hilo 140 está conectado al hilo de emisor 142 de un transistor Q1. El transistor está situado en una cavidad formada en el estuche 132 para recibirlo, estando la cavidad adyacente a la pared trasera 166 y en los extremos de los surcos 122 y 124.

El conductor de base 144 del transistor Q1 está conectado al hilo 131 de la resistencia 130, y se extiende por el orificio 50 en el receptáculo del detector, mientras que el conductor del colector se extiende desde Q1 a lo

25 largo de la parte superior del lomo 126 y a través del orificio 56 hasta la cavidad 54 del interruptor. En una posición adyacente al surco 122, y a la izquierda del mismo según se ve en las figuras 6 y 7, se halla una depresión o sur

30

408656



co menos profundo 148 que está alineado con el conductor emi-
sor 142 de Q1 y que está adaptado para recibir este último,
formando un ángulo respecto al surco 122 para acomodar el
hilo de un elemento resistivo 150 con el cual está conecta-
do el conductor de emisor. Un elemento capacitivo 152 está
5 situado en una ramificación de la depresión 148 y tiene uno
de sus hilos 154 conectado al hilo de emisor 142. El otro
hilo 156 del condensador 152 está conectado a una toma del
devanado de antena 18, que está enrollado en el soporte de
10 bobina 20.

El núcleo 20 del devanado de antena está monta-
do en la cavidad 158 (figura 7), formada en la pared de fon-
do del estuche y que rodea el orificio 36, manteniendo la
cavidad 158 el núcleo firmemente en su sitio. Dos tomas
15 adicionales 160 y 162 conducen desde el devanado de antena
hasta las extremidades opuestas de un condensador 164, suje-
to en un canal 166 formado contra la pared delantera 114 del
estuche. Uno de los hilos 168 del condensador 164 está su-
jeto al condensador 128, mientras que el otro hilo 170 del
20 condensador 164 esta sujeto al hilo de colector 146.

Con el fin de ahorrar espacio en el interior
del estuche 32 del detector-transmisor, una batería de su-
ministro de energía 172, que preferentemente es de una so-
la célula, pero que puede incluir una pluralidad de células,
25 está montada en el interior del elemento de núcleo anular
20, estando el receptáculo de la batería constituido por el
núcleo, la tapa de batería 38 y una caperuza 174 que cierra
la extremidad superior del núcleo, tal y como se ve en la
figura 7. Esta caperuza está provista de una porción de
30 pestaña colgante 176 que penetra en la superficie interna
del elemento de núcleo 20 acoplándose con ella. Montado
en la caperuza se halla un contacto de batería y un

408656



conjunto de conductor 178 que tiene un primer brazo 180 que se extiende hacia arriba a partir del orificio 182 formado en la caperuza 174 y está doblado sobre la parte superior de la caperuza para asegurar el contacto con la batería. De
5 la misma manera, un segundo brazo 184 se extiende hacia arriba a través de un segundo orificio 186 y está doblado por encima a través de la parte superior de la caperuza. El conjunto 178 incluye un elemento de contacto de batería 187 que está presionado por un muelle para mantener un contacto firme
10 con la batería. Preferentemente, el contacto 187 se forma punzonando parcialmente un agujero en una pieza de chapa metálica, produciendo aristas vivas alrededor del borde de contacto, para asegurar una buena conexión eléctrica con la extremidad de la batería. Como puede verse en la figura 6, el
15 brazo de batería 184 está conectado al otro hilo de la resistencia 150.

Un segundo contacto de batería presionado por un muelle está sujeto en el lado del núcleo 20, constituyendo un brazo de soporte de contacto 188 que se extiende en el
20 interior del elemento de núcleo en contacto con el terminal de la pared lateral de la batería. La extremidad opuesta del contacto atraviesa el núcleo 20 para constituir un brazo de contacto 189 que puede conectarse al hilo 156 del condensador
152.

25 El núcleo 20 está constituido por un material ferromagnético adecuado tal como hierro carbonilo o parecido. El hierro carbonilo consiste en diminutas partículas de hierro que han sido oxidadas en una atmósfera de carbonilo, aglomerándose dichas partículas en un aglomerante no magnético y no conductor tal como una resina epoxi. Un núcleo
30



408656

de hierro pulverizado de este tipo presenta reducidas pérdidas por corrientes de Eddy y la posibilidad de ser mecanizado fácilmente con tolerancias dimensionales estrechas. Además, el núcleo proporciona un cambio de permeabilidad inferior al 5% después de aplicar y retirar un campo de 400 a 500 Gauss y tiene una retentividad inferior al 5%.

Antes de la mecanización, este núcleo de hierro presenta una conductividad superficial reducida o nula. Durante la mecanización del núcleo de hierro para formar los surcos destinados a las espiras del devanado 18, por ejemplo, las partículas de hierro pulverizadas producidas por dicha operación de mecanización pueden producir unas líneas de fuga en el conjunto las cuales pueden a su vez dar lugar a pérdidas de radiofrecuencia. Se impide este inconveniente tratando el núcleo en un baño ácido para atacar la superficie mecanizada y restablecer sus propiedades de aislante eléctrico. El material pulverizado del núcleo tubular reduce igualmente los efectos de carga del devanado, disminuyendo el número de vueltas necesarias y por tanto las pérdidas de energía en el mismo devanado, lo que permite obtener un transmisor con alcance más elevado y una vida útil mas larga.

Tal y como se ilustra en la figura 7, el dispositivo de cierre o tapa de batería 38, está formado de manera que se enclave a presión en el orificio 36, estando la tapa provista de un reborde periférico 40 destinado a acoplarse con la superficie inferior del orificio 36 que define la pared, tal y como se describe más arriba, manteniendo la batería en su sitio en contra de la fuerza elástica ejercida por el conjunto de contacto 178, impidiendo así una fácil extracción de la batería. La tapa está igualmente provista de un

408056

- 27 -



reborde anular 190 que cierra herméticamente el orificio 36.

El elemento detector que es sensible a los pa-
rametros fisiológicos que han de ser vigilados, se sujeta en
la parte externa del estuche 32 en el interior del receptácu
lo 42 del elemento detector, como se ilustra en la figura 7.
5 En este modo de realización, el elemento detector 192 es
una termistancia, es decir una resistencia sensible a la tem
peratura que varía de acuerdo con la temperatura ambiente a
la cual está expuesta produciendo un valor de resistencia co
rrespondiente. Los dos terminales de la termistancia están
10 conectados a los hilos que atraviesan los orificios 50 y 52
respectivamente. De este modo, por ejemplo, el hilo 144
procedente de la base del transistor Q1 y el hilo 131 proce-
dente de la resistencia 130 están conectados a uno de los
15 terminales 194 de la termistancia. De la misma manera, el
otro terminal de la termistancia está conectado a los hilos
136 y 139. Es preferible que la conexión a los terminales
de la termistancia se haga por medio de un enrollamiento bifi
lar de alambre muy fino, tal como el que se ilustra en 196,
20 sirviendo este alambre fino para asegurar el aislamiento tér
mico entre el cuerpo principal del transmisor y la termis-
tancia. La bobina 196 está dispuesta en ángulos rectos res-
pecto al devanado de antena 18 de modo que la absorción de
energía a frecuencia radioeléctrica del transmisor sea lo más
pequeña posible, teniendo la bobina unos números de espiras
25 iguales en direcciones opuestas para anular las corrientes in-
ducidas. En numerosas aplicaciones del presente transmisor
sin embargo, la cantidad de energía de radiofrecuencia indu-
cida en el circuito de la termistancia es mínima. En tales
30 casos, la utilización de una conexión bifilar no se justi-

408656



fica económicamente y puede ser omitida.

La termistancia está sujeta en el receptáculo 42 por medio de una resina epoxi con relleno de microesferas de vidrio destinadas a asegurar una capa de aislamiento térmico entre la termistancia y el estuche. Dicha capa aísla el estuche del elemento detector de modo que la termistancia sea libre de responder negativamente a la temperatura de la superficie donde está sujeta, sin ser afectada por la absorción de calor proporcionada por el estuche 32. Este aislamiento térmico casi total del detector asegura una reacción muy rápida a los cambios de temperatura, en el dispositivo según el invento, y permite que el circuito se establezca mucho tiempo antes de que los componentes del sistema hayan alcanzado el equilibrio térmico con el objeto sobre el cual ha sido sujeto.

Aunque esto no se represente, en algunos modos de realización del invento, puede ser conveniente apantallar electrostáticamente el devanado de antena 18 para reducir la radiación electrostática hacia el transmisor y a partir de este sin reducir sustancialmente la transmisión inductiva de señales al devanado del receptor. Dicha pantalla electrostática eliminará virtualmente los efectos de interferencia producidos por campos electrostáticos situados en la proximidad, y en una aplicación industrial o cuando existe una emisión de ruidos constituidos por potentes impulsos de radiofrecuencia en la zona del sistema, capaz de afectar su funcionamiento, se necesitará la utilización de la pantalla electrostática. Sin embargo, para una utilización normal en hospitales, esta pantalla no es precisa y desde el punto de vista del precio es antieconómica salvo si es absolutamen-

408656

- 29 -



te necesaria para el funcionamiento del sistema.

La pantalla electrostática de la antena puede tener la forma de un fino revestimiento de cinc pulverizado en la parte externa del devanado 18, y encima de la caperuza 174 de la batería, según se describe en la Solicitud de Patente copendiente nº 199.979 o nº de serie 199.847, mencionadas más arriba. Durante la pulverización de dicha pantalla, se mantiene una máscara encima de una parte de la bobina para formar una interrupción en el revestimiento con el fin de impedir que la pantalla de cinc forme un devanado secundario en cortocircuito sobre el devanado 18 del transmisor. La pantalla constituye un elemento en forma de copa invertida que está conectado eléctricamente al terminal superior de la batería por medio del hilo de batería 184 y que rodea la batería, el núcleo y el devanado. En variante, la pantalla puede estar constituida por una tira fina de cobre alrededor de la parte externa del devanado cuyas extremidades están superpuestas aislándolas la una de la otra, y que está conectada eléctricamente al terminal superior de la batería.

Para asegurar unas conexiones eléctricas adecuadas en todo el conjunto del transmisor, estas conexiones están formadas por medio de cemento epoxi conductor que seca y endurece a la temperatura ambiente y asegura una buena conexión eléctrica. Por tanto, para el ensamblado del transmisor, los varios elementos se sitúan en la posición que han de tener, se cortan a la longitud adecuada y se sujetan por medio de una gota de resina de epoxi-plata. Este procedimiento elimina la necesidad de realizar soldaduras y, conjuntamente con la configuración del estuche que asegura el posicionamiento exacto de todos los elementos del circuito, per-

408656

- 30 -



mite un montaje muy exacto y rápido de la unidad, sin que sea necesario utilizar una temperatura de curado elevada susceptible de cambiar los valores de los componentes.

5 Los varios componentes del circuito que se ilustran en su configuración mecánica en las figuras 6 y 7 se representan en el diagrama eléctrico esquemático correspondiente de la figura 8, en el cual los elementos correspondientes llevan los mismos números y a los cuales se hará referencia ahora. Tal y como está conectado, el circuito
10 eléctrico está constituido por un oscilador de bloqueo compacto y de pequeñas dimensiones que incluye un transmisor de baja tensión Q1, un circuito resonante paralelo 198, y un circuito de realimentación que incluye un condensador de bloqueo 128, alimentado por un elemento de pila seca miniatura
15 172. El circuito resonante paralelo, que incluye el devanado 18 y el condensador de sintonización en paralelo 164 está conectado por una extremidad al electrodo de colector del transistor. Una toma central 200 del devanado 18 está conectada a través de un condensador de derivación 152 al electrodo de
20 emisor 142 de Q1, estando el condensador conectado en paralelo sobre la batería 172 y una resistencia serie 150, que forma la fuente de suministro de energía de la unidad.

El circuito resonante paralelo 198 está conectado entre el electrodo colector del transistor Q1 y la base
25 del mismo por medio de un bucle de realimentación que incluye una red aislante 202 constituida por un condensador de bloqueo 128 y la resistencia 130, el conductor 131 y el conductor 144. La base del transistor Q1 está conectada por medio del conductor 144, del conductor 196, de la termistancia 192,
30 del conductor 139, y de la red RC 138 al electrodo de emisor.

408656

- 31 -



La red RC incluye un condensador de almacenado 203 y una resistencia 204 conectados en paralelo entre los hilos 139 y 140. Cuando el transistor Q1 es del tipo NPN, el terminal negativo de la batería se conecta a través de la resistencia reguladora 150 al emisor y el terminal positivo a través del conductor 189 a la toma 200 del devanado 18. El colector del transistor está también conectado por medio del conductor 146 y de un interruptor mecánico 205 al ánodo del diodo 132. El cátodo de este diodo está conectado por medio del conductor 136 a la unión de la termistancia 192 con la red RC 138. Se entiende que el interruptor 205 es el circuito equivalente al mecanismo de interruptor situado en el costado del estuche de transmisor y accionado por la tapa de interruptor 70.

En la disposición del circuito que se ilustra, el transistor, el bucle de realimentación y el circuito resonante paralelo, funcionan como oscilador de bloqueo que produce unos trenes de oscilaciones periódicos de señales de radiofrecuencia, estando la frecuencia de repetición de los trenes de oscilaciones, o de los impulsos, controlada por el valor de la resistencia de la termistancia 192. Aunque los osciladores de bloqueo modulados son conocidos, el circuito del invento está diseñado, y los componentes del mismo están dispuestos, de tal manera que se produzca durante cada tren de oscilaciones un espectro de frecuencias muy estrecho. Este espectro de frecuencias, que se ilustra en la figura 9, se debe al hecho de que las oscilaciones que se producen durante un solo tren de oscilaciones empiezan con un valor relativamente bajo, alcanzan rápidamente el valor nominal y a continuación disminuyen progresivamente hasta el final del tren de oscilaciones. Por tanto, se produce una amplia gama de

408656

- 32 -



frecuencias radioeléctricas durante cada tren de oscilaciones aunque en el presente circuito aproximadamente el 50% de la energía del tren de oscilaciones esté situada muy cerca del valor nominal de 4,2 MHz, en una banda de frecuencias incluida aproximadamente entre 4,15 y 4,25 MHz. El espectro de frecuencias relativamente estrecho producido por el presente circuito mejora la relación señal/ruido de la señal recibida por el receptor y por tanto mejora el alcance en el cual dicha recepción adecuada puede ser obtenida.

