

377899



P.I. No 377.899

**377899**

SECCION TECNICA
GRUPO C
CLASE <u>A.61</u>
SUBCLASE <u>B</u>

MEMORIA DESCRIPTIVA

correspondiente a la solicitud de una

PATENTE DE INVENCION

Solicitante: AMERICAN OPTICAL CORPORATION

Residencia: SOUTHBRIDGE, Massachusetts, 01550,  
USA.

Enunciado: "MEJORAS INTRODUCIDAS EN MARCA-PASOS  
PARA EL CORAZON".

Prioridad: De la solicitud de patente estadouni-  
dense No. 810.519 del 26 - 3 - 1969

=====

MP.

24 MAR



377899

Extracto de la descripción

El invento está constituido por un marca-pasos de doble acción que funciona solo cuando se necesita. Aunque los marca-pasos ventriculares se utilizan ahora de manera extensa, para un cierto número de pacientes con bradicardia auricular sintomática, pero con conducción AV normal, se ha de preferir la estimulación de las aurículas en lugar de la estimulación de los ventrículos.

El hecho de marcar el paso de las aurículas sin embargo, no protege de por sí contra los peligros de un bloqueo AV imprevisible. Los marca-pasos de doble acción del presente invento, (aurículo-ventricular) que funcionan solo cuando se necesita, proveen la ventaja de una estimulación auricular y protegen igualmente contra la asistolia ventricular. El marca-pasos vigila el electrograma ventricular endocardiaco y programa de manera correspondiente, tanto la estimulación auricular como la ventricular. En enfermos con bradicardia auricular pero conducción AV normal, se estimulan solamente las aurículas. Cuando el estado está complicado con un bloqueo AV, se controlan por medio del marca-pasos tanto las aurículas como los ventrículos. El intervalo entre la estimulación auricular y la ventricular se elige de manera que facilite la secuencia de temporización adecuada aurículo-ventricular. El marca-pasos no compite con contracciones ventriculares espontá-

18-12-72

24



377899

neas.

Descripción del invento

5 El presente invento está relacionado con los marca-pasos y más particularmente con los marca-pasos que funcionan solamente cuando se necesita, destinados a utilizarse con pacientes que presentan bradicardia auricular sintomática y bloqueo AV imprevisible.

10 La actividad eléctrica de un corazón normal empieza con un impulso nervioso producido por un manojó de fibras situadas en el nódulo sino-auricular. El impulso se propaga a través de las dos aurículas mientras que éstas se contraen y aceleran la circulación de la sangre en los ventrículos situados debajo de ellas. La actividad auricular del corazón corresponde a la onda P en la imagen de un electrocardiograma. El impulso eléctrico sigue propagándose a través del nódulo auriculo-ventricular (AV), el que a su vez estimula los ventrículos izquierdo y derecho. Típicamente, transcurre un intervalo de aproximadamente 120-160 milisegundos entre la estimulación auricular y la ventricular. La actividad ventricular corresponde a la porción QRS del electrocardiograma, y tiene típicamente una duración de 80 milisegundos. Hacia el final de cada latido del corazón, los músculos ventriculares se repolarizan y esta porción de la actividad eléctrica del corazón  
15  
20  
25 corresponde a la onda T del electrocardiograma.

24 MAR



377899

En los dos tipos de contracciones, la contracción ventricular es mucho más importante que la contracción auricular. Las contracciones auriculares aumentan la eficacia de las contracciones ventriculares; las contracciones son más eficientes si los ventrículos se llenan previamente de sangre. Mientras que un paciente puede sobrevivir sin acción auricular adecuada, no puede sobrevivir sin contracciones ventriculares. Con un bloqueo AV, es decir un nódulo AV cortocircuitado; la vida no puede mantenerse (a no ser que los ventrículos latan un poco por sí mismas sin estimulación AV, e incluso en este caso el ritmo de los latidos del corazón es generalmente demasiado lento). Con contracciones ventriculares adecuadas, un paciente puede vivir incluso con fibrilación auricular. Por este motivo, los marca-pasos anteriores se han utilizado generalmente para proteger contra la asistolía ventricular. Estos marca-pasos estimulaban los ventrículos de manera continua con un ritmo fijo para controlar su contracción.

Después de utilizar este tipo de marca-pasos durante numerosos años, se introdujeron los marca-pasos que funcionan solo cuando se necesita. En un marca-pasos que funciona solo cuando se necesita, los impulsos eléctricos que estimulan el corazón se suministran solamente en ausencia de los latidos naturales del corazón. Al faltar solamente un latido natural, se produce un solo impul-

10:10:70



- 5 -

377899

so eléctrico. Si falta más de un latido natural del corazón, se suministra un número igual de impulsos eléctricos. Cualquiera que sea el número de estímulos eléctricos producidos, se producen esencialmente con el mismo intervalo de tiempo entre ellos y con relación a los latidos naturales anteriores, que hubiese sido el caso si hubiesen sido todos latidos naturales del corazón. El resultado es un funcionamiento general "integrado" es decir, una cooperación mutuamente exclusiva de los latidos naturales del corazón y de los impulsos de estimulación. El marca-pasos que funciona cuando se necesita, de este tipo, está descrito en la Patente nº 3.345.990, concedida el 10 de Octubre de 1.967.

