

MINISTERIO DE INDUSTRIA  
REGISTRO DE LA PROPIEDAD INDUSTRIAL



Concedido el Registro de acuerdo con los datos que figuran en la presente descripción y según el contenido de la Memoria adjunta.

10	ES	11	NUMERO	16	A 1
		21	<b>466259</b>		
		22	FECHA DE PRESENTACION		

- 5 DIC. 1978

**PATENTE DE INVENCION**

30	PRIORIDADES:	32	FECHA	33	PAIS
31	NUMERO				
	<b>761.926</b>		<b>24 de Enero de 1977</b>		<b>ESTADOS UNIDOS</b>

47	FECHA DE PUBLICIDAD	51	CLASIFICACION INTERNACIONAL	62	PATENTE DE LA QUE ES DIVISIONARIA
			<b>F28C</b>		

54	TITULO DE LA INVENCION
	<b>"APARATO CALENTADOR DE FLUIDOS"</b>

71	SOLICITANTE (S)
	<b>Baxter Travenol Laboratories Inc.</b>

	DOMICILIO DEL SOLICITANTE
	<b>Deerfield, Illinois 60015 (Estados Unidos)</b>

72	INVENTOR (ES)
	<b>Daniel B. Granzow Jr. y Robert J. Froehlich</b>

73	TITULAR (ES)
	<b>Baxter Travenol Laboratories Inc.</b>

74	REPRESENTANTE
	<b>VICTOR GIL VEGA</b>

Memoria Descriptiva

Entorno de la Invención

Esta invención está dirigida en general a aparatos calentadores de flúidos y más particularmente a un aparato para calentar flúidos parentéricos fríos, tales como sangre completa para procedimientos de transfusión o inyección intravenosa.

La sangre completa se almacena comúnmente en bancos de sangre a una temperatura de 4°C hasta su infusión a un paciente, momento en que es necesario su calentamiento a la temperatura de 37°C, ó ligeramente inferior, del cuerpo humano, para evitar una hipotermia y el acompañante riesgo de fibrilación ventricular y asístoles cardíaca. Para aplicaciones en las que se requieran cantidades sustanciales e imprevisibles de sangre, como cuando un paciente sufre una hemorragia durante una operación quirúrgica, es preferible que la sangre almacenada sea transferida de modo sustancialmente directo al paciente, puesto que ello evita el calentar la sangre que no se use subsiguientemente.

La presente invención proporciona un sistema efectivo y eficiente de calentamiento en seco de sangre u otros flúidos parentéricos a la temperatura del cuerpo durante el proceso de infusión de tales flúidos al paciente. Constituye una característica de la invención el que la temperatura de la sangre trans

fundida se mantiene sensiblemente constante a 37° C, de modo sustancialmente independiente de los ritmos de flujo, que pueden variar entre 0 y 150 ml por minuto, dependiendo de las necesidades del paciente. Otra característica es la de que el funcionamiento del aparato, así como la temperatura de la sangre que sale del mismo, son continuamente supervisados y, en caso de una avaría, se interrumpe la operación y suena una alarma. Unas nuevas provisiones de auto-ensayo dentro del aparato permiten a su usuario verificar el funcionamiento de estos circuitos supervisores antes de poner en servicio el aparato calentador de sangre.

Se mantiene la esterilidad de la sangre y se evita la contaminación del aparato mediante uso de un sistema de flujo para un solo empleo provisto de una bolsa de calentamiento de la sangre que encaja dentro del aparato en comunicación térmica con elementos calentadores eléctricos. Un aspecto adicional de la invención consiste en que se proporciona una alarma en caso de una retirada inadvertida de la bolsa de tratamiento de sangre del aparato y un sistema circuital detector acoplado a corriente alterna, que mide la temperatura de la sangre en las porciones de entrada y salida de la bolsa citada y controla automáticamente el funcionamiento de los elementos calentadores para mantener con mayor precisión la tempera

ratura de salida de la sangre.

En consecuencia, es un objeto general de la presente invención proporcionar un nuevo y perfeccionado aparato de calentamiento de sangre y otros flúidos parentéricos antes de su transfusión al cuerpo humano.

Otro objeto de la invención es el de proporcionar un nuevo y perfeccionado aparato para mantener la sangre y otros flúidos parentéricos a una temperatura sustancialmente constante dentro de una amplia gama de ritmos de flujo.

Otro objeto es el de proporcionar un nuevo y perfeccionado aparato calentador de sangre, que ofrece una mejorada protección contra averías.

Otro objeto es la provisión de un nuevo y perfeccionado aparato calentador de sangre, de funcionamiento ventajoso y que requiere un grado mínimo de supervisión por el operario.

Otro objeto es el de proporcionar un nuevo y perfeccionado aparato calentador de sangre que requiere un tiempo mínimo de instalación y que puede montarse y utilizarse convenientemente en una variedad de ambientes distintos.

#### Resumen de la invención

25

La invención está dirigida en general a un aparato calentador de flúidos destinado a calen

tar un flúido refrigerado, tal como sangre, a una temperatura nominal predeterminada, antes de su transfusión a ritmos de flujo variables dentro de una sustancial gama predeterminada. El aparato incluye medios de alojamiento que definen una cámara de calentamiento para el flúido dentro del aparato y por lo menos - un elemento calentador eléctrico que funciona con aplicación de corriente eléctrica, en comunicación térmica con el flúido contenido en la cámara de calentamiento para calentarlo a su paso a través del aparato. Un -  
5  
10 circuito de control sensible a las temperaturas de entrada y salida del flúido dentro del compartimiento genera una señal de control del calentador, que depende de la temperatura de salida y del ritmo de flujo del flúido, y un medio conmutador eléctricamente conectado entre el elemento calentador y una fuente de corriente eléctrica responde a la señal de control del calentador controlando la aplicación de corriente al elemento calentador, para mantener el flúido a la temperatura nominal predeterminada, a pesar de variaciones en -  
15  
20 su ritmo de flujo.

La invención está más específicamente - dirigida a un aparato, como el descrito, en el que el circuito de control establece un ciclo de trabajo recurrente, de conexión-desconexión, para el elemento calentador, que depende de la temperatura de salida y de la diferencia de temperaturas del flúido en el aparato,  
25

y en el que este modo de funcionamiento se obtiene por medio de un generador en rampa que proporciona una función en rampa dotada de una pendiente que depende de la diferencia entre las temperaturas de entrada y salida, y un comparador que proporciona una salida basada en que esta función en rampa alcance un nivel de voltaje dependiente de la temperatura de salida del fluido.

10 Breve descripción de los dibujos

Las características de la presente invención que se consideran nuevas se exponen con detalle en las adjuntas reivindicaciones. La invención, junto con los adicionales objetos y ventajas de la misma, puede comprenderse mejor con referencia a la siguiente descripción, considerada en relación con los adjuntos dibujos, en cuyas diversas figuras los números de referencia análogos identifican elementos similares, y en los cuales:

20 La figura 1 es una vista en perspectiva de un aparato calentador de sangre construido de acuerdo con la invención, montado en un poste de soporte y provisto de un sistema de flujo y calentamiento de sangre, para un solo uso, instalado en el mismo.

25 La figura 2 es una vista en perspectiva del aparato calentador de sangre instalado sobre

una superficie de soporte, con su puerta de acceso a la cámara de calentamiento abierta y parcialmente re tirada, para mostrar la colocación interna de la bolsa de calentamiento de sangre de un sistema de flujo asociado al aparato y la colocación del elemento ca lentador dentro de la puerta de dicha cámara.

La figura 3 es una vista posterior en perspectiva del aparato calentador de sangre, que muestra las abrazaderas de soporte retraíbles y los botones de ensayo operacionales incorporados a aquél.

La figura 4 es una vista en sección transversal tomada a lo largo de la línea 4-4 de la figura 3, que muestra la construcción interior del aparato y la utilización de las abrazaderas de soporte para montar el aparato en un poste de soporte.

La figura 5 es una vista en sección transversal, tomada a lo largo de la línea 5-5 de la figura 4, que muestra la colocación y construcción de los elementos calentadores del aparato calentador y la colocación de los elementos detectores de las temperaturas de entrada y salida de la sangre dispuestos en aquél.

La figura 6 es una vista en alzado frontal fragmentaria del aparato calentador de sangre, parcialmente interrumpida para mostrar la construcción y funcionamiento del conjunto de pestillo de la puerta de acceso a la cámara de calentamiento.

La figura 7 es un diagrama en bloques funcional y simplificado del aparato calentador de sangre, que muestra sus principales elementos funcionales.

5 La figura 8 es un diagrama en bloques funcional del aparato calentador de sangre, que muestra sus elementos funcionales.

10 La figura 9 es una ilustración gráfica del funcionamiento del aparato calentador de sangre, que ilustra el efecto de las variaciones en la temperatura de salida de aquélla sobre el ciclo de trabajo de los elementos calentadores contenidos en tal aparato.

15 La figura 10 es una ilustración gráfica del funcionamiento del aparato calentador de sangre, que ilustra el efecto de las variaciones que se producen en el ritmo de flujo sobre el ciclo de trabajo de los elementos calentadores contenidos en aquél.

20 La figura 11 es una vista en perspectiva despiezada de un conjunto medidor de temperaturas - utilizado para verificar y ajustar el funcionamiento - del aparato calentador de sangre.

25 La figura 12 es una vista en perspectiva frontal del aparato calentador de sangre, que muestra la colocación del conjunto medidor de temperaturas en aquél para verificar y ajustar su funcionamiento - adecuado; y

Las figuras 13A y 13D son vistas en -  
sección transversal tomadas a lo largo de la línea -  
13-13 de la figura 12, que muestran la colocación del  
conjunto medidor de temperaturas de la figura 13 pa-  
5 ra medir y verificar el funcionamiento de los elemen-  
tos calentadores montados en el alojamiento y en la  
puerta del aparato calentador de sangre, respectiva-  
mente.

Descripción de la versión preferida

10 Con referencia a las figuras y parti-  
cularmente a las figuras 1 a 3, un aparato 10 calen-  
tador de sangre, construido de acuerdo con la inven-  
ción, comprende, como puede verse, un alojamiento ge-  
neralmente rectangular 11 provisto de una empuñadura  
12 en su extremo superior y de una base 13 en su ex-  
15 tremo inferior. En su uso, el aparato calentador de  
sangre puede instalarse sobre una superficie de sopor-  
te plana, como en la figura 2, en cuyo caso la amplia  
base 13 proporciona un alto grado de estabilidad, o -  
20 bien puede montarse sobre un soporte o poste vertical  
14, como en la figura 1, en el que un par de abrazade-  
ras 15 y 16 dispuestas en la superficie posterior del  
aparato ofrecen la necesaria sujeción y estabilidad.

25 El aparato calentador de sangre inclu-  
ye asimismo en la porción superior de su alojamiento  
un panel de control 17. que puede ser ligeramente re-

hundido para su protección mientras el aparato se ha  
lla en tránsito y almacenamiento. Este panel de con-  
trol incluye medios indicadores de la temperatura en  
forma de un medidor 18 que estará preferiblemente ca-  
5 librado para ofrecer una lectura directa de la tempe-  
ratura de salida de la sangre, y un interruptor de -  
conexión y desconexión de energía 19, que permite al  
operario iniciar y cortar el funcionamiento del apa-  
rato calentador.

10 Este aparato calentador 10 incluye ba-  
jo el panel 17 una puerta 20 de acceso al comparti-  
miento del calentador, que está articuladamente mon-  
tada por los pasadores 21 (figura 2) en el alojamien-  
to 11 en un extremo, para su apertura como se muestra  
15 en la figura 2, dando acceso a una cámara calentadora  
24 (figura 4) formada dentro del aparato calentador -  
entre la pared interna o placa 22 de la puerta 20 y -  
la pared subyacente o placa 23 del alojamiento 11.

El aparato calentador de sangre 10 se  
20 destina a su empleo conjuntamente con un sistema de  
circulación de fluido, estéril y para un solo uso, a  
través del cual se hace fluir la sangre completa a -  
calentar, ya sea por gravedad, a presión o mediante  
bomba de alimentación, hacia un paciente o un medio  
25 de utilización. Uno de tales sistemas de flujo se ha  
lle comercializado por Fenwal Laboratories, un departa-  
mento de Travenol Laboratories, INC., de Deerfield,

Illinois, Estados Unidos, como Modelo nº 4C2416, y se destina a su empleo con un equipo de administración de sangre para la transfusión de ésta desde un recipiente de almacenamiento directamente a un paciente.

5 El sistema de flujo incluye una bolsa de calentamiento 26 plana y generalmente rectangular (figura 2), - suspendida dentro de la cámara 24 por medio de una serie de pasadores de soporte 27. La bolsa calentadora 26 está interiormente provista de deflectores que

10 definen una trayectoria de flujo tortuosa 25 (figura 5) para la sangre en su circulación desde una abertura de entrada 28, situada en el extremo inferior de la bolsa hasta una abertura de salida 29, dispuesta en el extremo superior de aquélla. La abertura de en-

15 trada 28 está conectada por un segmento de tubería 30 a un recipiente de sangre refrigerada (no mostrado) y la abertura de salida 29 está conectada a través de una cámara 31 y un segmento de tubería 32 a un adaptador de aguja (no mostrado), al que se fija

20 una aguja para su inserción en una vena. Cuando la puerta de acceso 20 está cerrada, como se muestra en la figura 1, la bolsa calentadora de sangre 26 queda intercalada entre la placa 22 de la citada puerta y la placa 23 del alojamiento 11. Cuando se cierra la

25 puerta 20, se establece conexión con las aberturas de entrada y salida 28 y 29 a través de los huecos 33 y 34, respectivamente, dispuestos a lo largo de

los bordes de la puerta y el alojamiento. Estos huecos permiten el cierre ajustado de la puerta sobre la bolsa calentadora.