En la forma usual de un oscilador de bloqueo, no se utiliza resistencia de aislamiento en el bucle de realimentación, y el circuito resonante paralelo se conecta a la base del transistor solamente por medio del condensador de bloqueo 128. En esta disposición, cuando el circuito se energiza inicialmente, un impulso de corriente circula desde la batería a través del devanado 18 y del condensador 128 hasta la base del transistor, energizando éste. El transistor conduce la corriente, la tensión de colector disminuye desde el potencial de la batería hasta el potencial de masa que se aplica al emisor, y el circuito resonante paralelo empieza a oscilar. El condensador 128 se descarga lentamente, reduciendo la tensión de base media cuando el circuito oscila hasta que el transistor acabe bloqueándose. A continuación el condensador se carga a través del circuito RC 138 y a través de la termistancia 192 hasta que la tensión de la base alcance de nuevo el valor de disparo, activando el transistor y produciendo otro tren de oscilaciones.

Durante un tren de oscilaciones, o impulso dado, la frecuencia de las oscilaciones puede duplicarse en el periodo del impulso. La razón de ello consiste en que el tran-



5 sistor está excitado hasta saturación por la cresta de cada ciclo de la oscilación, y durante este periodo de tiempo el condensador 128 está conectado casi directamente con el devanado 18. Esto cambia la relación LC del circuito resonante paralelo y altera su frecuencia. Ya que el condensador 128 se descarga progresivamente durante el tiempo de generación del impulso, el porcentaje de un ciclo de oscilación dado durante el cual se produce la saturación del transistor, variará en el sentido de la anchura del impulso, cambiando así la longitud del tiempo durante el cual el condensador 128 está efectivamente en paralelo con dicho circuito resonante paralelo, y produciendo de este modo un cambio progresivo en su relación LC y una variación de la frecuencia efectiva.

15 Esta variación de frecuencia es muy indeseable en un sistema del tipo presente en el cual se necesitan mediciones exactas y rápidas. Por tanto, el presente invento utiliza una impedancia de aislamiento, tal como una resistencia 130 en serie con el condensador 128. Esto disminuye la corriente de realimentación entre el circuito resonante paralelo y la base del transistor Q1 y acorta el tiempo durante el cual el transistor está saturado a cada ciclo. Además, la impedancia sirve para aislar el condensador 128 del circuito resonante paralelo durante la saturación del transistor y por tanto reduce su efecto sobre la relación LC, disminuyendo así la variación de frecuencia durante el transcurso de un impulso. Se observará que la introducción de una impedancia de aislamiento tal como una resistencia 130 aumenta también ligeramente la frecuencia de repetición de los impulsos del circuito, ya que la amplitud de la

408656



5 corriente de realimentación se ve disminuida y que las bases no deben energizarse en la dirección negativa en el mismo grado que se necesitaba anteriormente, para bloquear el transistor al final de un impulso. Por tanto, el condensador de bloqueo se cargará de nuevo hasta el nivel de activación del transistor más rápidamente, y la frecuencia de repetición de los impulsos aumentará. Sin embargo, la mejor linealidad del circuito y la reducción de la variación de frecuencia que se obtienen gracias a la utilización de la red de aislamiento compensa adecuadamente esta dificultad.

10 Se ha comprobado que la utilización de la impedancia de aislamiento descrita más arriba estrecha el espectro de frecuencias como en la figura 9, hasta el valor sustancialmente igual al espectro mínimo seno X/X que se obtendría por medio de un generador de frecuencia radioeléctrica fija modulada por impulsos.

15

Ya que el circuito de recarga del condensador de bloqueo 128 incluye la resistencia de la termistancia 192, se observará que el valor de esta resistencia puede servir para regular la frecuencia de la cual el condensador puede recargarse después del final de un impulso dado, y por tanto regulará la frecuencia de repetición de las oscilaciones del transistor Q1. De esta manera el valor de la resistencia se transforma en una frecuencia de repetición de los impulsos.

20

25

Una característica suplementaria del circuito del invento consiste en utilizar un diodo 132 que sirve para producir una tensión de funcionamiento eficaz más elevada para el ramal de realimentación de corriente continua del circuito y mejora así la linealidad de funcio-

30

408656



namiento y la estabilidad del transmisor. La mejor estabilidad y la mejor linealidad del circuito transmisor se entenderán más claramente estudiando detalladamente el funcionamiento del circuito del invento, tal y como se representa en la figura 8, conjuntamente con las ilustraciones gráficas de las formas de onda que aparecen en el circuito, y que se representan en las figuras 10, 11 y 12.

Inicialmente, estando abierto el interruptor 205, el transistor Q1 está polarizado en estado de bloqueo. En este estado, la corriente de fuga que atraviesa el transistor es exclusivamente pequeña, del orden de 10 microamperios o menos. Esta corriente de fuga es más pequeña que la que atraviesa la envoltura externa del elemento de batería, y por tanto la duración en almacén del transistor antes de ser activado, está limitada solamente por la duración en almacén de la batería.

Estando abierto el interruptor, la tensión en el colector 146 es la tensión de la batería, en este caso, 1,6 voltios. El condensador 128 asegura que la tensión aplicada a la base 144 de Q1 es inferior al nivel de tensión de activación, el cual en este caso es de 0,57 voltio, siendo la caída de tensión a través del condensador 128 de 1,6 voltios y siendo la tensión de polarización aplicada al electrodo de base de cero voltios.

Cuando se cierra el interruptor 205, la corriente empieza a circular a partir del electrodo colector, que está sometido al potencial de la batería, a través del interruptor y a través del diodo 132 y de la red RC 138 hasta masa, impidiendo la elevada impedancia instantánea de la unión base-emisor de Q1 que la corriente atra-

408656



5 viese la termistancia 192 y la base 144 hasta masa. La
tensión de la base empieza a subir conforme va cargándose
el condensador 203 y cuando alcanza el nivel de activación,
el transistor Q1 se hace conductor, reduciéndose la tensión
de colector al potencial de masa y produciéndose una cir-
culación de corriente desde la batería 172 a través de la
mitad inferior de la bobina 18 hasta el potencial de masa.
La tensión inducida en la mitad superior de la bobina 18
por esta circulación de corriente produce un impulso nega-
10 tivo que bloquea el transistor. El impulso excita la osci-
lación del circuito resonante paralelo, dando lugar a un
impulso positivo que se aplica de nuevo a través del conden-
sador 128 a la base del transistor, energizándolo. Este
ciclo se repite por sí mismo, dando lugar a la excitación
15 del circuito resonante paralelo que empieza a oscilar a la
frecuencia de resonancia, alcanzando la amplitud de la os-
cilación un valor máximo después de dos ciclos completos
aproximadamente, y llegando rápidamente el circuito a su
frecuencia de oscilación nominal. Este funcionamiento está
20 ilustrado en las figuras 10 A y 10 B, y por las formas de
onda amplificadas correspondientes de las figuras 11A y
11B, que ilustran las formas de onda del circuito durante
un solo tren de oscilaciones de energía a frecuencia radio-
eléctrica.

25 Según se ve en la forma de onda 206 de la fi-
gura 10A, que representa la forma de onda generada en el
circuito resonante paralelo, y por tanto la forma de onda
que aparece en el colector de Q1, cada impulso puede divi-
dirse en tres partes principales. El intervalo inicial o
30 de subida durante el cual el circuito consigue la oscilación

408656

- 37 -



completa después del cierre del interruptor, se extiende desde el tiempo T_0 hasta el tiempo T_1 . El intervalo de energía máxima se extiende desde el tiempo T_1 hasta el tiempo T_2 , y durante este tiempo la amplitud de las oscilaciones es elevada, y el transistor es activado y bloqueado durante cada ciclo por la tensión de realimentación 207 representada en la figura 10B. En el tiempo T_2 la tensión de corriente continua media del condensador de realimentación 128 ha tomado un valor suficientemente negativo, y la amplitud de las oscilaciones ha declinado hasta el punto de que la excursión positiva de la oscilación es insuficiente para activar el transistor. En este punto, las oscilaciones empiezan a decaer exponencialmente, produciéndose esta reducción entre los tiempos T_2 y T_3 , y deteniéndose finalmente la oscilación en T_3 . Las porciones iniciales de los gráficos 206 y 207 de las figuras 10A y 10 B se ilustran en forma ampliada en la figura 11, por medio de los gráficos 11A y 11B, respectivamente.

Como puede verse en las figuras 11A y 11B el cierre del interruptor 205 en el tiempo T_0 hace subir la tensión aplicada al electrodo de base desde cero hasta un valor ligeramente superior al nivel de activación de 0,57 voltios activando Q1 y haciendo que el circuito resonante paralelo oscile. Se observará que la tensión de colector variará alrededor de la tensión de la batería de 1,6 voltios, produciendo una amplitud entre crestas que dependerá de las relaciones de las vueltas del enrollamiento 18 en cada lado de la toma 200; en el presente caso, la tensión entre crestas es de 3,2 voltios. Esta tensión se realimenta a la base de Q1 a partir de la unión del circuito resonante paralelo con el condensador 128, estando dicho punto desfasado 180° respecto al colector, como puede verse en las figuras 11A



5 y 11B. Puesto que la base de Q1 se lleva a la tensión de dis-
paro de 0,57 voltios debido a la corriente suministrada a tra-
vés de la termistancia 192, la realimentación positiva al de-
vanado del oscilador 18 mediante la red 202, se fijará eficaz-
mente a este nivel de disparo (v.g. 0,57 voltios) como puede
verse en las figuras 10B y 11B. Por tanto, esta señal de re-
alimentación se traduce efectivamente a un valor negativo de
promedio aproximado de 0,9 voltios al terminar una descarga,
siendo este valor el promedio aproximado entre +0,57 voltios
10 y -2,6 voltios. Así, una tensión negativa aparece entre la
base y el emisor del transistor Q1, pero se almacena en el
condensador de bloqueo (o cronizador) 128 en tanto que el va-
lor negativo máximo de la forma de onda de la figura 10A no
sobrepasa la tensión máxima (4 voltios) del inverso de la base-
emisor de Q1. Si esta tensión base-emisor se sobrepasara, se
15 producirían tres efectos: 1) habría una polarización de carga
inestable, conduciendo a descargas de señales no reproducibles;
2) se sacaría demasiada corriente de la batería; y 3) la red 138
de compensación de carga no funcionaría apropiadamente. El valor
de la tensión máxima de la figura 10B es principalmente una función
de la relación de vueltas y la carga de la red 198.
20

Durante los primeros microsegundos del tren de os-
cilaciones, es decir, durante los primeros 20 ó 30 ciclos de
oscilación, la amplitud de la oscilación aumenta progresiva-
mente. Esto es debido al hecho de que el condensador 128 cons-
tituye una carga para el circuito hasta que su potencial sea
de -0,9 voltios; la carga es inicialmente relativamente impor-
tante pero disminuye progresivamente cuando la tensión del
condensador se aproxima asintóticamente al valor de -0,9 vol-
30



5 tios. Al mismo tiempo, sin embargo, la tensión de alimenta--
ción del circuito resonante paralelo disminuye, como puede
verse en la forma de onda 208 de la figura 10D, en razón de
la carga inicial aplicada al condensador 152, compensándose
la carga y manteniéndose /.... la amplitud de las oscilacio-
nes al nivel deseado, mejorando así la estabilidad del circui
to y permitiendo obtener un espectro de radiofrecuencia estrecho.

10 Al descargarse el condensador 128 de manera
exponencial durante la oscilación del circuito, el tiempo
durante el cual el transistor Q1 permanece conductor durante
un ciclo dado disminuye progresivamente, de modo que la fre-
cuencia de oscilación aumenta sobre la anchura del impulso.
Al mismo tiempo, ya que el transistor conduce durante un
15 periodo de tiempo más corto, la amplitud de las oscilacio-
nes disminuye progresivamente como puede verse en la figura
10A, hasta alcanzar un punto en el que la carga negativa en
el condensador toma un valor tan elevado que la alternancia
positiva del circuito paralelo no puede aplicar a la base
del transistor una tensión que corresponde al umbral de ac-
20 tivación. Esto ocurre en el tiempo T_2 en la figura 10, y
señala el comienzo del periodo de amortiguación del impulso,
durante el cual las oscilaciones disminuyen exponencialmen-
te, tal y como se ilustra en la figura 10A, terminándose fi-
nalmente en el tiempo T_3 , aproximadamente 15 microsegundos
25 después del comienzo del tren de oscilaciones. El resto del
tren de oscilaciones, desde T_3 a T_4 , representa la amortigua-
ción de la oscilación, y durante este tiempo la realimenta-
ción es insuficiente para mantener las oscilaciones. El
tiempo total de los impulsos en el modo de realización pre-
30 ferido del invento es aproximadamente de 20 microsegundos,



408656

necesitando el tiempo de elevación del impulso aproximadamente 3% de este tiempo y necesitando el tiempo de amortiguación aproximadamente el 20% de la anchura total del impulso, y el circuito produce un impulso muy estable de longitud constante.

5

El condensador 152, que está conectado en paralelo sobre la batería 172, tiene varias misiones en el funcionamiento de este circuito. Ya que el transistor Q1 da lugar al paso de una corriente instantánea elevada, y dado que las baterías tienen impedancias internas variables, la utilización de una batería para alimentar directamente con corriente el circuito resonante paralelo produciría un funcionamiento inestable del circuito e impediría que el circuito sea reproducible, ya que cada batería produciría un funcionamiento diferente del circuito según el estado de carga. El condensador sirve para proporcionar una fuente con impedancia reproducible y por tanto elimina el efecto de las variaciones de impedancia de la batería sobre el circuito. El condensador 152 también proporciona una tensión de suministro que aumenta al oscilador, durante el periodo de tiempo T_2 a T_3 . La adición de esta tensión de pendiente positiva en el circuito base del transistor Q1 ayuda a controlar el ángulo de conducción de base, con lo que mejora la estabilidad de la frecuencia y la anchura de impulso del oscilador.

