



30 ENE. 1978

ES 459314 A3

FECHA DE PRESENTACION
31 MAYO 1977

PATENTE DE INTRODUCCION

| | |
|--------------------------|----------------------------------|
| (47) FECHA DE PUBLICIDAD | (61) CLASIFICACION INTERNACIONAL |
|--------------------------|----------------------------------|

(54) TITULO DE LA INVENCIÓN

" UNA MAQUINA DE HEMODIALISIS "

(59) PATENTE EXTRANJERA U OTRA FUENTE DE INFORMACION

Patente británica No. 1.392.804.

(71) SOLICITANTE (S)

G. & E. BRADLEY LIMITED.

DOMICILIO DEL SOLICITANTE

Electral House, Neasden Lane, LONDRES NW10 1RR (Inglaterra).

(72) INVENTOR (ES)

(73) TITULAR (ES)

(74) REPRESENTANTE

MODESTO POLO SANZ - Agente Oficial de la Propiedad Industrial.

La presente Memoria se refiere, como su enunciado indica, a una máquina de hemodiálisis.

De acuerdo con la presente invención, se prevee una máquina de hemodiálisis que comprende una bomba de sangre, un dializador y una trampa de burbujas aguas abajo del dializador y los medios para detectar burbujas de aire en la sangre que procede de la trampa de burbujas a través de un tubo translúcido o transparente, comprendiendo dichos medios de detección de burbujas una lámpara y una célula fotoeléctrica en los extremos opuestos del mencionado tubo, de tal manera que la intensidad de la luz que incide sobre la célula fotoeléctrica y es emitida por la lámpara depende de la opacidad del contenido del mencionado tubo situado entre la lámpara y la célula, y un circuito de conmutación que tiene dos estados, dispuesto de tal forma que realice la conmutación cuando la intensidad de la luz recibida por la célula se desvía de un límite pre-determinado.

Preferentemente, la mencionada célula fotoeléctrica consiste en un fototransistor y el mencionado circuito de conmutación incluye un elemento semi-conductor para efectuarla.

La invención será descrita con más detalle con referencia a los dibujos que se acompañan, que representan, a simple título de ejemplo, no limitativo, una forma preferente de realización, susceptible de todas aquellas modificaciones de detalle que no alteren fundamentalmente sus características esenciales.

Según el ejemplo de ejecución representado:

La figura 1, es un diagrama de una máquina de

hemodiálisis según la invención.

La figura 2, es el diagrama de un circuito eléctrico utilizado en la máquina representada en la figura 1.

La figura 1, muestra esquemáticamente una máquina de hemodiálisis que comprende un tubo de alimentación (10) construido en material de resina sintética transparente o translúcida y por el que circula la sangre procedente de un paciente sometido a tratamiento hasta la cámara (11), de la que sale la sangre hacia una bomba (12), pasando después a través de un dializador (13). Después de que la sangre haya pasado a través del dializador, se introduce en una trampa de burbujas desde la cual se devuelve al paciente por medio de un tubo (15) transparente o translúcido construido de resina sintética. El tubo de alimentación de heparina (16) y el goteo salino (17) se conectan al tubo de alimentación (10) aguas abajo de la cámara (11). La heparina se adiciona a la sangre al objeto de evitar la coagulación cuando ésta pasa a través de la máquina de hemodiálisis.

Es importante asegurar que no queden atrapadas burbujas de aire en la sangre cuando ésta pasa a través de la máquina de hemodiálisis y con objeto de lograr este fin, un detector de burbujas (18) se dispone aguas abajo de la trampa de burbujas (14) y otro detector de burbujas (19) se sitúa sobre el tubo (10) entre el goteo salino y la bomba de sangre (12). Ambos detectores (18 y 19) incluyen cada uno una lámpara (20a y 20b) respectivamente y una célula fotoeléctrica (21a y 21b) preferentemente en forma de fototransistor. El detector (18) y el detector (19) están montados en una carcasa que puede sujetarse al

tubo por el que circula el líquido y estas carcasas (no representadas) se describen con más detalle en la patente núm. 1.373.813 (británica).