5                   Con referencia a la figura 3, puede verse que el alojamiento 11 incluye en su superficie posterior una placa 35 en forma de ala que constituye un carrete conveniente alrededor del cual puede enrollarse el cable 36 de suministro de energía del aparato durante su almacenamiento. El soporte 35 define también un canal abierto 37 en su superficie posterior, en cuyo interior se pliegan y alojan las abrazaderas 15 y 16 cuando no se usan. En la citada superficie posterior se contiene también un par de interruptores de botón pulsador 38 y 39, que al oprimirse proporcionan un primer y un segundo ensayos de los circuitos supervisores de seguridad del aparato calentador de sangre.

10

15

                  Con referencia a la figura 4, para calentar la sangre que fluye a través de la bolsa calentadora 26, el aparato incluye un primer elemento calentador 40, dentro del alojamiento 11, en contacto sustancialmente contiguo con la superficie interna de la placa 23. Un segundo elemento calentador 41 está situado dentro de la puerta 20 inmediatamente adyacente a la cara interna de la placa 22 de dicha puerta. Los dos elementos calentadores se mantienen en posición mediante unas placas relativamente gruesas.

20

25

5 sas y rígidas 45, de material aislante. A este elemento calentador se suministra energía eléctrica por medio de conductores eléctricos 42, que se extienden hacia el interior del alojamiento 11 a través de la bisagra superior 21 (figura 6) de la puerta 20. Los componentes eléctricos y elementos circuitales que incluyen un tablero de hilos impresos 43, necesario para el funcionamiento del aparato calentador de sangre 10, están contenidos dentro del alojamiento 11, detrás del elemento calentador 40. Estos elementos son fácilmente accesibles para su ajuste y reparación mediante retirada de la placa posterior 44 del alojamiento 11.

15 Con referencia a la figura 5, cuando la puerta de acceso 20 está cerrada, la bolsa calentadora 26 queda intercalada entre las placas 22 y 23, de manera que la sangre que fluye a través de los pasos interiores 25 de dicha bolsa entra en comunicación térmica con los elementos calentadores 40 y 41. La temperatura de la sangre que fluye a través de la citada bolsa es detectada por un elemento en forma de un par de termistores 46 y 47 situados en la línea central del hueco 24, junto a las partes superior e inferior del mismo, como se muestra en las figuras 5 y 6. El termistor 47 mide la temperatura de la sangre que fluye a través de la bolsa calentadora junto a la abertura de entrada 28 y el termistor 46 mide la tem-

peratura de la sangre en la bolsa 26 junto a la abertura de salida 29. Dentro del aparato calentador de sangre, los termistores 46 y 47 proporcionan señales indicativas de la temperatura de la sangre descargada del aparato, así como la temperatura diferencial que existe entre la sangre que entra en el aparato y la descarga del mismo. Esta información se utiliza por el sistema circuital de control contenido en el aparato para controlar el funcionamiento de los elementos calentadores 40 y 41 y por consiguiente la temperatura a la que se calienta la sangre.

Para bloquear la puerta 20 en posición cerrada, se dispone un cierre de pestillo 48. Este dispositivo incluye una empuñadura 49 accionable por el usuario en la superficie exterior de la puerta, que mueve una palanca acodada 50 situada dentro de la puerta. Esta palanca acodada está conectada mediante varillajes 51 y 52 a unos pasadores de bloqueamiento 53 y 54, situados en los bordes superior e inferior de la puerta. Cuando se gira la empuñadura 49 desde la posición extrema mostrada, en sentido contrario a las agujas del reloj, a una posición extrema en el sentido de tales agujas, los pasadores de bloqueamiento 53 y 54 se retiran de su acoplamiento con los huecos alineados 55 y 56 del alojamiento 11 y la puerta 20 puede abrirse entonces libremente.

Cuando la puerta 20 está bloqueada en

su posición cerrada, el pasador de bloqueamiento 53 se acopla al pasador de accionamiento de un interruptor 57, situado dentro del alojamiento 11. Este interruptor, junto con el asociado sistema circuital, funciona produciendo una alarma en el caso en que el usuario intente abrir la puerta mientras el aparato calentador está en funcionamiento. A tal fin, el interruptor 57 se dispone de modo que sea accionado solamente cuando el pasador de bloqueamiento 53 está totalmente extendido, de manera que suene la alarma cuando el usuario intenta girar la empuñadura 49 y antes de que los pasadores de bloqueamiento se hayan desacoplado de sus huecos en el alojamiento 11.

Con referencia a la figura 7, la temperatura de la sangre descargada del aparato calentador 10 se controla por medio de un circuito 60 de control del ciclo de trabajo de los calentadores, que determina la energización periódica de los elementos calentadores 40 y 41 con un ciclo de trabajo que depende de las temperaturas detectadas por los termistores 46 y 47. La salida de este circuito, que comprende una señal de control de conexión-desconexión de los calentadores, se aplica a través de un aislador óptico 61 a un circuito conmutador 62 de los calentadores, que controla la aplicación de corriente a los elementos calentadores 40 y 41. La corriente destinada a activar los calentadores 40 y 41 se suministra al circui

to conmutador 62 desde la línea de corriente alterna  
a través de un cortacircuito 63, que funciona también  
como interruptor de energía accionable por el usuario  
y como medio de desconexión automática de energía pa-  
5 ra la unidad en caso de fallo. El aislador óptico 61,  
que comprende un componente convencional comercialmen-  
te obtenible, funciona aislando eléctricamente el cir-  
cuito 60 de control del ciclo de trabajo respecto a  
la línea de corriente alterna conmutada y los otros  
10 circuitos de control del aparato calentador de sangre,  
para reducir al mínimo las fugas entre la citada línea  
de corriente alterna y el paciente objeto de tratamien-  
to.

De acuerdo con la invención, el circui-  
15 to 60 de control del ciclo de trabajo de los calenta-  
dores hace variar tal ciclo de los calentadores 40 y  
41 tanto en función de la temperatura de salida detec-  
tada por el sensor 46, como en función de la diferen-  
cia entre las temperaturas de entrada y salida de la  
20 sangre, detectada por los sensores 46 y 47. Cuando la  
temperatura de salida de la sangre aumenta más allá -  
del nivel deseado, el circuito de control 60 funciona  
reduciendo el ciclo de trabajo de dichos calentadores  
40 y 41, disminuyendo así la temperatura de salida al  
25 nivel deseado. Inversamente, cuando la temperatura de  
salida de la sangre desciende por debajo del nivel de  
seado, el circuito de control 60 funciona aumentando

el ciclo de trabajo de los calentadores, incrementan  
do así la temperatura de la sangre al nivel apete-  
do. Al mismo tiempo, si aumentase la diferencia en  
las temperaturas detectadas, significando un incre-  
5 mento en el ritmo de flujo de la sangre, se incremen-  
tará automáticamente el ciclo de trabajo de los calen-  
tadores 40 y 41 para compensar el incrementado ritmo  
de flujo y evitar que la temperatura de salida de la  
sangre descienda por debajo del nivel deseado. Inver-  
10 samente, al disminuir la diferencia entre las tempe-  
raturas de entrada y salida detectadas, significando  
un ritmo de flujo reducido, se reducirá automáticamen-  
te el ciclo de trabajo de los calentadores para evi-  
tar el calentamiento de la sangre por encima del ni-  
15 vel deseado.

Se establece una protección contra una  
avería del circuito de control por medio de un primer  
circuito de alarma que comprende un circuito monitor  
de temperaturas excesivas o deficientes 64, que pro-  
20 porciona una salida en el caso en que la temperatura  
de salida de la sangre, detectada por el sensor 46,  
se eleva por encima de un valor máximo predetermina-  
do o descienda por debajo de un valor mínimo predeter-  
minado. En la práctica, el límite máximo de temperatu-  
25 ra se establece inmediata y ligeramente por encima de  
la temperatura nominal del cuerpo de 37° C, para evi-  
tar toda posibilidad de daño a la sangre objeto de tra

tamiento, y el límite mínimo se establece aproximadamente en 0° C a fin de captar un fallo en el sensor 46 de la temperatura de salida.

5 En caso de una salida del monitor 64 de temperaturas que indique una condición de temperatura excesiva o insuficiente, se acciona una alarma 65 para indicar al usuario que se ha producido una avería, Simultáneamente, se interrumpe la aplicación de señales de control desde el circuito controlador 10 60 al circuito conmutador 62 de los calentadores, para impedir un adicional calentamiento de la sangre - por los elementos calentadores 40 y 41.

El aparato calentador de sangre 10 incorpora un segundo circuito supervisor 66 que vigila 15 la corriente suministrada a los elementos calentadores 40 y 41. Durante el funcionamiento normal, esta corriente es periódicamente aplicada e interrumpida a un ritmo determinado por el circuito de control 60. Si se produjese una avería que tuviese por resultado 20 la aplicación continua de corriente a dichos calentadores, el monitor 66 del ciclo de trabajo de éstos - generaría una señal de salida accionadora de un adecuado dispositivo terminador situado en el cortacircuito 63, para interrumpir el suministro de energía 25 al aparato calentador de sangre. En la práctica, el monitor 66 del ciclo de trabajo se construye de modo que cese el funcionamiento siempre que no se interrum

pa el suministro de energía a los elementos calentadores con un intervalo de 3 segundos.

Otra característica del dispositivo de control mostrado en la figura 7 es la de que sólo se aplica energía a los elementos calentadores durante las porciones de la corriente aplicada de la línea de corriente alterna en las que tal corriente pasa a través de su eje cero. Esto se hace para reducir al mínimo los fenómenos transitorios que de lo contrario serían generados por la conmutación durante períodos de flujo de corriente a través de los elementos calentadores, y para reducir al mínimo la acompañante interferencia de radiofrecuencia producida como resultado de tales fenómenos transitorios.

De acuerdo también con la invención, la señal de control aplicada al circuito 62 de conmutación de los calentadores es generada dentro del circuito de control 60 por medio de un nuevo sistema de intercepción de pendientes. Con referencia a la figura 8, el circuito de control 60 incluye un oscilador 70 que genera una señal de onda cuadrada aproximadamente a 20 kilohertzios. Esta señal se aplica simultáneamente a los termistores 46 y 47 y a un potenciómetro 71 de ajuste de referencia. El termistor 46 está conectado a un circuito divisor de voltaje (no mostrado) para proporcionar en la entrada de un amplificador 72 una señal de onda cuadrada de amplitud depen

diente de la temperatura de salida de la sangre que se está tratando. Esta señal se amplifica en el amplificador 72 y se aplica a una etapa de conversión de corriente alterna-corriente continua 73, en la -  
5 que se convierte en una señal analógica indicativa de la temperatura de salida de la sangre. Análogamente, el termistor 47 desarrolla una señal de onda cuadrada de amplitud variable, que se amplifica en un amplificador 72 y se convierte en una señal analógica  
10 ca indicativa de la temperatura de entrada en una etapa 75 de conversión de corriente alterna-corriente continua.

Las señales analógicas de las etapas de conversión 73 y 75 se aplican a las entradas inversora y no inversora de un primer amplificador diferencial 76, que produce una señal de salida indicativa -  
15 de la diferencia entre las dos señales aplicadas. Su señal de salida se aplica a un generador en rampa 77 que genera funciones de voltaje en rampa repetibles, cada una de las cuales presenta una pendiente o desni  
20 vel que varía inversamente con la amplitud de la señal aplicada. El generador en rampa 77, que puede - ser cualquiera de una serie de circuitos conocidos - para este fin, incluye una provisión de circuitos 78  
25 para establecer la pendiente inicial de la rampa en ausencia de una señal diferencial aplicada, y una provisión de circuitos 79 para establecer el nivel de

5            volteje reajustado, en cuyo punto inicia un nuevo ciclo el generador en rampa. En la práctica, la pendiente de la rampa y el nivel de reciclo son tales que la función en rampa se repite nominalmente cada 600 milisegundos. Este es un período de control relativamente largo en relación con el período de 16,7 milisegundos de la línea de corriente alterna de 60 hertzios que suministra corriente a los elementos calentadores y que ha de conectarse y desconectarse, y un período relativamente corto en comparación con la inercia térmica del aparato calentador de sangre para no constituir un factor limitador en el rendimiento del sistema.

10            El potenciómetro de ajuste de referencia 71 proporciona una señal de onda cuadrada de amplitud ajustable que, una vez establecida, varía sólo con las variaciones de amplitud de la señal de onda cuadrada producida por el oscilador 70. Esta señal se amplifica en un amplificador 80 y se aplica a una etapa de conversión 81 de corriente alterna-corriente continua, en la que se convierte en una señal analógica dependiente de la temperatura y de la amplitud del oscilador. Esta señal analógica se aplica a la entrada no inversora de un segundo amplificador diferencial 82. La señal analógica de la etapa de conversión 73 se aplica a la otra entrada inversora del amplificador 82 para desarrollar a partir de ella una

señal de salida que constituye una señal indicativa de la temperatura de salida, independiente de variaciones de amplitud en el oscilador 70.