De modo general, un marca-pasos que funciona cuando se necesita, está destinado a producir un impulso en un tiempo predeterminado después del último latido natural del corazón. Si se produce otro latido natural del corazón durante el intervalo de espera del marca-pasos, no se produce impulso y el periodo de espera empieza de nuevo. Por otra parte, si un latido natural del corazón no se produce al final del periodo de tiempo de espera, se produce un impulso de estimulación. Para el funcionamiento adecuado de un marca-pasos que funciona cuando se necesita, el circuito de marca-pasos debe determinar si se ha producido un latido natural del corazón. La señal eléctrica de ma-



377899

5        yor amplitud producida por la actividad del corazón es el  
      complejo QRS que corresponde a la contracción ventricular.  
      Para determinar si se ha producido un latido natural del  
      corazón, se conecta generalmente un electrodo a un ventrí-  
      culo. Puesto que se necesita en la mayoría de los casos  
      una estimulación ventricular, se puede utilizar el mismo  
      electrodo, tanto para la estimulación de los ventrículos  
      como para la detección de un latido natural del corazón,  
      según se ha descrito en la Patente mencionada más arriba.

10                En presencia de ruido, puede producirse un  
      funcionamiento equivocado de un marca-pasos que funciona  
      cuando se necesita, de este tipo. El ruido puede producir  
      la generación de una señal eléctrica aplicada al electro-  
      do ventricular, y el circuito del marca-pasos puede inter-  
15        pretar este ruido como indicativo de un latido natural del  
      corazón e impedir la producción de un impulso estimulante  
      incluso si éste se necesita. En la Memoria copendiente nº  
      de serie 727.129, solicitada el 11 de Abril de 1.968, se  
      describe un marca-pasos mejorado del tipo que funciona so-  
20        lamente cuando se necesita. En este marca-pasos mejorado  
      del tipo que funciona solamente cuando se necesita, el pe-  
      riodo de espera del marca-pasos no se interrumpe en presen-  
      cia del ruido. Se producen impulsos continuos de estimula-  
      ción, incluso si no se necesitan. Es mejor proveer un im-  
25        pulso incluso si no se necesita que no proveer ningún im-

377899



377899

pulso cuando se necesita.

5 Existen numerosos pacientes con bradicardia auricular sintomática incluso aunque tengan conducción AV normal. En un paciente de este tipo, el ritmo auricular lento hace que el ritmo ventricular se haga mas lento. La estimulación ventricular por medio de un marca-pasos ha sido utilizada en el pasado para curar esta anomalía. Para estos pacientes, sin embargo, sería mejor proveer una estimulación auricular para controlar así, tanto los ritmos auriculares como ventriculares, con el provecho suplementario de la secuencia natural auriculo-ventricular. Pero tal estimulación auricular dejaría al paciente sin protección contra un bloqueo AV imprevisible. Por consiguiente se ha de prever igualmente la estimulación ventricular si viene a ser necesaria.

15 Ambos tipos de acción de marca-pasos pueden realizarse con la utilización de dos marca-pasos individuales. Pero incluso si están combinados en una sola caja se han de superar numerosos problemas, especialmente si se desea un funcionamiento del tipo que actua solamente cuando se necesita. Uno de los problemas más evidentes está relacionado con la secuencia de tiempo de los dos tipos de acción del marca-pasos.

20 Un objeto general del invento consiste en proveer un marca-pasos de acción doble tanto para estimula-

25

24 MAR



377899

ción auricular como para estimulación ventricular, que es preferentemente del tipo que funciona solamente cuando se necesita.

De acuerdo con los principios del invento, la primera función del marca-pasos consiste en producir un impulso de estimulación de las aurículas. Después de un intervalo de tiempo predeterminado, el marca-pasos funciona para producir un impulso de estimulación de los ventrículos. Se proveen tres electrodos, un electrodo neutro, un electrodo para estimulación auricular y un electrodo para estimulación ventricular. En el modo de realización ilustrativo del invento, el electrodo ventricular sirve igualmente para detectar la producción de una contracción ventricular.

El marca-pasos presenta dos tiempos de espera o escape. El intervalo de escape ventricular es de 160-250 milisegundos más largo que el intervalo de escape auricular. El intervalo de escape ventricular es superior al intervalo normal entre dos latidos del corazón. (como en un marca-pasos convencional del tipo que funciona solamente cuando se necesita). El intervalo de escape auricular es superior al intervalo normal entre los latidos auriculares y ventriculares (P y R), pero inferior al intervalo normal entre latidos (R y R). Ambos periodos de espera empiezan con la producción del último latido del corazón (na-

**377899**

tural o estimulado). Si no se produce otra contracción ventricular dentro del periodo de espera auricular, es decir, en ausencia de una contracción ventricular prematura, el impulso estimulante auricular es producido. La aurícula se contrae y llena de sangre los ventrículos. En el caso de que los ventrículos se contraigan (es decir, cuando no hay bloqueo AV) la señal ECG detectada en los electrodos ventriculares repone ambos circuitos de espera y el impulso ventricular no se produce. En el caso de que la contracción ventricular no se produzca, se genera un impulso ventricular al final del intervalo de espera ventricular.