10

15

20

25

Durante el curso de un solo tren de oscilaciones, la tensión positiva elevada de aproximadamente 3,2 voltios que aparece en el colector Q1 se aplica, a través del diodo 132, al condensador de almacenado 203, aplicando a la línea 139 (figura 8) una fuente de tensión elevada. Esta

30



408656

tensión que aparece en el condensador 203 está indicada por la forma de onda 210 en la figura 10C, y puede ser aproximadamente de 3 voltios. Al final de un tren de oscilaciones en T_3 , la tensión elevada del condensador 203 empieza a cargar el condensador 128, incluyendo el circuito de carga la resistencia de la termistancia 192. Cuando la tensión aplicada al condensador 128 alcanza 0,57 voltio en el tiempo T_4 el transistor conduce la corriente, iniciando otro tren de oscilaciones. La frecuencia a la cual el condensador 128 se carga determina la longitud de tiempo entre el final de un tren de oscilaciones en T_3 y el comienzo del siguiente tren de oscilaciones en T_4 ; esta frecuencia de carga está determinada por la constante RC del condensador 203 y de la termistancia 192. Por tanto, la temperatura de la termistancia determina la frecuencia de repetición de los trenes de oscilaciones. La carga y la descarga del condensador 128 están ilustradas en la figura 12 en la cual la forma de onda 212 representa la tensión de corriente continua media sobre este condensador y por tanto la tensión aplicada a la base del transistor Q1. Según se representa, durante el periodo T_1 a T_3 , durante el cual el circuito resonante paralelo produce oscilaciones, la tensión media sobre el condensador aumenta en una dirección negativa a partir del nivel de energización de aproximadamente 0,57 voltio hasta un valor negativo de por ejemplo -0,9 voltio. En este momento, el valor de cresta de las oscilaciones ha disminuido hasta el punto de que la base del transistor Q1 deja de recibir una tensión capaz de energizarlo y por tanto deja de pasar al estado conductor a cada oscilación. Las oscilaciones desaparecen rápidamente, como puede verse en la figura 10B, ter-



408656

5 minándose el tren de oscilaciones en el tiempo T_3 . El condensador comienza inmediatamente a cargarse hasta el valor de la tensión que aparece en el condensador 203, representado por la línea 210 en la figura 10C y en la figura 12, siguiendo la forma de onda 212 una curva exponencial hasta el valor de esta tensión. La constante de tiempo del condensador 203 y de la resistencia de la termistancia 192 determinan la pendiente de la línea 212 y por tanto el periodo de tiempo entre T_2 , en el que el transistor se bloquea y T_4 , en el que el condensador 28 alcanza el nivel de energización y hace que el transistor inicie otro tren de oscilaciones.

10 El funcionamiento del circuito transmisor que se ha descrito más arriba está basado en la suposición de que el devanado 18 del transmisor recibe una carga mínima fija. Sin embargo, si se cambia el valor de esta carga, por ejemplo desplazando un objeto en la proximidad de la bobina, se tomará energía del devanado, reduciendo su "Q" y dando lugar a una menor amplitud de oscilación. Esta carga puede tener la forma de pequeños objetos metálicos, o la forma de algún material dieléctrico tal como tejidos humanos. El consumo de energía producido por un objeto de este tipo introduce en este caso una resistencia en el circuito resonante, amortiguando las oscilaciones y reduciendo su amplitud. El efecto de este fenómeno consiste en reducir la tensión máxima aplicada al diodo 134, reduciendo así la tensión máxima a la que se somete el condensador 203, por ejemplo hasta el nivel indicado por el nivel de tensión 210' en la figura 12. Ya que en estas condiciones, existe un valor máximo más bajo de la corriente alterna aplicada

30



408656

5 a la base del transistor Q1, la tensión media sobre el condensador 128 no tendrá que alcanzar un valor negativo tan elevado para bloquear el transistor. Por tanto, la tensión de corriente continua media en el condensador seguirá la forma de onda 216 de la figura 12 en lugar de la forma de onda 212.

10 Tal y como se ve en la figura 12, la tensión sobre el condensador 128 pasa a ser más negativa desde el tiempo T_1 hasta el tiempo T_2 , en cuyo momento el transistor se bloquea, por ejemplo a una tensión de $-0,6$ voltio. El condensador 128 empezará entonces a cargarse hasta el nivel de tensión más bajo 210' que sigue la curva exponencial 216. Tal y como se ilustra en la figura 12, la curva 216 corta la curva 212 en el valor de tensión de energización de $+0,57$ voltio en el tiempo T_4 , energizando así el transistor Q1 después del mismo intervalo de tiempo que transcurre para la energización del transistor cuando no existe carga. Por tanto, la frecuencia de repetición de los trenes de oscilaciones del sistema no se ve sustancialmente

15

20 afectada por la carga.

Aunque los valores y pendientes exactos de las curvas ilustradas en la figura 12 puedan variar de acuerdo con las diferentes configuraciones de circuito, el principio de funcionamiento en el cual la compensación de las variaciones debidas a la carga del circuito es proporcionada, será el mismo. Esta compensación está proporcionada por el circuito de alta tensión que incluye el diodo 132, mejorando la estabilidad del circuito. Además, el hecho de que el condensador 128 se cargue hasta una tensión más elevada que la tensión de la batería hace que el circuito funcione en una porción más

25

30



408656

lineal de la curva exponencial y proporcione un intervalo más preciso entre los trenes de oscilaciones.

5 La variación de la frecuencia de repetición de los trenes de oscilaciones en el circuito del presente invento, de acuerdo con las variaciones de temperatura a las cuales la termistancia 192 está sometida, se representa en la figura 13. Esta figura ilustra gráficamente una curva característica típica de la frecuencia de repetición de los trenes de oscilaciones en función de la temperatura de un

10 detector-transmisor construido de acuerdo con el invento. La frecuencia de repetición de los trenes de oscilaciones varía por ejemplo desde 1491 trenes de oscilaciones por segundo a una temperatura detectada de $33,9^{\circ}\text{C}$ (93°F) hasta 2113 impulsos por segundo a una temperatura detectada de $40,55^{\circ}\text{C}$ (105°F). Se ha comprobado que el transmisor no puede producir una salida exactamente lineal en esta gama de temperaturas, y así la curva característica tiene una pendiente variable desde

15 aproximadamente 48 trenes de oscilaciones por $0,55^{\circ}\text{C}$ (1°F) a $33,9^{\circ}\text{C}$ (93°F), hasta aproximadamente 54 trenes de oscilaciones por $0,55^{\circ}\text{C}$ (1°F) a $40,55^{\circ}\text{C}$ (105°F). Esta variación de

20 pendiente puede producir una imprecisión en la temperatura medida y por tanto es importante elegir componentes del circuito que produzcan una curva de respuesta característica tal lineal como sea posible y asegurarse de que cada transmisor se adapta a una curva standard con una variación no

25 superior a 2 ó 3 impulsos por $0,55^{\circ}\text{C}$ (1°F).

Debido a la pendiente cambiante de la curva característica, es igualmente necesario diseñar con mucho cuidado el circuito receptor que se utiliza con el detector-transmisor de la presente Solicitud de Patente para tener en cuen

30

408656



ta esta pendiente. Dicho receptor está ilustrado en la solici-
titud de patente copendiente nº de serie 306.253 mencionada
anteriormente. Como se ha visto, esta solicitud de patente
es una continuación parcial de las solicitudes de patentes
5 nº de serie 199.675 a nombre de Charles H. Fuller por "Sis-
tema de Comprobación Fisiológica" solicitada el 17 Noviembre
1971 y de la solicitud de patente nº de serie 299.368 a nom-
bre de Carl E. Herring, solicitada el 19 de Noviembre 1971
por "Sistema de Medición y de Presentación". Estas sollicitu-
10 des de patente describen igualmente un sistema de receptor
y presentación que es capaz de recibir señales procedentes
del transmisor descrito aquí y de dar una indicación preci-
sa de la temperatura medida.

Es posible realizar un cierto número de varia-
15 ciones en el circuito del transmisor sin alejarse del alcan-
ce del invento. Por ejemplo, otro modo de realización del
invento está ilustrado en la figura 14 y este modo de realiza-
ción es similar al que se ilustra en la figura 8, salvo que
el diodo 132, el condensador de alta tensión 203 y la resis-
20 tencia 204 han sido omitidos y que la termistancia 192 está
conectada entre la base del transistor Q1 y la toma 200 de
la bobina 18. Aunque esta forma del transmisor pueda trans-
mitir igualmente una señal caracterizada por un espectro es-
trecho y genere trenes de oscilaciones a una frecuencia que
25 es una función lineal de la temperatura en la gama que inte-
resa independientemente de la carga, este modo de realiza-
ción es algo propenso a inestabilidad. En otras palabras,
los intervalos de recurrencia entre trenes de energía sucesi-
vos son algo irregulares. Esta irregularidad se evita en el
30 circuito de la figura 8 por medio de la fuente de alta ten-

408656



5 sión proporcionada por el circuito del diodo y el condensador de almacenado 203. La utilización de una tensión elevada proporciona una pendiente más inclinada en las formas de onda de recarga 212 y 216 (figura 12), lo que permite así al
10 circuito funcionar en una porción más lineal de la curva exponencial. Además, el hecho de que la tensión de salida de la batería disminuya ligeramente a cada tren de oscilaciones proporciona una seguridad suplementaria de que el final de cada tren de oscilaciones se producirá en un tiempo exactamente previsible, aumentando así la estabilidad, impulso por
15 impulso. Sobre un periodo largo, las variaciones debidas a inestabilidad se promediarán, pero cuando se necesitan mediciones precisas en un corto periodo de tiempo, es esencial reducir la inestabilidad de los impulsos lo más posible. Además, un funcionamiento exento de inestabilidad en circunstancias normales permite la utilización de una inestabilidad
impuesta como señal de soporte de información si se desea.

20 En otras modificaciones del circuito, la termistancia puede situarse en cualquier parte del circuito y puede utilizarse más de una termistancia para asegurar la compensación de temperatura de la unidad.

25 Otro modo de realización del invento se ilustra en la figura 15 en la cual el circuito ha sido modificado intercambiando el condensador 203 con el diodo 132, quedando sin cambio el resto del circuito. Este circuito particular funciona de la misma manera que el circuito de la figura 8 pero tiene la característica de que no se auto-excita cuando se cierra el interruptor 205. Con este circuito se obtiene la excitación por medio de un transmisor externo que transmite energía a la frecuencia a la cual está sintonizado el
30

408656



circuito resonante durante un periodo de tiempo corto hasta que se obtenga la auto-oscilación.

5 Aunque el detector-transmisor haya sido diseñado para seguir funcionando hasta que se produzca el desgaste de la batería de alimentación, una vez que el dispositivo ha sido activado cerrando la tapa del interruptor del estuche, es sin embargo posible prolongar la vida del transmisor si se desea. Esto puede hacerse simplemente situando la unidad sobre una placa de metal conductor, tal como aluminio o cobre. El transmisor inducirá corrientes de Eddy en el metal, produciendo un efecto de carga tan elevado sobre la bobina que el oscilador se desactivará. Una vez retirado de la placa, si el dispositivo no empieza a oscilar de nuevo puede ponerse en marcha facilmente exponiéndolo a un impulso transitorio de radiofrecuencia.

10

15

Los peritos en la materia observarán fácilmente otras variaciones en el circuito transmisor; por ejemplo, pueden utilizarse si se desea dos circuitos de oscilador dotados de dos transistores, teniendo los circuitos resonantes paralelos una porción de la bobina en el circuito colector y otra porción de la bobina en el circuito emisor.

20

La elección de los valores de los componentes en el circuito presente es importante y debe hacerse cuidadosamente para obtener una salida tan lineal como sea posible en la gama de temperaturas a la cual estará sometida la termistancia, y para obtener una tensión de salida tan reproducible como sea posible de un circuito al otro.

25

Para asegurar la precisión de la curva de salida



408656

5 del transmisor en cuestión, cada detector se calibra eligiendo una termistancia después de realizar el montaje del resto del circuito. Se elige una termistancia que produzca una frecuencia de repetición de los impulsos al nivel deseado en un punto de temperatura media; por ejemplo 38,33°C (101°F). A continuación se sumerge la unidad en un baño de aceite mantenido a la temperatura elegida, y se pone en contacto una rueda abrasiva que gira lentamente con la termistancia para esmerilar una parte del material resistivo. Esta operación de esmerilado se prosigue hasta que el transmisor produzca una frecuencia de repetición de los impulsos que represente la temperatura nominal, por ejemplo de 1831 ciclos por segundo. De esta manera el dispositivo puede calibrarse dinámicamente de modo que sea muy exacto. Esta calibración es posible debido al hecho de que la termistancia está situada en el exterior del estuche y por tanto es accesible.

10
15
20
25
30 Ya que el modo de realización descrito aquí está particularmente bien adaptado para aplicaciones médicas, está orientado esencialmente hacia una construcción que está especialmente adaptada para limitar la unidad a ser utilizada una sola vez, en la cual las tapas de interruptor y de batería se enclavan en su sitio en el estuche de modo que no puedan ser retiradas fácilmente, impidiendo así la desactivación del dispositivo e impidiendo que se pueda cambiar la batería. Por tanto, después de que el detector-transmisor ha sido activado y utilizado con un paciente, no podrá normalmente utilizarse con otro paciente, sino que deberá devolverse al



408656

5 fabricante o a otra organización de servicio para retirar la
tapa del interruptor y separar los alambres del conmutador,
para cambiar la batería, efectuar una nueva calibración y es
terilizar el aparato. La unidad podrá a continuación ser
entregada de nuevo al comprador para otra utilización. La
posibilidad de reciclar las unidades de esta manera produce
un ahorro importante respecto a los dispositivos de utiliza-
ción única de la técnica anterior que se tiraban después de
su uso y no podían reciclarse.

10 Por tanto, se ha descrito un circuito transmi-
sor y un estuche que están destinados a facilitar un monta-
je rápido y preciso, una gran comodidad de utilización, un
elevado grado de reproductividad y una transmisión precisa
de la temperatura medida. El transmisor está destinado a
15 producir un espectro de frecuencias muy estrecho: una fre-
cuencia de repetición de los impulsos constante que represen-
ta con precisión la temperatura medida y un funcionamiento
estable y sustancialmente lineal. El transmisor está monta-
do en un estuche resistente pero sin embargo económico y
20 cómodo de llevar, que produce una respuesta rápida a la tem-
peratura medida eliminando sin embargo el efecto de los cam-
bios de temperatura ambiente, produciendo un sistema de te-
lemetría ideal para transmitir información relacionada con
el estado fisiológico, hasta un receptor situado a distan-
25 cia. Aunque se han descrito e ilustrado unos modos de rea-
lización particulares del invento, los peritos en la mate-
ria se darán cuenta de que pueden hacer varias modificacio-
nes sin alejarse de los verdaderos espíritu y alcance del
invento, tal y como viene descrito en las reivindicaciones
30 que siguen.