5 La señal indicativa de la temperatura de salida procedente del amplificador diferencial 82 se aplica a la entrada no inversora de un comparador de voltaje 83 y la función en rampa repetible, de pendiente variable, generada por el generador en rampa 77, se aplica a la entrada inversora de este comparador. Como el nivel de voltaje instantáneo de la función en rampa aumenta con el tiempo, su alcanza finalmente un punto en el que las funciones en rampa e in-  
10 dicativa de la temperatura resultan iguales. En este punto se produce una salida por el comparador 83 que  
15 constituye la deseada señal de control de los elementos calentadores.

La señal de control de los calentadores se aplica a una entrada de una puerta AND 84. La salida de esta puerta se aplica a un diodo emisor de luz 85, que comprende preferiblemente un elemento so-  
20 lidario de un componente aislador óptico convencional 86. De manera bien conocida en la técnica, dentro del aislador 86 la luz emitida por el diodo 85 establece  
25 conducción en un dispositivo semiconductor ópticamente adyacente 87. El dispositivo semiconductor está conectado al conmutador 52 de los calentadores, de cruce en cero, y, cuando se halla en estado conductor,

condiciona tal conmutador en un estado conductor para energizar los elementos calentadores 40 y 41. Tal como queda dicho, la conmutación de la corriente alterna suministrada a los calentadores se efectúa preferiblemente sólo cuando la forma de onda de corriente alterna cruza su eje cero, puesto que en este instante el flujo de corriente a través del elemento calentador se halla a un mínimo y se genera un mínimo de interferencia de radiofrecuencia. El sistema circuital destinado a este fin es bien conocido en la técnica y por consiguiente no se describe aquí con detalle.

Como el comparador 83 desarrolle una salida solamente cuando los niveles de voltaje aplicados a sus entradas son iguales o guardan una relación positiva, el ciclo de trabajo de la señal de salida desarrollada por el comparador 83 depende de la temperatura absoluta de la sangre descargada, indicada por la señal analógica aplicada por el amplificador diferencial 82, como de la diferencia entre las temperaturas de entrada y salida de la sangre, indicada por la pendiente de la función de voltaje en rampa repetible aplicada por el generador en rampa 77. Esto se ilustra en las figuras 9 y 10. En la figura 9 se observa que la forma de onda 90, que representa la función en rampa generada por el generador en rampa 77, para una diferencia constante de

temperatura, corta el nivel superior de voltaje 92 correspondiente a una temperatura de salida inicial después de cortar un nivel de voltaje 91 correspondiente a una incrementada temperatura de salida. Como resultado de ello, el ciclo de trabajo con los calentadores en funcionamiento, ilustrado por la forma de onda 93, se incrementa con los mayores niveles de voltaje que acompañan a las disminuciones en la temperatura de salida de la sangre.

El efecto de las variaciones en la diferencia de temperaturas se ilustra en la figura 10. Para una temperatura diferencial inicial, la forma de onda 90 de la función en rampa corta el nivel de voltaje 94 correspondiente a la temperatura de salida de la sangre y termina el ciclo de calentamiento antes que cuando ha disminuido la pendiente - debido a una incrementada diferencia de temperaturas, como se muestra por la forma de onda 95. El resultado es un incremento del ciclo de trabajo del calentador, como ilustra la forma de onda 93, para permitir que el aparato calentador de sangre 10 acomode el incrementado ritmo de flujo que dió lugar a la incrementada diferencia de temperaturas.

En la práctica, tanto la diferencia de temperaturas como la temperatura de salida de la sangre varían con el tiempo y el resultante ciclo de trabajo es un compuesto de estas dos variables. De -

particular ventaja es el rápido tiempo de respuesta que este sistema circuital proporciona, en comparación con los aparatos calentadores de sangre termo  
táticamente controlados de la técnica anterior, en  
5 los que los elementos calentadores eran energizados solamente cuando se deseaba.

Para proporcionar una indicación al usuario de la temperatura de la sangre descargada del aparato calentador de la misma, la señal de salida analógica desarrollada por el amplificador diferencial 82 se aplica al medidor 18, que ha sido -  
10 anteriormente descrito como dotado de una escala indicadora de la temperatura. Para que el medidor 18 proporcione una lectura directa de la temperatura,  
15 el circuito del mismo incluye preferiblemente una -provisión vircuital 96 de ajuste de tal medidor que neutraliza parcialmente el voltaje aplicado a éste para calibrar el mismo de manera bien conocida en la técnica.

20 De acuerdo con otro aspecto de la invención, la temperatura de la sangre descargada se -supervisa continuamente por medio de un circuito comparador de límites altos y bajos, formado por amplificadores diferenciales 100 y 101. La señal de salida del amplificador diferencial 82, indicativa de la  
25 temperatura, se aplica a la entrada inversora del amplificador diferencial 100 y una señal de referencia

desarrollada en una fuente 102 de referencia de exce  
so de temperatura se aplica a la entrada no inversora  
de este dispositivo. La salida del amplificador -  
100 incluye una red de realimentación, de manera que,  
5 cuando la temperatura medida excede de la referencia  
de temperatura excesiva, el amplificador 100 se blo-  
quea en un estado de conexión hasta que es subsiguien  
temente reajustado por la retirada de energía del apara  
reto.

10 La salida del amplificador diferencial  
82 se acopla también a la entrada no inversora del am  
plificador diferencial 101, cuya entrada inversora es  
tá conectada a una fuente 103 de voltaje de referen-  
cia de temperatura insuficiente. La salida de este am  
15 plificador está acoplada a la salida del amplificador  
100, de modo que si el nivel de voltaje desarrollado  
por el amplificador diferencial 82 desciende por debajo  
del de la referencia 103, se produce una salida -  
del amplificador 101 que bloquea el amplificador 100  
20 en un estado de conexión, como si tal amplificador -  
hubiase detectado la condición de temperatura excesiva  
va. Así, tras la producción de una condición de tem-  
peratura excesiva o deficiente, se desarrolla una sa  
lida que permanece hasta que se retire energía del -  
25 aparato.

La señal de alarma de los amplificadores  
100 y 101 se aplica a una alarma 104 que se pro-

duce en forma audible para alertar al usuario de que la temperatura de salida de la sangre se halla fuera de sus límites. La alarma 104 es accionada también por el pestillo 57 de la puerta en el caso en que el usuario intenta abrir ésta durante el funcionamiento del aparato calentador.

La señal de alarma producida por los amplificadores diferenciales 100 y 101 se aplica también a través de un inversor 105 a la restante entrada de la puerta AND 84 para inhibir ésta al producirse una condición de alarma. Como la inhibición de esta puerta tiene el efecto de impedir la realización de la señal de control de los calentadores para el aislador óptico 86 y el conmutador 62 de aquéllos, se termina la aplicación de energía a tales elementos calentadores 40 y 41. Un circuito 98 inhibidor de aplicación de energía proporciona un voltaje inhibidor de alarma en la salida del amplificador 82 durante un corto período de tiempo, típicamente del orden de unos segundos, tras el funcionamiento inicial del aparato calentador, para impedir el accionamiento de la alarma de temperatura.

Tal como anteriormente se indica, el monitor 66 de ciclos de trabajo supervisa la corriente alterna aplicada a los elementos calentadores 40 y 41, para determinar el correcto funcionamiento del circuito 60 de control de los calentadores, del ais-

lador óptico 86 y del conmutador 62 de los calentadores con cruce en coro. Esto se realiza por medio de una sonda de corriente 99 para evitar una conexión eléctrica directa entre el circuito monitor y la línea de corriente alterna, a fin de impedir fugas de esta línea hacia el paciente. Como el monitor produce una salida solamente en el caso en que no se interrumpa la energía para los calentadores durante un intervalo de tres segundos y el período nominal de trabajo de los calentadores es de 600 milisegundos, el monitor actuará normalmente sólo en caso de una avería. Sin embargo, durante el funcionamiento inicial del aparato calentador de sangre, es posible, particularmente cuando el aparato está frío, que el circuito de control de los ciclos de trabajo exija un funcionamiento continuo de los elementos calentadores, como resultado de la detección de una baja temperatura de salida. Para impedir que el monitor 66 de los ciclos de trabajo interprete este modo normal de calentamiento como fallo, el aparato calentador de sangre incluye preferiblemente un circuito inhibidor de calentamiento 106 que inhibe el funcionamiento de dicho monitor 66 durante un período de tiempo predeterminado siguiente a la activación inicial del aparato. Típicamente, este período de tiempo se establece aproximadamente en dos minutos, que ha resultado ser adecuado para poner las placas 22 y

23 a la temperatura de funcionamiento, incluso en condiciones anormalmente frías.

Una vez transcurrido el período de calentamiento inicial, al detectar un fallo el monitor 66 de los ciclos de trabajo, se aplica una señal a un solenoide 107 asociado al cortacircuito 63 para poner éste último en condición abierta, retirando así toda energía del aparato calentador de sangre. Se observará que, de acuerdo con otro aspecto de la invención, el cortacircuito 63 del aparato puede accionarse de tres maneras: 1) manualmente por el usuario, 2) eléctricamente por el solenoide 107 y 3) por un cortocircuito o fallo de masa dentro del aparato o elementos calentadores que causen la activación del cortacircuito como resultado de la consiguiente sobrecarga.

Los elementos calentadores 40 y 41, que preferiblemente comprenden unidades de 350 vatios del tipo de placas, están preferiblemente conectados en serie, de manera que si un elemento se abriese, el otro sería inactivado.

Para proporcionar un ensayo positivo de la funcionalidad de los diversos circuitos supervisores, el aparato calentador de sangre incluye preferiblemente una función de ensayo de interrupción iniciada por el conmutador de botón pulsador 38 situado en el panel posterior del alojamiento 11. Después

de una demora de dos minutos tras la aplicación de energía, el accionamiento de este conmutador determina la aplicación de una señal continua al aislador óptico 86 y por consiguiente al conmutador 62 de los calentadores. Como esto tiene por resultado la continua energización de los elementos calentadores 40 y 41, si el monitor 66 de los ciclos de trabajo está en funcionamiento, se producirá una señal de control al cabo de tres segundos aproximadamente, que activará al cortacircuito 63 y determinará la retirada de energía del aparato calentador de sangre.

Para proporcionar un ensayo positivo de su sistema circuital de alarma, el aparato calentador de sangre incluye una función de ensayo de alarma que se inicia mediante el conmutador de botón pulsador 39 situado en el panel posterior del alojamiento 11. Este conmutador, cuando se acciona, determina la aplicación de una corriente continua a los elementos calentadores, al tiempo que inhibe al monitor 66 de ciclos de trabajo. Entonces no se activa el cortacircuito 63 y los calentadores permanecen energizados para elevar la temperatura de los elementos de calentamiento hasta que resulta superior al límite máximo establecido por la referencia 102. En este punto, el amplificador diferencial 100 queda bloqueado en estado de conexión, generando una señal de salida que activa la alarma 104 e inhibe la puerta AND

84 para retirar energía de los elementos calentadores. Así, el aparato calentador de sangre de la invención incluye medios para ensayar completa y convenientemente su sistema circuital de supervisión -  
5 interno, a fin de asegurar que una avería en el sistema circuital de control de los calentadores no -  
tenga por resultado el suministro de sangre fuera -  
de una deseada gama de temperaturas.

Para confirmar la precisión de la -  
10 temperatura indicada por el medidor 18 y proporcionar una verificación independiente del funcionamiento de los elementos calentadores, el aparato calentador de sangre puede incluir un conjunto medidor de  
temperaturas 110 adaptado para su inserción en la -  
15 cámara de calentamiento 24 del aparato. Con referencia a la figura 11, este conjunto incluye un bloque termométrico 111 y un termómetro 112. El bloque termométrico 111 es preferiblemente de sección transversal rectangular y en forma de cuña para ofrecer  
20 una superficie intermedia a las placas 22 y 23 cuando se inserta en el compartimiento calentador 24 con la puerta parcialmente abierta, como se muestra en -  
la figura 12. En la práctica, esto se realiza con el aparato calentador de sangre colocado sobre su superficie posterior, de manera que el bloque termométrico  
25 111 y el termómetro 112 permanezcan más fácilmente en su posición. Una porción rebordeada 113 situa-

da en el extremo exterior del bloque termométrico facilita la colocación de éste dentro de la cámara calentadora, disponiéndose una abertura 114 en este extremo para recibir al termómetro 112, que puede ser un termómetro oral ordinario.

5

Para permitir que el bloque termométrico mida selectivamente la temperatura de la placa calentadora 22 de la puerta o de la placa calentadora 23 de la base, tal bloque está preferiblemente provisto de una capa de material termoaislante 115 a lo largo de una cara del mismo. Tal como se muestra en la figura 13A, cuando esta capa aislante se coloca hacia la placa 23, el termómetro 112 indica la temperatura de la placa calentadora 22 asociada a la puerta 20, en tanto que cuando la capa aislante se coloca hacia la placa 22, como se muestra en la figura 13B, el termómetro 112 indica la temperatura de la placa 23 asociada al alojamiento 11.

10

15

20

25

El aparato calentador de sangre de la invención proporciona un dispositivo de uso cómodo y de fácil transporte, útil para calentar sangre y otros flúidos parentéricos antes de su transfusión a un paciente. El aparato es de funcionamiento completamente automático, requiriendo sólo que el usuario coloque en el aparato, una bolsa de calentamiento de sangre asociada al equipo de transfusión, realice las funciones de ensayo precautorias para determinar la operabi-

lidad de los elementos supervisores de aquél y proce  
da luego a la transfusión. Como el aparato constitu  
ye un sistema de calentamiento en seco, destinado a  
utilizarse con una bolsa de calentamiento de sangre  
5 y un equipo de transfusión de la misma, no se requie  
re ningún baño de agua ni prolongada preparación. Tí  
picamente, la sangre transfundida a través del apar  
to se mantiene dentro de una gama de temperaturas de  
30° a 37° C, con ritmos de flujo que varían entre 0  
10 y 150 ml por minuto.

