



23 MAR 1973

382879

Nº 382.879

SECCION TECNICA
CLASIFICACION I.P.C.
CLASE <u>A61</u>
SUBCLASE <u>A</u>

MEMORIA DESCRIPTIVA

correspondiente a la solicitud de una

PATENTE DE INVENCION

Solicitante: ALEXANDER CORNELIS ARNTZENIUS

Domicilio: 24 Van Voorschotenlaan, THE HAGUE, Holanda.

Enunciado: UN APARATO PARA AYUDAR LA CIRCULACION CAR  
DIOVASCULAR.

Prioridad: de la solicitud de patente estadounidense  
nº 879.269 del 24 noviembre 1.969.

MGS.-

POGR  
QUALITY

382879



RESUMEN DE LA INVENCION

1                   Un equipo para favorecer la circulación cardiovascu-  
lar moviendo el cuerpo sincrónicamente con la acción de bom-  
beo del corazón, que comprende un elemento de soporte, pre-  
5                   feriblemente en forma de una mesa que soporta el cuerpo hu-  
mano en posición supina para el movimiento alternativo, un  
dispositivo sensor del latido cardíaco como un electrocar-  
diograma y una fuente de energía, preferiblemente hidráu-  
lico, que responde al dispositivo sensor del latido cardíaco  
10                   moviendo el elemento de soporte sincrónicamente con la  
acción de bombeo del corazón, de preferencia en una direc-  
ción generalmente a lo largo de la dimensión mayor del cora-  
zón y más rápidamente en una dirección que va desde la vál-  
vula aórtica hacia la cúspide del corazón, seguido de un re-  
15                   torno más lento.

DESCRIPCION

                  En general, esta invención se refiere a la ayuda de  
la función de un corazón vivo o de la circulación cardiovas-  
cular alterada de un cuerpo vivo. Más especialmente, se re-  
20                   fiere a un aparato no invasor que es especialmente útil pa-  
ra favorecer la función cardíaca.

                  La mayor parte de los dispositivos existentes para  
favorecer la función cardíaca alterada implican la introduc-  
ción de algún mecanismo externo en el cuerpo del paciente,  
25                   que requiere una acción quirúrgica, tal como una implanta-

34075

382879



1 ción intratorácica o la incisión de una vena sanguínea, con  
el consiguiente retraso, pérdida de sangre, trauma para el  
organismo y riesgo de infección, todo lo cual se agrega a  
la tensión sobre un paciente ya peligrosamente enfermo. Al-  
5 ternativamente, los dispositivos existentes que operan ex-  
ternamente al cuerpo para favorecer la función cardíaca  
pueden producir otros graves daños al paciente mientras se  
intenta restaurar la circulación.

10 Por consiguiente, un objeto principal de la presente  
invención es favorecer la función cardíaca sin ninguna in-  
tervención quirúrgica, evitando con ello todos estos ries-  
gos.

15 Otro objeto de la invención es proporcionar un dis-  
positivo que pueda ser puesto en funcionamiento inmediata-  
mente sin que sea necesario ningún retraso para ningún pro-  
ceso quirúrgico.

20 Todavía es otro objeto de la invención el proporcio-  
nar un dispositivo que pueda ser empleado para la asisten-  
cia temporal o prolongada al paciente y que pueda ser opera-  
do por un personal relativamente poco experto.

25 Con objeto de alcanzar estos objetos, la invención  
proporciona un aparato para auxiliar la acción cardíaca me-  
diante un movimiento alternativo del cuerpo sincrónicamente  
con la acción de bombeo del corazón, de preferencia en una  
dirección generalmente a lo largo de la dimensión vertical

382879



19

1 o mayor del corazón, para aumentar el caudal de sangre pro-  
cedente del corazón. La invención comprende un elemento de  
soporte que sostiene al cuerpo para el movimiento alterna-  
tivo, preferiblemente en una dirección en general a lo lar-  
5 go de la citada dimensión, un dispositivo sensor del latido  
cardiaco y una fuente de energía que responde a dicho  
dispositivo sensor del latido cardiaco para mover alterna-  
tivamente el elemento de soporte sincrónicamente con la  
acción de bombeo del corazón. De preferencia, la citada  
10 fuente de energía mueve alternativamente el elemento de so-  
porte con más rapidez en la dirección que va desde la vál-  
vula aórtica hasta la cúspide del corazón, seguido de un  
retorno más lento para favorecer su acción de bombeo. En  
otro aspecto, la invención comprende un soporte del cuerpo  
15 humano para dicho movimiento alternativo.

Todavía otros objetos, características y ventajas  
de la invención se pondrán en evidencia en la siguiente  
descripción de una realización preferida de la misma, to-  
mada en combinación con los dibujos que acompañan a esta  
20 memoria, en los que:

La Figura 1 es un diagrama del aparato de la inven-  
ción con un paciente sobre la mesa de soporte del mismo,  
junto con un diagrama en bloque del dispositivo para mover  
alternativamente dicha mesa, que responde al latido car-  
25 diaco del paciente que se encuentra sobre la misma;

15-10-73

382879

19A



1 La Figura 2 es un diagrama del ventriculo izquier-  
do y aorta de un corazón humano;

La Figura 3 muestra el trazado del electrocardiogra-  
ma (ECG) de un paciente que está siendo tratado de acuerdo  
5 con la invención, el desplazamiento del cuerpo y la velo-  
cidad resultante de este último;

La Figura 4 muestra la presión en el ventrículo de-  
recho de un paciente que está siendo tratado de acuerdo  
con la invención, el trazado del ECG, el flujo coronario,  
10 el flujo aórtico, la presión ventricular izquierda y el  
desplazamiento del cuerpo por el aparato de la invención;

Las Figuras 5 y 6 son unas vistas laterales y ter-  
minales de la mesa de soporte oscilante de la invención;

La Figura 7 es un diagrama del circuito del siste-  
ma de control electrónico de la invención; y  
15

La Figura 8 es un diagrama del circuito de un detec-  
tor de ondas R y del circuito de rechazo del artefacto, que  
es utilizado cuando se emplea el ECG como señal de opera-  
ción.

20 Refiriéndonos a los dibujos y especialmente a las  
Figuras 1 y 2, el aparato de la invención proporciona de  
forma única un medio de reducir el trabajo realizado por  
un corazón vivo durante el bombeo de la sangre, por acele-  
ración de todo el cuerpo, durante periodos previamente de-  
25 terminados dentro del ciclo cardiaco, habitualmente en una

382879



1            dirección opuesta a la del flujo sanguíneo procedente del  
             corazón, para favorecer la expulsión de esta sangre del  
             ventrículo izquierdo a la aorta y análogamente para favo-  
             recer la expulsión de la sangre del ventrículo derecho (no  
5            mostrado) a la arteria pulmonar (no mostrada) y aumentar  
             el llenado venoso del corazón. También puede ser utilizado  
             para aumentar el trabajo realizado por el corazón con obje-  
             to de acondicionar el mismo y para mantener la resistencia  
             muscular del músculo cardiaco, por ejemplo durante estados  
10            de ingravidez. Para este fin, la aceleración se produ-  
             cirá en la dirección en la que es expulsada la sangre a la  
             aorta.

             La energía para la acción de bombeo del corazón es  
             normalmente suministrada por la contracción de la pared  
15            muscular del corazón. La aceleración del cuerpo por el apa-  
             rato de la invención en una dirección específica, general-  
             mente a lo largo del eje vertical o largo del corazón, en  
             un momento previamente determinado del ciclo cardiaco, con-  
             tribuye a comunicar energía para mover la sangre a la aorta  
20            procedente del corazón, reduciendo en consecuencia la carga  
             de trabajo sobre el músculo cardiaco propiamente dicho y  
             consiguientemente reduciendo la energía consumida por el  
             mismo.

             El aparato de la invención es único y diferente de  
25            todos los restantes métodos actualmente existentes para la

15-10-73

382879



1973

1  
  
  
5  
  
  
10  
  
15  
  
20  
  
25

asistencia cardiaca, comprendida la contrapulsación, en los siguientes hechos:

1. Utiliza una aceleración del cuerpo completo sincrónicamente con el latido cardiaco.
2. Comunica su energía externa al sistema cardiovascular en sístole (contracción) más que en diástole (relajación).
3. No requiere ninguna intervención operatoria o manipulación intravascular ni medidas contra la coagulación.
4. Puede ser aplicado con un mínimo de esfuerzo y tiempo.

En general, como se muestra en los dibujos y especialmente en las Figuras 1, 5 y 6, el aparato de la invención consiste en una mesa 10 que soporta el cuerpo 12 de un paciente para someterle a movimiento alternativo, generalmente a lo largo de la dimensión vertical o larga L del corazón 14, un dispositivo sensor 18 del latido cardiaco que puede ser, preferiblemente, un aparato electrocardiográfico (ECG) o alternativamente un transductor de presión sanguínea, un sensor balístico o similar y un dispositivo de control y una fuente de energía que incluye un detector de frecuencia 22 del latido cardiaco y un circuito disparador 20, un circuito demoratorio 24, un circuito formador de impulsos 26, un circuito de control hidráulico 28 y un sistema de energía hidráulica 29 para mover alternativamente la mesa 10, de

382879



19

1 preferencia más rápidamente en la dirección que va desde  
la válvula aórtica a la cúspide del corazón seguido de un  
retorno más lento. En tratamiento, el paciente es fijado  
con seguridad a la mesa 10 para que se mueva alternativamen-  
5 te con la misma en sincronización con su latido cardiaco de-  
tectado por el dispositivo sensor 18.

