



ES	(11) 462776	(10) A1
(21)	FECHA DE PRESENTACION	
(22)	29 SET. 1977	

PATENTE DE INVENCION

(30) PRIORIDADES: (31) NUMERO	(32) FECHA	(33) PAIS
728.369	30 Septiembre 1976	U.S.A.

(47) FECHA DE PUBLICIDAD	(51) CLASIFICACION INTERNACIONAL	(62) PATENTE DE LA QUE ES DIVISIONARIA
	A61B	- - -

(64) TITULO DE LA INVENCION

**"Perfeccionamientos en ultrasonoscopios biomédicos"**

(71) SOLICITANTE (ES)

**NATIONAL AERONAUTICS AND SPACE ADMINISTRATION**

DOMICILIO DEL SOLICITANTE

**Nasa Headquarters, Washington, D.C., U.S.A.**

(72) INVENTOR (ES)

**Robert Dick Lee**

(73) TITULAR (ES)

(74) REPRESENTANTE

**M. Gurell Suñol**

Case F-484  
EX-US

**POOR  
QUALITY**

P A T E N T E   D E   I N V E N C I O N

por VEINTE años

solicitada en España a favor de NATIONAL AERONAUTICS AND SPACE ADMINISTRATION, de nacionalidad norteamericana, domiciliada en Nasa Headquarters, Washington, D.C., U.S.A., por 5. "Perfeccionamientos en ultrasonoscopios biomédicos", con prioridad de la solicitud norteamericana 728.369 de fecha 10 Septiembre 1976. - - - - -

MEMORIA DESCRIPTIVA

10. Esta invención se refiere a dispositivos ultrasónicos de pulso-eco para examinar el interior del cuerpo de un paciente en el diagnóstico médico no invasor. - - - - -

15. El ecocardioscopio, ecocardiógrafo, ecocencefalógrafo o ultrasonoscopio de la presente, exhibe inter-bioórganos con un solo elemento transductor ultrasónico mediante técnicas no invasoras y con la ayuda de dispositivos mecánicos y/o eléctricos para proveer varios tipos diferentes de exhibiciones. Estos incluyen lineal mecánico, de sector de arco manualmente mantenido, escudriñamientos mixtos, y sus respectivos

tipos de exhibidores. El instrumento de diagnóstico ultrasó-  
nico más común usado es el ecocardiógrafo que utiliza un so-  
lo elemento transductor ultrasónico manualmente mantenido,  
para el examen no invasor de pacientes del corazón, y provee  
5. exhibidores de osciloscopio (CRT) visuales del modo "A" y  
del modo "M". - - - - -

Ninguno de los ultrasonoscopios biomédicos conoci-  
dos es capaz de exhibir un escudrifiamiento en el modo "C",  
así como los modos comunes "A" y "M", y son grandes y volumi-  
10. nosos y de tal manera incapaces de realizar operación portá-  
til, operada a baterías. - - - - -

La presente invención provee la combinación de me-  
dios de escudrifiamiento en el modo "C" en un ultrasonoscopio  
biomédico que tiene medios de escudrifiamiento en los modos  
15. "A" y "M", estos últimos incluyendo un generador de pulsos  
de reloj, un tubo de rayos catódicos que tiene entradas en  
los ejes X, Y y Z, un generador de señales de barrido sincro-  
nizadas, conectado entre el generador de pulsos de reloj y  
la entrada en el eje X, y un receptor conectado a la entrada  
20. en el eje Z. Los medios de escudrifiamiento en el modo "C"  
comprenden una pluralidad de elementos transductores ultrasó-  
nicos dispuestos en una fila y adaptados para ser colocados  
sobre la piel del cuerpo del paciente, una pluralidad de  
transmisores, cada uno acoplado a un respectivo transductor  
25. para transmitir la señal eléctrica en pulsos a los mismos y

5. para transmitir las señales de eco eléctricas convertidas del mismo, directamente al receptor; medios secuenciadores conectados entre el generador de pulsos de reloj y la pluralidad de transmisores y que responden a los pulsos de reloj para encender los transmisores en orden cíclico; y un generador de voltaje escalonado, sincronizado, conectado entre el generador de pulsos de reloj y la entrada en el eje Y. - - -

10. Incluyen aspectos importantes de la invención, el uso de un sólo receptor en vez de receptores separados para todos los transductores en la disposición, y el uso de componentes de circuito lógico integrado CMOS/MOS para disminuir a un mínimo el consumo de energía. - - - - -

En los dibujos: - - - - -

15. La figura 1 es una vista isométrica de la estructura externa del ultrasonoscopio de esta invención. - - - - -

La figura 2 es un diagrama de bloque de una modalidad preferida del ultrasonoscopio de esta invención. - - -

20. La figura 3 muestra un exhibidor de señal de eco sobre la pantalla del tubo de rayos catódicos con un escudrimiento en el modo "A". - - - - -

La figura 4 muestra una exhibición de señal de eco con un escudrimiento en el modo "M". - - - - -

La figura 5 muestra una exhibición de la señal de eco con un escudriñamiento en el modo "C". - - - - -

5. Las figuras 6 y 7 muestran colectivamente un diagrama de circuito esquemático de los medios de escudriñamiento en el modo "C" de la invención. - - - - -

Las figuras 8(a) a (h) muestran una primera serie de formas de onda producidas en varios puntos en el diagrama de circuito esquemático de las figuras 6 y 7. - - - - -

10. Las figuras 9(a) a (e) muestran una segunda serie de formas de onda producidas en varios puntos en el diagrama de circuito esquemático de las figuras 6 y 7. - - - - -

15. La figura 1 muestra la estructura externa del ultrasonoscopio operado a batería, portátil, 11 de la invención para examinar el interior del cuerpo de un paciente. La figura 2 muestra la invención en forma de bloque. Un generador de pulsos de reloj maestro 13, genera un pulso de reloj repetitivo que es alimentado como un pulso disparador a un transmisor 15 que entrega un pulso eléctrico a un transductor ultrasónico 17 colocado sobre la piel del paciente. El transductor 17 convierte la señal eléctrica a un pulso ultrasónico que irradia hacia el cuerpo del paciente desde el extremo del transductor. Los ecos se reflejan de la superficie del cuerpo y de las intersuperficies en el cuerpo. Los ecos son recogidos por el transductor 17 y convertidos a señales

20.

eléctricas de eco, que son alimentadas al tubo de rayos catódicos 21 a través de un receptor 19. La señal generada por el generador de pulsos de reloj maestro 13 es también alimentada como un pulso disparador a un generador de barrido de tiempo de base 23, que genera una señal de dientes de sierra y la aplica a la entrada en el eje X del tubo de rayos catódicos 21, para flexionar horizontalmente un punto de luz producido sobre la pantalla del tubo sincrónicamente con la pulsación del transductor 17. El escudriñamiento en el modo "A" y el escudriñamiento en el modo "M" se combinan en el ultrasonoscopio; en el primero, la señal del receptor 19 se aplica a la entrada en el eje Y del tubo de rayos catódicos 21, y en el último se aplica a la entrada en el eje Z. - - - - -

15. La figura 3 muestra un escudriñamiento en el modo "A", en donde los ecos se presentan como deflexiones verticales del trazo sobre la pantalla. Ya que el retraso entre un pulso transmitido y el eco recibido depende de la distancia entre el transductor y la intersuperficie reflectora, la profundidad de la intersuperficie del extremo del transductor, está representada a lo largo del eje X. - - - - -

25. La figura 4 muestra un escudriñamiento en el modo "M" en donde los ecos están representados como un abrillantamiento o modulación de intensidad del trazo de tiempo-base y el tiempo-base es barrido a ángulos rectos con respecto a su dirección para graficar la posición de una intersuperfi-

cie móvil. El tiempo transcurrido es representado a lo largo del eje Y, y la profundidad de la intersuperficie reflectora del extremo del transductor, está representada a lo largo del eje X. - - - - -