Se comprenderá que, aunque la inven  
ción es particularmente adecuada para calentar san  
gre, también es de utilidad en otras aplicaciones -  
en las que ha de mantenerse una temperatura de sali  
15 da del fluido con elevada precisión dentro de una -  
amplia gama de ritmos de flujo, y que las temperatu  
ras de funcionamiento y períodos de tiempo nominales  
indicados a modo de ejemplo en la aplicación del ca  
lentamiento de sangre cambiarán en tales otras apli  
20 caciones.

Aunque se ha mostrado y descrito una  
versión particular de la invención, resultará eviden  
te para los expertos en la materia que pueden efectuar  
se cambios y modificaciones sin apartarse de la inven  
25 ción en sus aspectos más amplios y que por consiguien  
ta en las adjuntas reivindicaciones se pretende cubrir  
todos los cambios y modificaciones que entren en el

verdadero espíritu y ámbito de la invención.

Los materiales, forma, tamaño y disposición de los elementos serán susceptibles de variación, siempre que ello no suponga una alteración en la esencialidad del invento.

5

Los términos en que se ha redactado esta memoria deberán ser tomados siempre en sentido amplio, no limitativo.

REIVINDICACIONES

Se reivindica como de propia y nueva invención, a favor de BAXTER TRAVENOL LABORATORIES., INC, con domicilio en Deerfield, Illinois (Estados Unidos), lo especificado en las siguientes reivindicaciones:

1.- Aparato calentador de flúidos, destinado a calentar un flúido refrigerado, tal como sangre, a una temperatura nominal predeterminada antes de su transfusión a ritmos de flujo variables dentro de una sustancial gama predeterminada, caracterizado en que comprende combinadamente medios de alojamiento que definen dentro del aparato una cámara de calentamiento para el flúido, el cual tiene una temperatura de entrada y otra de salida dentro de la citada cámara; por lo menos un elemento calentador eléctrico, activable con aplicación de una corriente eléctrica, en comunicación térmica con el flúido contenido en la referida cámara de calentamiento para calentarlo a su paso a través del aparato; medios circuitales de control que responden a dichas temperaturas de entrada y salida del flúido para generar una señal de control de los calentadores, que depende tanto de la citada temperatura de salida como del ritmo de flujo del flúido; y medios circuitales de conmutación eléctricamente conectados entre dicho elemento calentador y una fuente de co-

rriente eléctrica y que respondan a la referida señal de control para controlar la aplicación de corriente al mencionado elemento calentador, a fin de mantener el fluido a la temperatura nominal predeterminada, a pesar de variaciones en su ritmo de flujo.

5

2.- Aparato calentador de fluidos, - según la reivindicación 1, caracterizado en que dichos medios circuitales de control establecen un ciclo de trabajo recurrentemente conectable y desconectable para dicho elemento calentador, que depende de la temperatura de salida y de la diferencia de temperaturas del referido fluido en el aparato.

10

3.- Aparato calentador de fluido, - según la reivindicación 2, caracterizado en que dichos medios circuitales de control incluyen unos primeros medios detectores de la temperatura de entrada del fluido y productores de una primera señal de salida indicativa de aquélla, unos segundos medios detectores de la temperatura de salida del fluido y - productores de una segunda señal de salida indicativa de ella, y medios amplificadores diferenciales para desarrollar a partir de las citadas señales de salida primera y segunda una señal diferencial indicativa de la diferencia entre las referidas temperaturas de entrada y salida.

15

20

25

4.- Aparato calentador de fluidos, según la reivindicación 3, caracterizado en que los -

mencionados medios circuitales de control incluyen además un generador en rampa destinado a generar - una función en rampa de voltaje recurrente, dotada de una pendiente que varía inversamente con dicha  
5 señal diferencial, y medios comparadores de voltaje para comperar la citada función en rampa con la segunda señal de salida indicativa de temperatura y generar una señal de control del calentador que proporcione un ciclo de trabajo conectable y desco  
10 nectable, que dependerá de la temperatura de salida y de la diferencia de temperaturas mencionadas.

5.- Aparato calentador de flúidos, según la reivindicación 2, caracterizado en que se incluyen medios circuitales para supervisión del ci  
15 clo de trabajo, destinados a iniciar una condición de alarma al aplicarse corriente al elemento calentador durante un período de tiempo predeterminado su  
perior al período nominal de dicho ciclo de trabajo.

6.- Aparato calentador de flúidos, según la reivindicación 5, caracterizado en que los -  
20 medios circuitales de supervisión del ciclo de trabajo incluyen una sonda de corriente destinada a su  
pervisar el flujo de corriente a dicho elemento calentador sin establecer una conexión eléctrica direc  
25 ta con el mismo.

7.- Aparato calentador de flúidos, según la reivindicación 5, caracterizado en que inclu-

ye medios circuitales para inhibir el funcionamiento del monitor del ciclo de trabajo durante un período de tiempo predeterminado después de la energización inicial del aparato

5                   8.- Aparato calentador de flúidos, según la reivindicación 1, caracterizado en que dicho elemento calentador es activable mediante aplicación de una corriente alterna y los referidos medios circuitales de conmutación aplican corriente al referido elemento calentador solamente durante las porciones de cruce en cero del referido ciclo de corriente alterna,

10

                  9.- Aparato calentador de flúidos, según la reivindicación 1, caracterizado en que el citado elemento calentador es activable mediante aplicación de corriente alterna y la salida de dichos medios circuitales de control es ópticamente acoplada al referido circuito de conmutación para mantener un aislamiento eléctrico entre ellos.

15

20                   10.- Aparato calentador de flúidos, según la reivindicación 1, caracterizado en que el flúido es transportado dentro de un sistema de flujo estéril para un solo uso, que tiene una bolsa de calentamiento de unas dimensiones ajustables al interior de la cámara de calentamiento, incluyendo dichos medios de alojamiento una puerta de acceso a la cámara de calentamiento, teniendo esta puerta un pestillo

25

para el bloqueamiento de la misma en posición cerrada con la referida bolsa de calentamiento dentro de dicha cámara, y en que se disponen medios de alarma para producir ésta al accionarse aquel pestillo desde su condición bloqueada durante el funcionamiento del aparato.

11.- Aparato calentador de flúidos, según la reivindicación 1, caracterizado en que el citado flúido es transportado dentro de un sistema de flujo estéril para un solo uso, provisto de una bolsa de calentamiento generalmente plana y de dimensiones ajustables dentro de la cámara de calentamiento, incluyendo dicho aparato un par de elementos calentadores dispuestos a lados opuestos de la bolsa de calentamiento y eléctricamente conectados en relación de circuitos en serie.

12.- Aparato calentador de flúidos, según la reivindicación 1, caracterizado en que incluye medios circuitales supervisores de la temperatura que responden a la temperatura de salida del flúido, proporcionando una alarma cuando tal temperatura de salida se eleva por encima o desciende por debajo de una gama predeterminada.

13.- Aparato calentador de flúidos, según la reivindicación 1, destinado a calentar un flúido refrigerado, tal como sangre, a una temperatura nominal predeterminada mientras fluye a través de un sistema de flujo para

un solo uso que incluye una bolsa de calentamiento, a ritmos de flujo variables dentro de una sustancial gama predeterminada, caracterizándose dicho aparato en que comprende combinadamente medios de alojamiento que definen una cámara de calentamiento dentro del aparato para recibir la citada bolsa de calentamiento; por lo menos un elemento calentador eléctrico activable mediante aplicación de corriente eléctrica y destinado a calentar el fluido a su paso a través de dicha bolsa; medios circuitales de control que responden a la temperatura de entrada y de salida del fluido en la bolsa de calentamiento para generar una señal de control de los calentadores, que tiene un ciclo de trabajo con conexión y desconexión dependiente de la temperatura de salida del fluido y de la diferencia entre las temperaturas de entrada y salida del mismo; y medios circuitales de conmutación eléctricamente conectados entre los referidos elementos calentadores y una fuente de corriente eléctrica y que responden a la citada señal de control de los calentadores para controlar la aplicación de corriente a tales elementos calentadores de acuerdo con dicha señal de control, a fin de mantener la temperatura de salida del fluido sustancialmente constante al citado nivel nominal predeterminado, independientemente de variaciones en su ritmo de flujo.

14.- Aparato calentador de fluidos, -

según la reivindicación 13, caracterizado en que dichos medios circuitales de control incluyen unos primeros medios detectores de la temperatura destinados a captar la temperatura de entrada del fluido y producir una primera señal de salida indicativa de la misma, unos segundos medios detectores de temperatura destinados a captar la temperatura de salida del fluido y producir una segunda señal de salida indicativa de ella, y medios amplificadores diferenciales para desarrollar, a partir de las mencionadas señales de salida primera y segunda, una señal diferencial indicativa de la diferencia entre las citadas temperaturas de entrada y salida.

15.- Aparato calentador de fluidos, según la reivindicación 14, caracterizado en que dichos medios circuitales de control incluyen, además, un generador en rampa para generar una función en rampa de voltaje recurrente que tiene una pendiente que varía inversamente con dicha señal diferencial, y medios comparadores de voltaje destinados a comparar la citada función en rampa con la segunda señal de salida indicativa de temperatura para generar una señal de control de los calentadores, que proporciona un ciclo de trabajo con conexión y desconexión, dependiente de dicha temperatura de salida y de la mencionada diferencia de temperaturas.

16.- Aparato calentador de fluidos, se

gún la reivindicación 13, caracterizado en que se incluye un circuito monitor del ciclo de trabajo, para iniciar una condición de alarma tras la aplicación de corriente a dicho elemento calentador durante un período de tiempo predeterminado, superior al período nominal del citado ciclo de trabajo.

17.- Aparato calentador de fluido, según la reivindicación 16, caracterizado en que dicho circuito monitor del ciclo de trabajo incluye una sonda para corriente destinada a supervisar el flujo de corriente al elemento calentador, sin establecer una conexión eléctrica directa con él.

18.- Aparato calentador de fluidos, según la reivindicación 16, caracterizado en que incluye un circuito para inhibir el funcionamiento del monitor del ciclo de trabajo durante un período de tiempo predeterminado después de la energización inicial del aparato.

19.- Aparato calentador de fluidos, según la reivindicación 13, caracterizado en que dicho elemento calentador es activable mediante aplicación de corriente alterna y el referido circuito conmutador aplica corriente al referido elemento calentador solamente durante las porciones de cruce en cero del citado ciclo de corriente alterna.

20.- Aparato calentador de fluidos, según la reivindicación 13, caracterizado en que di-

cho elemento calentador es activable mediante aplicación de corriente alterna y la salida del citado circuito de control es ópticamente acoplada al circuito conmutador para mantener un aislamiento eléctrico entre ellos.

5

21.- Aparato calentador de flúidos, según la reivindicación 13, caracterizado en que dichos medios de alojamiento incluyen una puerta de acceso a la citada cámara de calentamiento, la cual incluye un pestillo para el bloqueamiento de la misma en posición cerrada con la bolsa de calentamiento - dentro de la mencionada cámara, y en que se disponen medios de alarma para hacer sonar ésta última al accionarse el referido pestillo desde su condición bloqueada durante el funcionamiento del aparato.

10

15

22.- Aparato calentador de flúidos, según la reivindicación 13, caracterizado en que la citada bolsa de calentamiento es plana y tiene unas dimensiones adaptadas al interior de la cámara de calentamiento, y en que se incluye un par de elementos calentadores a uno y otro lado de dicha bolsa, eléctricamente conectados en serie.

20

23.- Aparato calentador de flúidos, según la reivindicación 13, caracterizado en que incluye un circuito supervisor de temperaturas que responde a la temperatura de salida del flúido para proporcionar una alarma cuando esta temperatura de salida

25

da se eleva por encima o desciende por debajo de una gama predeterminada.

24.- Aparato calentador de flúidos, según la reivindicación 1, destinado a calentar un flúido refrigerado, tal como sangre, a una temperatura nominal predeterminada, mientras fluye a través de un sistema de flujo para un solo uso que incluye una bolsa de calentamiento, a ritmos de flujo variables dentro de una sustancial gama predeterminada, caracterizado en que comprende combinadamente medios de alojamiento que definen una cámara de calentamiento dentro del aparato para recibir la bolsa de calentamiento citada; por lo menos un elemento calentador eléctrico activable mediante aplicación de corriente eléctrica y dispuesto en comunicación térmica con la citada bolsa cuando ésta se asienta dentro de la mencionada cámara de calentamiento, para calentar el flúido a su paso a través de tal bolsa; unos primeros medios detectores de temperaturas, destinados a detectar la temperatura de entrada del flúido en dicha bolsa de calentamiento y producir una primera señal de salida indicativa de tal temperatura; unos segundos medios detectores de temperaturas destinados a detectar la temperatura de salida del flúido contenido en la referida bolsa y producir una segunda señal de salida indicativa de tal temperatura; medio amplificadores diferenciales para desarrollar, a partir de las citadas señales de

salida primera y segunda, una señal diferencial indi  
cativa de la diferencia entre las mencionadas tempe-  
raturas de entrada y salida; un generador en rampa -  
para generar una función en rampa de voltaje, que -  
5 presenta una pendiente que varía inversamente con di-  
cha señal diferencial; medios comparadores de voltaje  
para comparar la citada función en rampa de voltaje  
con la segunda señal de salida indicativa de tempe-  
ratura y generar una señal de control de los calenta-  
10 dores dotada de un ciclo de trabajo que varía en fun-  
ción de la temperatura de salida del fluido y de la  
diferencia entre las temperaturas de entrada y sali-  
da del mismo; y medios circuitales de conmutación -  
eléctricamente conectados entre dicho elemento calen-  
15 tador y una fuente de corriente y que responden a la  
referida señal de control del calentador controlando  
la aplicación de corriente al elemento calentador de  
acuerdo con tal señal de control, a fin de mantener  
la temperatura de salida del fluido sustancialmente  
20 constante al valor nominal predeterminado, indepen-  
dientemente de variaciones en el ritmo de flujo del  
mismo.