La acción del corazón cuando bombea sangre a la  
aorta requiere normalmente la generación de presión median-  
te la contracción y acortamiento de las fibras musculares  
10 de la pared ventricular. Este proceso de producción de  
presión consume oxígeno y generalmente está alterado en el  
miocardio perturbado.

Sin embargo, de forma única, mediante la utilización  
del aparato de la invención se agrega energía a la circu-  
15 lación y al corazón en el momento de la expulsión cuando se  
produce la máxima energía en el acortamiento, reduciendo con-  
siderablemente el gasto de energía por el músculo cardiaco  
para conseguir la expulsión, favoreciendo así y energizando  
la secuencia normal de expulsión ventricular. La "cima R"  
20 de la onda mostrada en el trazado ECG de la Figura 3 prece-  
de al acortamiento del músculo cardiaco en 50-100 milisegun-  
dos y el desplazamiento hacia el pie del paciente está cro-  
nométrado para que se produzca después de este retraso.

En la práctica, se ha observado no solamente que la  
25 circulación total es apoyada durante el uso del aparato de

13-10-73

382879



19 nov

1 la invención de tal forma que la presión ventricular iz-  
quierda, la producción cardiaca y el flujo sanguíneo ar-  
terial coronario vuelven a los niveles de control después  
5 de haber sido gravemente deprimidos (Figura 4), sino que  
también después de que se ha continuado el apoyo durante  
cierto periodo de tiempo, la expulsión y la presión ven-  
triculares permanecen más potentes, incluso después de in-  
terromper el apoyo. En otras palabras, la capacidad del co-  
razón para contraerse no solamente es apoyada por la apli-  
10 cación temporal de este dispositivo sino que incluso se  
mantiene la mejora cuando el tratamiento ha restaurado su  
suministro sanguíneo coronario. Así, el dispositivo de esta  
invención también puede ser utilizado para mejorar el flu-  
jo sanguíneo coronario colateral en situaciones en las que  
15 existe la amenaza de una alteración de la circulación, por  
ejemplo en el infarto de miocardio y, con ello, se reduce al  
mínimo el daño real al músculo cardíaco.

Por lo tanto, el nuevo aparato de la invención hace  
posible la generación, transmisión y control de energía ex-  
20 terna comunicada al corazón de un paciente situado sobre la  
mesa 10. Además, el cuerpo del paciente puede ser acelerado  
rítmica y sincrónicamente con el latido cardíaco, con grados  
variables de magnitud (desde 0 a 3g) y duración (0-100 mili-  
segundos) de la aceleración. Además, las modificaciones del  
25 mecanismo de control hacen posibles unas aceleraciones

382879



19 Nov.

1 fraccionadas durante tiempos diferentes de la fase de ex-  
pulsión, lo que aumenta la eficacia del tratamiento.

5 Definiendo un periodo del latido cardiaco como el  
que transcurre desde una cima R a otra cima R y suponien-  
do que el corazón late del orden de 60 veces por minuto,  
en una operación convencional para ayudar a la circulación  
alterada, la aceleración hacia el pie del paciente estará  
10 cronometrada para coincidir con la expulsión de la sangre  
a la aorta, que se produce de 50 a 100 milisegundos des-  
pués del comienzo de un periodo o generalmente después de  
que ha transcurrido del 5 al 10 % del periodo. Sin embargo,  
en otras aplicaciones, como en el acondicionamiento de un  
corazón sano aumentando la carga de trabajo sobre él, o  
15 para mantener la resistencia muscular del corazón en con-  
diciones de ingravidez, como las que pueden producirse en  
el espacio, la aceleración será cronometrada para que se  
produzca, por ejemplo, después de haber transcurrido menos  
del 5 % del periodo, de forma que el desplazamiento del  
20 paciente aumente el trabajo que debe ser realizado por el  
corazón.

Aunque resultará evidente que la aceleración antes  
descrita es comunicada al cuerpo con referencia a la san-  
gre que está siendo expulsada por el corazón, la fuerza  
acelerante también puede ser aplicada por rotación axial  
25 del cuerpo, por ejemplo por centrifugación del cuerpo en

382879

382879

19 AGO



1  
5  
10  
15  
20  
25

posición supina. En este caso, el corazón puede ser el eje central de rotación pero esto es innecesario para comunicar aceleración a la sangre que entra en la aorta ascendente. Sin embargo, esta realización de la invención no es ilustrada aquí ya que no se ha encontrado que sea superior a la aceleración lineal simple en el eje largo del cuerpo. No obstante, se ha encontrado que es efectiva la rotación del cuerpo sentado en una silla. En esta última situación, la fuerza rotacional se consigue haciendo girar rápidamente a la persona sentada en una dirección frontal. Este tipo de rotación se consigue colocando un par motor sobre el paciente sentado, la fuerza centrífuga acelerando la sangre desde el corazón. No es necesario que el eje central de rotación sea el corazón. La fuerza de aceleración es más intensa cuando el eje de rotación se encuentra a un punto más distante del corazón. Una ventaja de utilizar el corazón como eje de rotación es establecida por el hecho de que el corazón es el punto central de la aceleración y de que el fluido en la aorta descendente es también acelerado alejándose del corazón, lo que no se consigue mediante la aceleración lineal. Como el principal objeto es vaciar el corazón en las venas sanguíneas elásticas, el objeto fundamental de la fuerza es ayudar a los ventrículos y esto puede conseguirse mejor si el corazón no es el eje de rotación. Las velocidades rota-

382879



19 AGO. 1910

1 cionales requeridas cuando el corazón es el centro son  
elevadas y éste ejerce una tensión indebida sobre las  
venas distantes del corazón. La rotación del paciente sen-  
tado es especialmente adecuada para los pacientes cardia-  
5 cos que pueden ser ortopneicos y estar incómodos en la  
posición reclinada. Pueden ser balanceados de un lado a  
otro utilizando la silla como el peso del péndulo de un  
metrónomo, siendo cada oscilación síncrona con el ritmo  
cardíaco. Este medio de aceleración tiene ciertas venta-  
10 jas sobre una fuerza de aceleración lineal en que puede  
ser aplicado durante un mayor periodo de tiempo. La acele-  
ración rotacional se consigue mejor con el paciente en po-  
sición sentada pero también es posible acelerar linealmen-  
te a pacientes en posición supina.

15 También resultará evidente que el aparato antes des-  
crito no aprovecha la fuerza gravitatoria que está influ-  
yendo constantemente en el cuerpo, excepto en las condicio-  
nes de ingravidez en el espacio. Si la aceleración y la  
deceleración se realizan formando ángulo recto con el cam-  
20 po gravitatorio, no es necesario que el paciente sea ace-  
lerado en el mismo grado que en la posición reclinada que  
es horizontal al campo gravitatorio terrestre. En este ca-  
so, el paciente sentado es acelerado hacia la tierra sin-  
crónicamente con el latido cardíaco y lentamente elevado  
25 a su posición en la silla durante el diástole. Aunque es-

382879

19A



1 ta realización de la invención puede ser muy satisfacto-  
ria para algunos pacientes cardiacos, no es satisfacto-  
ria para los pacientes mareados que deben permanecer re-  
costados. Por lo tanto, la descripción detallada de la  
5 realización de la invención estará restringida a la acele-  
ración lineal del paciente supino, mencionando simplemen-  
te que la rotación angular debe proporcionar la misma fuer-  
za que la aceleración lineal.

10 Según la práctica establecida, el paciente se co-  
loca en un lecho. Por lo tanto, la invención describirá  
al paciente en una superficie plana de soporte, aunque re-  
sultará evidente que el paciente puede estar apoyado en  
un medio fluido y ser movido con un sistema fluido, por  
ejemplo.

15 Finalmente, aunque la realización preferida de la  
invención describe una fuerza acelerante, resultará evi-  
dente que también puede emplearse una deceleración, ya que  
ésta también producirá el cambio deseado en la velocidad  
de movimiento del cuerpo.

20 Más específicamente, y refiriéndonos ahora a la  
Figura 1, el paciente está soportado sobre una mesa 10 de  
aceleración lineal, cuya parte superior es de un material  
transparente a los rayos X, como madera o lucita, permi-  
tiendo el registro de imágenes video o cine-angiocardio-  
25 gramas, en caso necesario.

382879



1 El paciente es atado a la mesa 10 mediante un  
colchón que, de acuerdo con otro aspecto de la invención,  
comprende un saco de material laminar flexible 11 que con-  
tiene, por ejemplo, un plástico de espuma rígida de poli-  
5 estireno. Este material, en forma fluída capaz de solidi-  
ficar para proporcionar una masa rígida 13, es inyectado  
en el saco inmediatamente antes de colocar al paciente so-  
bre el mismo. La superficie flexible del saco adopta en-  
tonces un contorno adaptado a las formas corporales del  
10 paciente y en algunos minutos el material solidifica, con-  
virtiéndose en una sustancia endurecida, rígida y no re-  
siliente que proporciona una superficie de soporte infe-  
rior rígida y contorneada. El tórax se deja libre de forma  
que el paciente pueda respirar. Después el paciente se su-  
jeta fíjamente a la parte superior de la mesa y el sopor-  
15 te así proporcionado mediante unas correas 16 adecuadas.