5. La salida del generador de pulsos de reloj maestro es también alimentada a un generador 25 marcador de profundidad, que produce pulsos repetitivos que son alimentados a la entrada en el eje Y del tubo de rayos catódicos 21, para proveer marcas de profundidad a lo largo de la línea de base del exhibidor. En las figuras 3 y 4, las marcas de profundidad se denotan por el número 53. - - - - -

De conformidad con la presente invención, el ultrasonoscopia se provee además con medios de escudrifamiento en el modo "C", 27, encerrados por una línea punteada. - - - -

15. En el modo "C", los pulsos de reloj repetitivos del generador 13 son alimentados como pulsos disparadores a un generador de voltaje escalonado 29 sobre la línea 31. El generador 29 produce una señal de voltaje escalonado cuyos escalones están sincronizados con los pulsos de reloj. La señal escalonada es aplicada sobre el conductor 33 a la entrada del eje Y del tubo de rayos catódicos 21. La salida del generador maestro de pulsos de reloj es también alimentada a un secuenciador 35 sobre el conductor 37. El secuenciador 35 tiene una pluralidad de terminales de salida cuyo número (N+4, en donde N es un entero positivo) es determinado por la reso-
- 20.
- 25.

- lución deseada del exhibidor, y puede alcanzar hasta 24, por ejemplo. El secuenciador se fija por medio del pulso de reloj para iniciar un pulso de disparo en cada uno de sus terminales de salida en la secuencia del tiempo. La segunda terminial de salida y la antepenúltima terminal de salida se conectan al generador de marca de profundidad 25 sobre la línea 39. El segundo y antepenúltimo pulsos en la secuencia causan la exhibición de las marcas de profundidad en la parte inferior y parte superior de la pantalla del tubo de rayos catódicos. Se conecta una pluralidad de transmisores 41, de número N, respectivamente a las terminales tercera a tercera antes de la última del secuenciador 35. Cada uno de los siguientes N pulsos de disparo después de los dos primeros en la secuencia, enciende los transmisores 41 en orden cíclico.
5. Cada transmisor envía un pulso eléctrico sobre el conductor 43 a una disposición respectiva de N transductores ultrasónicos 45 dispuestos en una fila y colocados sobre la piel del cuerpo del paciente. Cada transductor convierte la señal eléctrica a un pulso ultrasónico que es irradiado dentro del cuerpo del paciente desde el extremo del transductor.
10. Las reflexiones son recogidas por el transductor y convertidas a señales eléctricas de eco que se aplican al receptor 19 sobre el conductor 47. La última terminal de salida del secuenciador se conecta a un generador de voltaje de polarización 49, con lo cual el último pulso de disparo en la secuencia hace que el generador 49 genere un voltaje de polarización para compensar la posición vertical del voltaje en
- 15.
- 20.
- 25.

5. calonado a la mitad de una línea de rastreo con respecto a la del bastidor previo sobre la pantalla del tubo de rayos catódicos 21. La señal de voltaje de polarización es aplicada sobre un conductor 51 a la entrada en el eje Y del tubo de rayos catódicos. - - - - -

En el modo "C", la señal del receptor se aplica a la entrada en el eje Z del tubo de rayos catódicos. - - - -

10. La figura 5 ilustra un escudriñamiento de modo "C" en donde los ecos están representados como un brillantamiento o modulación de intensidad del rayo catódico. La posición vertical del rayo catódico corresponde en cualquier tiempo con la posición del transductor en la disposición. La profundidad de la intersuperficie reflectora a partir del plano del transductor está representada a lo largo del eje X. El número de líneas horizontales en el marco se selecciona como el doble del número de transductores más dos líneas extra en la parte superior y en la parte inferior para las marcas de profundidad 53. El voltaje de polarización aplicado a la entrada en el eje Y produce el efecto visual de tener el doble del número de transistores ultrasónicos en la disposición, mejorando así la exhibición. La representación obtenida provee así una imagen bidimensional o de sección transversal de órganos anatómicos, estructuras o similares, en donde pueden observarse todos los desplazamientos, por ejemplo, de la pared del corazón. - - - - -

15.

20.

25.

Haciendo referencia ahora a las figuras 6 y 7, se conecta un amplificador 55 no inversor, en el generador de voltaje escalonado 29, al conductor de entrada 31, y su salida se conecta a la primera entrada de una compuerta NO (NOR) 57, cuya salida forma la entrada de una compuerta NO indicada en 59. La salida del amplificador está conectada también a la entrada de reloj CL de una válvula de flip-flop 61 del tipo D cuya salida fija Q comprende la segunda entrada de la compuerta NO indicada en 57. La salida de la compuerta NO indicada en 59 está conectada a la entrada de reloj CL de un contador binario de siete etapas 63, y la salida fija Q del flip-flop 61 está conectada a la entrada de refijación R del contador. Las salidas del contador están conectadas a una red escalonada 65 de resistores de conversión de sistema analógico a sistema digital cuya salida está acoplada a través de la etapa de emisor-seguidor 67 al conductor 33. Cuando aparece cada pulso de reloj sobre el conductor 31, la salida de la compuerta NO indicada en 57, disminuye en respuesta a una elevación en sus entradas. La salida de la compuerta NO indicada en 59 es por lo tanto provocada a elevarse y el contador binario 63 es excitado, causando la aparición de una forma de onda de voltaje a través de la red escalonada 63 y que se acopla a través de la etapa de emisor-seguidor 67 a la entrada en el eje Y del tubo de rayos catódicos 21. - - - - -

La salida del amplificador no inversor 55 está co-

- nectada también por el conductor 68 a la entrada de reloj CL de un contador 69 de decenas de unidades en el secuenciador 35 para iniciar una cuenta de unidades, y la salida de fijación Q del flip-flop 71 está conectada por el conductor 70
5. a la entrada de reiniciación R del contador. Un contador de diez decenas 71 se conecta en cascada con el contador 69 y es impulsado de tal manera para indicar decenas. Las salidas del contador 69 se conectan a las entradas de datos IN de interruptores de pulso bilaterales  $PS_{N-2}$  a  $PS_{N+2}$ ; la salida de la primera etapa estando conectada a cada décimo interruptor de pulsos que se inicia con  $PS_{N-2}$ ; la salida de la segunda etapa estando conectada a cada décimo interruptor de pulso que se inicia con  $PS_{N-1}$ ; y así sucesivamente. Las salidas del contador 71 están conectadas a las entradas de control VC de
10. los interruptores de pulso bilaterales, la salida de la primera etapa estando conectada a los primeros diez interruptores de pulso, la salida de la segunda etapa estando conectada a los segundos diez interruptores de pulsos, y así sucesivamente. Las salidas O de los interruptores de pulso están
15. conectadas a tierra a través de los resistores R. La salida del segundo interruptor bilateral  $PS_{N-1}$  y la segunda del último interruptor de pulso bilateral  $PS_{N+1}$  están conectadas a través de diodos 73 y 75 a un impulsor amplificador de pulso 77, cuya salida está conectada por el conductor 39 al generador de marca de profundidad 25. Las salidas del tercero al
20. tercero antes del último interruptores de pulso  $PS_1$  a  $PS_{11}$  están conectados a los amplificadores de pulsos  $A_1$  a  $A_{11}$ . - - -
- 25.

La operación del secuenciador 35 será ahora descrita junto con las formas de onda mostradas en la figura 3. Los pulsos de reloj tienen una forma de onda como la mostrada en la figura 3(a). Supóngase que el contador de diez unidades 69 y el contador de diez decenas 71 ha sido rellado por un pulso que pasa a positivo en sus entradas de rellado R.