25.- Aparato calentador de fluidos,  
según la reivindicación 24, caracterizado en que se  
25 incluyen medios circuitales de supervisión del ciclo  
de trabajo para iniciar una condición de alarma tras  
la aplicación de corriente al referido elemento calén

tador durante un período de tiempo predeterminado, superior al período nominal de dicho ciclo de trabajo.

5                   26.- Aparato calentador de flúidos, -  
según la reivindicación 25, caracterizado en que dichos medios circuitales de supervisión del ciclo de trabajo incluyen una sonda para corriente destinada a supervisar el flujo de corriente hacia el elemento calentador sin establecer una conexión eléctrica directa con él.

10                   27.- Aparato calentador de flúidos, -  
según la reivindicación 25, caracterizado en que incluye medios circuitales para inhibir el funcionamiento del monitor del ciclo de trabajo durante un período de tiempo predeterminado después de la energización inicial del aparato.

15                   28.- "APARATO CALENTADOR DE FLUIDOS".  
Tal y como se deja descrito en la memoria precedente, que consta de cuarenta y cinco hojas foliadas y mecanografiadas por una sola de sus  
20                   caras y planos de forma y tamaño reglamentarios.

Madrid, 23 de Enero de 1978  
P.A. de BAXTER TRAVENOL LABORATORIES., INC.  
Victor Gil Vega:

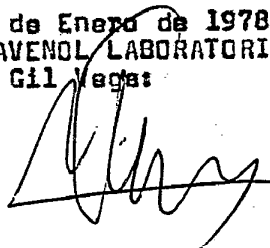


FIG.1

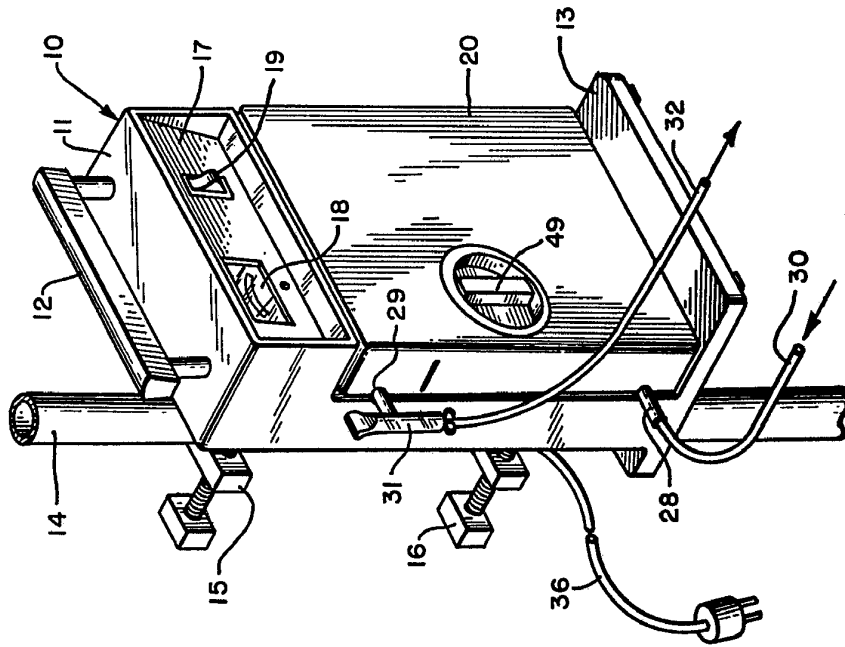
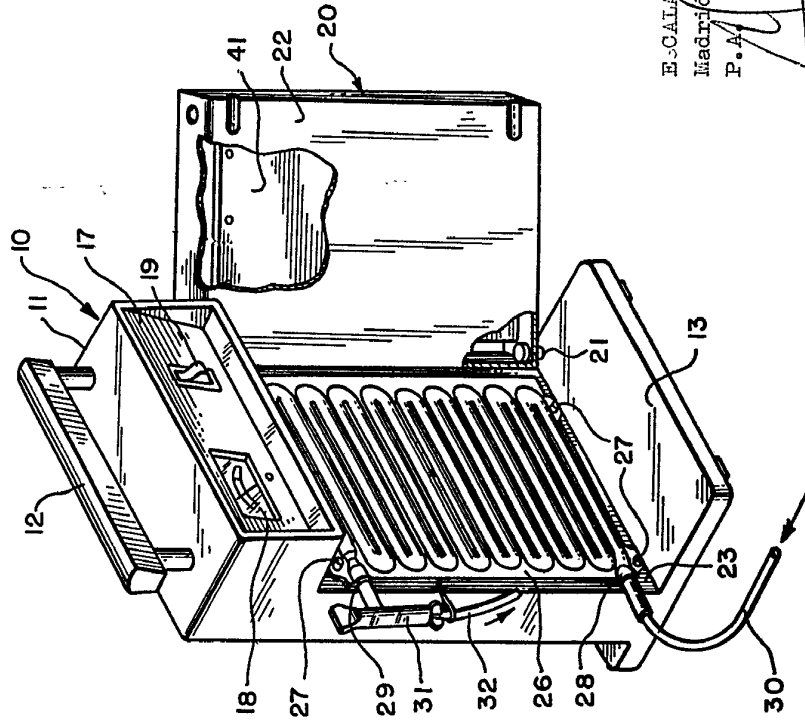


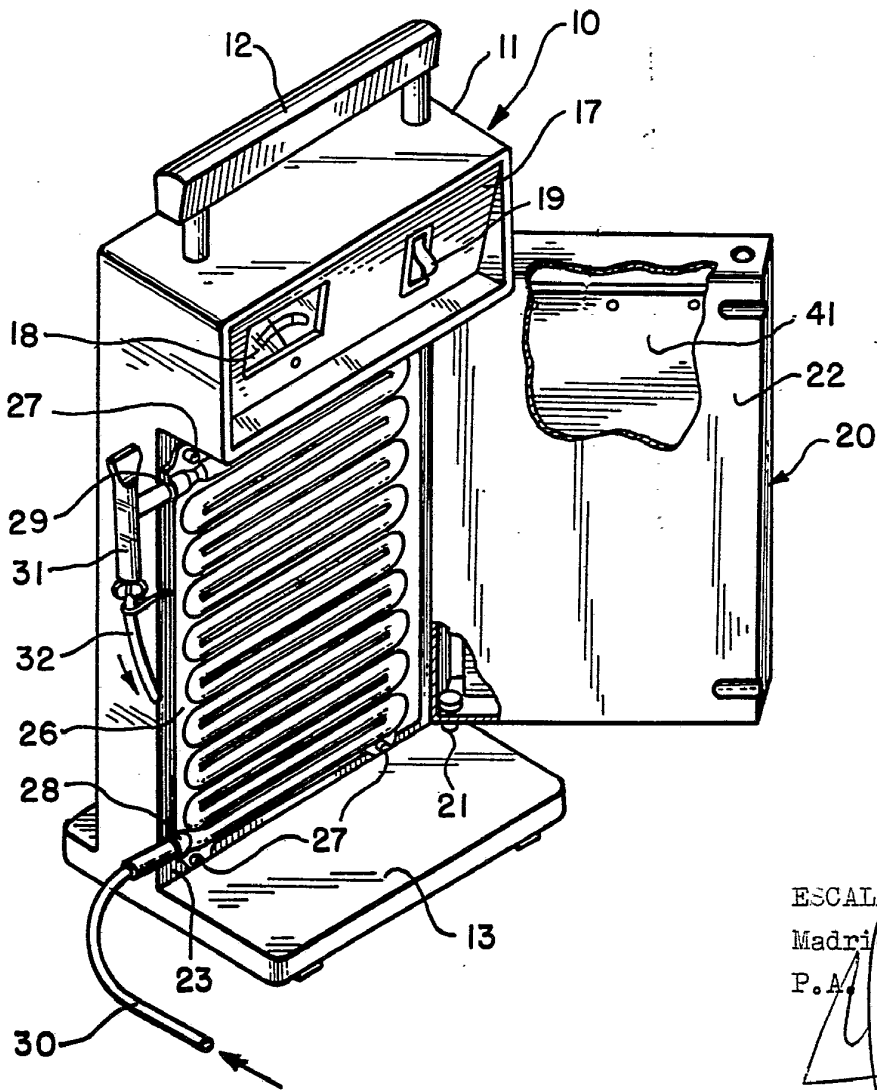
FIG.2



E. CALA VARIABLE  
Madrid, 23.1.1978  
P.A.



FIG.2



ESCALA VARIABLE  
Madrid, 23.1.1978  
P.A.

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'M. Lopez' or similar, written over the printed text.

FIG. 3

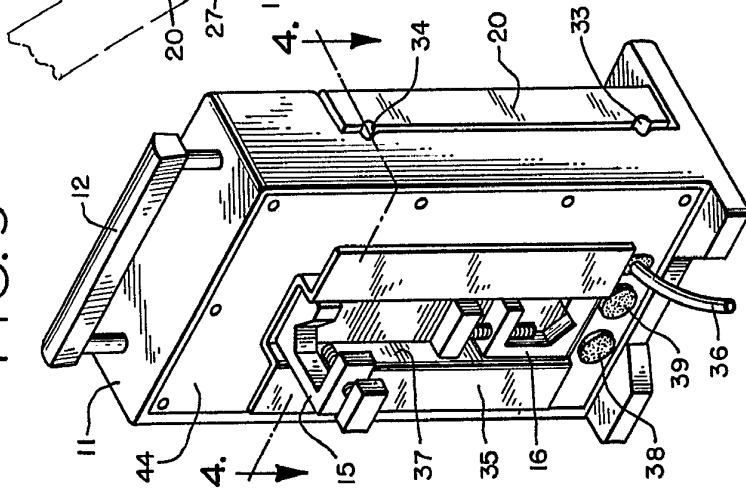


FIG. 4

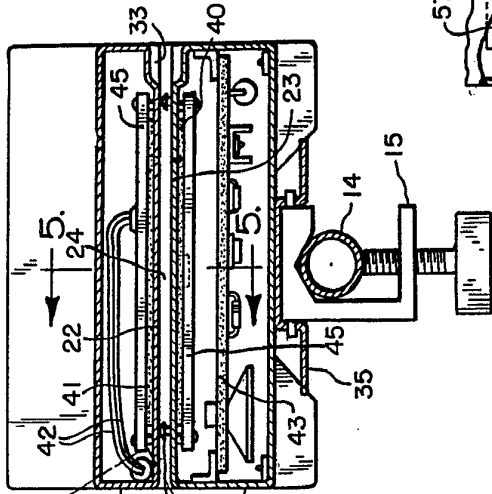


FIG. 5

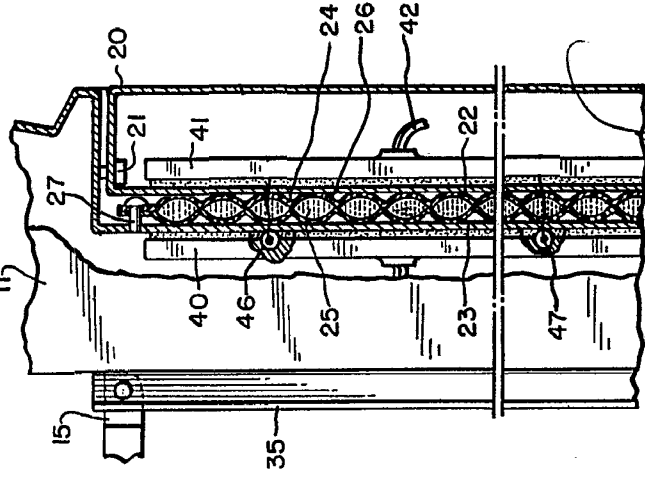
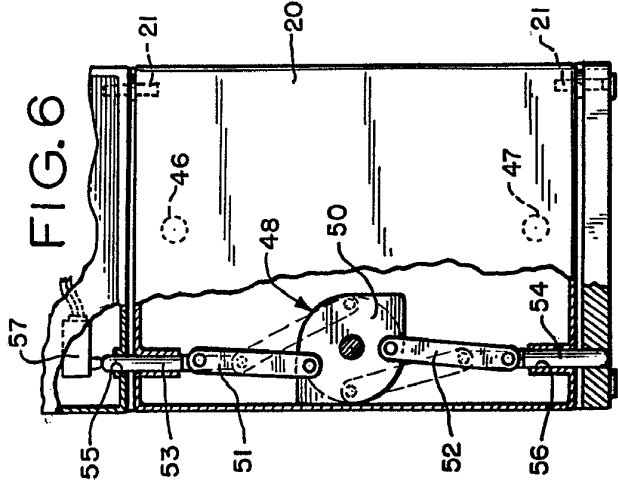


FIG. 6



ESCALA VARIAB./E  
 Madrid, 27.1.1978  
 P.A.A.