Refiriéndonos a las Figuras 5 y 6, la tabla 10  
está fijada a una base de acero pesada 30 y soportada por  
6 muelles planos 31. Alternativamente, puede estar sopor-  
20 tada por guías, cojinetes de bolas sobre barras cilíndricas  
o un cojín de aire, que más tarde tendrá la ventaja de  
permitir una balistocardiografía simultánea. El servomotor  
hidráulico 34 para mover alternativamente la mesa 10  
está situado inmediatamente debajo de la parte superior  
25 de la misma; está soportado sobre la base 30 y conectado

382879

19



1 a su servoválvula de operación 32. Un potenciómetro 33  
de mesa de desplazamiento está también montado sobre la  
base 30 con su elemento móvil conectado a la mesa 10.

5 La mesa 10 es accionada en respuesta a las seña-  
les que representan la función natural del corazón del  
paciente. La información significativa es la intensidad y  
duración de la contracción del músculo cardíaco y la fre-  
cuencia con que se produce la contracción. Esta actividad  
10 inherente del corazón puede ser medida de una o varias  
formas. Puede obtenerse una señal electrocardiográfica  
(ECG) de unos electrodos unidos al cuerpo; o puede ser re-  
gistrada una señal de presión (o su primera derivada, la  
velocidad de cambio de la presión) procedente de unos  
15 transductores de presión de alta fidelidad dentro de las  
grandes venas del ventrículo. En tercer lugar, puede unir-  
se al cuerpo un transductor de aceleración. Finalmente,  
puede obtenerse un balistocardiograma de frecuencia ultra-  
baja. La elección de la señal dependerá en la práctica de  
la urgencia de la situación. Una señal electrocardiográfica  
20 puede obtenerse en minutos, mientras que una señal de pre-  
sión requiere la inserción del transductor en un catéter.  
Por otra parte, la utilización directa de la presión ten-  
dría la ventaja de sincronizar el funcionamiento del apa-  
rato con la presión a medida que está siendo desarrollada  
25 por el miocardio.

382879



1                    En la realización específica aquí descrita, la  
señal puede ser obtenida de un electrocardiógrafo, que  
procesa un potencial eléctrico desarrollado por el múscu-  
lo cardíaco durante el ciclo del latido cardíaco. La Fi-  
5                    gura 8, como se explicará más adelante, muestra con deta-  
lle el circuito para procesar esta señal cardíaca eléc-  
trica para uso por el sistema de control de la invención,  
mientras rechaza las señales procedentes del paciente que  
no van seguidas de una contracción del músculo cardíaco.

10                    Cualquiera que sea el medio seleccionado para  
representar la función cardíaca, las señales procedentes  
del dispositivo sensor 18 del latido cardíaco son utiliza-  
das para controlar el circuito de control hidráulico 28  
y el sistema de energía hidráulica 29 y determinar así el  
15                    movimiento de la mesa 10.

                    Refiriéndonos de nuevo a la Figura 1, así como  
a la Figura 7, el circuito disparador 20 recibe las seña-  
les amplificadas del sensor 18 del latido cardíaco. Como  
en ritmo normal del sinus, la frecuencia del latido car-  
20                    diaco puede cambiar, la señal procedente del dispositivo  
sensor 18 pasa adicionalmente al detector de frecuencia 22,  
del que deriva la información sobre la frecuencia de la  
función cardíaca natural del paciente para ajustar las po-  
siciones del circuito demoratorio 24 y de la unidad forma-  
25                    dora de impulsos 26. La longitud del tiempo de demora o

SECRET

382879



19 AGO

1 la anchura del impulso procedente de la unidad formado-  
ra de impulsos 26 pueden ser entonces alteradas automá-  
ticamente para reflejar los cambios en el intervalo del  
latido cardiaco. Estos circuitos pueden ser, y preferi-  
blemente son, ajustables manualmente por medios adecuados  
5 durante la operación. El circuito disparador 20 deriva de  
la señal amplificada un impulso disparador, que es introdu-  
cido en el circuito de demora 24 y después es introducido,  
con la demora, en la unidad formadora de impulsos 26.

10 El circuito formador de impulsos 26 forma un im-  
pulso que después es introducido en el circuito de con-  
trol hidráulico 28, que envía un impulso propulsor a la  
servoválvula electrohidráulica en dos fases 32, que a su  
vez controla la operación de un servomotor hidráulico de  
cilindro y pistón 34 que impulsa a la mesa 10. La ampli-  
15 tud del impulso propulsor puede ser utilizada para contro-  
lar la magnitud de la aceleración y su anchura puede ser  
aplicada para controlar la duración. El servomotor 34 im-  
pulsó la mesa con una aceleración que corresponde en pola-  
20 ridad, magnitud y duración al impulso procedente del cir-  
cuito de control 28.

Los impulsos procedentes del circuito formador  
de impulsos 26 son introducidos en un elemento 50 de pri-  
mer orden. Como la constante de tiempo de este elemento de  
25 primer orden es alrededor de un segundo y los impulsos son

382879



19 AB

1 solamente máximos durante unos 100 milisegundos, la se-  
ñal de salida contiene algunos flancos inclinados cuya  
pendiente es proporcional a la altura del correspondiente  
impulso de entrada. Este flanco inclinado en la señal re-  
5 presenta la integral del impulso correspondiente. La se-  
ñal de salida del elemento de primer orden 50 atraviesa  
el interruptor principal de encendido y apagado 52; la  
magnitud del voltaje puede ser variada mediante el poten-  
ciómetro de control 53, desde el cual el impulso pasa a  
10 través de la unidad del amplificador de ganancia de volta-  
je invertido 54 hasta un potenciómetro 56.

Para evitar los daños del servomotor 34 debidos  
a un desplazamiento excesivo de la mesa 10 producido  
por una velocidad de repetición anormalmente irregular del  
15 tren de impulsos, se incluye en el sistema de control  
una unidad centradora 70. Un voltaje procedente del poten-  
ciómetro de desplazamiento 33 situado en la mesa 10, que  
pasa a través de un potenciómetro ajustador de la ganancia  
62, proporciona una señal de retroalimentación de la posi-  
20 ción. Cuando el voltaje del potenciómetro retroalimentador  
33 es igual a los voltajes constantes +V, -V, indicando  
que la mesa 10 ha alcanzado un desplazamiento máximo en  
cualquier dirección, uno de los comparadores 72 genera un  
impulso que energiza un relé y la señal de retroalimen-  
25 tación de posición es introducida directamente en el inte-

13:40:30

382879



1 grador 64, con un factor de amplificación de 10. La di-  
rección del desplazamiento es indicada por el voltaje  
en el potenciómetro 62. Entonces el integrador 64 genera  
muy rápidamente una señal de salida que fuerza a la me-  
5 sa 10 a volver a la posición central. El relé permanece  
cerrado hasta que la mesa 10 vuelve a la posición central.

La Figura 8 muestra un detector de onda R y un  
circuito de rechazo del artefacto que puede ser utilizado  
con el dispositivo sensor 18 del latido cardíaco para pro-  
10 porcionar unas señales de entrada mejoradas al circuito  
disparador 20 y al detector de frecuencia 22. Este circui-  
to genera un impulso que inicia cada ciclo de la mesa 10  
en un punto previamente determinado en cada segmento Q a  
R del electrocardiograma del paciente (Figura 3). El cir-  
15 cuito incluye medidas para reducir al mínimo las posibili-  
dades de perder un complejo QRS debido a desviaciones de  
la línea básica o variaciones de amplitud. El sistema tam-  
bién rechaza los artefactos que son generados por la ace-  
leración de la mesa o por otros músculos del cuerpo del  
20 paciente.

Como muestra la Figura 8, la señal ECG amplifi-  
cada pasa desde el preamplificador 80, a través de un fil-  
tro 81 de paso de doble banda, hasta la entrada de un in-  
terruptor electrónico 82. El filtro de paso de banda 81  
25 rechaza los componentes de baja frecuencia y alta frecuencia

382879

19A



1 que no son necesarios para detectar el complejo QRS. La  
señal ECG filtrada atraviesa un interruptor electrónico  
82 y un multivibrador 83 de un disparo hasta llegar a un  
5 detector 84 del pico de amplitud cuya salida es una medi-  
da de la amplitud más reciente del pico QRS. Un potenció-  
metro comparador 85, ajustado manualmente, permite la  
selección de cierta fracción de esta amplitud del pico  
almacenada como nivel señalizador para el próximo comple-  
jo QRS.