Los fototransistores (21a ó 21b) están dispuestos de tal manera que cuando una burbuja contenida en la sangre se sitúe entre las lámparas (20a ó 20b) y los fototransistores (21a ó 21b) respectivamente, la intensidad de la luz que incide sobre el fototransistor (21a ó 21b) aumentará, actuando el circuito de conmutación que se describe a continuación.

La figura 2, muestra dicho circuito de conmutación. Comprende un par de conductores de alimentación (22 y 23), entre los cuales existe una diferencia de potencial de +12V., estando unido a tierra el conductor (23). La lámpara (20b) se conecta entre el conductor (22) y el cátodo de un diodo Zener (24), estando el ánodo del diodo Zener (24) conectado al conductor (23). Una resistencia (25) se conecta entre el cátodo del diodo Zener (24) y el conductor (23). El colector del fototransistor (21b) se conecta al conductor (22) mientras que el emisor del fototransistor (21b) se conecta al conductor (23) a través de un circuito de retardo que comprende una resistencia (26) en serie con una resistencia variable (27), puenteando a ambas resistencias (26 y 27) el condensador (28). El emisor del fototransistor (21b) también se conecta con el ánodo de un diodo (29), estando el cátodo del mismo conectado a la base del transistor NPN (30). El colector del transistor (30) está conectado al conductor (22) a través de la resistencia (31) y al conductor (23) a través de un par de resistencias conectadas en serie (32 y

33) mientras que el emisor del transistor (30) se conecta al conductor (23) a través de la resistencia (32a).

Se ha previsto también la unidad lógica (34), con 14 terminales (34a, 34b, 34c, 34d, 34e, 34f, 34g, 34h, 34i, 34j, 34k, 34l, 34m, 34n). Esta unidad lógica (34) se describirá con detalle más adelante. El cátodo del diodo Zener (24) se conecta al terminal (34a) de la unidad lógica (34), estando también conectado a través del interruptor (35) al terminal (34m) de la unidad lógica (34). En adición, la unión de las dos resistencias (32 y 33) está conectada al terminal (34b) de la unidad lógica (34).

La lámpara (20a) se conecta entre el conductor (22) y el cátodo del diodo Zener (36), al ánodo del cual se conecta al conductor (23). El cátodo del diodo Zener (34) se conecta a través de la resistencia (37) al conductor (23) y está también conectado al terminal (34e) de la unidad lógica (34). El fototransistor (21a) tiene a su colector conectado al conductor (22) y su emisor conectado al conductor (23) a través de un circuito de retardo que comprende una resistencia (38) en serie con una resistencia variable (39), puenteando el condensador (40) a ambas resistencias (38 y 39). El emisor del fototransistor (21a) está también conectado al ánodo del diodo (41), el cátodo del cual se conecta a la base del transistor NPN (42). El colector del transistor (42) se conecta a través de una resistencia (43) al conductor (22) y a través de un par de resistencias conectadas en serie (44 y 45) al conductor (23). El emisor del transistor (42) se conecta a través de una resistencia (46) al conductor (23). La unión de las resistencias (44 y 45) se conecta

al terminal (34d) de la unidad lógica (34).

Un transistor NPN (47) tiene su colector conectado a través de la resistencia (48) al conductor (22) y su emisor conectado al terminal (34n) de la unidad lógica (34). La base del transistor (47) se conecta a través de una resistencia (49) al conductor (22) y a través de una resistencia (50) al conductor (23).

Un transistor NPN (51) tiene su colector conectado a través del solenoide del relé (52) al conductor (22) y su emisor conectado al conductor (23). La base del transistor (51) se conecta a través de una resistencia (53) al terminal (34h) de la unidad lógica (34). El solenoide del relé (52) actúa sobre un par de contactos asociados y un contacto móvil (55).