BAXTER TRAVENOL LABORATORIES INC.

FIG. 3

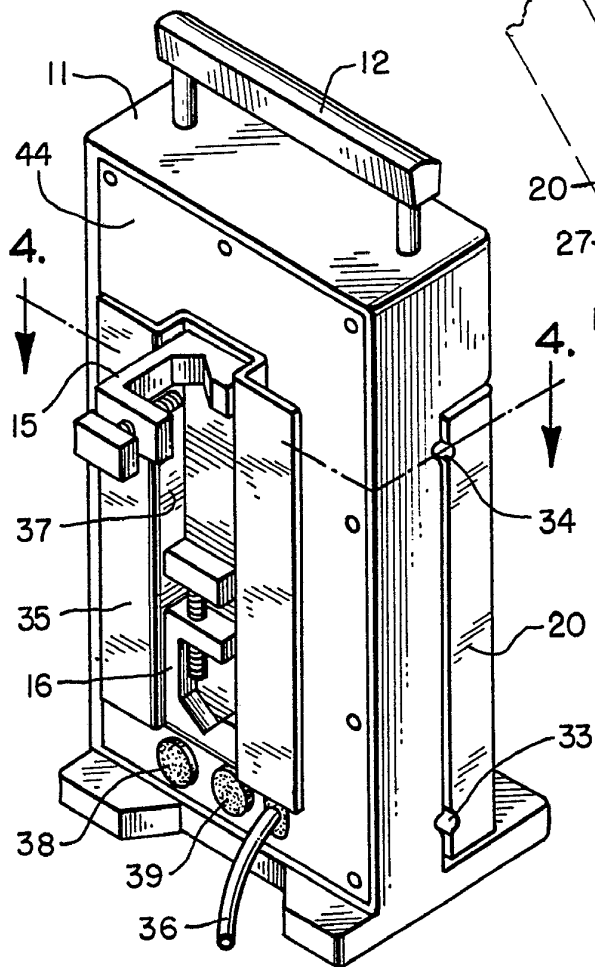
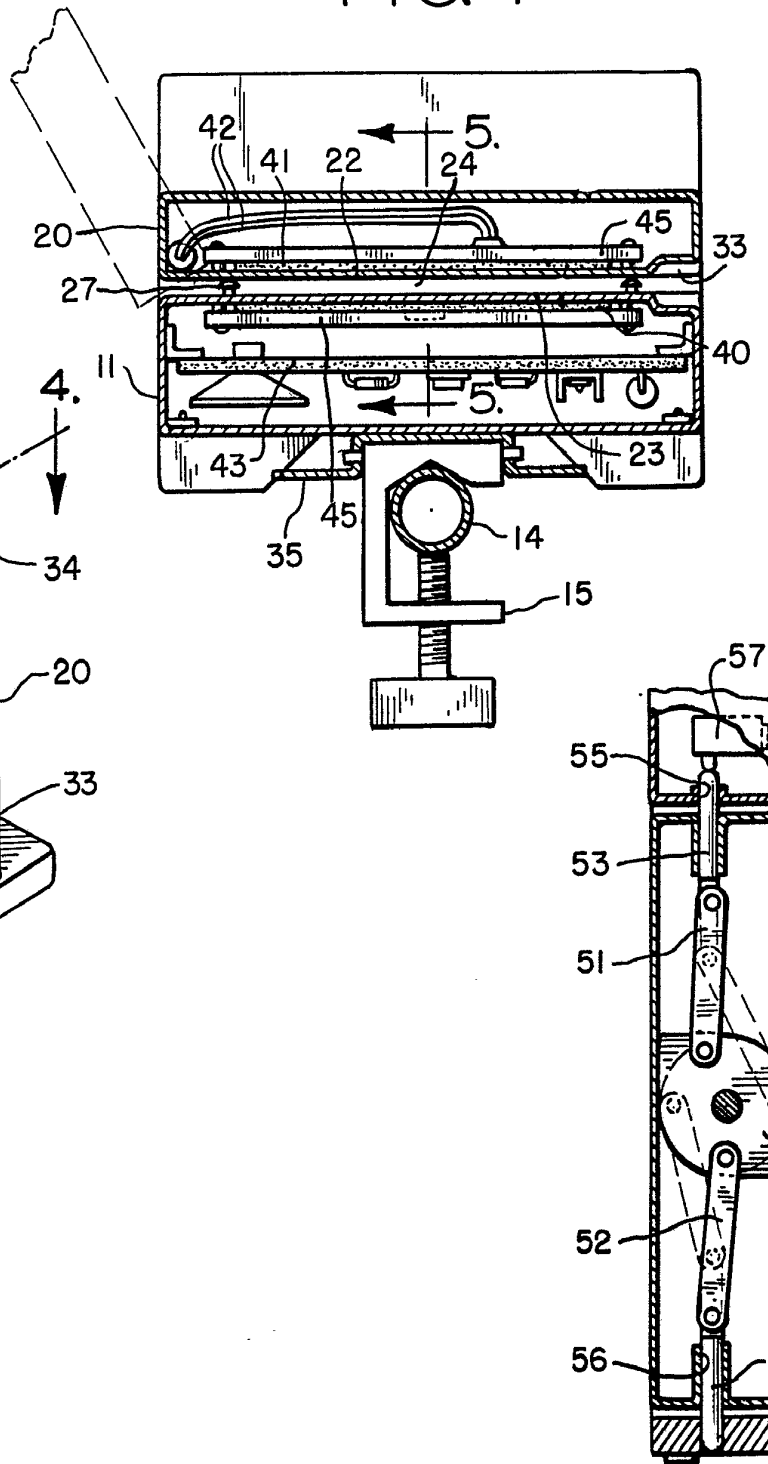


FIG. 4



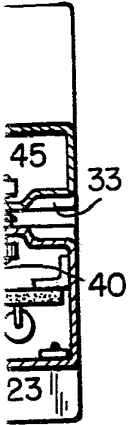


FIG. 5

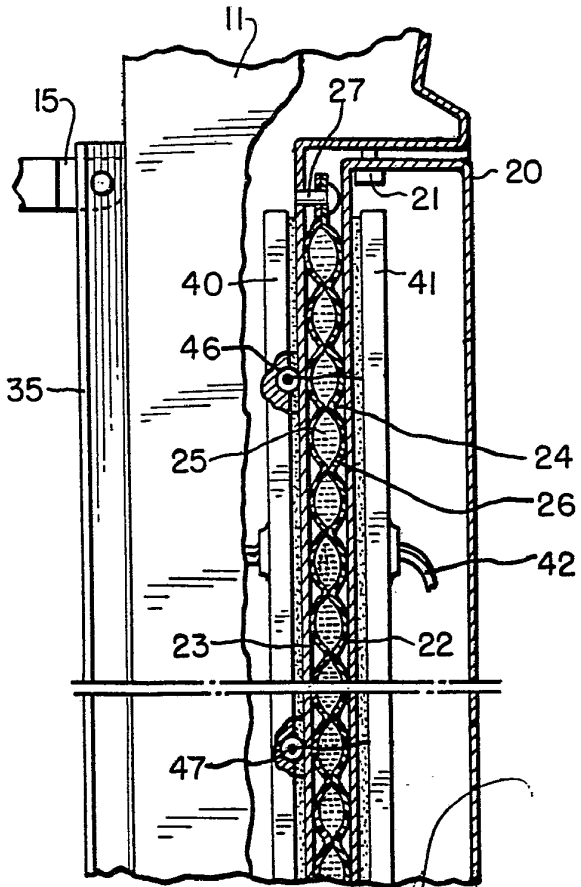
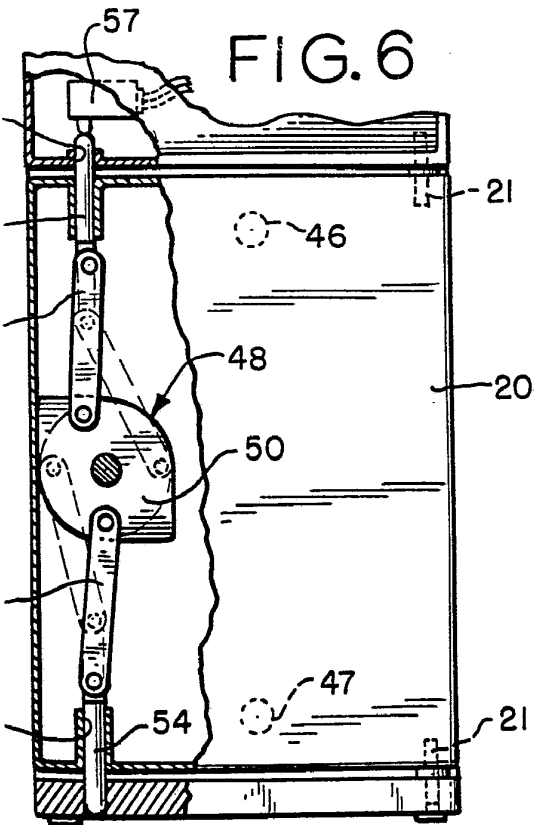


FIG. 6



ESCALA VARIABLE  
Madrid, 23.1.1978  
P.A.

FIG. 7

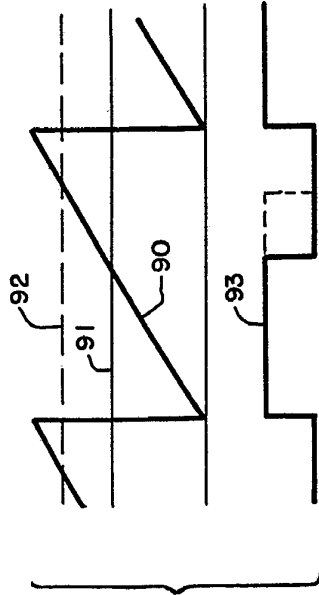
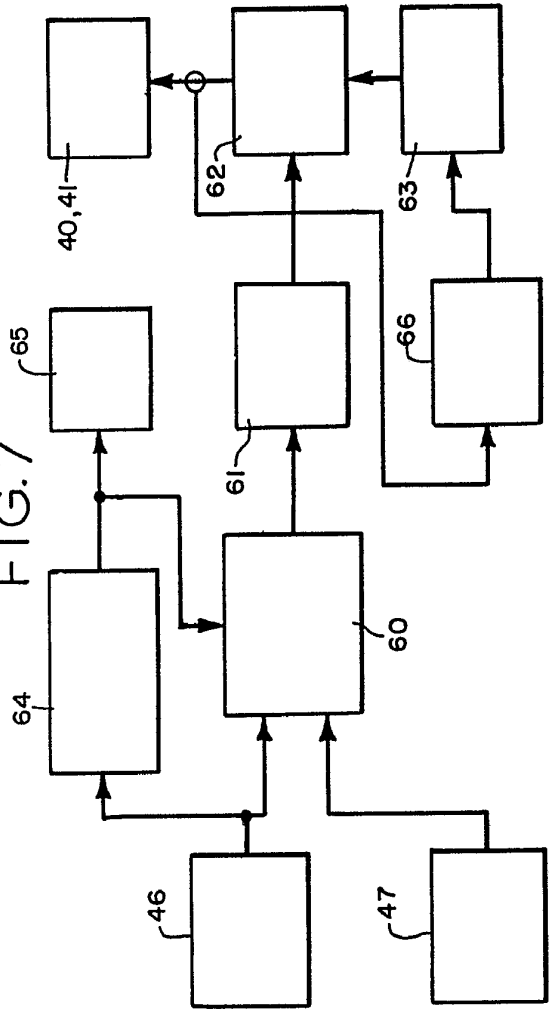


FIG. 9

ESCALA VARIABLE  
 Madrid, 23.1.1978  
 P. A.

*[Handwritten signature]*

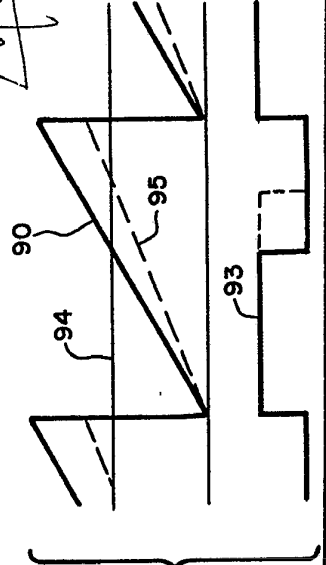


FIG. 10

BARTER BRAVENOL LABORATORIES INC.