10 Cuando la amplitud instantánea del complejo QRS  
es exactamente igual a la fracción de la amplitud del  
pico previo, es aplicado un impulso propulsor al control  
lógico de la mesa 10 y a un sistema de demora en el detec-  
tor R constituido por otro interruptor electrónico 86  
15 y un detector de pico de amplitud 87 conectado a un mul-  
tivibrador 83. El detector de pico 87 está provisto tam-  
bién de un potenciómetro comparador 88. La señal a través  
del circuito de demora bloquea de esta forma al multivi-  
brador de un disparo 83 durante un periodo de tiempo ade-  
cuado. La señal ECG es por lo tanto separada del detector  
20 de pico durante esta demora, asegurando que solamente es  
almacenada la amplitud R. La demora es ajustada dinámicamente  
al promedio de una secuencia reciente de intervalos  
R a R de forma que las características de rechazo del ar-  
tefacto del circuito pueden seguir las pequeñas variacio-  
25

382879



1 nes del ritmo cardiaco. Sin embargo, el uso del circui-  
to de la Figura 8, aunque conveniente, no es esencial  
para la invención.

5 Cuando el aparato de la invención se utiliza en  
el tratamiento de un paciente, las señales, preferible-  
mente procedentes de un electrocardiógrafo (ECG) represen-  
tando la función inherente del corazón del paciente, son  
transmitidas por el sensor 18, con o sin el circuito de  
10 la Figura 8, al circuito disparador 20 que deriva de las  
mismas un impulso disparador para iniciar el proceso de  
control para acelerar al paciente. Como el ciclo eléctri-  
co del latido cardiaco está algo adelantado a la acción  
muscular del corazón y como la frecuencia de los latidos  
cardiacos puede variar con el tiempo, se agrega al cir-  
15 cuito 24 una demora determinada por las características  
de la función cardiaca natural para garantizar que la  
aceleración del paciente por la mesa se produce en el mo-  
mento en que el corazón bombea sangre a la aorta.

20 El circuito formador de impulsos 24 genera un  
impulso de control en respuesta al impulso disparador  
retardado y a la frecuencia observada por el detector 22,  
y el circuito de control hidráulico 28 acciona el sistema  
de energía hidráulica 29 para acelerar la mesa 10. Cuan-  
do el corazón del paciente expulsa sangre a la aorta, la  
25 tabla 10 acelera simultáneamente al paciente a lo largo

382879



1946

1 de la línea L (Figuras 1 y 2) en la dirección opuesta  
al flujo de la sangre, es decir, hacia los pies del pa-  
ciente. La magnitud y duración de esta aceleración co-  
rresponde a las características del impulso de control y,  
5 por lo tanto, finalmente a la señal que representa la  
función cardíaca natural del paciente. Después de que el  
paciente ha sido movido rápidamente hacia los pies, de  
esta forma, la mesa 10 vuelve más lentamente a su posición  
10 inicial durante el periodo en el que el corazón del pa-  
ciente se está llenando de nuevo con sangre. Como el cuer-  
po y las vasijas sanguíneas del paciente, incluida la  
aorta, son acelerados en una dirección opuesta al flujo  
de la sangre expulsada por el corazón, el trabajo que de-  
be ser realizado por el músculo cardíaco para acelerar la  
15 sangre fuera del corazón es reducido en consecuencia y las  
demandas de energía y oxígeno sobre el corazón son dismi-  
nuídas mientras se favorece la circulación de la sangre.

Una mejor circulación produce un suministro me-  
jorado de oxígeno al corazón así como al resto del cuerpo  
20 y la función cardíaca mejora correspondientemente. El apa-  
rato se continúa utilizando durante todo el tiempo necesa-  
rio.

Como se ha señalado anteriormente, el aparato de  
la invención puede ser utilizado para fines distintos de  
25 la asistencia a la circulación cardiovascular alterada,

382879

23



1 por ejemplo para el acondicionamiento del corazón como  
es conveniente durante las condiciones de ingravidez o  
para mejorar el flujo sanguíneo coronario colateral en  
situaciones en las que existe la amenaza de una circula-  
5 ción alterada.

Para los expertos en la técnica resultarán evidentes otros aspectos y variaciones de la invención, dentro del espíritu de la misma y del alcance de las reivindicaciones del apéndice.

10 En resumen, la patente de invención que se solicita recaerá sobre las siguientes:

REIVINDICACIONES

15 1. Un aparato para ayudar la circulación cardiovascular moviendo el cuerpo sincrónicamente con la acción de bombeo del corazón caracterizado porque comprende:  
un elemento de soporte que sostiene el cuerpo  
para el movimiento  
un dispositivo sensor del latido cardiaco y  
una fuente de energía que responde a dicho dis-  
20 positivo sensor del latido cardiaco para mover el citado soporte sincrónicamente con la acción de bombeo del corazón.

25 2. Un aparato según la reivindicación 1, en el que la iniciación del movimiento de dicho soporte por dicha fuente de energía es demorada con respecto al momento

ME

382879

23



1 detectado de un latido cardiaco individual.

3. Un aparato según la reivindicación 1, en el que la fuente de energía mueve a dicho soporte en una dirección generalmente a lo largo de la dimensión mayor del corazón.

5  
4. Un aparato según la reivindicación 3, en el que dicha fuente de energía mueve al citado soporte más rápidamente en una dirección que va desde la válvula aórtica hasta la cúspide del corazón, seguido de un retorno más lento.

10 5. Un aparato según la reivindicación 1, en el que la citada fuente de energía es operada hidráulicamente.

6. Un aparato para ayudar la circulación cardiovascular moviendo el cuerpo sincrónicamente con la acción de bombeo del corazón, caracterizado porque comprende:

15 un elemento de soporte que sostiene el cuerpo para el movimiento

20 un dispositivo sensor del latido cardiaco que detecta el tiempo y la amplitud de los latidos cardiacos individuales y

una fuente de energía que responde al tiempo y a la amplitud de los latidos cardiacos individuales para mover el citado soporte.

25 7. Un aparato según la reivindicación 6, en el que la citada fuente de energía mueve a dicho soporte más

ME

10490473

382879



1 rápidamente en una dirección que va desde la válvula aórtica hasta la cúspide del corazón, como función inversa de la amplitud del latido cardiaco.

5 8. Un aparato para ayudar la circulación cardiovascular mediante un movimiento alternativo del cuerpo sincrónicamente con la acción de bombeo del corazón, caracterizado porque comprende:

un elemento de soporte que sostiene el cuerpo para el movimiento alternativo

10 un dispositivo sensor del latido cardiaco que detecta el tiempo de los latidos cardiacos individuales y la frecuencia del latido y

15 una fuente de energía que responde a los latidos cardiacos individuales y a la frecuencia de los mismos para mover alternativamente el citado soporte, sincrónicamente con la acción de bombeo del corazón.

20 9. Un aparato según la reivindicación 8, en el que la iniciación del movimiento alternativo de dicho soporte por dicha fuente de energía es demorada con respecto al tiempo detectado de un latido cardiaco individual en un tiempo de demora que es una función de la frecuencia del latido cardiaco.

25 10. Un aparato según la reivindicación 8, en el que el citado dispositivo sensor del latido cardiaco detecta además la amplitud del latido y en el que la citada

ME

382879



1 fuente de energía responde a dicha amplitud.

5 11. Un aparato para ayudar la circulación cardiovascular mediante un movimiento alternativo del cuerpo sincrónicamente con la acción de bombeo del corazón, cuyo aparato se caracteriza porque comprende

un elemento de soporte que sostiene el cuerpo para el movimiento alternativo en una dirección generalmente a lo largo de la dimensión mayor del corazón,

10 un dispositivo sensor del latido cardiaco que incluye un ECG que detecta el tiempo de cada latido cardiaco individual, su amplitud y la frecuencia del latido cardiaco,

15 una fuente de energía que responde a dicho dispositivo sensor del latido cardiaco para mover el citado soporte sincrónicamente con la acción de bombeo del corazón, estando demorada la iniciación del movimiento alternativo de dicho soporte por dicha fuente de energía con respecto al tiempo detectado de un latido cardiaco individual en un tiempo de demora que es una función de la frecuencia del latido cardiaco, moviendo la citada fuente de energía al soporte más rápidamente en una dirección que va desde la válvula aórtica hasta la cúspide del corazón, como función inversa de la amplitud del latido cardiaco.

20 12. Un aparato para ayudar la circulación cardiovascular mediante un movimiento alternativo del cuerpo,

ME

382879

23



1           sincrónicamente con la acción de bombeo del corazón, cuyo  
aparato se caracteriza porque comprende

          un elemento de soporte que sostiene el cuerpo  
para el movimiento alternativo

5           un dispositivo sensor del latido cardiaco que  
proporciona una señal de cada latido cardiaco individual

          una fuente de energía hidráulica para mover  
alternativamente dicho soporte, más rápidamente en la di-  
rección que va desde la válvula aórtica hasta la cúspide  
10          del corazón, seguido de un retorno más lento, respondi-  
do dicha fuente de energía a la citada señal del latido  
cardiaco para iniciar el movimiento de dicho soporte en  
la dirección indicada, en un punto previamente determinado  
del ciclo del latido cardiaco.