Otros objetos, características y ventajas del invento aparecerán examinando la siguiente descripción detallada conjuntamente con los dibujos, en los que:

La figura 1 es la misma que la figura 1 de la Memoria copendiente nº de serie 727.129 y representa un marca-pasos preferido del tipo que funciona solamente cuando se necesita, para estimulación ventricular, y representa además en líneas gruesas los elementos adicionales del circuito y los cinco conductores 80-84 que se necesitan para conectar el marca-pasos que funciona solamente cuando se necesita de la figura 1 al circuito de estimulación de las aurículas de la figura 3;

La figura 2 representa un electrocardiograma



377899

típico;

La figura 3 representa un circuito de estimulación de aurículas que, cuando se utiliza con el circuito de la figura 1, provee una estimulación doble de acuerdo con el modo de realización preferido del invento;

La figura 4 representa la disposición de las figuras 1 y 3; y

La figura 5 es un diagrama de temporización que ayudará a entender el presente invento.

Salvo por los elementos y conductores representados en líneas gruesas, el circuito de la figura 1 es idéntico al que se describe en la memoria copendiente nº de serie 727.129. (En dicha memoria, el conductor 11 se extiende directamente desde el electrodo E1 hasta el condensador 17, y no existe ningún interruptor FET 92 en el circuito de la señal). Los electrodos E1 y E2 se implantan en el corazón del paciente, siendo el electrodo E2 el electrodo neutro, y estando situado el electrodo E1 de manera que estimule los ventrículos del corazón del paciente.

Cuando el interruptor S está cerrado, el marca-pasos funciona de manera que suministre de modo continuo los impulsos eléctricos con un ritmo fijo. Cuando el marca-pasos funciona únicamente cuando se necesita, el interruptor S está abierto. La corriente circula entre los electrodos E1 y E2 para estimular los ventrículos solamente cuando se nece-

**377899**

sita un estímulo eléctrico.

El condensador 65 sirve para proveer una fuente de corriente cuando se necesita un impulso. En este momento, el transistor T9 conduce y el condensador se descarga a través de los electrodos. El condensador 57 se carga a través de los potenciómetros 35 y 37 hasta que la tensión en sus bornes haga conducir los transistores T7 y T8. En este momento, el condensador 57 se descarga a través de los transistores T7 y T8, el transistor T9 conduce la corriente, y se suministra un impulso al corazón del paciente a partir del condensador 65. El ajuste del potenciómetro 37 controla el tiempo necesario para la descarga del condensador 57, es decir, la anchura de cada impulso. El ajuste del potenciómetro 35 controla el tiempo necesario para que el condensador 57 se cargue a un nivel que produzca la conducción en los transistores T7 y T8, es decir, el intervalo entre impulsos. Normalmente, en ausencia de conducción del transistor T6, el condensador 57 se cargaría y descargaría continuamente, y se suministrarían impulsos al corazón del paciente a intervalos fijos determinados por el ajuste del potenciómetro 35.

El electrodo E1 está acoplado por el conductor 11 a la base del transistor T1. Una representación ECG típica, se muestra en la figura 2, y los transistores T1 y T2 conducen cuando el electrodo E1 detecta una contrac-

24 MAR



377899

ción ventricular que produce una onda R. (Las señales ex-  
cesivas son limitadas por medio del diodo Zener 67 para  
evitar desperfectos en el transistor T1). Con la conduc-  
ción de estos transistores se suministra un impulso posi-  
5 tivo a la base del transistor T6. El transistor T6 condu-  
ce la corriente y el condensador 57 se descarga a través  
de él. De este modo, aunque el condensador estuviera car-  
gándose anteriormente al nivel que hubiese producido la  
generación de un impulso, se descarga y un nuevo tiempo  
10 de espera empieza. Esta disposición asegura que no se ge-  
nera un impulso si se ha producido un latido natural del  
corazón. El intervalo de espera es tal que los impulsos  
se producen con un intervalo entre impulsos ligeramente  
superior a la longitud del intervalo natural deseado entre  
15 latidos. Se produce un impulso estimulante solamente cuan-  
do falta un latido natural del corazón.

Los demás transistores del circuito sirven  
para evitar la conducción del transistor T6 en presencia  
de ruidos. En presencia de ruidos podría ocurrir que el  
20 transistor T6 conduzca la corriente e impida la generación  
de impulsos, incluso cuando se necesite uno de ellos. Por  
este motivo, cuando el marca-pasos detecta ruidos extraños,  
se impide el funcionamiento del transistor T6 y los impul-  
sos se suministran a un ritmo fijo. En la memoria mencio-  
25 nada más arriba se dá una descripción más completa del

**377899**

circuito de funcionamiento de la figura 1.

El modo de realización ilustrativo del invento se obtiene añadiendo los elementos de circuito y los conductores representados en líneas gruesas en la figura 1, y combinando los circuitos de las figuras 1 y 3, según se muestra en la figura 4. El circuito de la figura 3 es, en casi todos los aspectos, idéntico al circuito de la parte derecha de la figura 1. Los varios elementos de circuito de la figura 3 se designan por los mismos números que los elementos equivalentes de la figura 1 añadiendo el signo prima. El conductor 80 une el potenciómetro 35' y la resistencia 59' a un borne de la batería 7, de la misma manera exactamente que el potenciómetro 35 y la resistencia 59 están unidos al mismo borne en la figura 1. El conductor 81 une la base del transistor T7' al otro borne de la batería 7, exactamente de la misma forma que la base del transistor T7 de la figura 1 está unida a éste borne. El conductor 82 une la base del transistor T6' con la parte derecha del condensador 53, exactamente de la misma forma que la base del transistor T6 de la figura 1 está unida a la parte derecha del condensador. El conductor 83 sirve para proveer un neutro común para los circuitos de las figuras 1 y 3. Finalmente, el conductor 84 sirve para conducir una señal para poner fuera de servicio el interruptor FET 92, tal y como se describirá más



377899

adelante.