5. Cuando aparece el primer pulso de reloj sobre el conductor 31, la entrada al reloj CL del contador 69 se eleva en respuesta a una elevación en la salida del amplificador 55. Un

10. pulso de voltaje  $P_{N-2}$  como se muestra en la figura 3(c) aparece entonces en la salida de la primera etapa del contador 69 y también en las entradas de datos IN de cada décimo interruptor de pulso bilateral, empezando con el primer interruptor  $PS_{N-2}$ . Con el fin de que el pulso  $P_{N-2}$  pase a través

15. de los interruptores a sus salidas OUT, se requiere un voltaje positivo en las entradas de control de interruptor VC. Este voltaje es derivado de la salida de la primera etapa del contador 71, y aparece solamente para los primeros diez interruptores de pulso  $PS_{N-2}$  a  $PS_0$ . De tal manera, solamente el interruptor de pulso  $PS_{N-2}$  se enciende, permitiendo que el

20. pulso  $P_{N-2}$  pase a través de su salida OUT y a través del resistor R. Mientras tanto, el paso  $S_{N-2}$  de la forma de onda de voltaje escalonado mostrada en la figura 3(b) es generado y el voltaje escalonado se deja uniformizar durante el retraso. Cuando el segundo pulso de reloj aparece sobre el conductor 31, la entrada de reloj CL del contador 71 se eleva y aparece un pulso de voltaje  $P_{N-1}$  como se muestra en la figura

25.

- 3(d) en la salida de la segunda etapa del contador 69. Este pulso de reloj inicia también la etapa o escalón  $S_{N-1}$  de la forma de onda de voltaje escalonado. Con un voltaje positivo en la entrada de control VC del interruptor  $PS_{N-1}$  desde
5. la salida de la primera etapa del contador 71, el interruptor  $PS_{N-1}$  se enciende en seguida. El pulso  $P_{N-1}$  pasa a través del interruptor, aparece a través de un resistor R, y es acoplado a través del diodo 73 al impulsor 77. Cuando aparece el tercer pulso de reloj sobre el conductor 31, el voltaje escalonado avanza otro escalón a  $S_1$  como se muestra en
10. la figura 3(b), y aparece un pulso de voltaje  $P_1$  como se muestra en la figura 3(e) en la salida de la tercera etapa del contador 69 y en la entrada del interruptor  $PS_1$  y cada décimo interruptor a partir del mismo. Solamente el interruptor  $PS_1$  se enciende debido a que solamente su voltaje de entrada de control VC es alta, y el pulso  $P_1$  pasa a través del
15. interruptor al amplificador A1. La secuencia de eventos descrita para el pulso  $P_1$  se repite entonces para cada uno de los pulsos  $P_2$  y  $P_3$ . El pulso de voltaje  $P_3$  es el décimo evento de pulso para el contador de diez unidades 69. El siguiente pulso de reloj inicia dos eventos. El primero es que el
20. contador 69 se recircula, produciendo el pulso  $P_9$  en la salida de su primera etapa. El segundo es que un pulso positivo de la salida 60 del contador 69 se acopla a la entrada CL del contador 71. Este último pulso apaga el voltaje positivo en la salida de la primera etapa del contador 71 y lo reemplaza con un voltaje positivo en la salida de la segunda eta
- 25.

pa, de manera que las entradas de control VC de los interruptores  $PS_9$  a  $PS_{18}$  se elevan ahora. Los interruptores  $PS_9$  se encienden y el pulso  $P_9$  pasa a través de los mismos al noveno amplificador de pulso  $A_9$ . Los pulsos de reloj subsecuentes hacen que los pulsos  $P_{10}$  a  $P_N$  pasen a través de interruptores  $PS_{10}$  a  $PS_N$ . El pulso de voltaje  $P_N$  se muestra en la figura 8(f), y el correspondiente escalón  $S_N$  de la forma de onda de voltaje escalonado se muestra en la figura 8(b). Cuando aparece el pulso de reloj (N+1) sobre el conductor 31, el voltaje escalonado avanza al escalón  $S_{N+1}$ , y aparece un pulso de voltaje  $P_{N+1}$  mostrado en la figura 8(g) en la salida de la correspondiente etapa del contador 69 y en la entrada de datos IN del interruptor  $PS_{N+1}$ . El pulso  $P_{N+1}$  pasa a través del interruptor  $PS_{N+1}$ , aparece a través de un resistor R y se acopla a través del diodo 75 al impulsor 77. Finalmente, cuando aparece el pulso (N+2) sobre el conductor 31, ocurre un pulso de voltaje  $P_{N+2}$  mostrado en la figura 8(h) en la entrada de datos IN del interruptor  $PS_{N+2}$ , y pasa a través del mismo a la entrada de fijación directa S del flip-flop 61 sobre la línea 84, haciendo que su salida de fijación Q se eleve. Esto refija el contador binario 63, el contador de diez unidades 69, y el contador de diez decenas 71 para un nuevo ciclo de operación. - - - - -

Los transmisores ultrasónicos TX1-TXN están alojados por una línea punteada 41, y se han mostrado únicamente los detalles del primer transmisor TX1 ya que cada uno de los N transmisores es idéntico. Haciendo referencia a las figuras