15          13. Un aparato según la reivindicación 12, en  
el que

          el dispositivo sensor del latido cardiaco ci-  
tado comprende además:

20          un dispositivo detector de la frecuencia del  
latido cardiaco para detectar la frecuencia del latido  
cardiaco natural y

          la citada fuente de energía comprende además:

          un dispositivo disparador que responde al ci-  
tado dispositivo sensor para formar un impulso disparador,

25          un dispositivo de demora que responde a dicho

ME

382870

23



1 dispositivo detector y a dicho dispositivo disparador para  
comunicar una demora apropiada a dicho impulso disparador,  
un dispositivo formador de impulsos que responde  
a dicho dispositivo de demora, al citado dispositivo dispa-  
5 rador y al citado dispositivo detector, para formar impulsos  
para controlar el movimiento alternativo de la citada fuen-  
te de energía.

10 14. Un aparato según la reivindicación 13, en el  
que la citada fuente de energía hidráulica comprende un ser-  
vomotor hidráulico para accionar el soporte mencionado, con-  
trolado por una válvula hidráulica que responde al citado  
dispositivo formador de impulsos.

15 15. Se reivindica por último como objeto sobre el  
que ha de recaer la patente de invención que se solicita:  
UN APARATO PARA AYUDAR LA CIRCULACION CARDIOVASCULAR.

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

Madrid, 19 agosto 1.970

BERNARDO UNGRIA

p.p.

25

ME



FIG 1

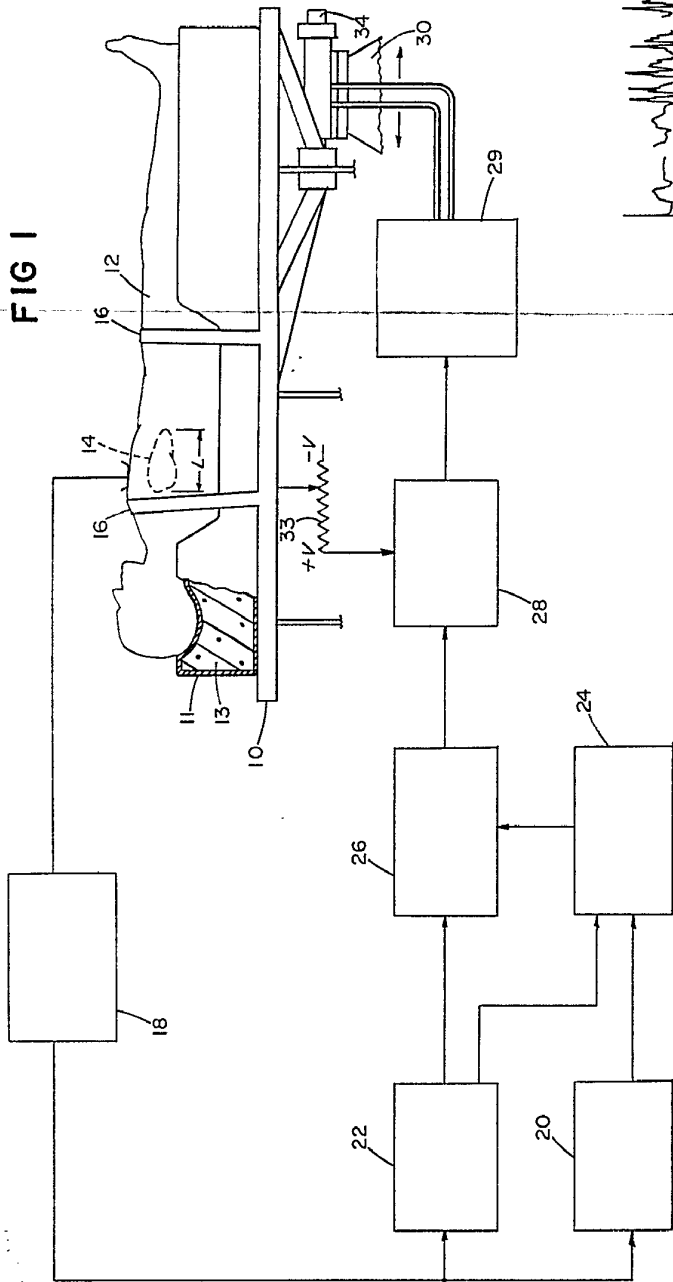


FIG 2

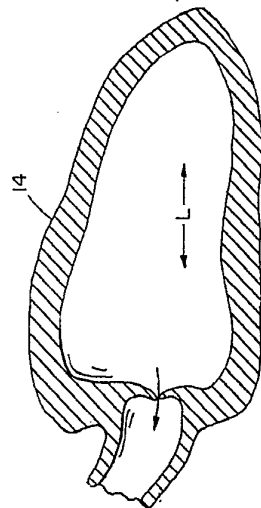


FIG 3

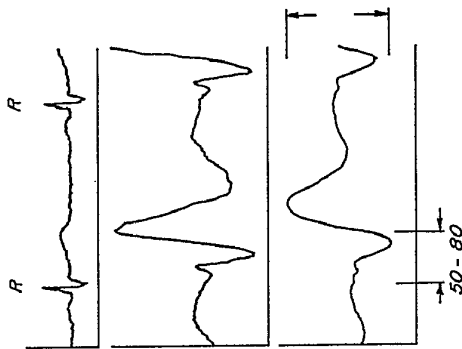
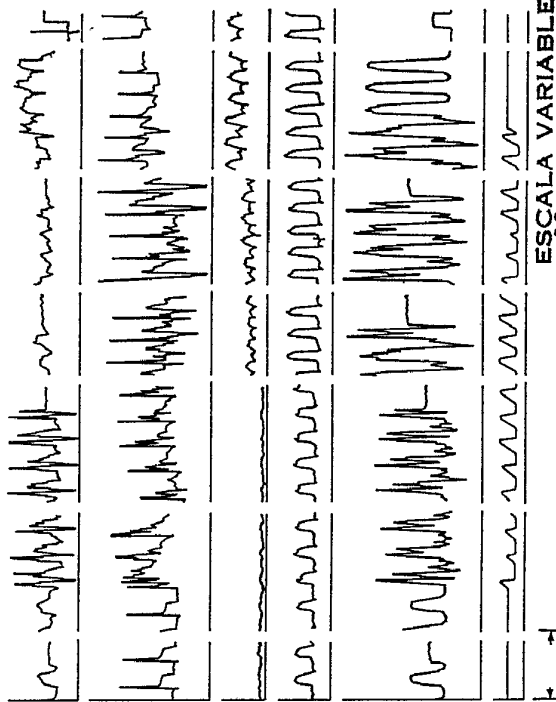


FIG 4



ESCALA VARIABLE  
 MADRID, 19 DE ABRIL DE 1970.  
 BERNARDO UNGERER  
 P. P.

*[Signature]*

FIG

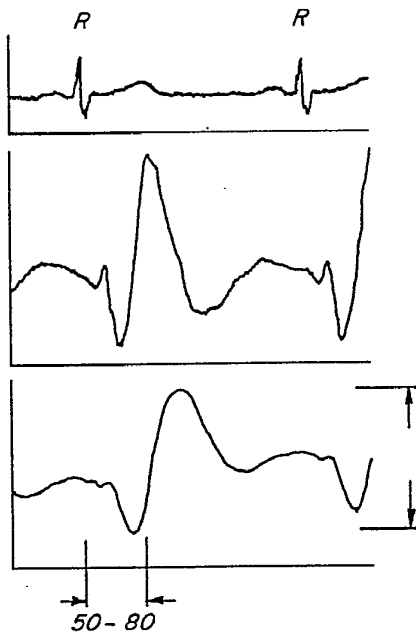
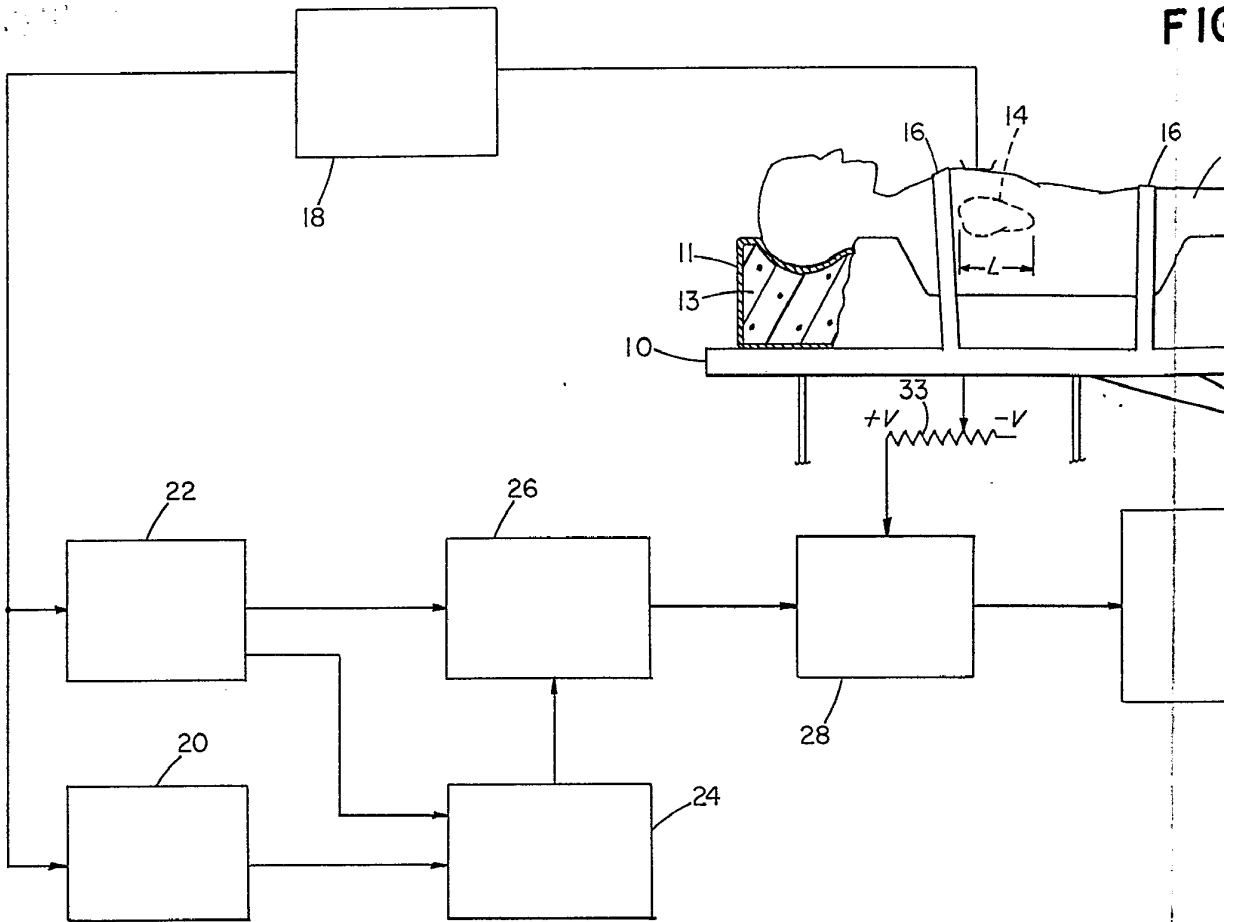
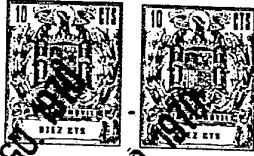