408656



1 jero para detectar la temperatura del mismo.

6.) Mejoras según la reivindicación 1, caracterizadas porque dichos medios para sujetar dicho conjunto en el sujeto están constituidos por un fino elemento adhesivo por ambas ca
5 ras.

7.) Mejoras según la reivindicación 1, caracterizadas porque dicha caja está constituida por un elemento de caja rí
gido dotado de una pluralidad de cavidades internas perfiladas, un receptáculo de interruptor externo, y un receptáculo exter
10 no para dicho elemento de detección; estando dicho circuito re
sonante, dicha bobina, dicho núcleo y dicha batería montados
todos en las cavidades correspondientes en el interior de di
cho elemento de caja para su montaje adecuado;

un elemento de tapa flexible sujeto encima de dicho ele
15 mento de caja rígido; y

un elemento adhesivo provisto de un orificio, estando un
lado de dicho elemento adhesivo sujeto en el fondo de dicho ele
mento de tapa flexible y en el fondo de dicha caja, estando el
otro lado de dicho elemento adhesivo adaptado para sujetarse en
20 el sujeto, sobresaliendo dicho elemento de detección a través
de dicho orificio de dicho elemento adhesivo y estando adapta
do para extraer en contacto con el sujeto cuando la unidad es
tá en su sitio en el sujeto.

8.) Mejoras según la reivindicación 7, caracterizadas
25 porque dicho elemento de detección es una termistancia monta
da en dicho receptáculo externo del elemento de detección por
medio de un adhesivo térmicamente aislante.

9) Mejoras según la reivindicación
1, caracterizados porque están adaptadas para trans
30

408656



1 mitir señales que corresponden a la temperatura del paciente y
que incluyen:

5 una termistancia adaptada para situarse en un punto ad
yacente a la superficie de la piel del paciente para detectar
su temperatura, teniendo dicha termistancia un par de electrodo
s;

10 un circuito oscilador que tiene una bobina de antena,
estando dicho oscilador controlado por la termistancia para
transmitir inductivamente unas señales moduladas de acuerdo con
la temperatura detectada;

 un núcleo tubular de hierro constituido por partículas
de hierro pulverizadas aglomeradas conjuntamente con un agente
aglomerante no magnético eléctricamente aislante, estando di-
cha bobina enrollada en el exterior de dicho núcleo;

15 una fuente de suministro de energía para dicho circuito
oscilador que incluye una batería adaptada íntimamente en el in
terior de dicho núcleo;

20 un elemento de caja dimensionalmente rígido provisto de
una pluralidad de cavidades internas, estando cada cavidad for
mada para recibir los elementos correspondientes constituidos
por dicho núcleo y dichos componentes eléctricos que incorpo-
ran dicho circuito oscilador, manteniendo dichas cavidades di
chos componentes de tal manera que sustancialmente todas las
conexiones eléctricas de dicho circuito oscilador puedan ser
25 realizadas por medio de los terminales de dichos componentes;

 un dispositivo para montar dicha termistancia en el ex
terior de dicho elemento de caja, estando dichos electrodos
de termistancia conectados a través de dicho elemento de caja
con dicho circuito oscilador;

30 un dispositivo de tapa de batería para sujetar dicha ba

129

408656



1 teria en el interior de dicho elemento de caja;

 una tapa flexible provista de un reborde que está suje-
ta en dicho elemento de caja rígido y que, conjuntamente con
dicha caja, asegura el aislamiento térmico de dichos componen-
5 tes eléctricos, constituyendo dicha tapa una tapa externa ple-
gable para la unidad de examen; y

 un fino elemento adhesivo provisto de adhesivo en ambos
lados, estando un lado del elemento adhesivo sujeto en la par-
te inferior de la tapa provista de un reborde y en dicho elemen-
10 to de caja, estando dicha unidad adaptada para sujetarse exter-
namente en el paciente por medio del elemento adhesivo estando
dicha termistancia situada en una posición adyacente a la piel
del paciente.

 10.) Mejoras según la reivindicación 9, caracterizadas
15 porque dicho dispositivo para el montaje de dicha termistancia
incluye un primer receptáculo externo en dicho elemento de ca-
ja, y un adhesivo aislante térmico que sujeta dicha termistan-
cia en dicho receptáculo.

 11.) Mejoras según la reivindicación 10, caracterizadas
20 porque por lo menos una superficie de dicha termistancia está
expuesta para entrar en contacto con dicha piel del paciente,
pudiendo dicha superficie expuesta ser utilizada para la cali-
bración de dicha unidad después de su montaje.

 12.) Mejoras según la reivindicación 11, caracterizadas
25 porque además incluyen un par de bobinas helicoidales que in-
terconectan dichos electrodos de la termistancia y dicho cir-
cuito oscilador, siendo dichas bobinas helicoidales del tipo
bifilar para reducir el efecto de dichas señales transmitidas
sobre dicho oscilador y estando hechas con alambre fino para
30 aislar térmicamente dicha termistancia respecto a dicho ele-

pg

408656

- 54 -



1 mento de caja y a dicho circuito oscilador.

 13.) Mejoras según la reivindicación 10, caracterizadas
además porque incluyen un segundo receptáculo externo en dicho
elemento de caja, recibiendo dicho segundo receptáculo los ter
5 minales de los componentes eléctricos de dicho circuito oscila
dor procedentes del interior de dicha caja, estando dichos ter
minales separados para formar un interruptor abierto con el ob
jeto de impedir el funcionamiento del oscilador;

 un dispositivo de tapa de interruptor adaptado para aco
10 plarse con dicho segundo receptáculo y para cerrar dicho inte
rruptor, con lo cual se activa dicho oscilador.

 14.) Mejoras según la reivindicación 13, caracterizadas
porque dicho dispositivo de tapa de interruptor incluye vnco
medios para sujetar dicha tapa en dicho elemento de caja con
15 el objeto de impedir que dicho interruptor se abra de nuevo.

 15.) Mejoras según la reivindicación 14, caracterizadas
porque dicho dispositivo de tapa de batería incluye unos medios
de pestaña para impedir la fácil separación de dicha batería,
asegurando dicha tapa de interruptor y dicha tapa de batería la
20 utilización una sola vez de dicha unidad de examen, permitien
do sin embargo su reciclado mediante el cambio de la batería
y la recalibración de dicha unidad.

 16.) Mejoras según la reivindicación 9, caracterizadas
porque dichas líneas terminales de dichos componentes eléc-
25 tricos están interconectadas por medio de un adhesivo a base
de epoxi conductor de la electricidad que se endurece a la tem
peratura ambiente, con lo cual dicho circuito eléctrico puede
ser ensamblado sin utilizar calor.

 17.) Mejoras según la reivindicación 16, caracterizadas
30 porque dicho oscilador es un oscilador de bloqueo para generar

109

408656



1 ráfagas periódicas de oscilaciones a alta frecuencia, incluyen
do dicho oscilador un dispositivo amplificador bajo la forma
de un transistor que tiene unos electrodos de colector y de ba
se, y un circuito sintonizado que incluye dicha bobina de ante
5 na y un condensador de sintonización conectado entre dichos elec
trodos de colector y de base.

18.) Mejoras según la reivindicación 17, caracterizadas
porque dicho oscilador incluye además un circuito de polariza
ción constituido por una red aislante que tiene una impedancia
10 de aislamiento y un condensador de bloqueo, estando dicha red
de aislamiento conectada entre dicho circuito sintonizado y
dicho electrodo de base, y un dispositivo de alta tensión co
nectado con dicha red aislante para estabilizar el tiempo en
tre ráfagas sucesivas.

15 19.) Mejoras según la reivindicación 18, caracterizadas
porque dicha termistancia está conectada entre dicha fuente de
alta tensión y dicha red aislante, y entre dicha fuente de al
ta tensión y dicho electrodo de base, con lo cual la resisten
cia de dicha termistancia regula la frecuencia de repetición
20 de dichas ráfagas.

20.) Mejoras según la reivindicación 19, caracterizadas
porque dicha fuente de alta tensión incluye un dispositivo rec
tificador y un condensador de almacenamiento conectados entre
dicho electrodo colector y dicha termistancia.

25 21.) Mejoras según la reivindicación 1, caracterizadas
porque incluyen:

un oscilador de bloqueo provisto de un dispositivo am
plificador que tiene un elemento de control para generar una
secuencia de ráfagas de oscilaciones, incluyendo dicho oscila
30 dor un circuito resonante conectado activamente con dicho dis



408656

- 1 positivo amplificador y que incluye una bobina de antena y un condensador de sintonización adaptados para emitir señales que corresponden al parámetro fisiológico detectado;
- 5 un condensador de bloqueo conectado con dicho circuito resonante para desarrollar una polarización de control;
- 10 un dispositivo para aplicar dicha polarización de control a dicho elemento de control con el objeto de extinguir dichas oscilaciones cuando dicha polarización alcanza un valor y para iniciar dichas oscilaciones cuando dicha polarización alcanza otro valor, cargándose dicho condensador de bloqueo en una dirección mientras dicho oscilador está funcionando y en la otra dirección cuando dicho oscilador está quieto para cambiar dicha polarización;
- 15 una impedancia de aislamiento que conecta dicho condensador de bloqueo entre dicho circuito resonante y dicho elemento de control, con lo cual la activación y la desactivación intermitentes del dispositivo amplificador impide la conexión y la desconexión directa intermitente de dicho condensador de bloqueo a través de dicho circuito resonante, haciendo así que
- 20 las oscilaciones se concentren en una estrecha banda de frecuencias determinada por el condensador de sintonización y dicha bobina de antena de manera sustancialmente independiente de dicho condensador de bloqueo;
- 25 una caja que contiene dicho circuito oscilador;
- 30 unos medios para sujetar externamente de manera amovible dicha unidad en el sujeto; y
- un elemento de detección montado en la caja para detectar un parámetro fisiológico deseado del sujeto y conectado a dicho oscilador para modular dichas señales emitidas de acuerdo con dicho parámetro.

408656



1 22.) Mejoras según la reivindicación 21, caracterizadas
porque dicho elemento de impedancia de aislamiento es una re-
sistencia.

5 23.) Mejoras según la reivindicación 1, caracterizadas
porque incluyen un transmisor provisto de un oscilador de blo-
queo para generar una secuencia de ráfagas de oscilaciones a
radio-frecuencia e incluyen un dispositivo amplificador bajo
la forma de un elemento de estado sólido que tiene un electro-
do de control y un electrodo de salida, estando provisto el os-
10 cilador de un circuito sintonizado que incluye una antena de
transmisión y un condensador de sintonización conectados acti-
vamente con dichos electrodos;

 un circuito de control de polarización de dicho oscila-
dor que incluye una resistencia de aislamiento y un condensa-
15 dor de bloqueo conectados a dicho circuito sintonizado de di-
cho electrodo de control para desarrollar una polarización de
control de acuerdo con las oscilaciones en dicho circuito sin-
tonizado, con lo cual la polarización de dicho electrodo de con-
20 trol carga dicho condensador en una dirección mientras dicho
oscilador está oscilando, alcanzando finalmente una polariza-
ción que extingue dichas oscilaciones, y carga dicho condensa-
dor en la otra dirección cuando dicho oscilador está quieto,
para alcanzar un valor para el cual se inician las oscilacio-
nes;

25 un dispositivo de alta tensión conectado entre dicho elec-
trodo de salida y dicho electrodo de control para estabilizar
el tiempo entre dichas ráfagas sucesivas;

 un dispositivo de impedancia variable conectado entre di-
cho dispositivo de alta tensión y dicho condensador de bloqueo
30 con el fin de controlar la velocidad de carga de dicho conden-

408656



1 sador de bloqueo mientras dicho oscilador está quieto, con lo
cual el tiempo entre las ráfagas sucesivas varía de acuerdo
con un parámetro detectado por dicha impedancia variable;

5 una caja que contiene dicho oscilador de bloqueo, el cir-
cuito de control de polarización y el dispositivo de alta ten-
sión;

unos medios para montar dicho dispositivo de impedancia
en el exterior de dicha caja; y

10 un dispositivo para sujetar dicha caja en el exterior de
un sujeto cuya temperatura ha de ser detectada con dicho dispo-
sitivo de impedancia en contacto con dicho sujeto, con lo cual
dicha unidad de examen transmite ráfagas de oscilaciones que
tienen una duración que corresponde a la temperatura detectada.

15 24.) Mejoras según la reivindicación 9, caracterizadas
porque dicho oscilador está constituido por un oscilador de
bloqueo para generar una secuencia de ráfagas de oscilaciones de
radio-frecuencia a una frecuencia de ráfagas que corresponde al
valor de la temperatura de dicho paciente, teniendo dicho osci-
lador un dispositivo amplificador bajo la forma de un elemento
20 de estado sólido dotado de un electrodo de control y de un elec-
trodo de salida y un circuito sintonizado que incluye dicha bo-
bina y un condensador de sintonización conectados activamente
con dichos electrodos;

25 un condensador de bloqueo conectado con dicho circuito
sintonizado para desarrollar una polarización de control de
acuerdo con la intensidad y la duración de las oscilaciones en
dicho circuito sintonizado; y

30 un circuito de control de polarización que incluye di-
cha termistancia y una resistencia conectada con dicho elec-
trodo de control y con dicho condensador de bloqueo con lo cual

408656



1 dicho circuito de control cambia la polarización aplicada a di
 cho electrodo de control en una dirección mientras dicho osci-
 lador está oscilando, alcanzando finalmente una polarización
 que extingue dichas oscilaciones, y cambia la polarización apli-
5 cada a dicho electrodo de control en la otra dirección cuando
 dicho oscilador está quieto, alcanzando finalmente un valor pa-
 ra el cual se inician dichas oscilaciones, variando la veloci-
 dad de cambio de la polarización mientras dicho oscilador está
10 quieto de acuerdo con el valor de dicha termistancia, haciendo
 que dichas señales transmitidas varíen de acuerdo con el valor
 de dicha termistancia.

 25.) Mejoras según la reivindicación 24, caracterizadas
 además porque incluyen un dispositivo para compensar las varia-
 ciones de carga de dicho circuito sintonizado, incluyendo dicho
15 dispositivo de compensación una fuente de alta tensión conecta-
 da con dicho condensador de bloqueo para mantener constante el
 tiempo entre dichas ráfagas sucesivas.