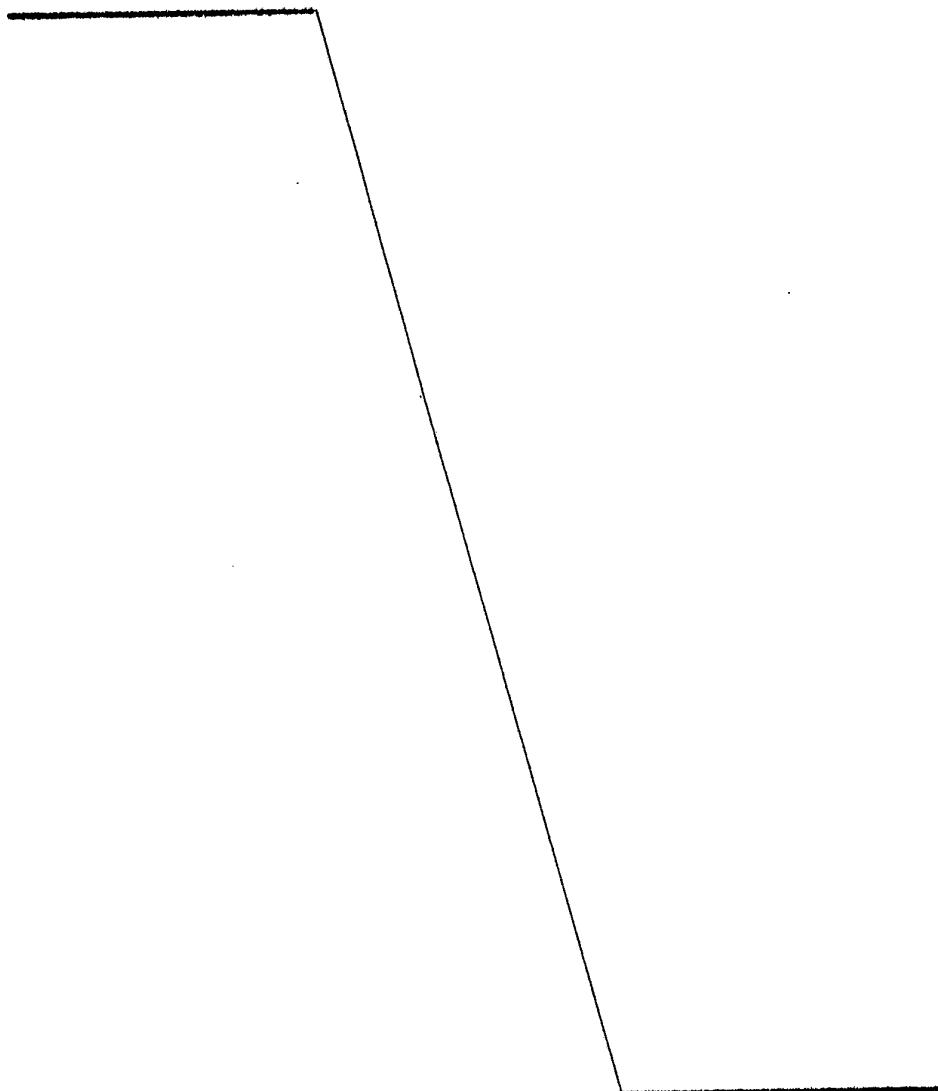
7 y 9, se describirá la operación del primer transmisor, como ilustración de la operación de cada transmisor. El transmisor se basa en la descarga capacitiva para encender el transductor ultrasónico. Cuando aparece un pulso  $P_1$  como se muestra en la figura 9(a) en la salida del amplificador de pulso A1, los resistores R1 y R2 proveen aislamiento y dividen la amplitud de pulso. Un capacitor C1 filtra el ruido de alta frecuencia y un capacitor C2 diferencia el pulso. La porción negativa del pulso diferenciado es recogida por un diodo CR1 y la porción positiva del pulso, como se muestra en la figura 9(b) pasa a un transformador T1 causando el flujo de una corriente en sus devanados secundarios y el disparo de rectificadores de silicio controlados SCR1 y SCR2. Los resistores R3 y R4 desensibilizan las compuertas de los rectificadores controlados para el disparo de RFI. Los diodos CR2 y CR3 impulsados por los resistores divisores de voltaje R5 y R6 disminuyen a un mínimo el disparo anódico de RFI de los SCR. Aunque se muestran solamente dos SCR, pueden agregarse más en cascada, dependiendo de la magnitud del alto voltaje HV. Se carga un capacitor C3 del alto voltaje HV a través de un resistor R9, un diodo CR9, una bobina L1, y un diodo CR4. Cuando el borde delantero del pulso  $P_1$  enciende los SCR, el capacitor C3 se descarga a través del mismo vía un diodo CR5 y un resistor R7 en paralelo con el primer transductor ultrasónico. El impulso de corriente de descarga como se muestra en la figura 9(c), hace que el primer transductor irradie un pulso ultrasónico hacia adentro del cuerpo

del paciente. Los ecos reflejados recogidos por el transduc-  
tor son convertidos a señales eléctricas que aparecen a tra-  
vés del resistor R7, como se muestra en la figura 9(d). Es-  
tas señales se acoplan a través de un capacitor C4 a la en-  
trada de datos IN de un interruptor analógico AS<sub>1</sub>. Los dio-  
dos CR7 y CR8 recogen las señales grandes, y un resistor RB  
proporciona una carga de entrada para el interruptor analógico.  
El interruptor AS<sub>1</sub> se enciende por medio del pulso P<sub>1</sub> en su  
entrada de control VC, y las señales de eco se hacen pasar a  
través del interruptor a un colector de señal común 81 y, a  
la base de un transistor 83 cuya salida se acopla al recep-  
tor 19 por medio del conductor 47, como señales modulables  
en intensidad con una forma de onda como se muestra en la fi-  
gura 9(e). - - - - -

15. En el generador de voltaje de polarización 49 (fi-  
gura 6) la salida OUT del interruptor de pulso PS<sub>N+2</sub> se co-  
necta por medio del conductor 84 a la entrada de reloj CL de  
un flip-flop 79 del tipo D cuya salida de fijación Q compren-  
de la entrada de un amplificador de pulso 85. La salida del  
último se conecta a dos potenciómetros 87 y un seguidor de  
suministro 89, que se conecta por medio del conductor 51 a  
la entrada Y del tubo de rayos catódicos. Cuando aparece el  
último pulso de reloj sobre el conductor 31, el pulso de vol-  
taje P<sub>N+2</sub> fija el flip-flop 79, haciendo que la salida de fi-  
jación Q se active y suministre un voltaje de entrada al se-  
guidor de suministro 89. Se suministra de tal manera un vol-

taje de polarización para compensar el voltaje escalonado en la entrada Y del tubo de rayos catódicos 21. - - - - -

5. A los efectos consiguientes se declaran de novedad y propiedad para España, sus territorios y plazas de soberanía, las reivindicaciones que siguen. - - - - -



REIVINDICACIONES

- 1.- Perfeccionamientos en ultrasonoscopios biomédicos, para examinar el interior del cuerpo de un paciente y que tiene medios de escudriñamiento en el modo "A" y en el modo "B", que incluyen, en combinación, un generador de pulsos de reloj; un tubo de rayos catódicos que tiene entradas en los ejes X, Y y Z; un generador de barrido conectado entre el generador de pulsos de reloj y la entrada en el eje X del tubo de rayos catódicos, para generar una señal de barrido de rayo catódico sincronizada por los pulsos de reloj; y un receptor conectado a la entrada en el eje Z del tubo de rayos catódicos, caracterizados por la provisión de medios de escudriñamiento en el modo "C" que comprende medios transductores que incluyen una pluralidad de elementos transductores ultrasónicos dispuestos en una fila y adaptados para ser colocados sobre la piel del cuerpo de un paciente, para convertir las señales eléctricas en pulsos a señales ultrasónicas en pulsos, irradiar las señales ultrasónicas en pulsos hacia adentro del cuerpo del paciente, recoger los ecos reflejados de las intersuperficies en el cuerpo del paciente, y convertir los ecos a señales eléctricas; una pluralidad de transmisores acoplados, cada uno, a un transductor ultrasónico respectivo para transmitir una señal eléctrica de pulsos al mismo y para transmitir las señales eléctricas de eco convertidas, directamente al receptor; medios secuenciadores conectados entre el generador de pulsos de reloj y la plurali-
- 5.
- 10.
- 15.
- 20.
- 25.

2

dad de transmisoras, y que responden a los pulsos de reloj para encender los transmisores en orden cíclico; y un generador de voltaje escalonado conectado entre el generador de pulsos de reloj y la entrada en el eje Y del tubo de rayos catódicos, para generar un voltaje escalonado que tiene escalones sincronizados por los pulsos de reloj. - - - - -

2.- Perfeccionamientos de conformidad con la reivindicación 1, caracterizados además por medios generadores de voltaje de polarización conectados entre los medios secuenciadores y la entrada en el eje Y del tubo de rayos catódicos, para generar un voltaje de polarización con el fin de compensar la posición vertical del voltaje escalonado después de cada marco o bastidor sobre la pantalla del tubo de rayos catódicos. - - - - -

3.- Perfeccionamientos de conformidad con cualquiera de las reivindicaciones 1 ó 2, caracterizados además por un generador de marca de profundidad conectado entre el generador de pulsos de reloj y la entrada en el eje Y del tubo de rayos catódicos, y que responde a los pulsos de reloj para generar marcas de profundidad sobre la pantalla del tubo de rayos catódicos, paralelas al eje X. - - - - -

4.- Perfeccionamientos de conformidad con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizados además porque los medios secuenciadores incluyen un primer contador conectado al generador de pulsos de reloj, para contar los

20

5. pulsos de reloj; un segundo contador conectado al primer contador para contar múltiplos de los pulsos de reloj; y una pluralidad de interruptores de pulso, cada uno teniendo una entrada de datos conectada al primer contador, una entrada de control conectada al segundo contador, y una salida conectada a un transmisor respectivo de una pluralidad de transmisores. - - - - -