FIG 3



382879

FIG 1

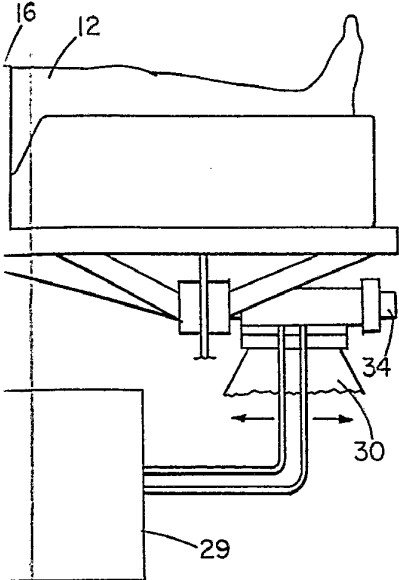


FIG 2

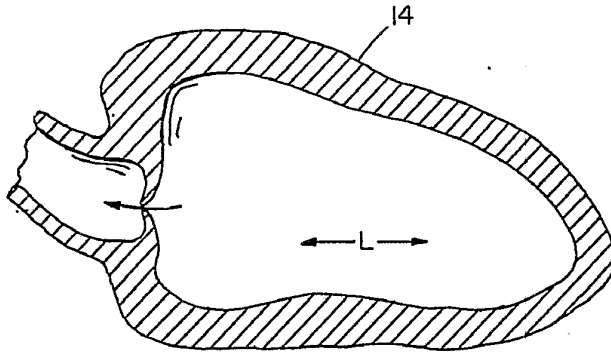
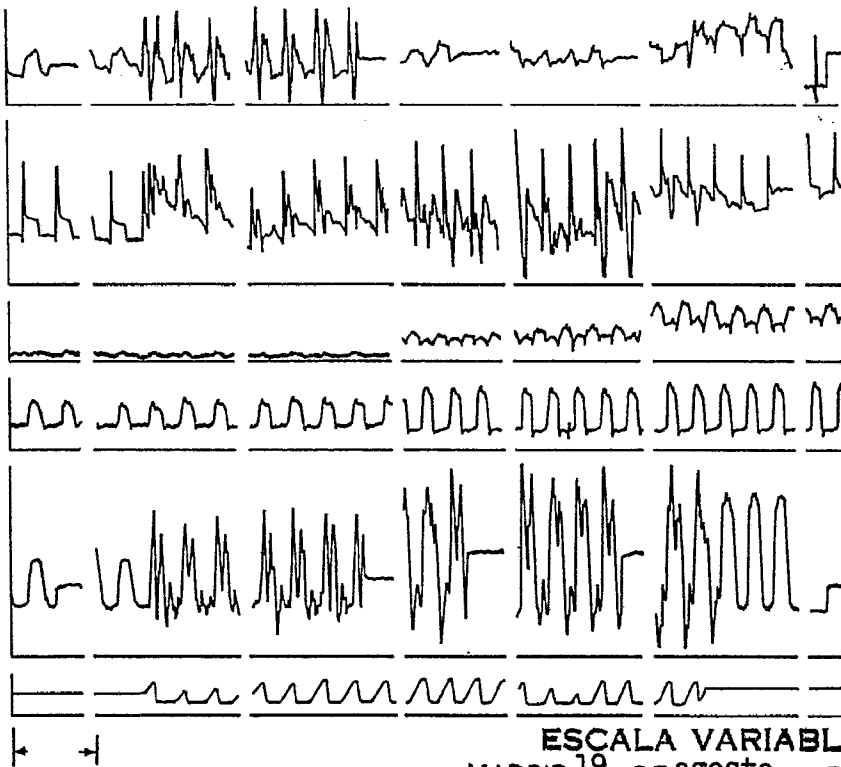


FIG 4



ESCALA VARIABLE  
MADRID, 19 DE agosto DE 1970  
BERNARDO UNGRÍA  
P. P.

382879

19 46 19 46 382879

FIG 5

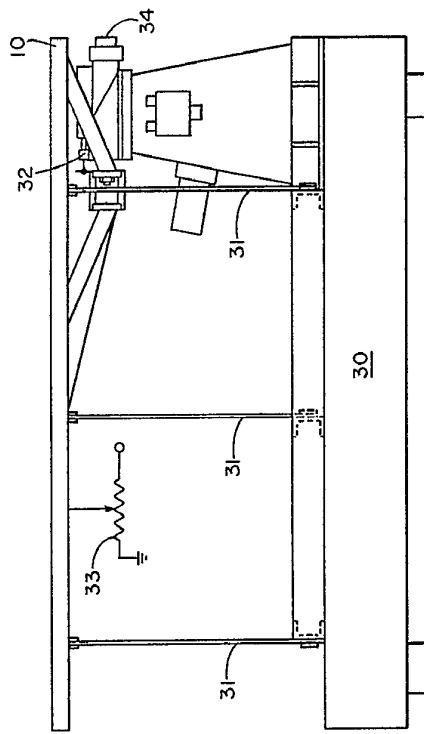
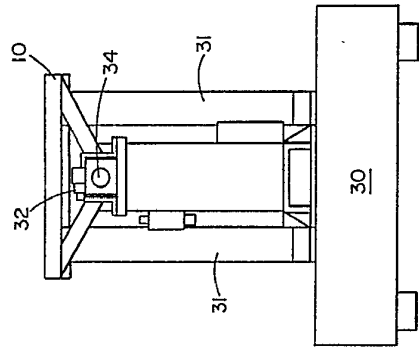
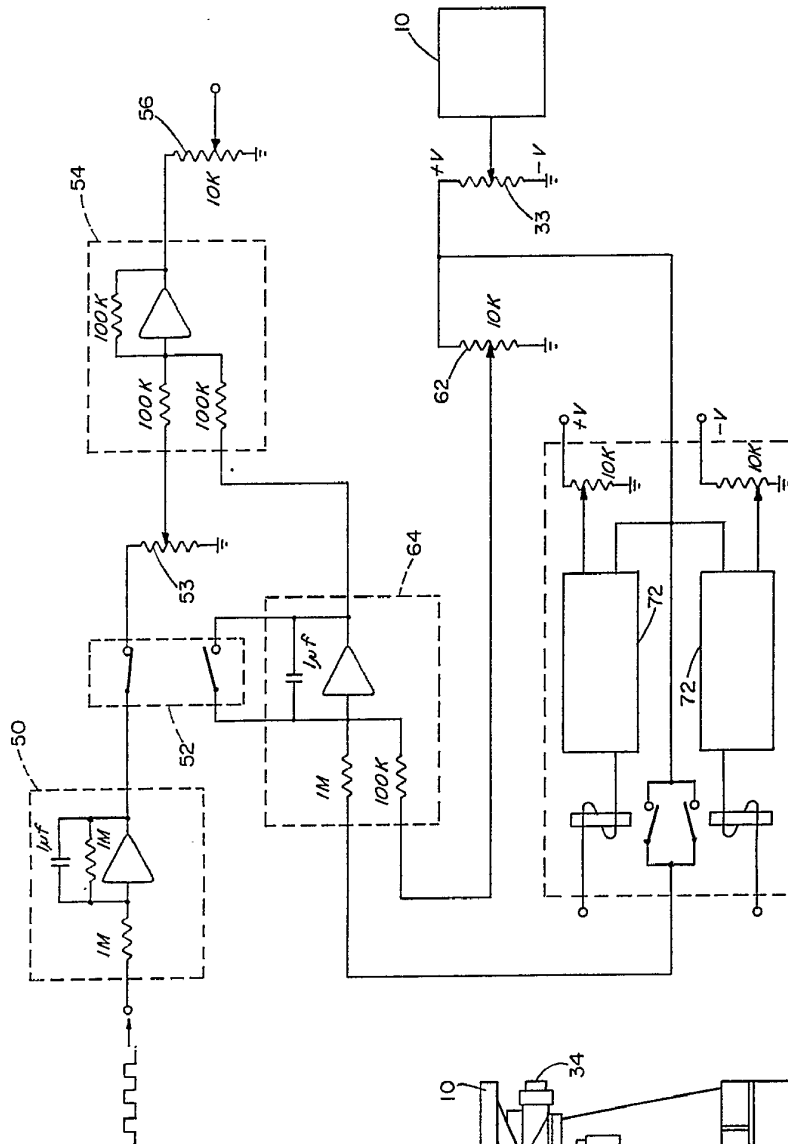