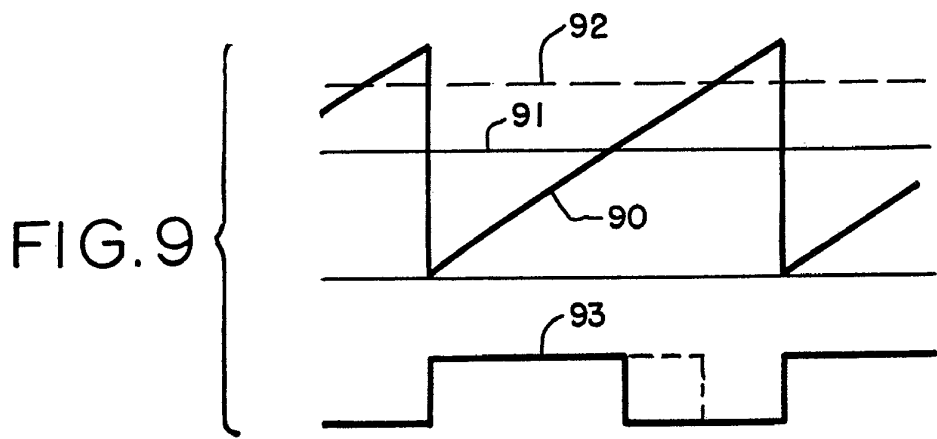
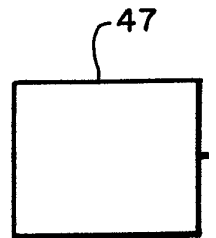
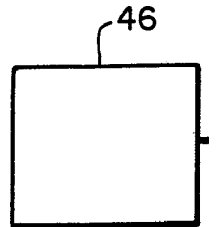
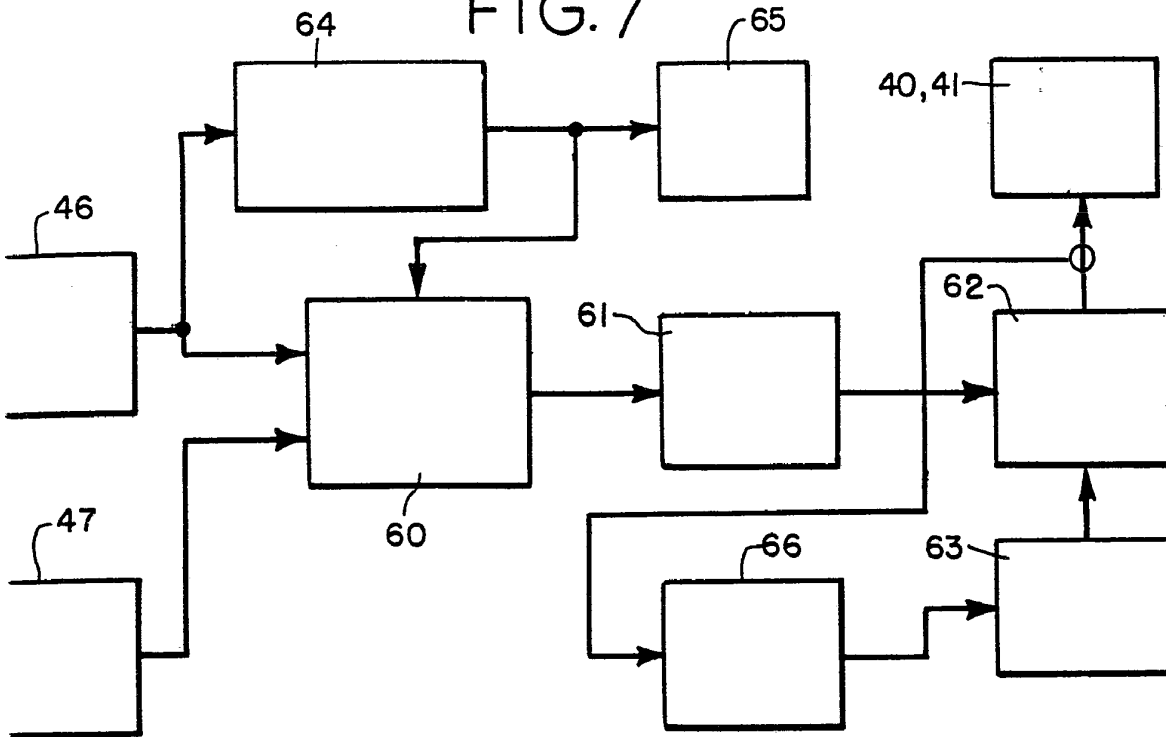


FIG. 1

FIG.7



ESCALA VARIABLE  
Madrid, 23.1.1978  
P.A.

FIG.10

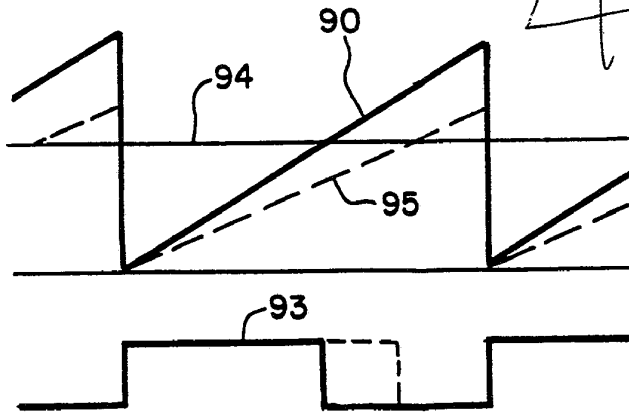
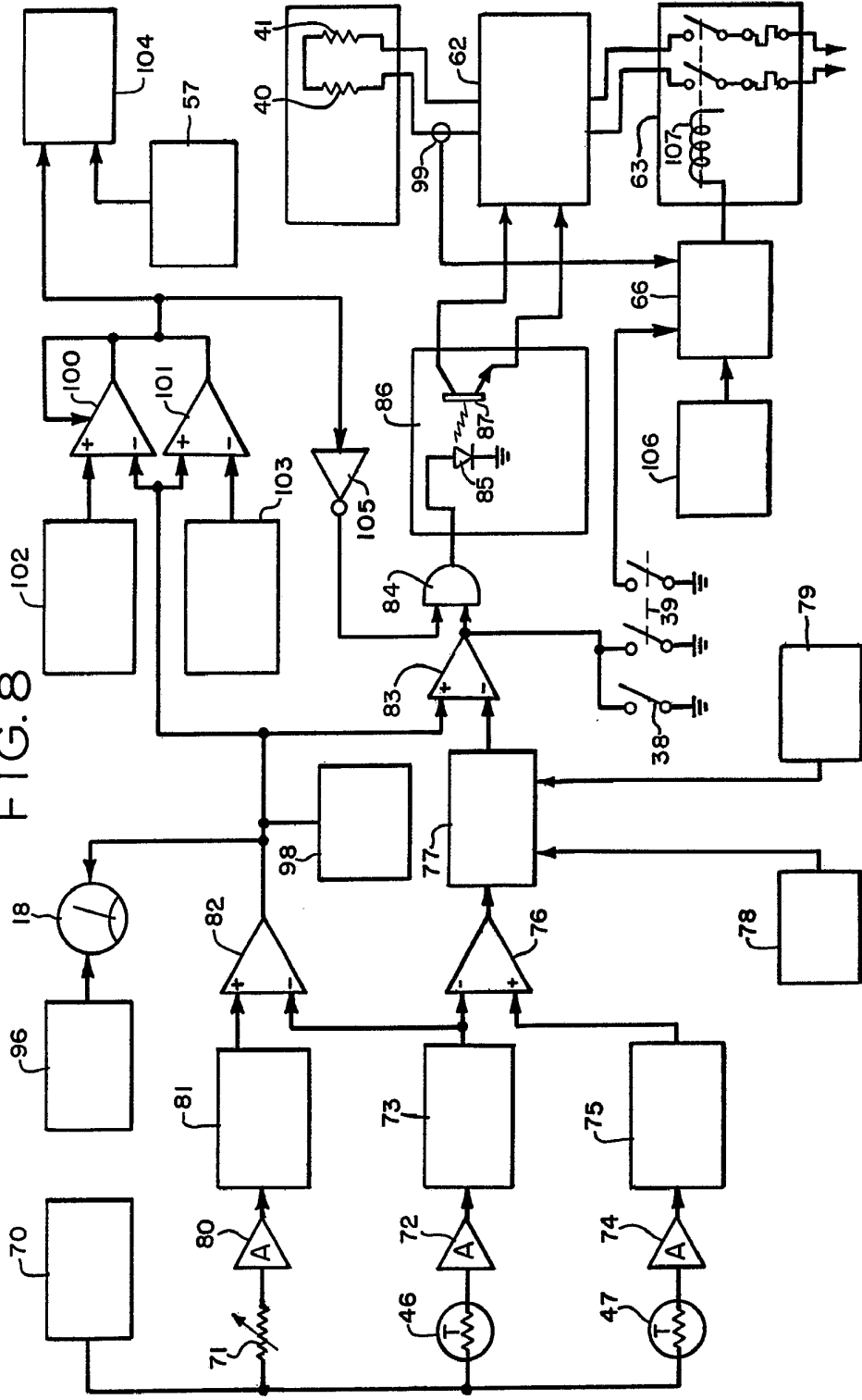