10. 5.- Perfeccionamientos de conformidad con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizados además porque cada uno de la pluralidad de transmisores incluye un capacitor que tiene un electrodo conectado a un transductor ultrasónico respectivo; medios para cargar el capacitor; y medios para cargar el capacitor con el fin de transmitir una señal eléctrica de pulsos al transductor ultrasónico respectivo. - - - - -

20. 6.- Perfeccionamientos de conformidad con la reivindicación 5, caracterizados además porque los medios cargadores del capacitor incluyen medios para conectar el otro electrodo del capacitor a una fuente externa de alto voltaje; y los medios de descarga de capacitor incluyen por lo menos un rectificador de silicio controlado, conectado entre el otro electrodo del capacitor y tierra. - - - - -

7.- Perfeccionamientos de conformidad con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizados además



5. porque el generador de voltaje escalonado incluye un contador binario conectado al generador de pulsos de reloj; y una red escalonada de resistor de conversión de sistema analógico a digital, conectado entre el contador binario y la entrada en Y del tubo de rayos catódicos. - - - - -

8.- "PERFECCIONAMIENTOS EN ULTRASONOSCOPIOS BIONÉDICOS". - - - - -

10. Todo ello conforme se describe y reivindica en la presente memoria que consta de veinte hojas foliadas y mecanografiadas por una sola de sus caras y de tres láminas de dibujos que la ilustran.

MADRID 29 SET. 1977  
 P.A. M. CURELL SUÑOL  
*[Signature]*

*[Handwritten mark]*  
 MCM.

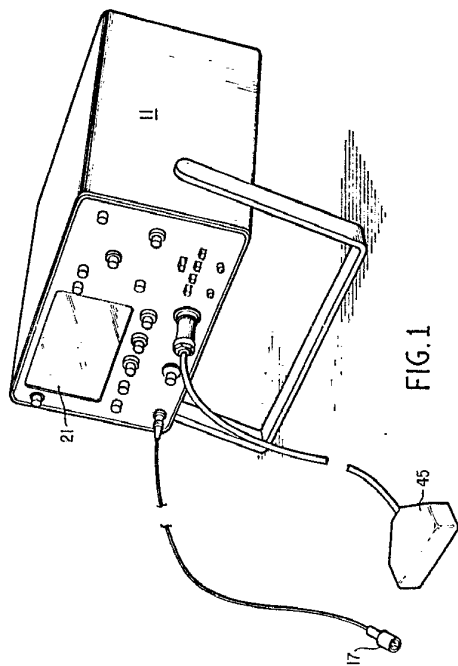


FIG. 1

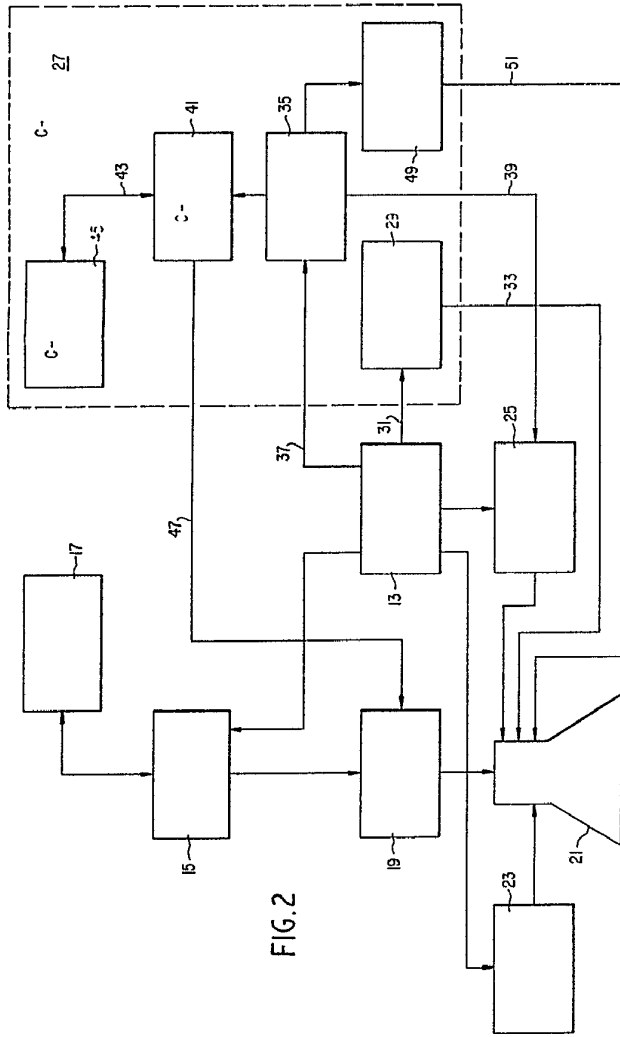


FIG. 2

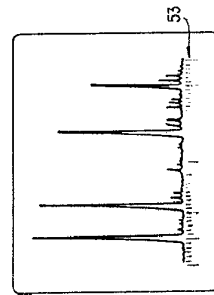


FIG. 3

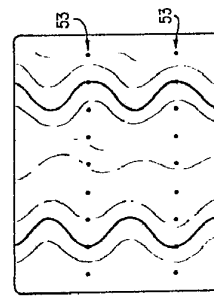


FIG. 4

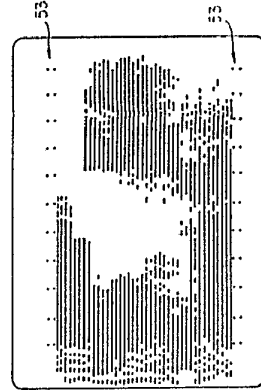
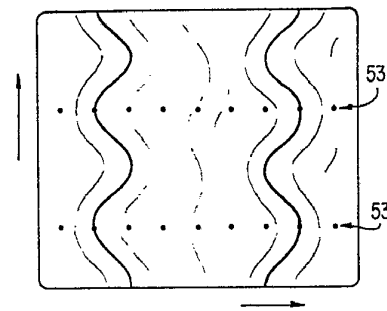
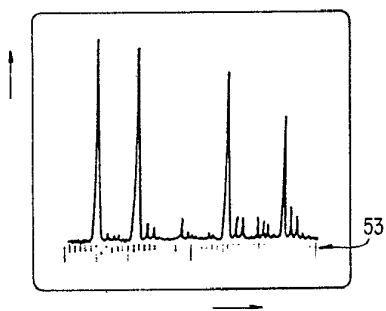
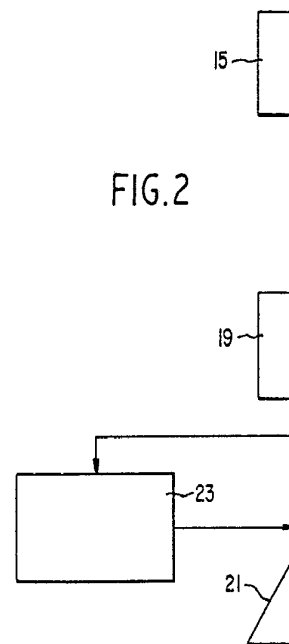
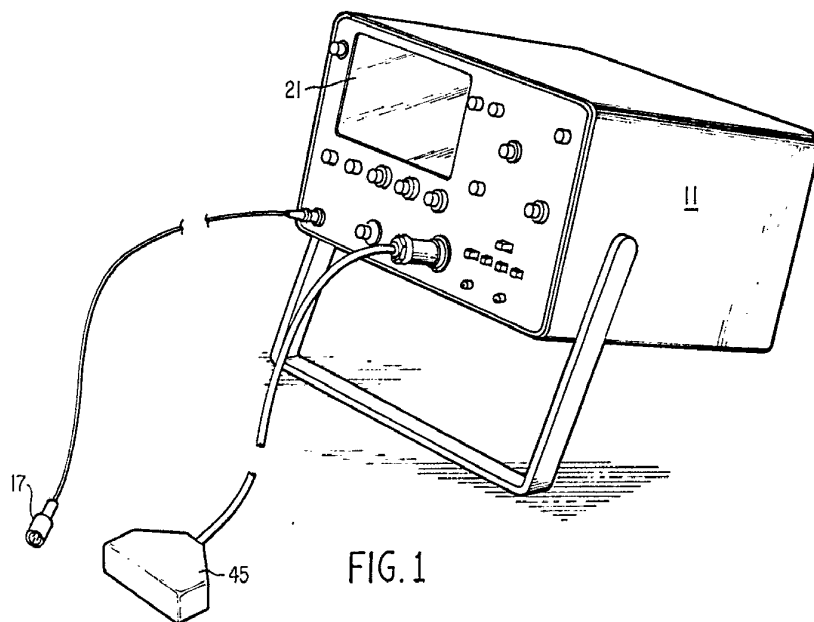