FIG 6

FIG 7



ESCALA VARIABLE  
 MADRID, 19 DE ABRIL DE 1970  
 BERNARDO LUNGERIA  
 P. P.

382879

FIG 5

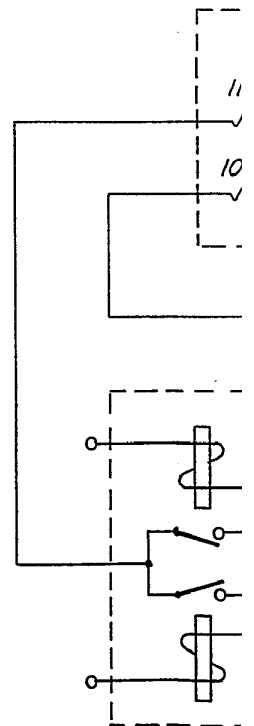
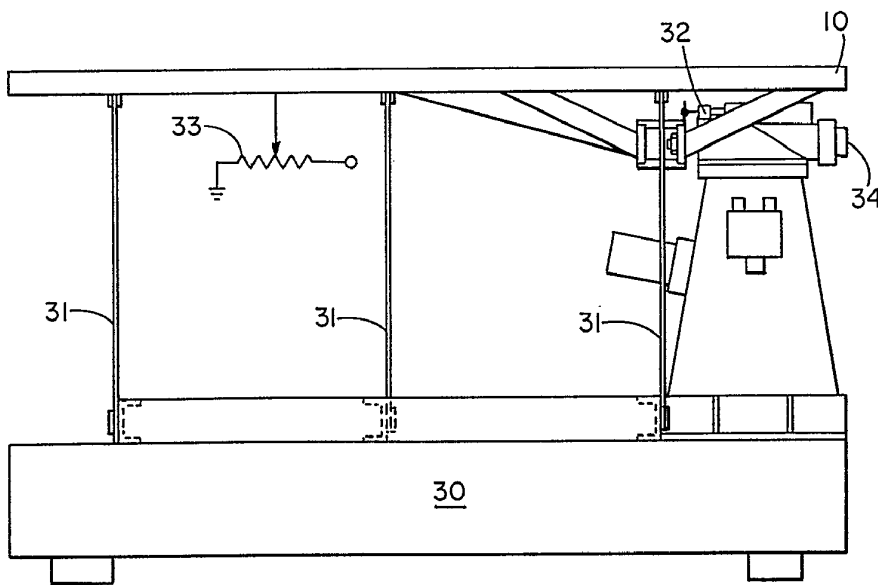
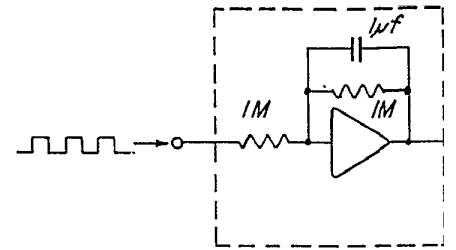
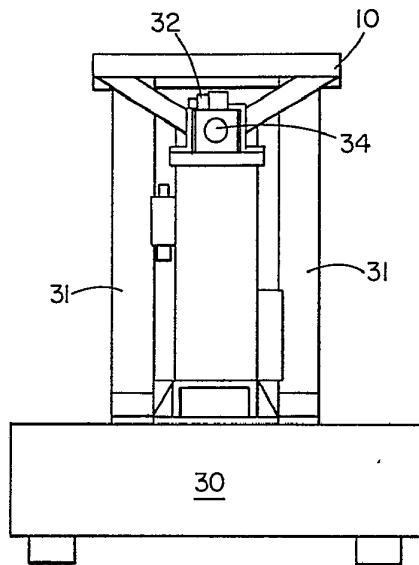
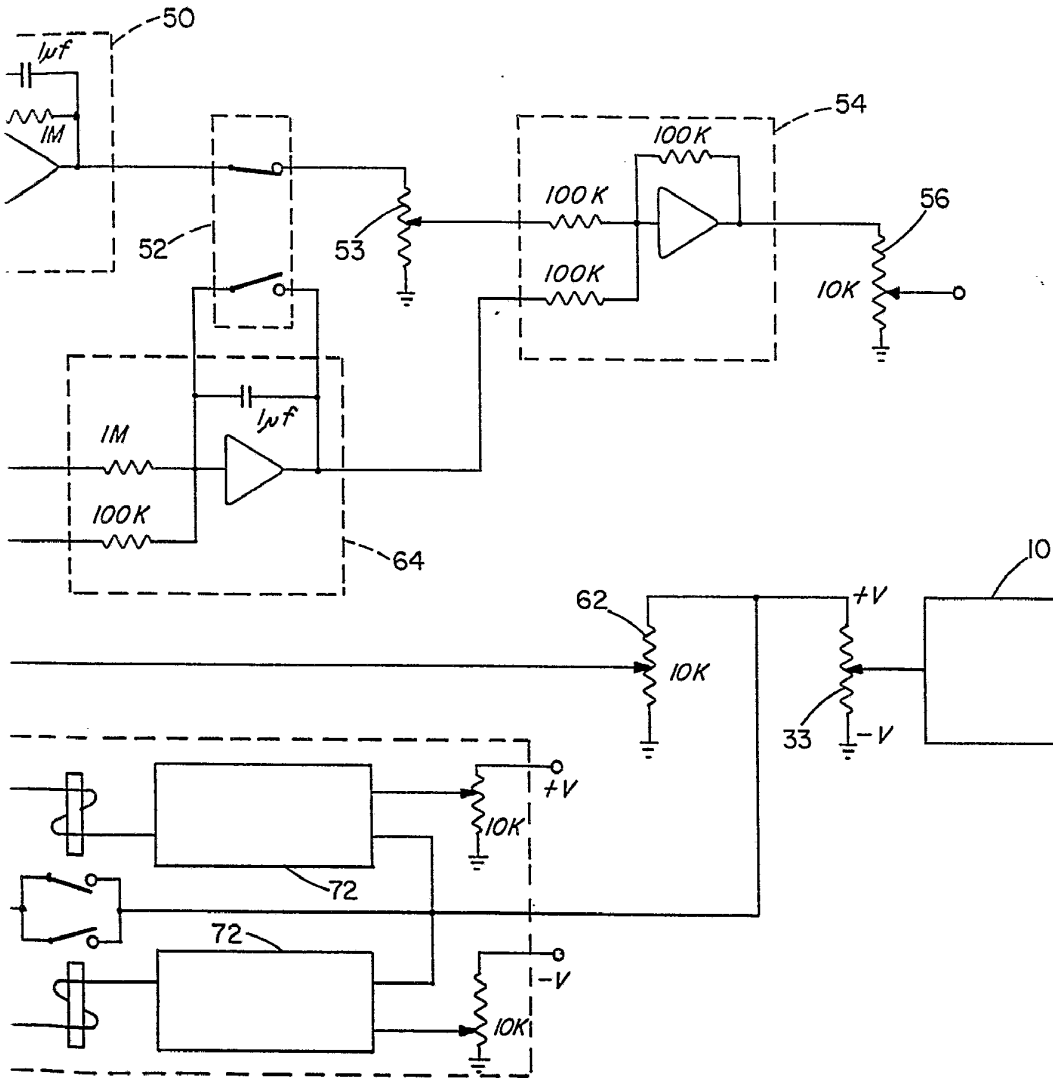


FIG 6



19 AGO 1970 382879

FIG 7



ESCALA VARIABLE  
MADRID, 19 DE agosto DE 1970  
BERNARDO UNGRÍA  
P. P.