 26.) Mejoras según la reivindicación 25, caracterizadas
 además porque incluyen un dispositivo para mantener un estrecho
20 espectro de frecuencias durante cada una de dichas ráfagas de ra-
 dio-frecuencia, incluyendo dicho dispositivo mencionada en úl-
 timo lugar una impedancia de aislamiento conectada con dicho
 condensador de bloqueo.

 27.) Mejoras según la reivindicación 26, caracterizadas
25 porque dicha fuente de suministro de energía incluye dicha ba-
 tería y un condensador conectados mutuamente así como con di-
 cho electrodo de salida.

 28.) Mejoras según la reivindicación 27, caracterizadas
 porque dicho dispositivo de suministro de energía está conec-
30 tado con dicho electrodo de salida a través de por lo menos una

408656



1 parte de dicha bobina de antena.

29.) Mejoras según la reivindicación 28, caracterizadas porque dicha fuente de alta tensión incluye un condensador de almacenamiento conectado con dicho condensador de bloqueo a través de dicho elemento de detección.

30.) Mejoras según la reivindicación 29, caracterizadas porque dicha fuente de alta tensión incluye además un dispositivo rectificador conectado entre dicho circuito sintonizado y dicho condensador de almacenamiento.

31.) Mejoras según la reivindicación 30, caracterizadas porque dicho elemento de caja tiene un dispositivo de receptáculo para recibir dicha termistancia y para mantenerla contra la superficie de dicho sujeto cuando dicha caja está montada en dicho sujeto, y porque incluye además un dispositivo de aislamiento térmico entre dicha termistancia y dicho elemento de caja para aislar térmicamente dicha termistancia de dicho elemento de caja, con lo cual dicha termistancia puede alcanzar el equilibrio térmico con dicho paciente.

32.) Mejoras según la reivindicación 31, caracterizadas porque dicha tapa y dicho elemento de caja aíslan térmicamente dicha termistancia y dicho oscilador protegiéndoles contra los cambios bruscos de temperatura ambiente, permaneciendo dicha termistancia sensible a los cambios de temperatura de dicho sujeto.

33.) Mejoras según la reivindicación 21, caracterizadas porque dicha caja incluye una pluralidad de cavidades internas perfiladas y adaptadas para recibir dicho circuito oscilador y un receptáculo externo para el elemento de detección;

un elemento de tapa que puede sujetarse en dicha caja para proteger y aislar térmicamente dicho dispositivo de cir-

408656



1 cuito;

 un dispositivo para sujetar dicho elemento de detección en dicho receptáculo externo del elemento de detección; y

5 un dispositivo para sujetar dicha caja en dicho sujeto de modo que dicho elemento de detección sea capaz de detectar dicho parámetro fisiológico.

 34.) Mejoras según la reivindicación 33, caracterizadas porque dicho elemento de detección incluye una termistancia.

10 35.) Mejoras según la reivindicación 33, caracterizadas porque dicho elemento de tapa es flexible y proporciona un recubrimiento externo plegable para la unidad de examen.

 36.) Mejoras según la reivindicación 33, caracterizadas porque dicho dispositivo para sujetar dicho elemento de detección incluye unos medios para exponer por lo menos una parte de dicho elemento de detección al contacto con dicho sujeto.

15 37.) Mejoras según la reivindicación 33, caracterizadas además porque incluyen un receptáculo de interruptor en dicha caja, recibiendo dicho receptáculo de interruptor los terminales del circuito eléctrico procedentes del interior de dicha caja, formando dichos terminales un interruptor abierto para impedir el funcionamiento de dicho circuito eléctrico; y

20 un dispositivo de cierre de interruptor adaptado para acoplarse con dicho receptáculo de interruptor con el fin de cerrar dicho interruptor abierto y permitir el funcionamiento de dicho circuito eléctrico.

25 38.) Mejoras según la reivindicación 37, caracterizadas además porque incluyen unos medios en dicho dispositivo de cierre de interruptor para impedir que se abra de nuevo dicho interruptor, con lo cual dicho circuito eléctrico permanece funcionando una vez activado.

30

12 MAY 1972

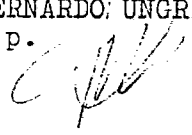
408656

1 39.) Se reivindica por último, como objeto sobre el que ha de recaer la Patente de Invención que se solicita: "MEJORAS INTRODUCIDAS EN UNA UNIDAD DE EXAMEN FISIOLÓGICO QUE ESTA DESTINADA A SUJETARSE EN UN SUJETO".

5 Todo conforme queda descrito y reivindicado en la presente Memoria descriptiva, que consta de sesenta y dos páginas mecanografiadas y dibujos adjuntos.

Madrid, 16 Noviembre 1972

BERNARDO UNGRIA
P.P.



10

15

20

25



30

408656

-2 MAY. 1975

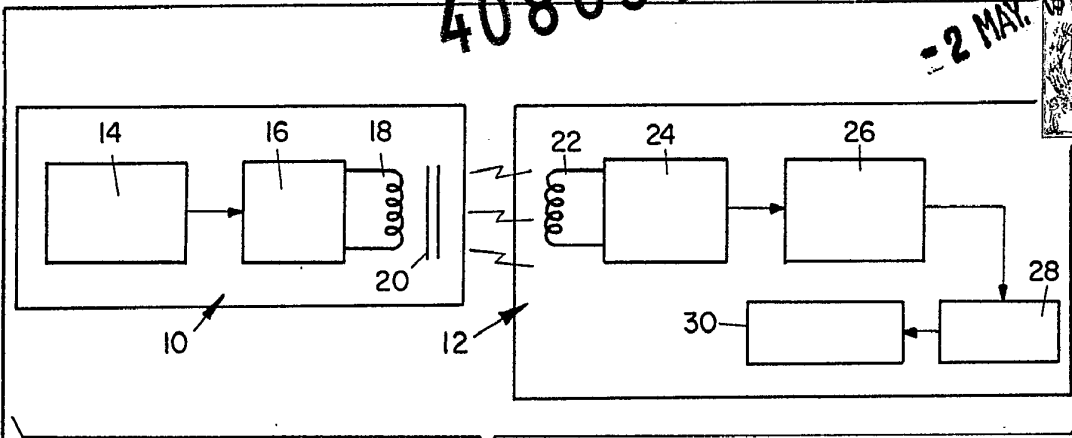


FIG. 1

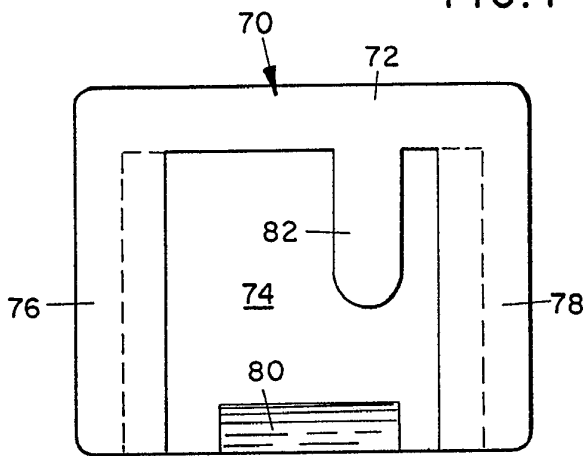


FIG. 3

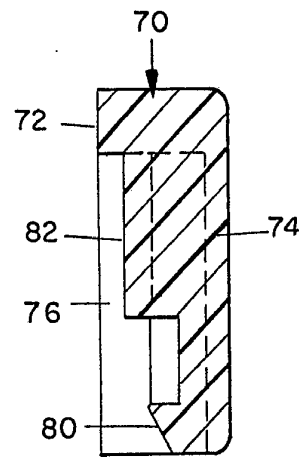


FIG. 4

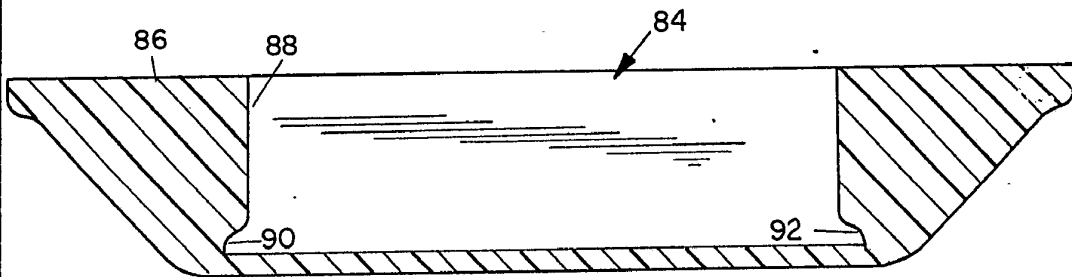


FIG. 5

ESCALA VARIABLE

Madrid, 16 de noviembre de 1972

BERNARDO UNGRIA

P. P.

408656

408656

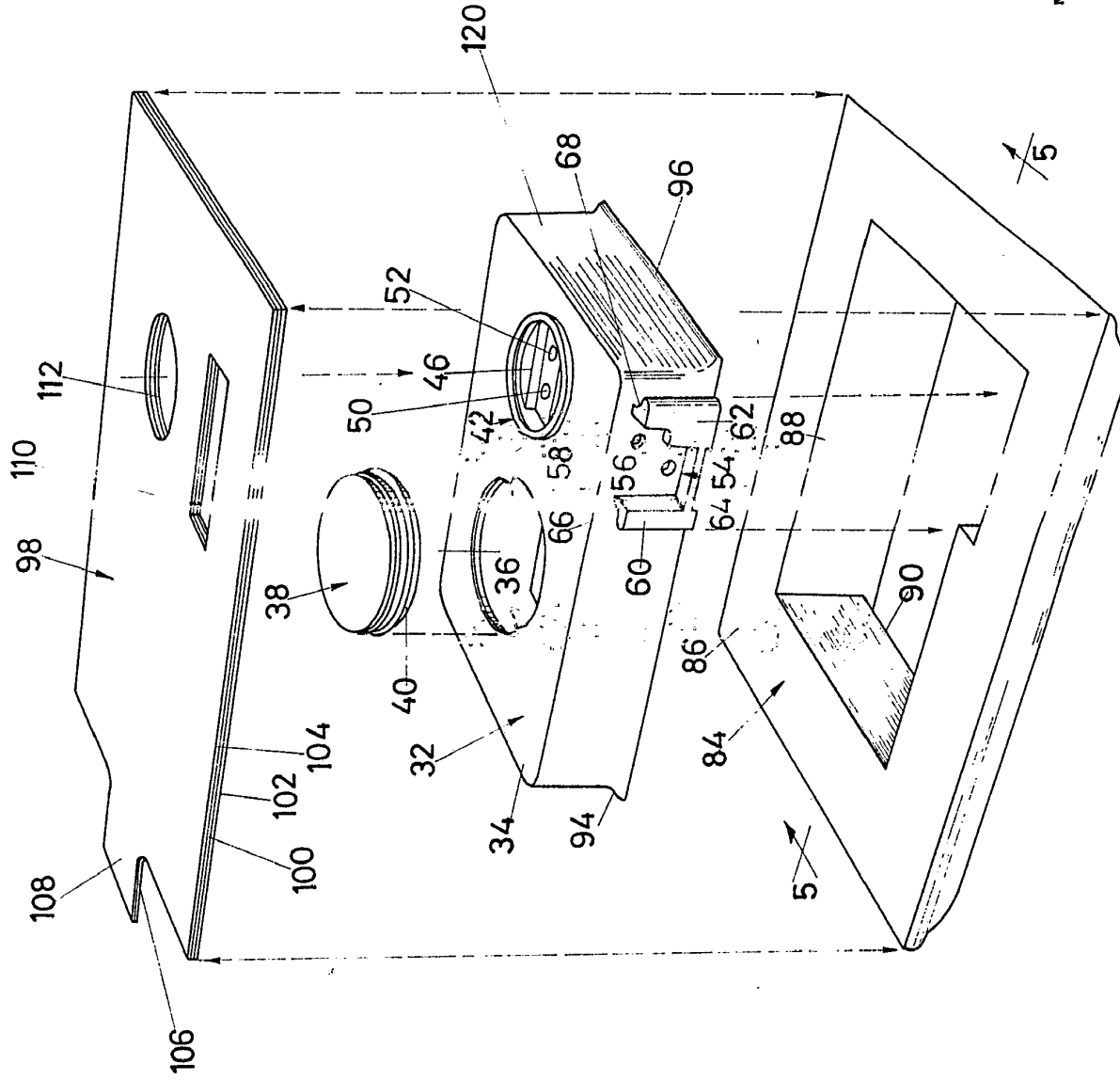
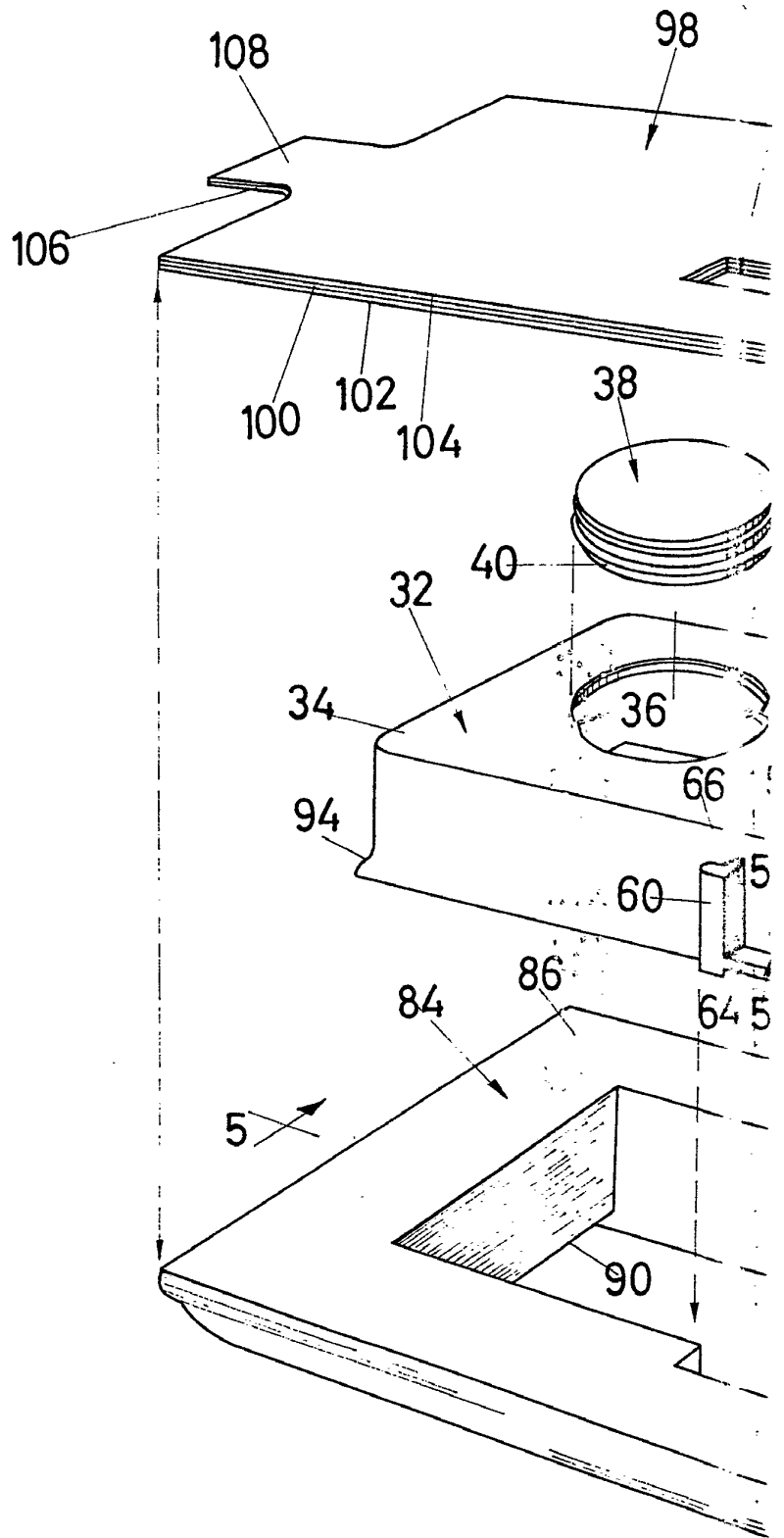
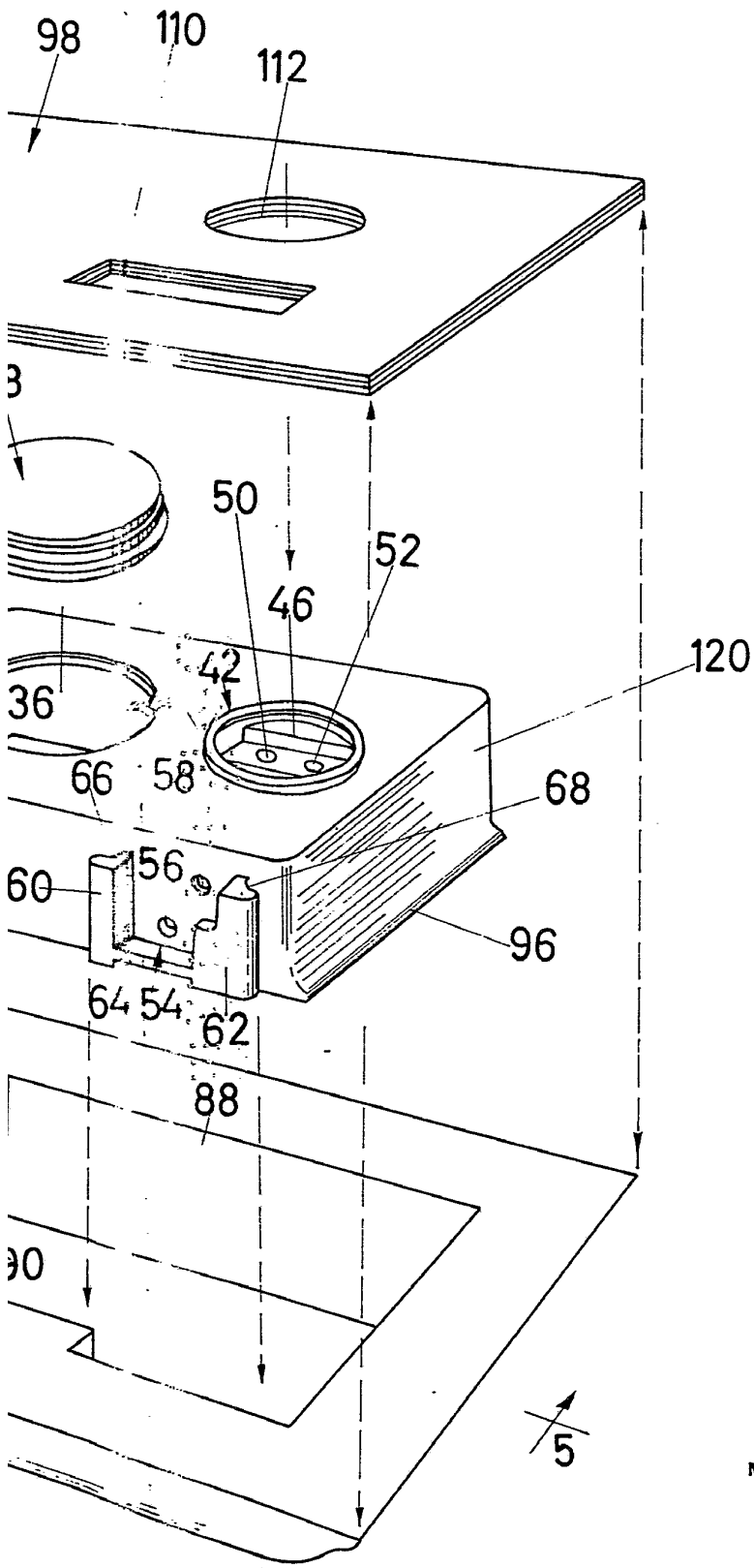