El electrodo E3 de la figura 3 se implanta en el corazón del paciente para estimular su aurícula. El circuito de la figura 3 funciona exactamente como el circuito de la parte derecha de la figura 1, salvo que cada impulso estimulante produce una contracción auricular en lugar de una contracción ventricular. El condensador 57' se carga a través de los potenciómetros 35' y 37'. Después de un intervalo predeterminado, cuando la tensión del condensador ha alcanzado el nivel necesario para controlar la conducción de los transistores T7' y T8', los dos transistores conducen la corriente y polarizan en el sentido directo la unión base-emisor del transistor T9'. La carga del condensador 65' circula a través del transistor T9' y de los electrodos E2 y E3. La anchura de cada impulso es determinada por el ajuste del potenciómetro 37' que determina el tiempo necesario para que el condensador 57' se descargue a través de los transistores T7' y T8'. El intervalo entre impulsos es determinado por el ajuste del potenciómetro 35' que determina el tiempo necesario para que el condensador 57' se cargue al nivel que produce la conducción de los transistores T7' y T8'.

Cualquier impulso suministrado a través del condensador 53 como resultado de la detección de una onda R hace que el transistor T6' conduzca conjuntamente con



377899

5 el transistor T6. Al mismo tiempo que el condensador 57 se descarga a través del transistor T6, el condensador 56' se descarga a través del transistor T6'. En tal caso, el periodo de espera del circuito de la figura 3 no está terminado y no se produce un impulso estimulante de la aurícula. Por el contrario, el tiempo de espera empieza de nuevo.

10 La figura 5 representa una secuencia de temporización que ayuda a entender el presente invento. Se muestran dos ondas R y éstas representan dos latidos sucesivos (contracciones ventriculares) del corazón del paciente. Típicamente, el intervalo de tiempo entre ellos es inferior a 760 milisegundos. La onda P asociada con la segunda onda R está representada como produciéndose antes de esta última.

15 El potenciómetro 35' tiene un valor tal que el condensador 57' se cargue al nivel necesario para la conducción de los transistores T7' y T8', después de transcurrir 600 milisegundos después de la última descarga del condensador. El impulso de estimulación auricular E3 se representa por consiguiente como produciéndose 600 milisegundos después de la primera onda R. Ha de notarse que las aurículas son estimuladas después de la onda P durante un latido normal del corazón. En realidad, la producción de una onda P es una indicación de que las aurículas

20

25



MAR 1970

- 16 -

377899

se han contraído y que no se necesita un impulso estimu-  
lante de las aurículas en el electrodo E3. Sin embargo,  
si tal impulso se produce después de la contracción auri-  
cular, es decir durante el intervalo refractario de la  
5 aurícula, no tiene efecto sobre la acción del latido del  
corazón del paciente. (La producción de un impulso estimu-  
lante de las aurículas antes de la contracción auricular  
natural puede producir un latido auricular prematuro que  
no es conveniente).

10 El potenciómetro 35 de la figura 1 tiene un va-  
lor tal que el intervalo de espera de la estimulación ven-  
tricular es de 800 milisegundos. Por consiguiente, el im-  
pulso designado por E1 en la figura 5 se representa como  
produciéndose 800 milisegundos después de la primera onda  
15 R, es decir, ligeramente después de la segunda onda R en  
caso de que exista. Si la segunda onda R es detectada en  
el electrodo E1, ambos circuitos de espera se reponen de  
nuevo y no se produce un impulso en el electrodo E1. Es-  
te es el funcionamiento deseado del tipo que se produce  
20 solo cuando se necesita. Si un latido natural del corazón  
no se produce dentro de 800 milisegundos después del ul-  
timo latido del corazón, se genera un impulso en el elec-  
trodo E1 para estimular la contracción ventricular. Con-  
viene notar que si el corazón late naturalmente, el mar-  
25 ca-paso no producirá ninguna estimulación ventricular. Sin



377899

embargo, se producirá una estimulación auricular porque el intervalo de espera de 600 milisegundos del circuito de la figura 3 es inferior al intervalo natural entre impulsos. Pero en el caso de que no se produzca una contracción auricular natural, se necesita la estimulación auricular para que el corazón funcione con mas eficacia. La estimulación ventricular, se provee naturalmente, para corregir cualquier bloqueo AV. Una contracción ventricular normal puede producirse aproximadamente 120 ó 160 milisegundos después de la estimulación auricular. El periodo de espera ventricular del circuito de la figura 3 es de 200 milisegundos más largo que el tiempo de espera auricular del circuito de la figura 1; se permite un tiempo suficiente para que se produzca una contracción ventricular natural antes de un impulso de estimulación ventricular. En general, el periodo de espera ventricular ha de superar el periodo de espera auricular en 160 á 250 milisegundos.