El par de contactos (54) están conectados a un circuito de alarma situado en la máquina de hemodiálisis. Los contactos (54) se mantienen abiertos mientras la corriente circula a través del solenoide (52) y estos contactos (54) se disponen de tal manera que cuando cierran el circuito la máquina de hemodiálisis queda desconectada y una alarma luminosa o sonora entra en acción. El contacto (55) forma parte de un interruptor de conmutación que tiene dos contactos fijos, (55a y 55b). El contacto fijo (55a) está conectado al conductor (22) a través de la resistencia (56) y el contacto fijo (55b) está conectado al conductor (23) a través del solenoide (57). El contacto móvil (55) se conecta al conductor (23) a través del condensador (58). Cuando circula la corriente a través del solenoide (52), el contacto móvil (55) hace contacto con el contacto fijo (55a) de forma que el con-

densador se carga a través de la resistencia (56) y cuando la corriente deja de pasar por el solenoide (52), el contacto móvil (55) hace contacto con el contacto fijo (55b) para descargar el condensador (58) a través de la bobina (57) la cual actúa sobre un vástago, disparando una pinza (no representada) que colapsa el tubo (15) de tal modo que evita que la sangre que está pasando a través de la máquina de hemodiálisis retorne al paciente bajo tratamiento.

10 La unidad lógica (34) comprende un par de cuatro puertas de entrada And (59 y 60), siendo los terminales (34a, 34b, 34d y 34e) las cuatro entradas de la primera puerta And (59) y la salida de la puerta And (59) se conecta al terminal (34f). Los terminales (34j, 34k, 34l, 34m) son las cuatro entradas de la segunda puerta And (60), estando su salida conectada al terminal (34h). El transistor (47) en unión a las resistencias (48, 49 y 50), constituyen una fuente de alimentación estabilizada de 5 V. que alimenta a la puerta And (60) a efectos de polarización. El terminal (34g) de la unidad lógica (34) se conecta a tierra y el terminal (34f) se conecta a los terminales (34l, 34j y 34i). El terminal (34c) queda desconectado.

25 Para el funcionamiento, es necesario que el par de contactos (54) se encuentren abiertos y que el contacto (55) actúe sobre el contacto (55a) salvo que exista un defecto en la máquina de hemodiálisis.

Es por lo tanto necesario que normalmente circule corriente a través de la bobina (52) y por lo tanto que exista una tensión positiva en la base del transistor (51)

- que haga a este último conductor. Para que exista esta
tensión positiva en la base del transistor (51), la puer-
ta And (60) debe tener una señal aplicada a todas sus
cuatro entradas. Para que pueda verificarse este requisi-
5 to, debe existir una señal procedente de la puerta And
(59) y esto solamente ocurrirá cuando sean correctos los
niveles de entrada aplicados a todas las entradas de esta
puerta And (59). La salida de la primeramente mencionada
puerta And será anulada a no ser que un nivel de tensión
10 pre-determinado se aplique a cada una de sus cuatro entra-
das. La tensión de entrada requerida en los terminales (34a
y 34b) de la unidad lógica (34) existirá solamente si las
lámparas (20b y 20a) están funcionando correctamente. Si
una o ambas de las lámparas (20b y 20a) no funcionan bien,
15 la tensión existente en el terminal asociado de la unidad
lógica (34) disminuirá o bien si las lámparas abren el cir-
cuito, una tensión cero se aplicará a estas entradas. Para
que exista la requerida señal de entrada sobre el terminal
(34b) de la unidad lógica (34) el transistor (30) debe es-
20 tar en estado de no conducción y el transistor (30) sola-
mente pasará a estado conductivo si la intensidad de la
luz que incide sobre el fototransistor (21b) excede un va-
lor pre-determinado. Por lo tanto, si una burbuja aparece
entre la lámpara (20b) y el fototransistor (21b), el tran-
25 sistor (30) pasará a estado de conducción.

No obstante, las burbujas que no excedan de un
tamaño pre-determinado podrán pasar a la máquina de hemo-
diálisis y el circuito de retardo asociado al fototran-
sistor (21b) está previsto para este fin. El tamaño de la
30 burbuja que se permita pasar a la máquina de hemodiálisis

- puede variarse ajustando la resistencia variable (27).