FIG-2

ESCALA VARIABLE
 Madrid, 16 de noviembre de 1972
 BERNARDO UNGRIA
 P. P.

408656





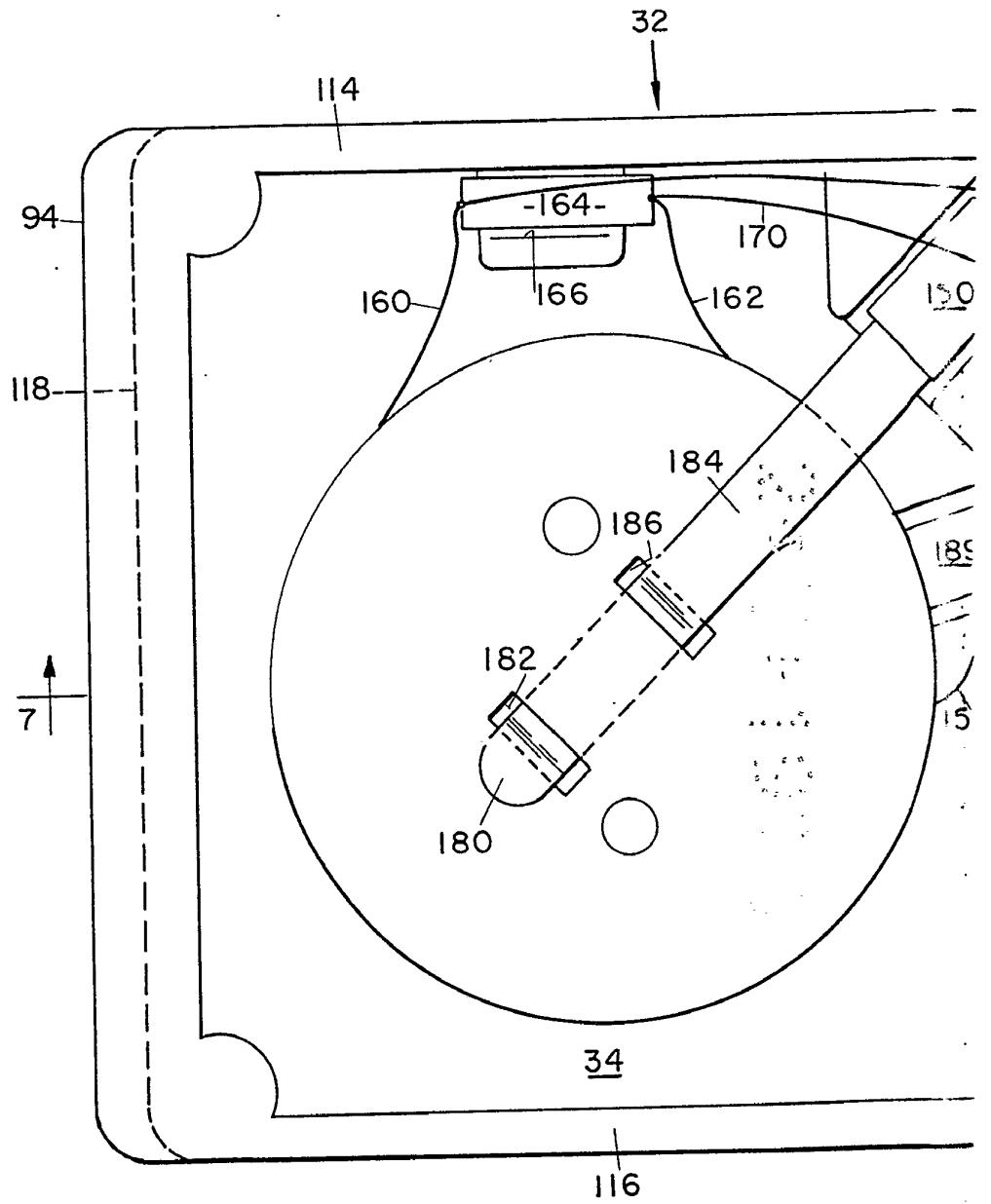
408656



FIG-2

ESCALA VARIABLE
Madrid, 16 de noviembre de 1972
BERNARDO UNGRIA
P. P.

408656



FIG

408656



2 MAY 1972

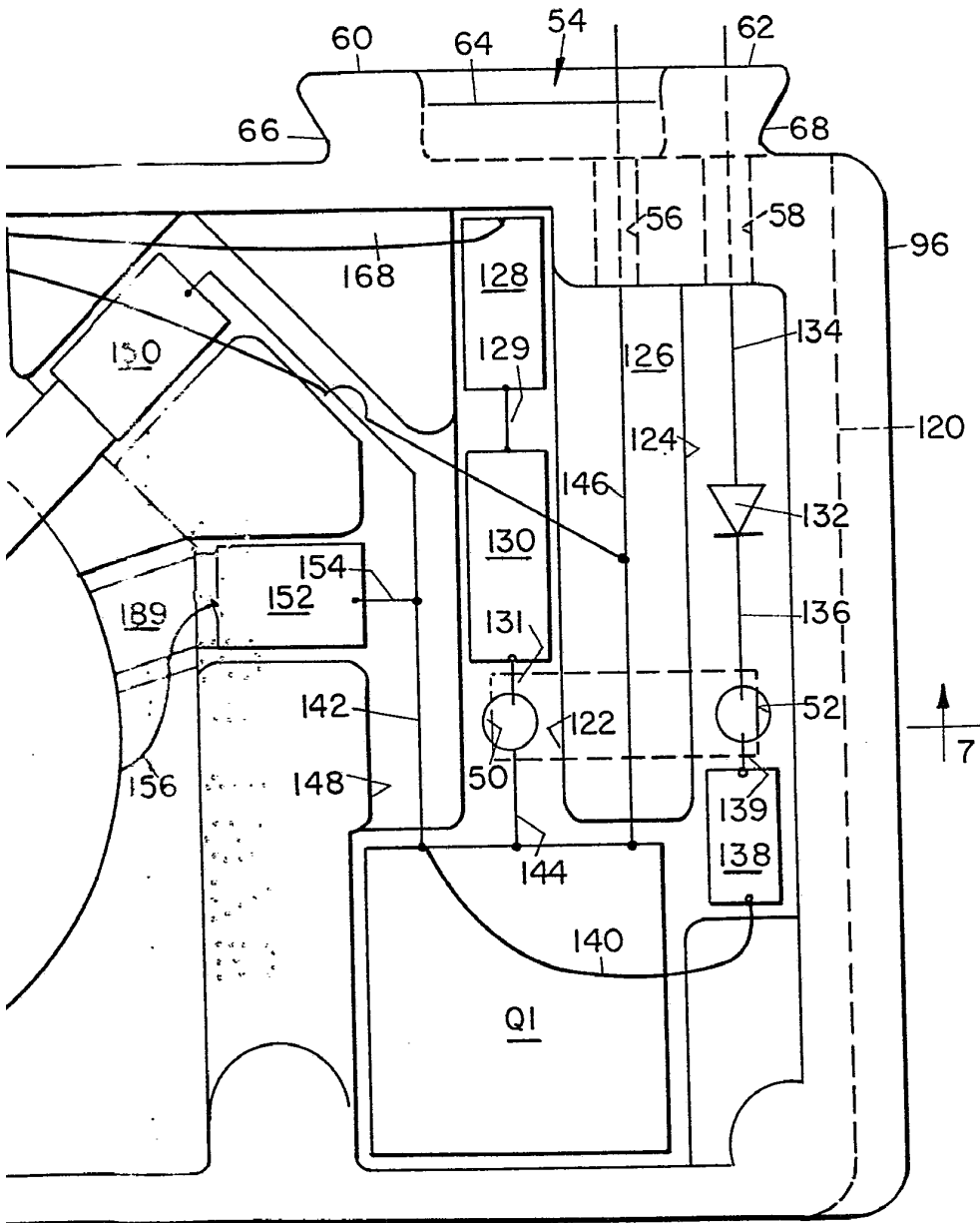


FIG. 6

ESCALA VARIABLE
Madrid, 16 de noviembre de 1972
BERNARDO UNGRIA
p. p.