Conviene notar igualmente que el funcionamiento del circuito de la figura 3 está relacionado con la detección de una contracción ventricular por el circuito de la figura 1. Es muy conveniente relacionar el circuito de la figura 3 con el latido del corazón del paciente; cuando se suministra un generador de funcionamiento libre para estimular las aurículas, el ritmo de los latidos



377899

del corazón del paciente puede ser seriamente afectado. Mientras que el ritmo natural puede cambiar, el ritmo del circuito de temporización es invariable. Por este motivo, el condensador 57' se descarga después de cualquier latido del corazón del paciente. Teóricamente, puede ser posible 5 detectar una contracción auricular, es decir, detectar la onda P y descargar el condensador 57' antes de que su tiempo de espera se haya terminado de modo que el impulso de estimulación auricular no se produzca si no se necesita. Sin embargo, es demasiado difícil detectar la onda P debido a su pequeña amplitud en comparación con la onda R. Por este motivo, en el modo de realización ilustrativo del invento, se utiliza la detección de la onda R para reponer el periodo de espera del circuito de la figura 3. Naturalmente esto produce la generación continua de impulsos en 15 el electrodo E3 si el corazón está latiendo normalmente (incluso si no se producen impulsos en el electrodo E1), porque cada onda R es detectada después de que se ha producido el impulso en el electrodo E3. Sin embargo, se ha comprobado que la generación de un impulso estimulante de las 20 aurículas durante el intervalo refractario de la aurícula no interfiere con el latido normal del corazón del paciente. (Esto no es cierto cuando se produce un impulso estimulante de las ventrículas después de una contracción ventricular, y esta es la razón principal de la utilización 25



377899

de los marca-pasos del tipo que funciona solamente cuando se necesita).

5 En algunos casos, es posible que la contrac-  
ción auricular produzca una señal eléctrica en el electro-  
do E1 que dé lugar a la conducción del transistor T1 y a  
que empiecen de nuevo los dos tiempos de espera. Por es-  
te motivo, se intercala el interruptor FET 92 en el con-  
ductor 11 entre el electrodo E1 y el condensador 17 en el  
circuito de base del transistor T1. El interruptor condu-  
10 ce normalmente debido a su conexión a través de la resis-  
tencia 94 con el conductor neutro 9. El impulso negativo  
producido en el electrodo E3 se transmite por el conductor  
84 y a través del diodo 95 al condensador 93. El conden-  
sador se carga y cierra el interruptor FET. Cuando se ter-  
15 mina el impulso de estimulación de las aurículas (después  
de un periodo de tiempo típico de 2 milisegundos), el con-  
densador 93 se descarga a través de la resistencia 94.  
La constante de tiempo de la combinación condensador-resis-  
tencia es tal que el interruptor FET permanece cerrado du-  
20 rante aproximadamente otros 6 milisegundos para evitar una  
detección equivocada de una contracción ventricular duran-  
te otros pocos milisegundos adicionales hasta que todos  
los transitorios se hayan extinguido. De esta manera, el  
circuito de detección de los latidos del corazón queda fue-  
25 ra de servicio durante cada estimulación auricular y duran



377.899

te un corto intervalo de tiempo después de ella. El condensador 91 se provee para transitorios cortos de alta frecuencia, que se producen en el momento de la conmutación TS en el conductor 9.

5 Los intervalos de tiempo de espera de 600 milisegundos y 800 milisegundos representados en la figura 5 no son críticos. Puede permitirse una gran flexibilidad. Generalmente, el intervalo de tiempo de espera del circuito de la figura 3 ha de ser tal que se produzca un  
10 impulso en el electrodo E3 en algún momento entre las ondas P y R después de una onda R anterior. El intervalo de tiempo de espera del circuito de la figura 1 ha de ser tal que se produzca un impulso en el electrodo E1 después de la última onda R que supere el periodo deseado entre  
15 latidos naturales del corazón. Por consiguiente, se ve que el marca-pasos del invento sirve para corregir el estado conocido como bradicardia auricular al mismo tiempo que protege contra la asistolia ventricular. Aunque se ha descrito el invento con referencia a un modo de realización particular, ha de entenderse que este modo de realización  
20 se dá a título meramente ilustrativo de la aplicación de los principios del invento.

Pueden hacerse numerosas modificaciones y se pueden idear numerosas otras disposiciones sin alejarse  
25 del espíritu y del alcance del invento.



**377899**

En resumen, la Patente de Invención, que se solicita deberá recaer sobre las siguientes:

REIVINDICACIONES

5 1. Mejoras introducidas en marca-pasos para el corazón que incluyen un dispositivo de terminales para su conexión al corazón de un paciente con el objeto de producir una estimulación auricular, un dispositivo de terminales para su conexión al corazón del paciente con el objeto de producir una estimulación ventricular, unos medios para  
10 detectar los latidos de dicho corazón del paciente, unos medios para producir un estímulo eléctrico en dicho dispositivo de terminales auriculares después de un primer intervalo de tiempo predeterminado, siguiendo la detección del último latido de dicho corazón del paciente, y unos me  
15 dios para producir un estímulo eléctrico en dicho dispositivo de terminales ventriculares después de un segundo intervalo de tiempo predeterminado después de la detección del último latido de dicho corazón del paciente.

20 2. Mejoras según la reivindicación 1 caracterizadas porque dicho segundo intervalo de tiempo predeterminado es más largo que dicho primer intervalo de tiempo predeterminado.

25 3. Mejoras según la reivindicación 2, caracterizadas porque dicho primer intervalo de tiempo predeterminado es más corto que el intervalo normal entre ondas R



sucesivas en la forma de onda electrocardiográfica de dicho paciente y es más largo que el intervalo normal entre una onda R y la siguiente onda P en la forma de onda electrocardiográfica de dicho paciente.