Los valores de las resistencias (43, 44 y 45) están elegidas de manera tal que la tensión de entrada en el terminal (34d) de la unidad lógica (34), que mantiene una señal de entrada de la puerta And (59), está solamente presente si el transistor (42) se encuentra en estado de no conducción. Por lo tanto, y como en el caso del fototransistor (20b), es necesario que la intensidad de la luz que incide sobre el fototransistor (21a) esté por bajo de un valor capaz de mantener el transistor (42) en un estado de conducción. Los valores de los parámetros del circuito asociado se disponen de tal manera que mientras la sangre esté pasando entre la lámpara (20a) y el fototransistor (21a), el transistor (42) se mantiene en un estado de no conducción. No obstante, si una burbuja se sitúa entre la lámpara (20a) y el fototransistor (21a), el transistor (42) pasará al estado conductivo para anular la existencia de una señal de salida procedente de la primeramente mencionada puerta And. Puede hacerse posible el paso de una burbuja que no exceda un tamaño pre-determinado hacia el paciente que está siendo tratado, a cuyo fin se dispone el circuito de retardo asociado con el fototransistor (21a), quien opera de una manera similar al circuito de retardo asociado con el fototransistor (21b) que ha sido anteriormente descrito.

El transistor (51) se mantendrá en un estado conductivo si la puerta And (60) aporta señal a la base del transistor (48). Para que exista señal de salida en la puerta And (60), es necesario que la puerta And (59) presente una señal de salida que alimente tres de las entradas

- de la puerta And (60) y es también esencial que el interruptor (35) esté cerrado. El interruptor (35) está dispuesto de tal manera que se abre bajo la actuación de la cámara (11), ocurriendo dicho efecto si la bomba (12) 5
tiende a sacar sangre del paciente a un ritmo excesivo. Por lo tanto, si el interruptor (35) se abre, o cualquiera de las dos lámparas (20b y 20a) no funcionan correctamente, o una burbuja cuyo tamaño esté por encima de uno pre-determinado se presenta entre la lámpara (20b) y el fototransistor (21b) o la lámpara (20a) y el fototransistor (21a), el 10
transistor (48) pasará a un estado de no conducción. Cuando esto ocurra el par de contactos (54) se cierran para, en consecuencia, detener la máquina de hemodiálisis y emitir una señal de alarma al operador. Además, el contacto 15
(55) cambiará para hacer contacto con el contacto fijo (55b) y el condensador (56) se descargará a través de la bobina del solenoide (57), causando el cierre, por medio de la pinza anteriormente mencionada, del tubo (15), evitando que retorne sangre al paciente bajo tratamiento.

20 Deben tomarse medidas para poder introducir en el paciente la sangre contenida en el dializador después de desconectar el tubo (10) del paciente al final del tratamiento. Esto es preferible con objeto de evitar el gasto de sangre y con este fin será necesario asociar al fototransistor (21a) un circuito que le permita cambiar desde 25
un estado en el cual detecta las burbujas contenidas en la sangre, a otro estado en el cual detecta las burbujas contenidas en suero fisiológico.