409656

408656

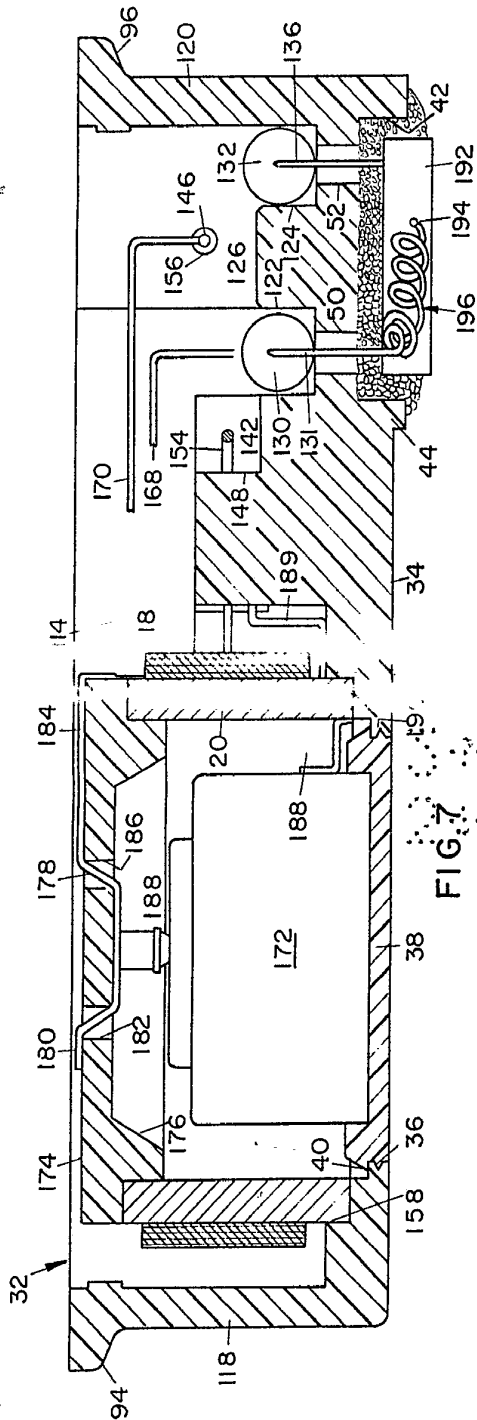


FIG. 7

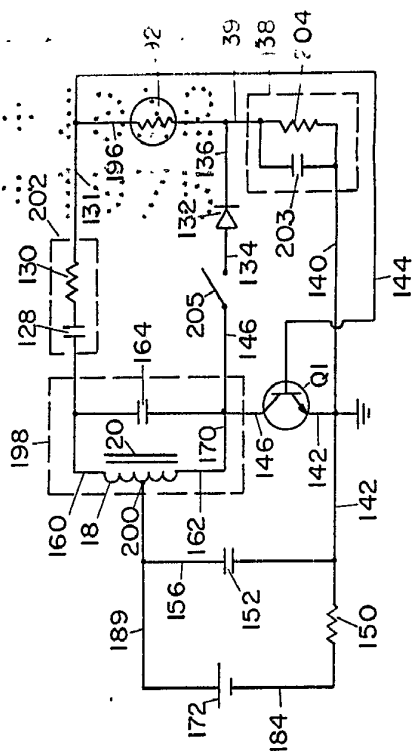


FIG. 8

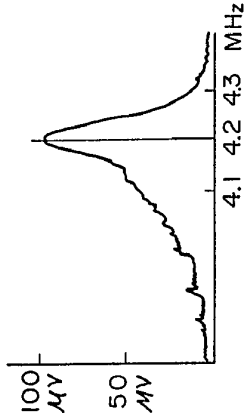


FIG. 9

ESCALA VARIABLE
 Madrid, 15 de Noviembre de 1972
 BERNARDO UNGRIA
 P. P.

408656

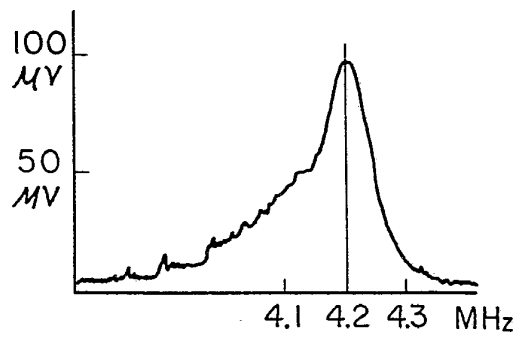
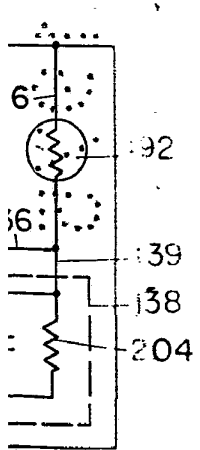
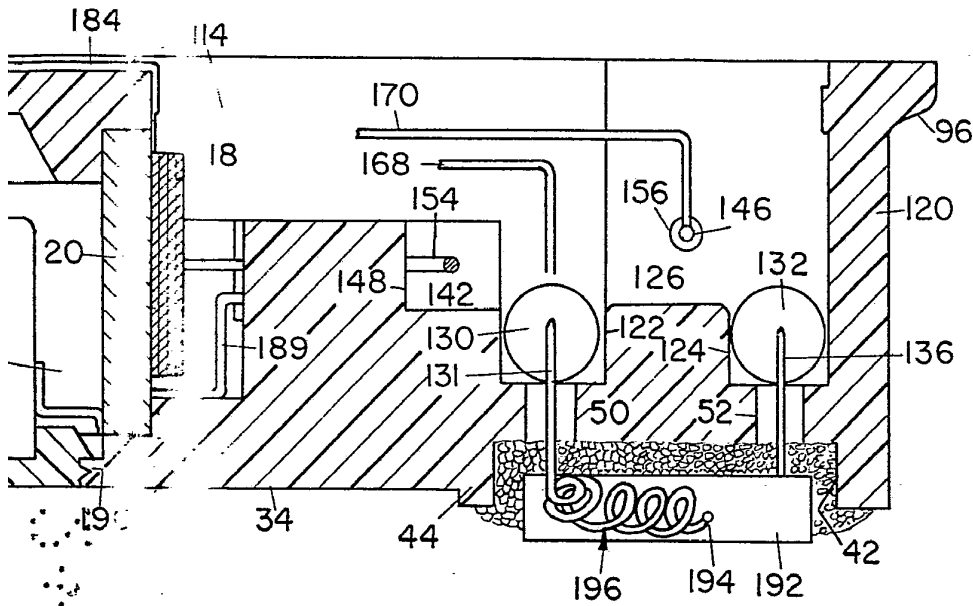
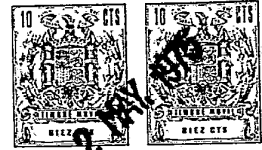


FIG. 9

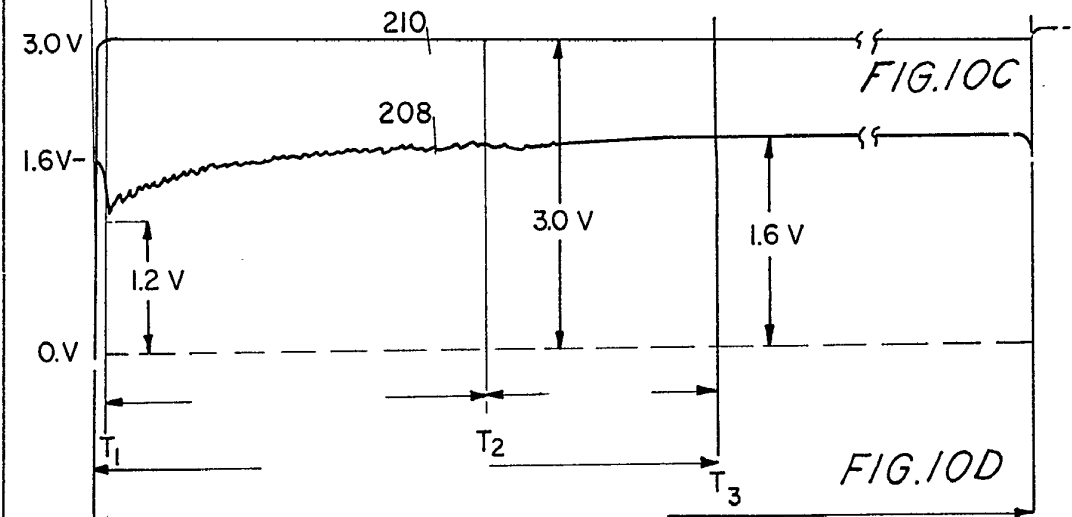
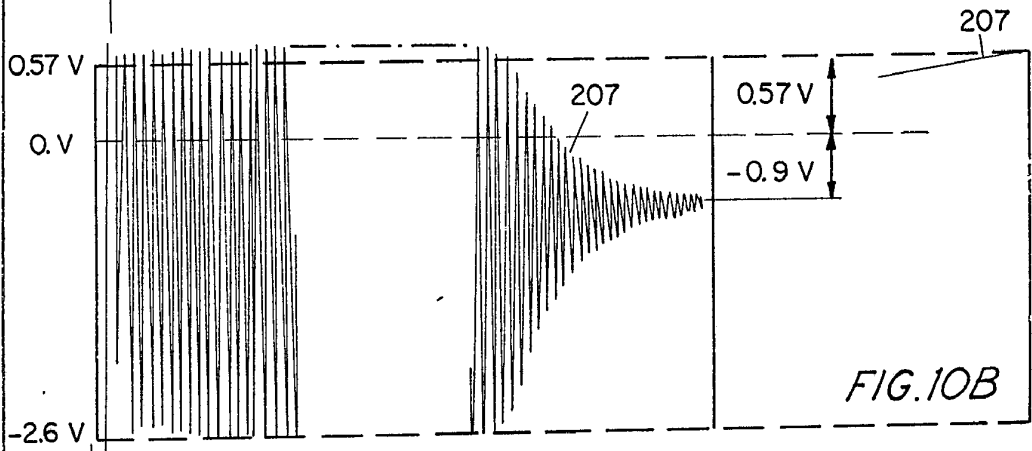
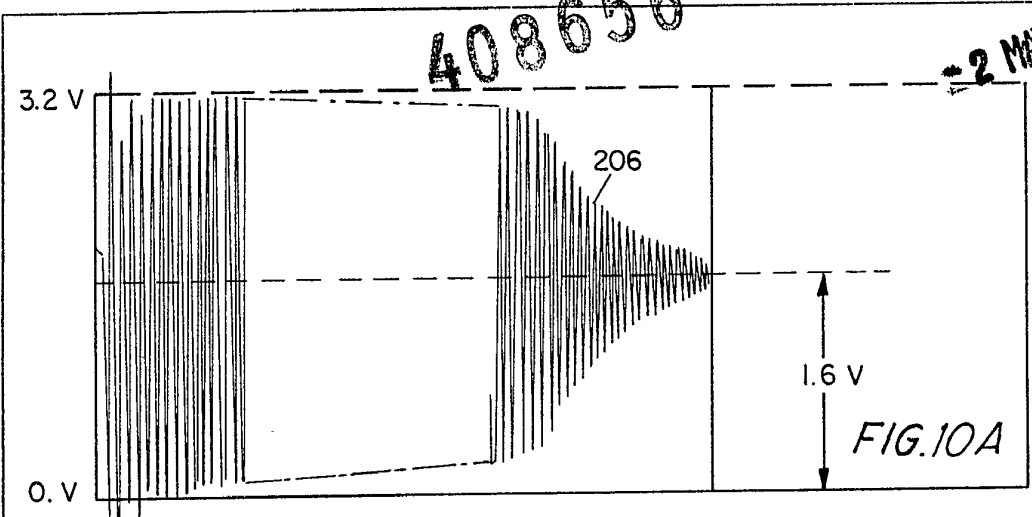
ESCALA VARIABLE

Madrid, 16 de noviembre de 1972

BERNARDO UNGRIA

P. P.

408656



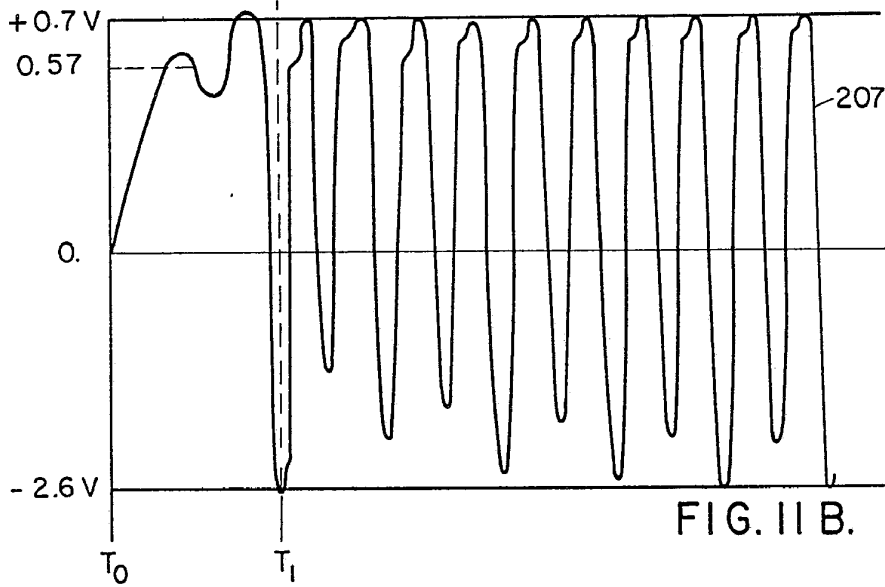
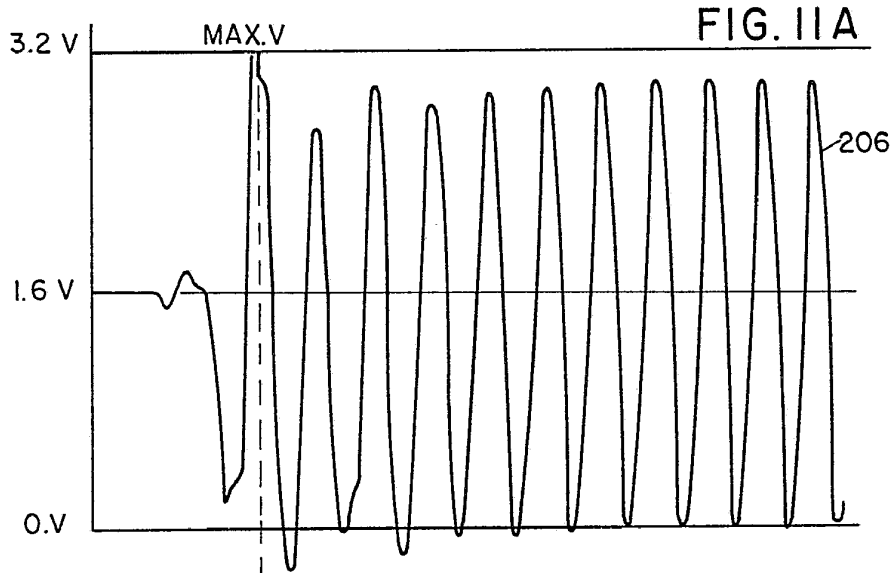
ESCALA VARIABLE

Madrid, 16 de noviembre de 1972

BERNARDO UNGRIA

P. P.

408656



ESCALA VARIABLE

Madrid, 16 de noviembre de 1972

BERNARDO UNGRIA

p. p.