382879

382879

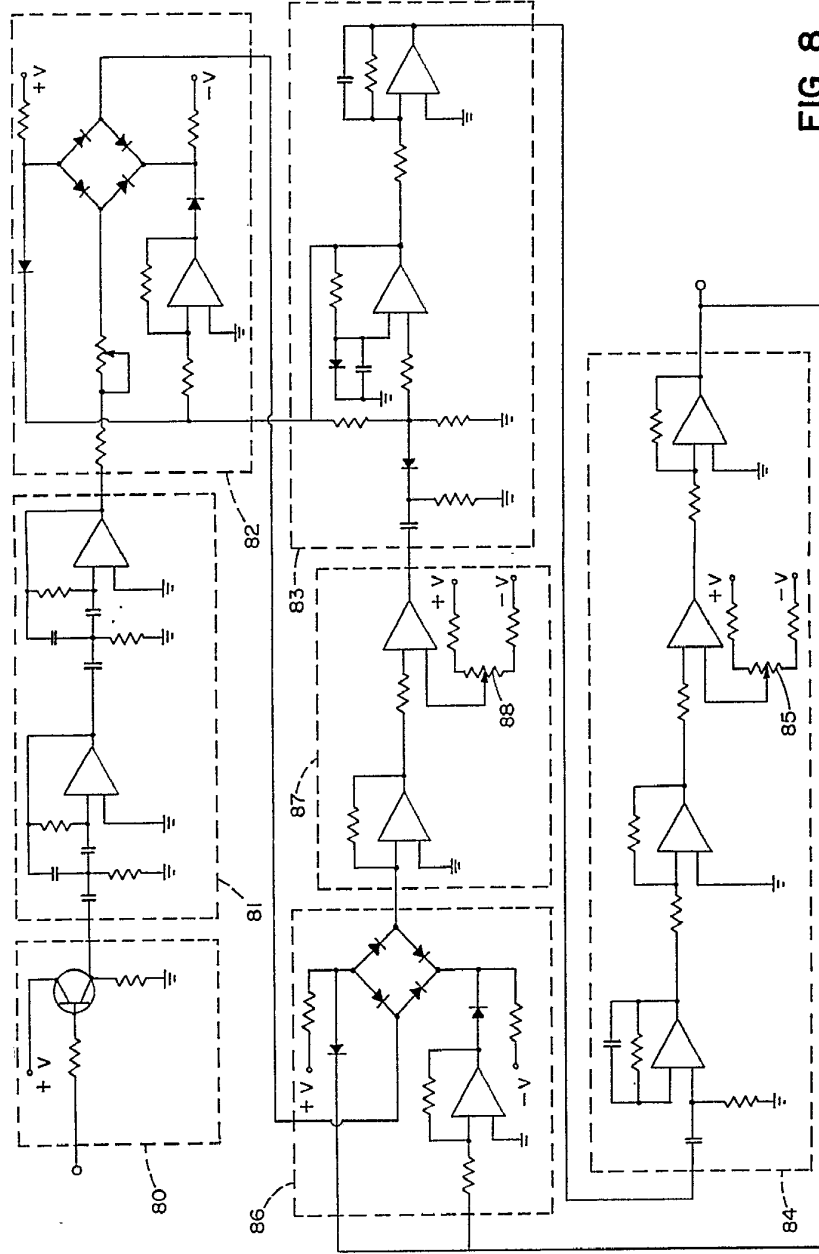
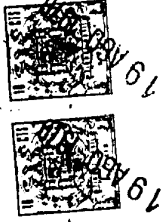
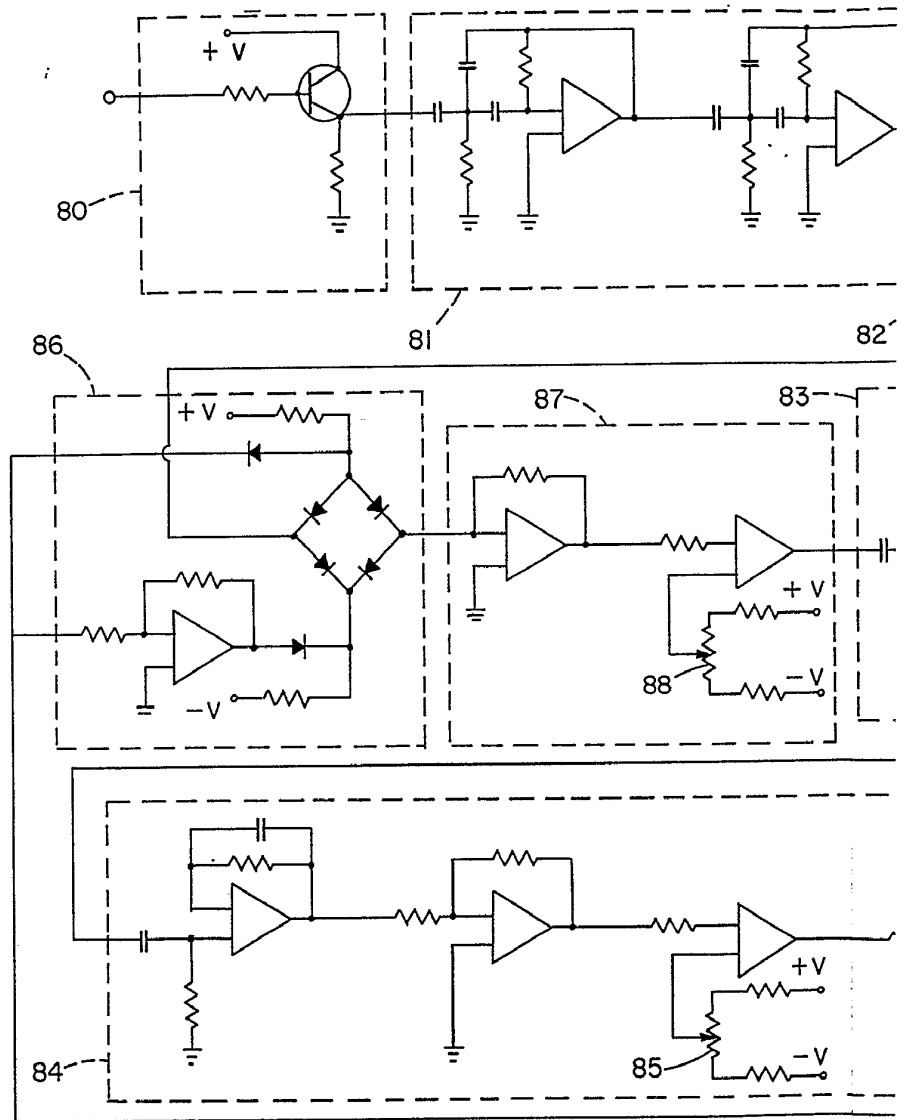


FIG 8

ESCALA VARIABLE  
 MADRID, 19 DE ABRIL DE 1970  
 BERNARDO JUNGRIK  
 P. P.

382879





382879

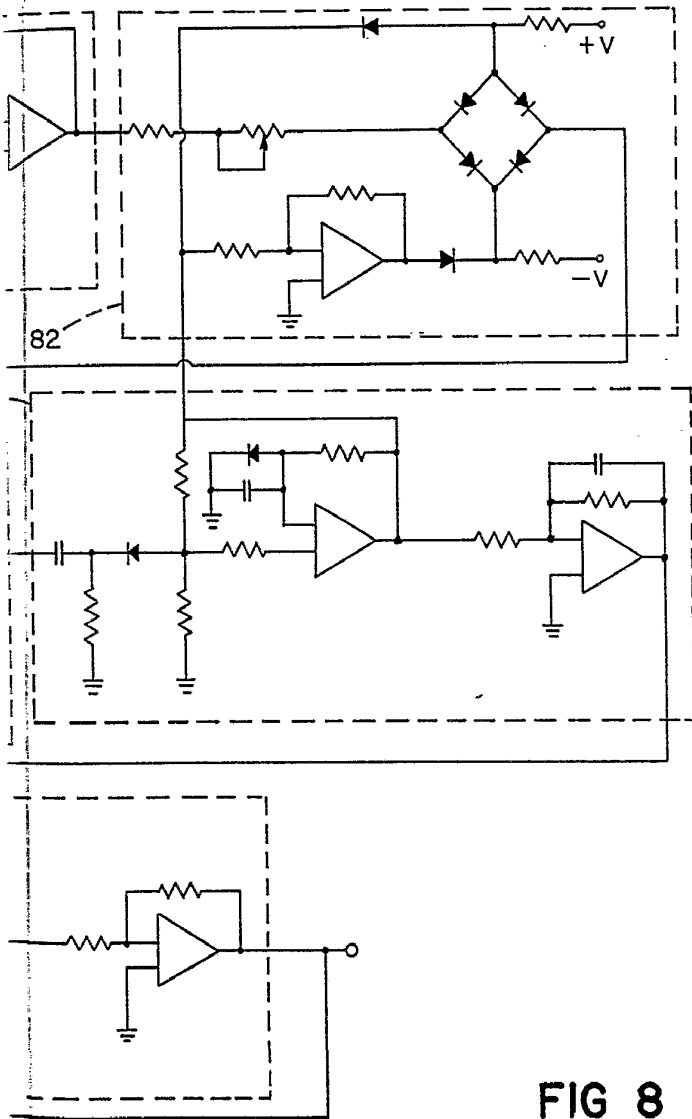


FIG 8

ESCALA VARIABLE  
MADRID, 19 DE agosto DE 19 70  
BERNARDO UNGRÍA  
P. P.