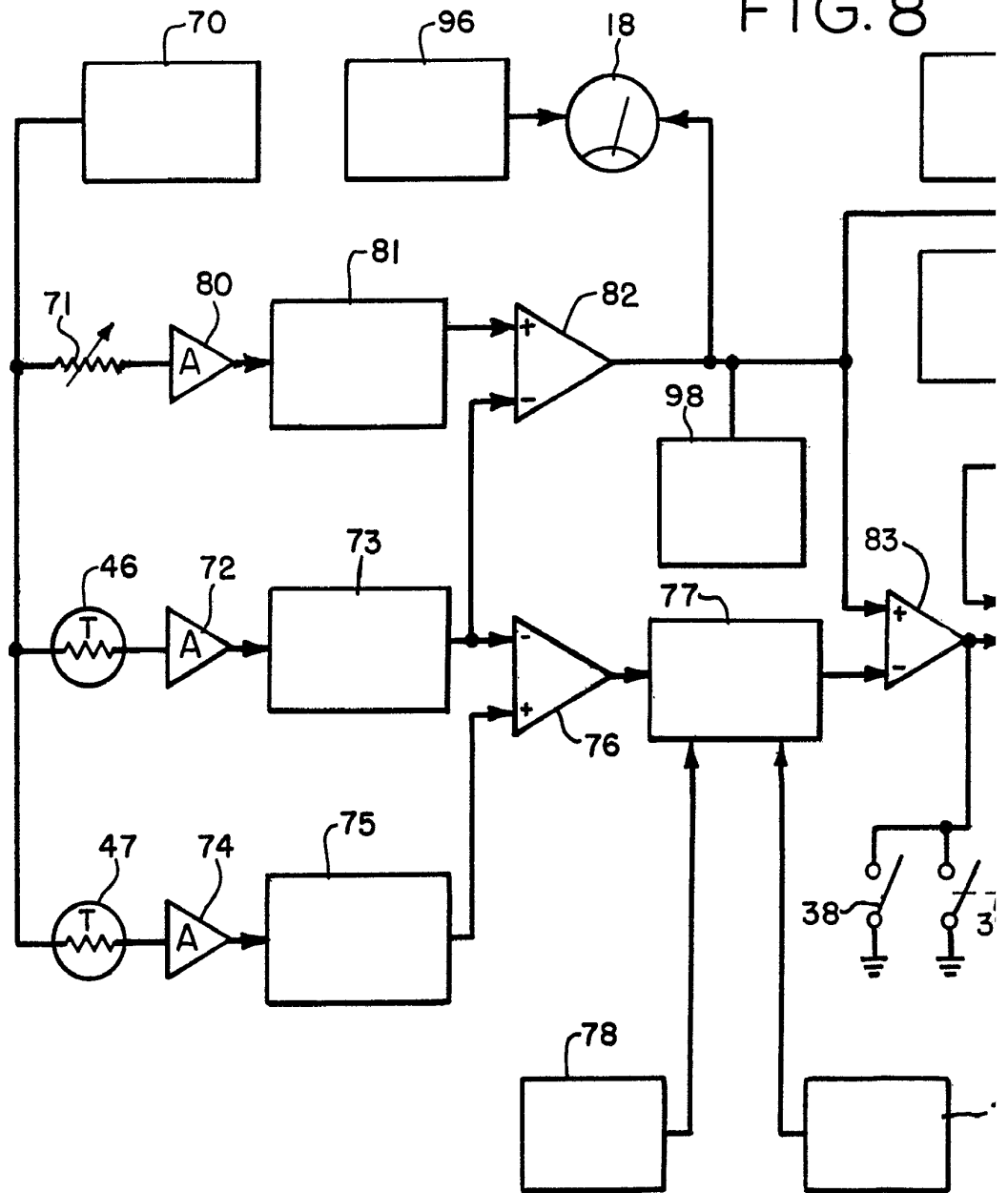
FIG. 8

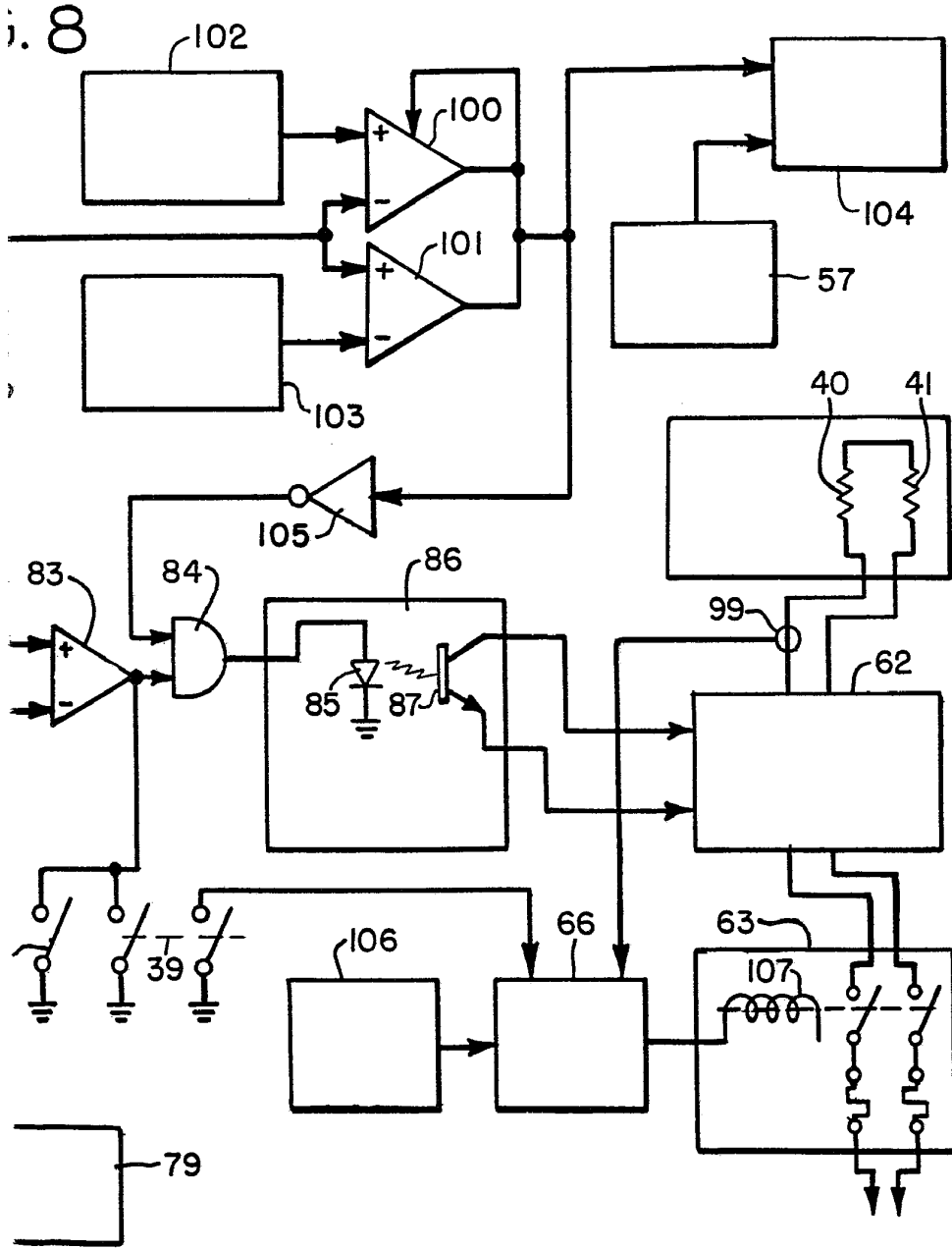


ESCALA ARTIBILE  
Madrid, 23.I.1978  
P.A.

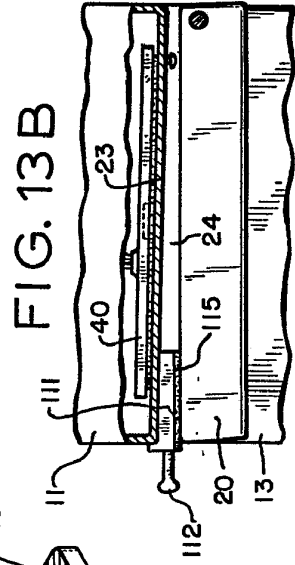
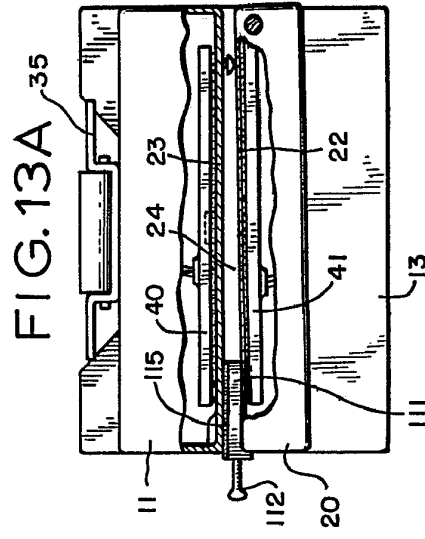
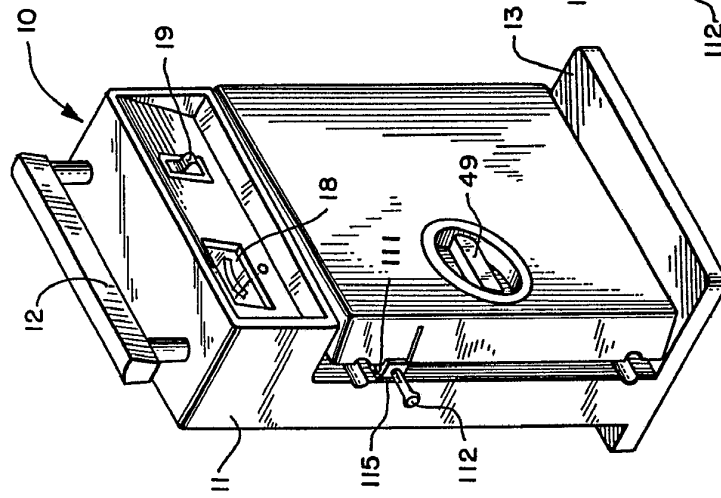
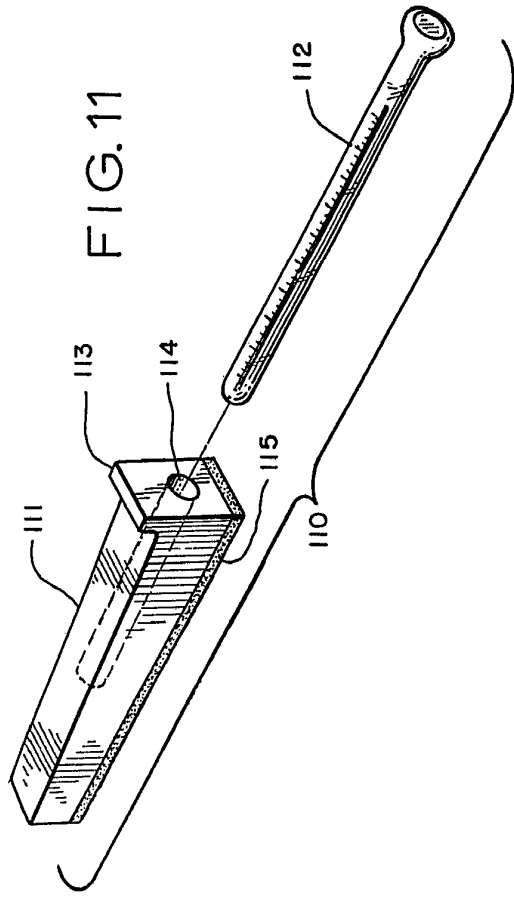
BAXTER TRAVENOL LABORATORIES INC.

FIG. 8





ESCALA VARIABLE  
Madrid, 23.1.1978  
P.A.



ESCALA VARIABLE  
 Madrid, 23.1.1978  
 P.A.

BAKTER TRAVENCO LABORATORIES INC.

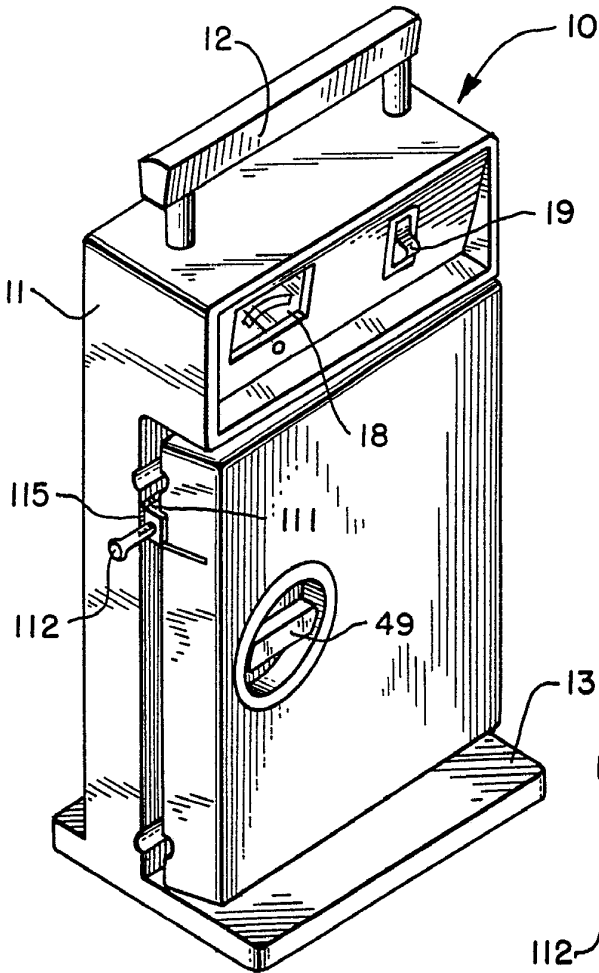
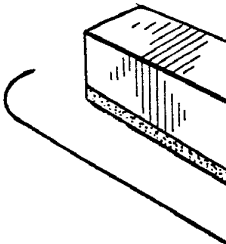


FIG. 12

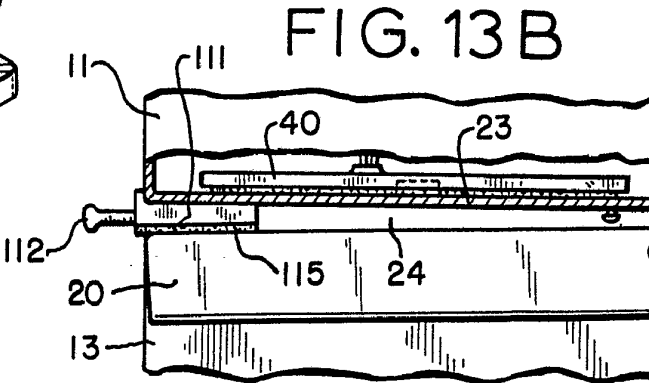


FIG. 13B

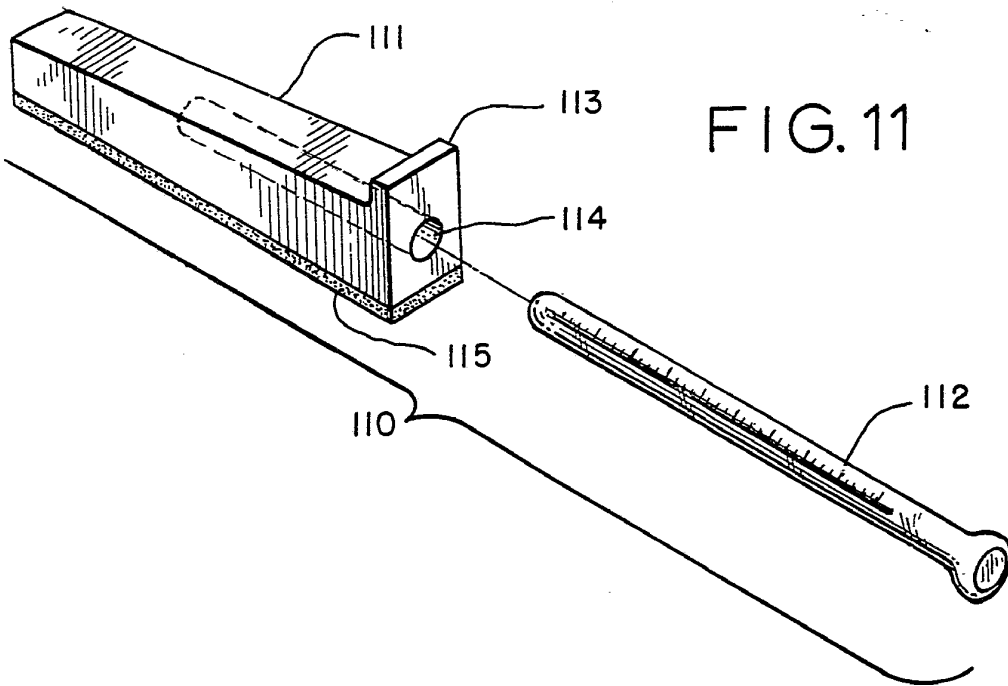


FIG. 11

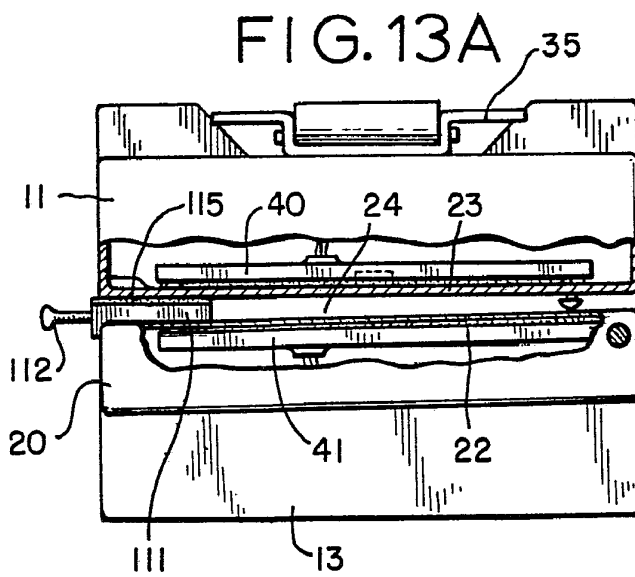
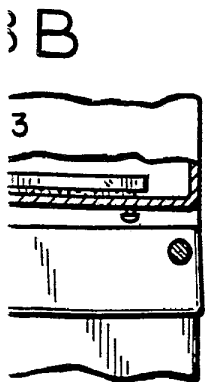


FIG. 13A



ESCALA VARIABLE  
Madrid, 23.1.1978  
P.A.