5

4. Mejoras según la reivindicación 2, caracterizadas porque dicho segundo intervalo de tiempo predeterminado es más largo que el intervalo normal entre ondas R sucesivas de la forma de onda electrocardiográfica de dicho paciente, y porque incluye además unos medios para poner fuera de servicio dicho dispositivo detector durante la producción de un estímulo eléctrico en dicho dispositivo de terminales auriculares.

10

15

5. Mejoras según la reivindicación 4, caracterizadas porque dicho segundo intervalo de tiempo predeterminado es más largo que dicho primer intervalo de tiempo predeterminado en 160-250 milisegundos.

20

6. Mejoras según la reivindicación 2, caracterizadas porque el marca pasos incluye además unos medios para controlar dichos dispositivos de generación auricular y ventricular destinados a producir dichos estímulos eléctricos respectivos independientemente del funcionamiento de dicho dispositivo detector en presencia de ruidos que podrían confundirse con los latidos de dicho corazón del paciente.

25

7. Mejoras introducidas en marca-pasos para el corazón que incluyen unos medios de terminales para su conexión



377899

5 al corazón del paciente para la estimulación auricular, unos medios de terminales para su conexión a dicho corazón del paciente para su estimulación ventricular, un primer circuito de temporización para producir un impulso eléctrico en dichos medios terminales auriculares, un segundo circuito de temporización para producir un impulso eléctrico en dichos medios terminales ventriculares, unos medios para detectar la acción del latido de dicho corazón del paciente, y unos medios que responden al funcionamiento de dicho dispositivo detector para reponer dicho segundo circuito de temporización.

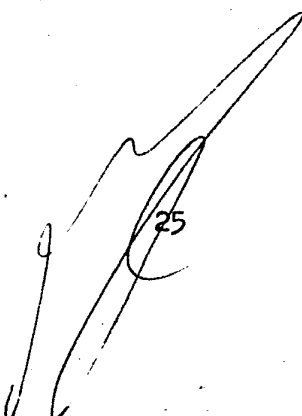
10

8. Mejoras introducidas en marca-pasos para el corazón que incluyen unos medios terminales para su conexión al corazón de un paciente para producir la estimulación auricular, unos medios terminales para su conexión a dicho corazón del paciente, para su estimulación ventricular, unos medios para detectar la acción del latido de dicho corazón del paciente, unos medios para aplicar un impulso eléctrico a dichos medios terminales auriculares después de un primer intervalo de tiempo predeterminado que sigue a la detección del último latido de dicho corazón del paciente, y unos medios para aplicar un impulso eléctrico a dicho dispositivo de terminales ventriculares después de un segundo intervalo de tiempo predeterminado después de la aplicación de dicho impulso eléctrico a dicho dispositivo

15

20

25





377899

- 24 -

auricular terminal solamente en ausencia de la detección de una acción de latido de dicho corazón del paciente después de la producción de dicho impulso eléctrico en dicho dispositivo terminal auricular durante dicho segundo intervalo de tiempo predeterminado.

5

9. Mejoras según la reivindicación 8, caracterizadas porque dicho dispositivo detector sirve para detectar una contracción ventricular de dicho corazón del paciente, y porque incluye además unos medios para poner fuera de servicio el funcionamiento de dicho dispositivo detector durante la aplicación de un impulso eléctrico a dicho dispositivo terminal auricular.

10

10. Mejoras según la reivindicación 8, caracterizadas porque dicho intervalo de tiempo predeterminado es más corto que el intervalo normal entre ondas R sucesivas en la forma de ondas electrocardiográficas de dicho paciente y porque dicho segundo intervalo de tiempo predeterminado es más largo que el intervalo normal.

15

11. Se reivindica por último, como objeto sobre el que ha de recaer la Patente de Invención que se solicita: MEJORAS INTRODUCIDAS EN MARCA-PASOS PARA EL CORAZON.

20

25

---

---

18-17



- 25 -

377899

Todo conforme queda descrito y reivindicado en la presente memoria descriptiva, que consta de veinticinco páginas mecanografiadas y dibujos adjuntos.

Madrid, 24 de Marzo de 1.970

BERNARDO UNGRIA

P.P.