FIG. 5

MAR 29 1977

M. CIBIEL SUMO

1111





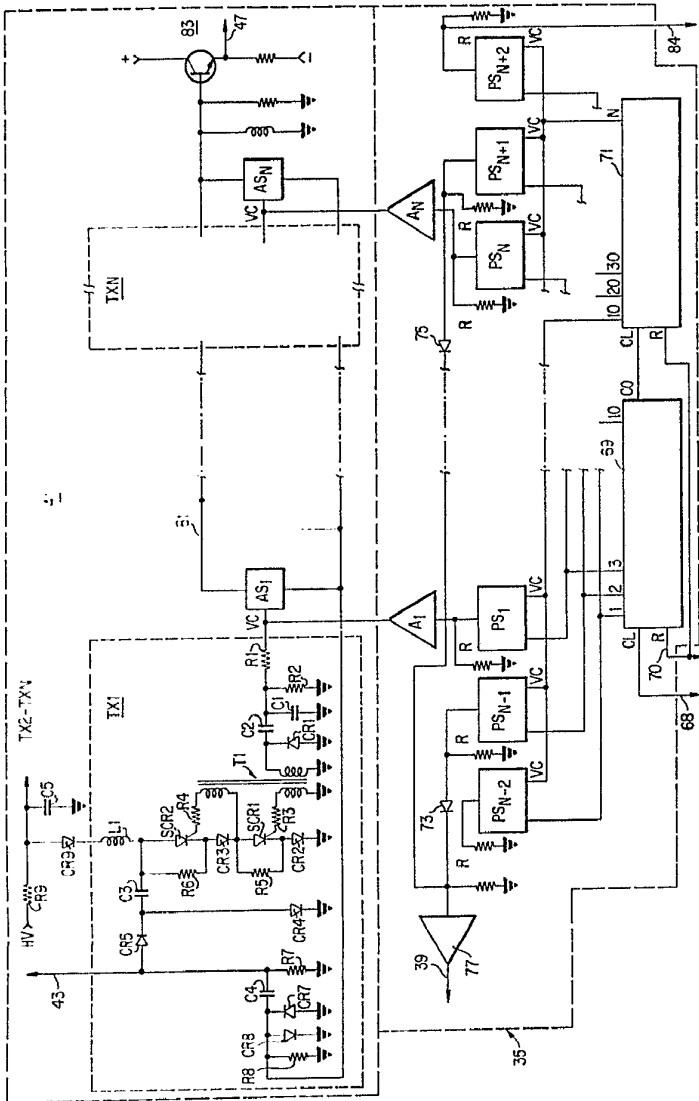


FIG. 7

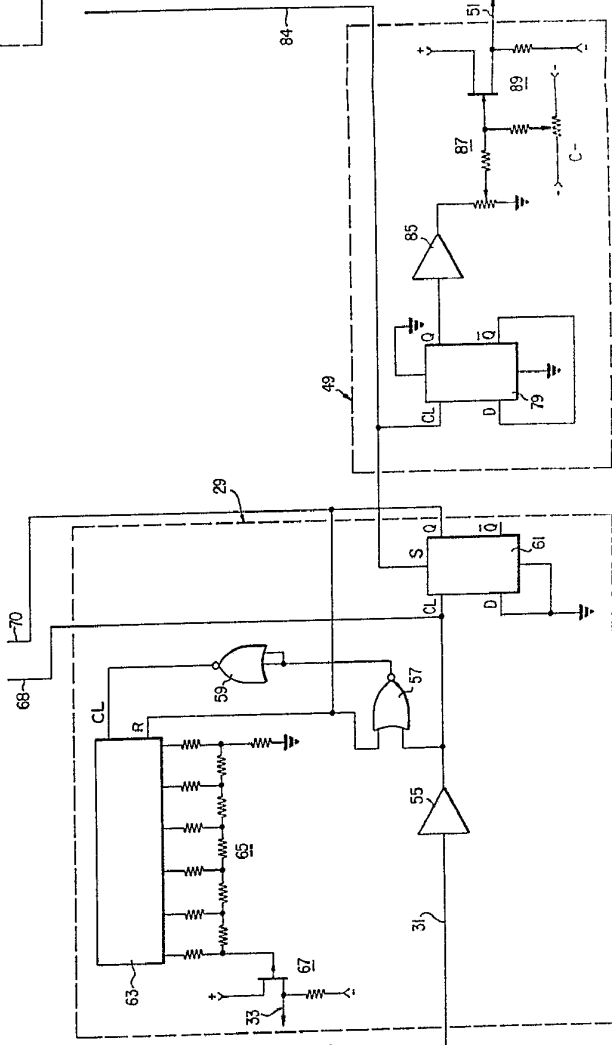
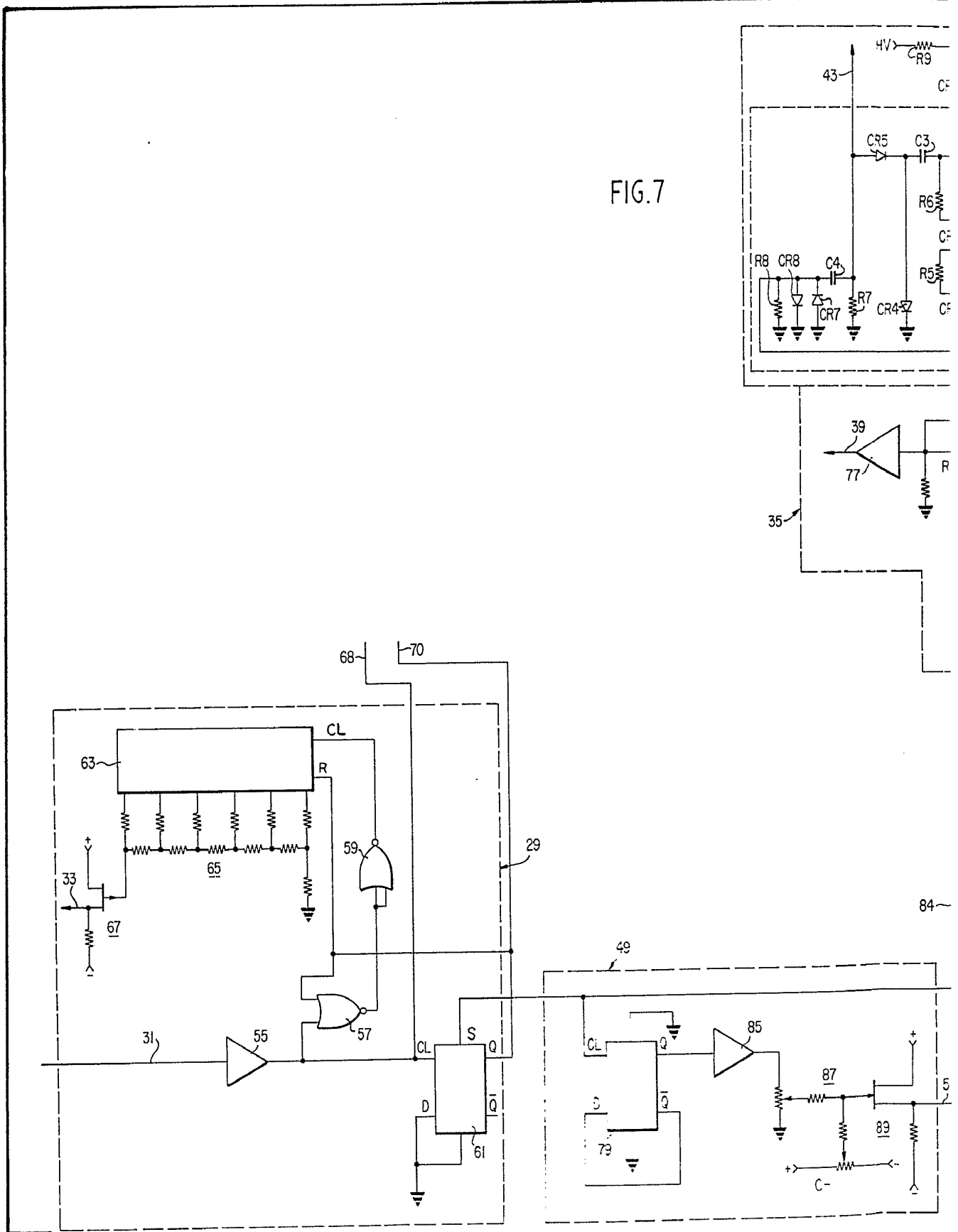