408656

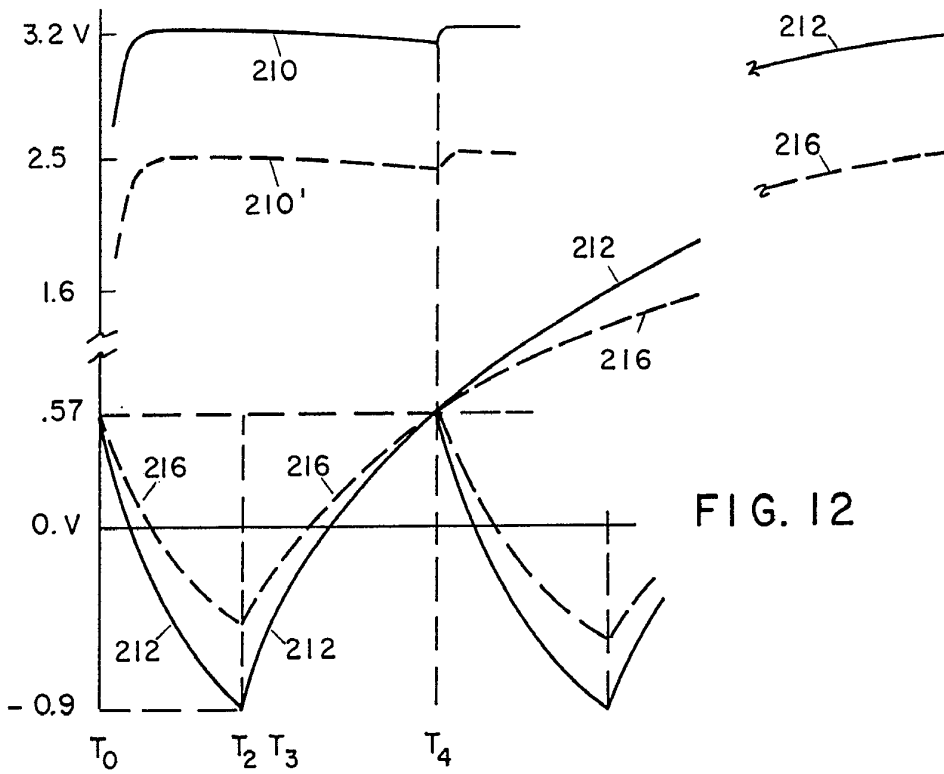
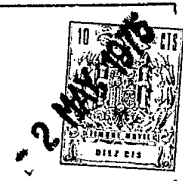


FIG. 12

ESCALA VARIABLE

Madrid, 16 de noviembre, de 197 2

BERNARDO UNGRIA

P. P.

408656

408656

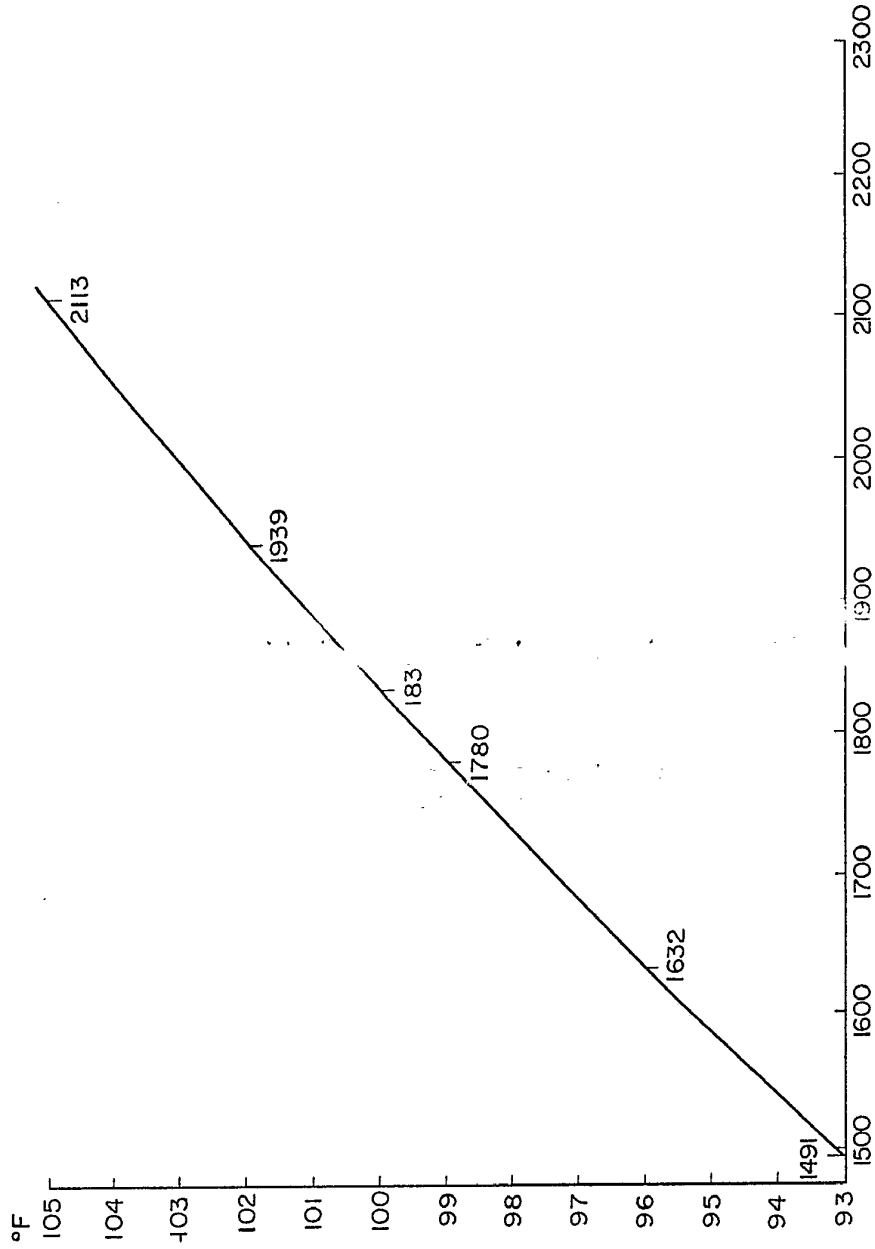
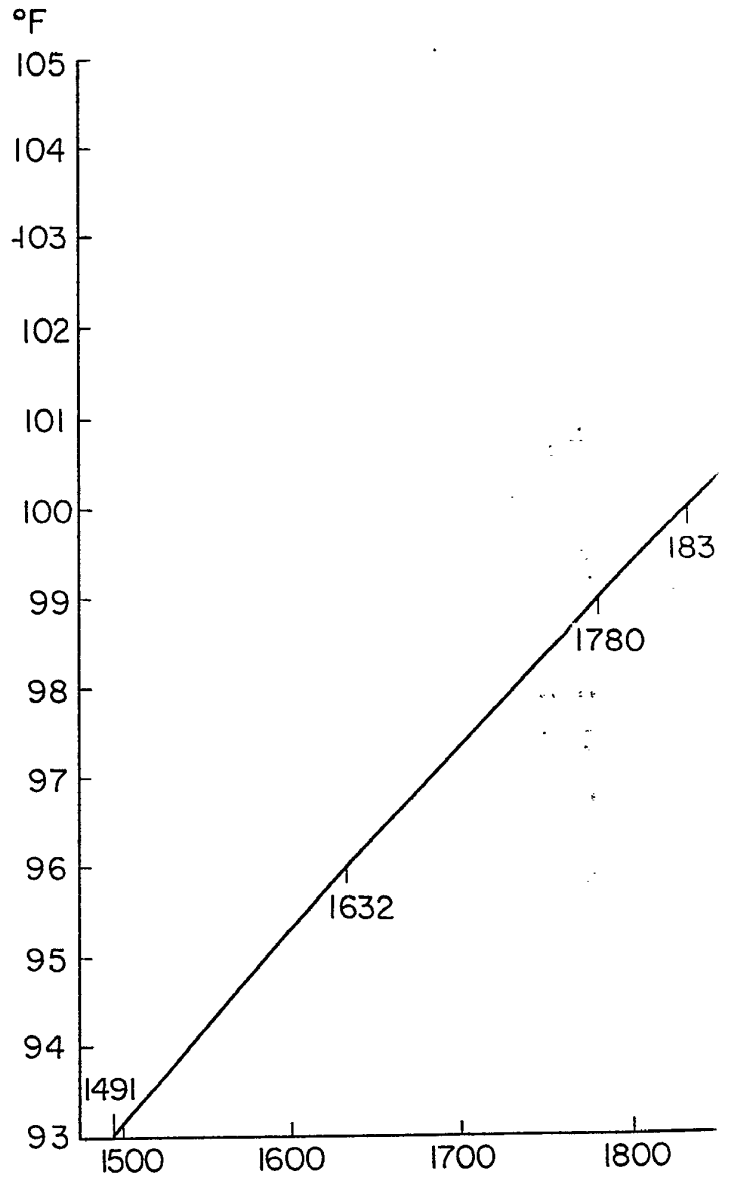


FIG. 13

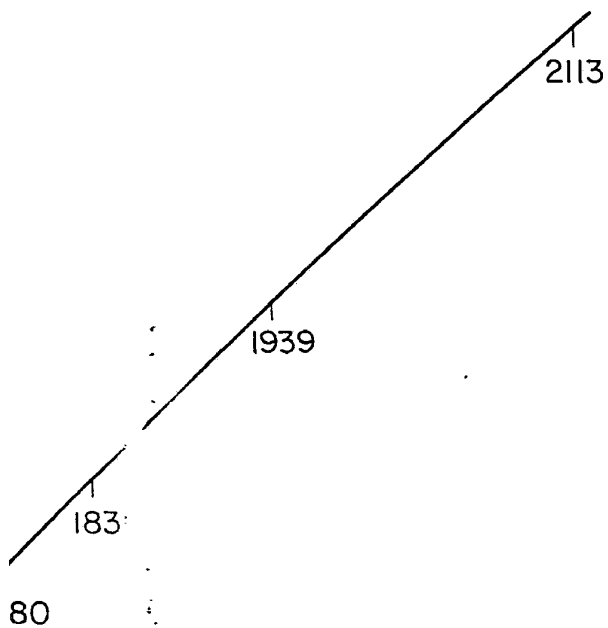
ESCALA VARIABLE
 Madrid, 16 de noviembre de 1972
 BERNARDO UNGRIA
 P.P.

408656

FIG. 13



408656



1800 1900 2000 2100 2200 2300

ESCALA VARIABLE

Madrid, 16 de noviembre de 1972

BERNARDO UNGRIA

P. P.

408656

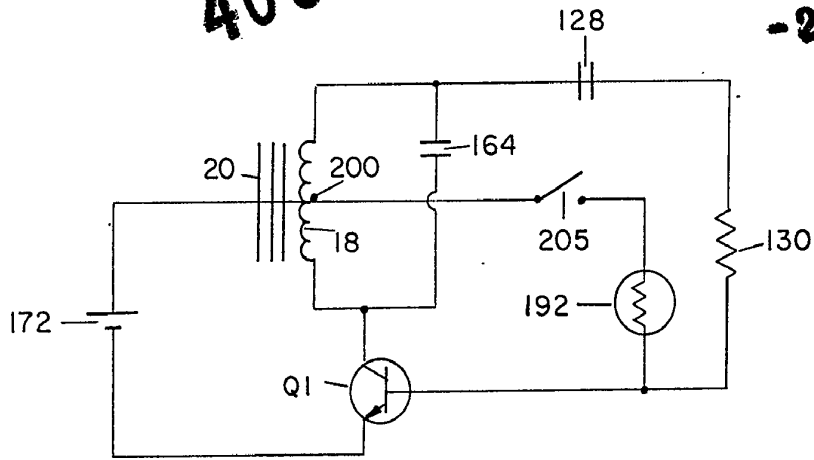
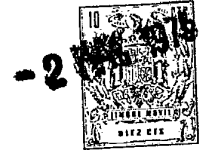


FIG. 14

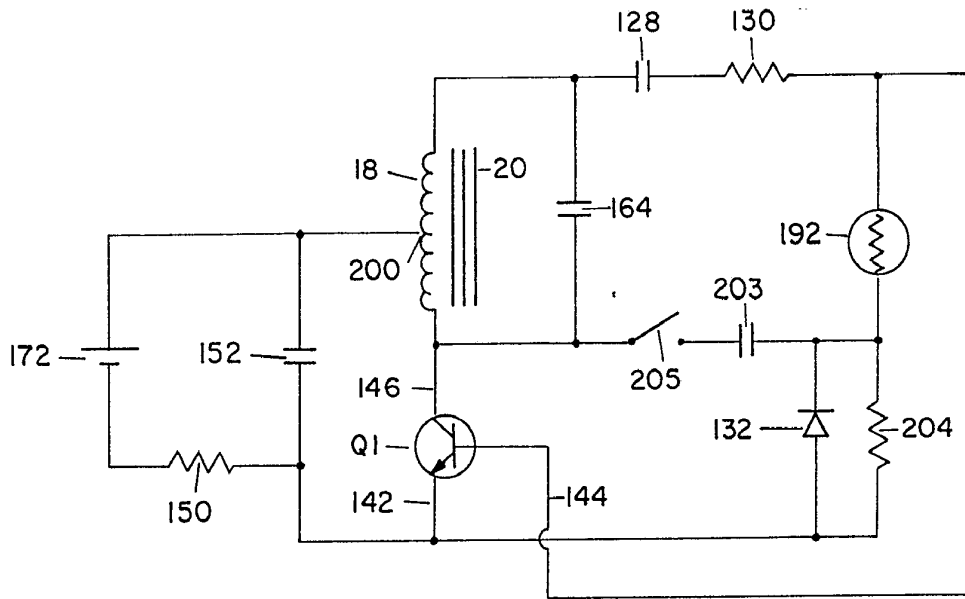


FIG. 15

ESCALA VARIABLE

Madrid, 16 de noviembre de 1972

BERNARDO UNGRIA

p. p.