5

10

15

20

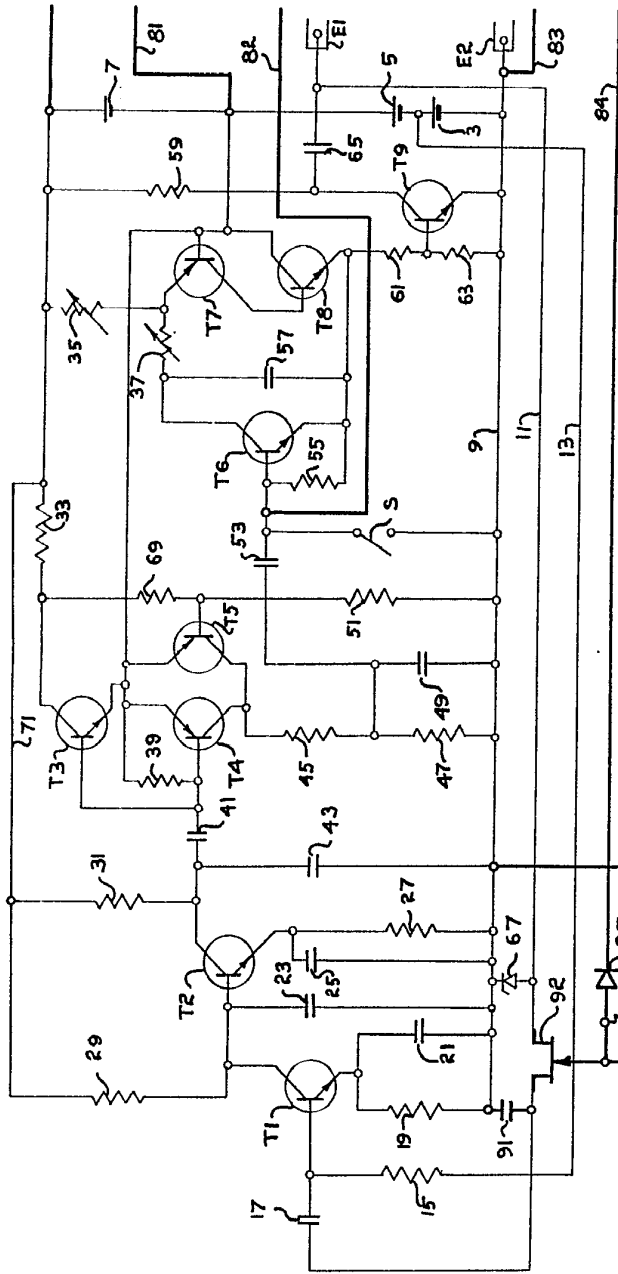
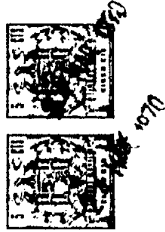