FIG. 7



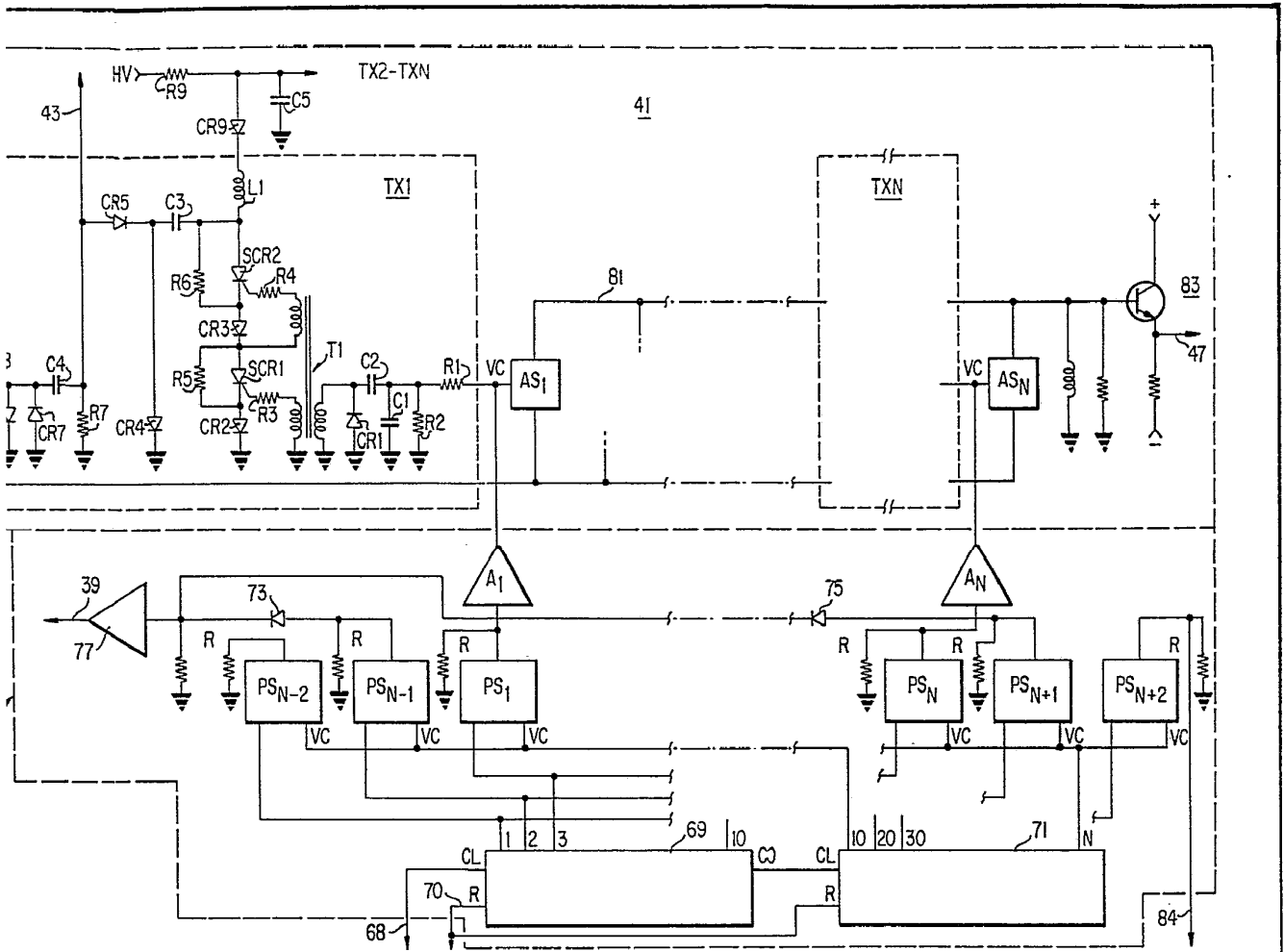


FIG.6

MADRID 29 SET. 1977

P. A. M. CURELL SUREZ

*Curell*

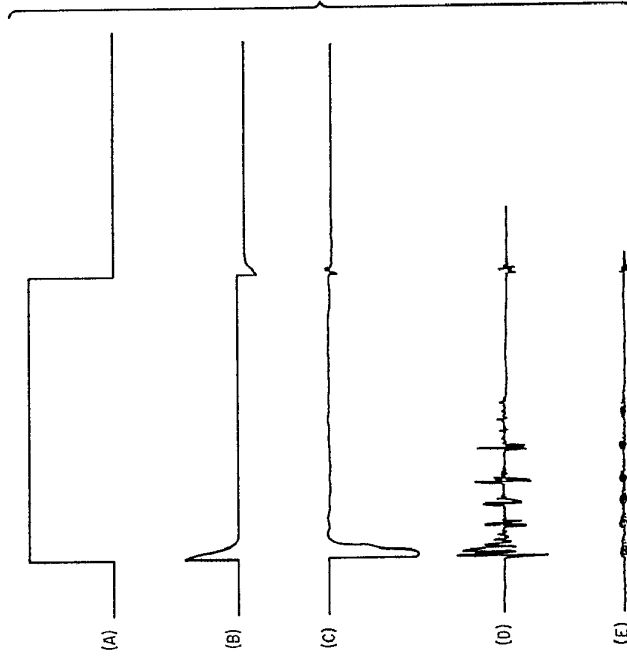
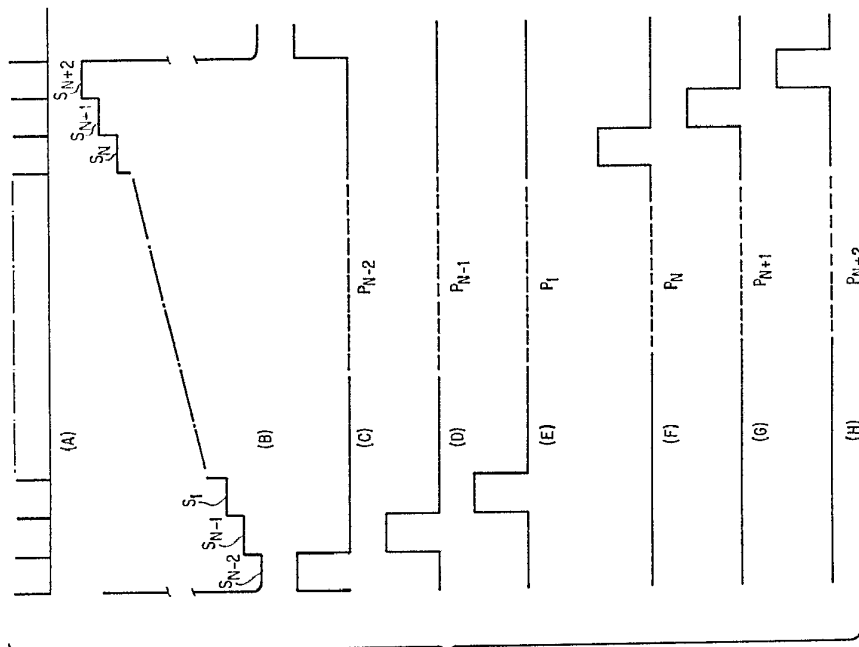


FIG. 9

FIG. 8

MADRID 20 JUN 1977

DR. MICHAEL SINGH

*[Handwritten signature]*

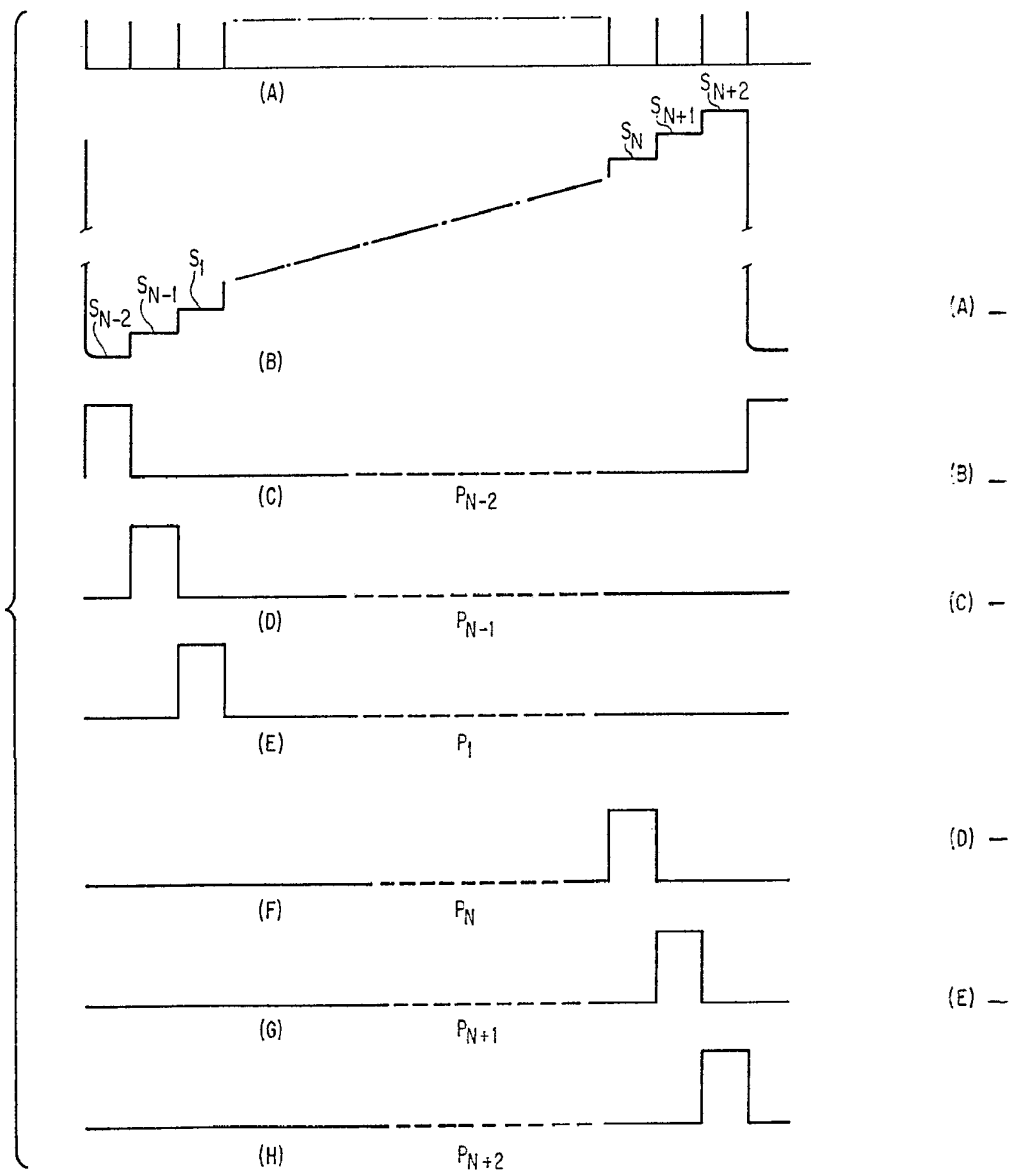


FIG.8

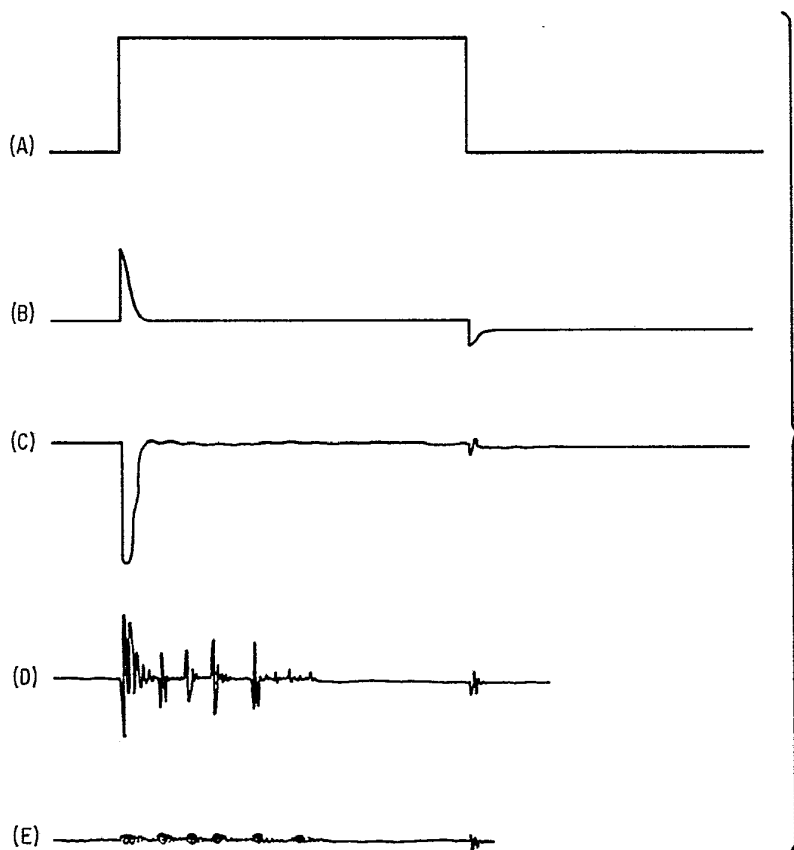


FIG.9

MADRID 23 SET. 1977

M. CURELL SUÑOL

*Curell*