Fig. 1



Fig. 2

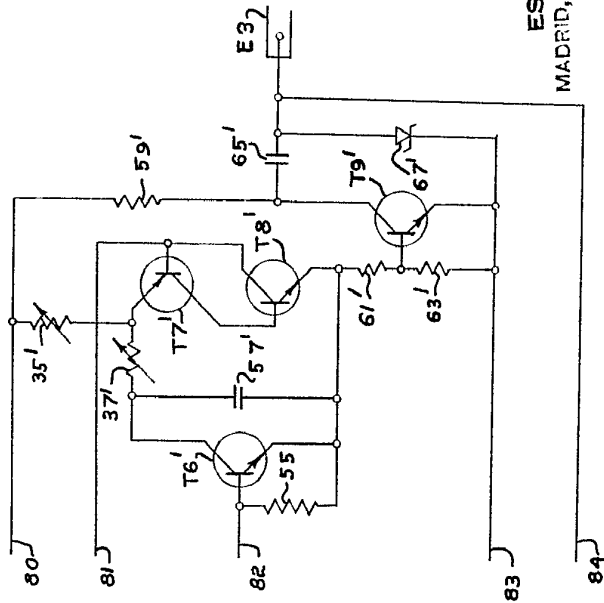


Fig. 3

FIG 1 FIG. 3

Fig. 4

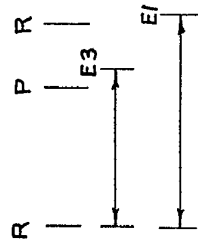


Fig. 5

ESCALA VARIABLE  
 MADRID, 24 DE MARZO DE 1970  
 DEPOSITO UN3817  
 P. R. *470*

77-000

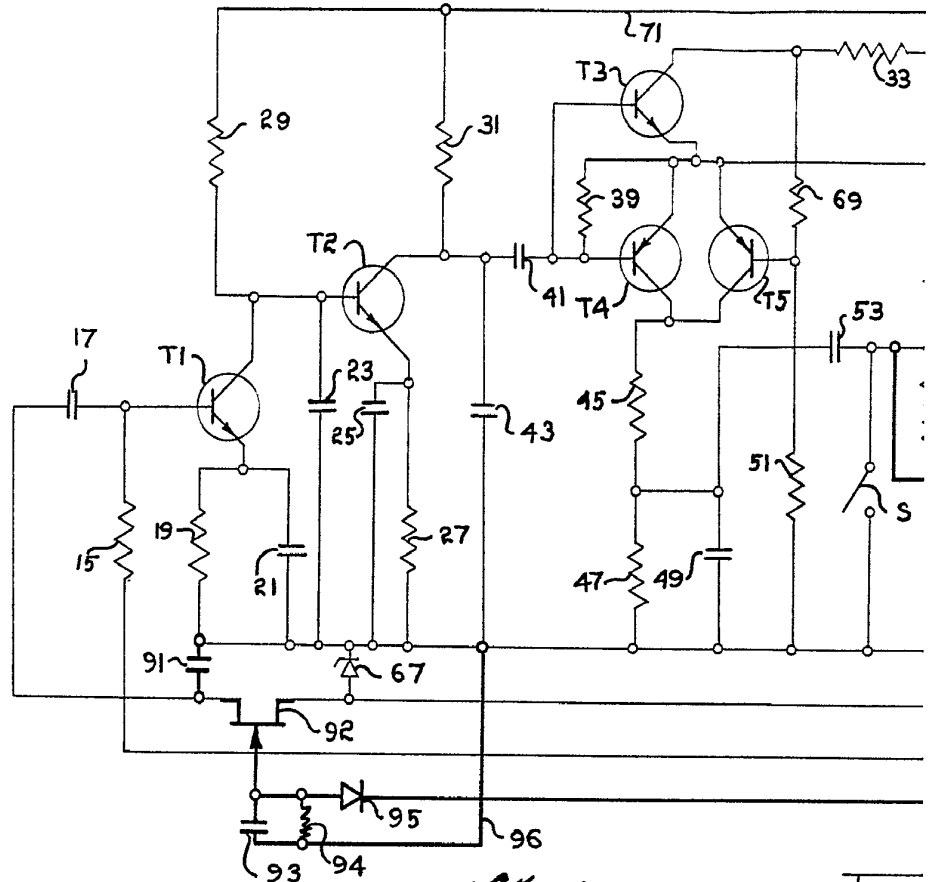


Fig. 1

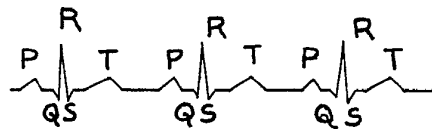


Fig. 2

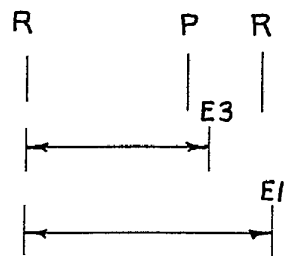


Fig. 5

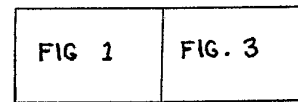
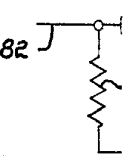


Fig. 4

80

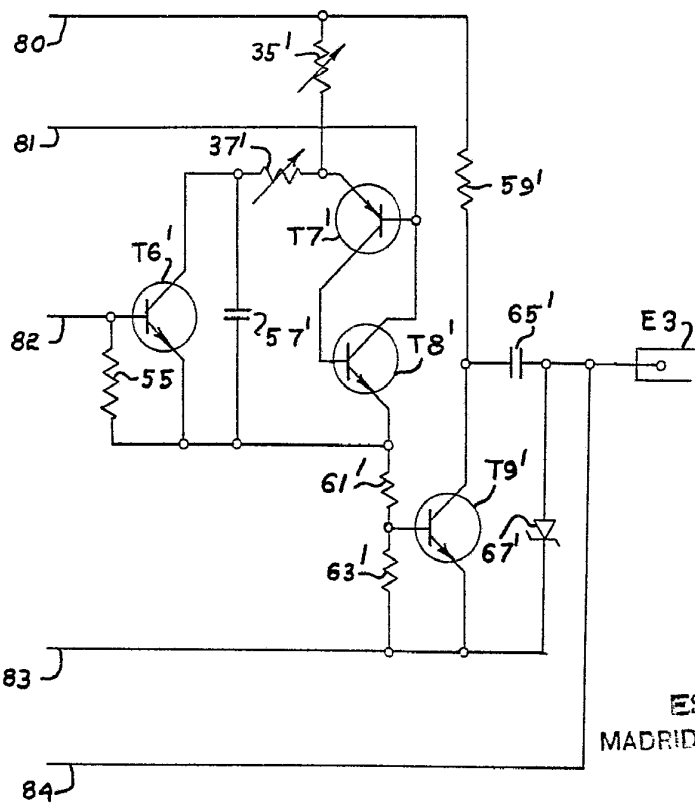
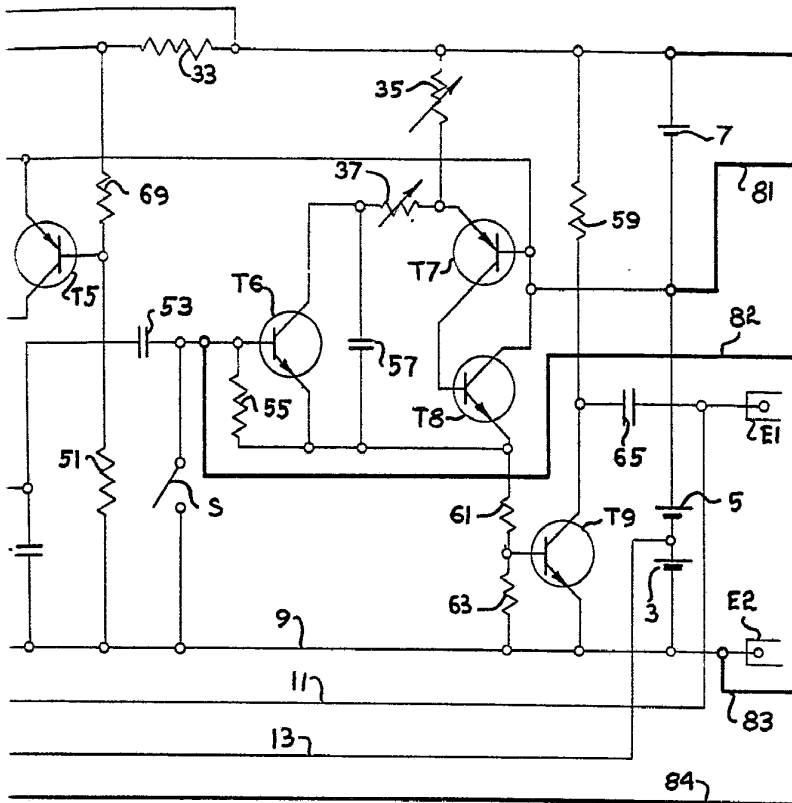
81



83

Fig. 3

84



9.3

ESCALA VARIABLE  
 MADRID, 24 DE MARZO DE 1970  
 BERNARDO MARRAS  
 P. P.

A handwritten signature or set of initials is located at the bottom right of the page, below the printed text.