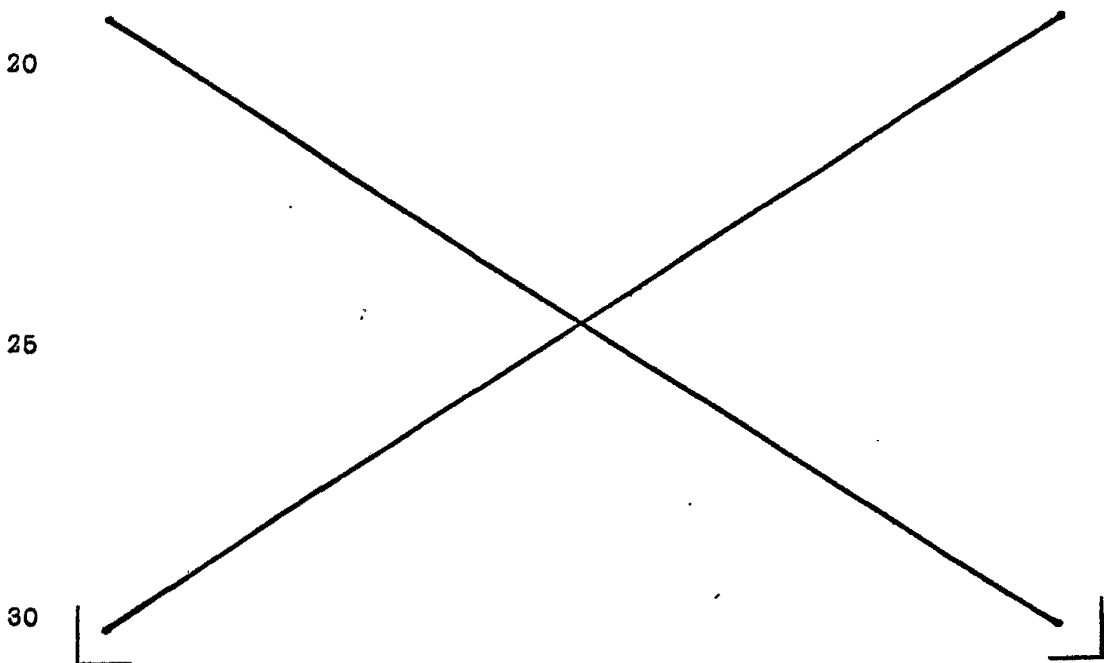
30 Uno o más detectores pueden ser incorporados si se desea al circuito descrito más anteriormente.

Debe notarse que aunque en lo que antecede se han descrito las células fotoeléctricas como fototransistores, puede usarse cualquier otra forma conveniente de elemento fotosensible con los circuitos apropiados.

5 Finalmente, la bobina del solenoide (57) se puede conectar de forma que esté normalmente excitada y que tenga una pinza asociada con la misma. De esta forma, cuando los contactos (54) se cierran, la bobina (57) deja de estar excitada y la pinza cierra el tubo (15) bajo la
10 influencia de un muelle o elemento mecánico.

La forma, dimensiones y materiales podrán ser variables y, en general, cuanto sea accesorio o secundario, siempre que no altere, cambie o modifique la esencialidad del objeto que se describe.

15 Los términos en que queda redactada esta Memoria son ciertos y fiel reflejo del objeto descrito, debiéndose tomar con carácter amplio y nunca en forma limitativa.



REIVINDICACIONES

1).- Una máquina de hemodiálisis, c a r a c t e
r i z a d a por comprender una bomba de sangre, un dia-
lizador y una trampa de burbujas aguas abajo del dializa-
5 dor y los medios para detectar la presencia de burbujas
de aire en la sangre que fluye de la trampa de burbujas,
por medio de un tubo transparente o translúcido, compren-
diendo dicho sistema de detección de burbujas una lámpara
y una célula fotosensible dispuestas a ambos lados del
10 mencionado tubo, de forma que la intensidad de luz que in-
cide en la foto-célula procedente de la lámpara, sea de-
pendiente de la opacidad del contenido del mencionado tubo
existente entre la lámpara y la foto-célula y un circuito
de conmutación que tiene dos estados entre los cuales cam-
15 bia cuando la intensidad de la luz recibida por la foto-
célula se aparta más allá de un límite pre-determinado.

2).- Una máquina de hemodiálisis, según la rei-
vindicación 1), caracterizada porque dicho circuito de
conmutación incluye un elemento de conmutación semi-con-
20 ductor.

3).- Una máquina de hemodiálisis, según las
reivindicaciones 1) ó 2), caracterizada porque dicho cir-
cuito de conmutación incluye un circuito de retardo que
es controlable para evitar el cambio de estado del cir-
25 cuito en el caso de que una burbuja que sea menor de un
tamaño pre-determinado pase entre la lámpara y la foto-
célula.

4).- Una máquina de hemodiálisis, según las
reivindicaciones 2) ó 3), caracterizada porque dicho
30 circuito de conmutación incluye además una unidad lógica

que comprende como mínimo un elemento lógico; estando conectada la salida del mencionado elemento de conmutación semi-conductor, con la entrada del mencionado elemento lógico.

5 5).- Una máquina de hemodiálisis, según la reivindicación 4), caracterizada porque dicho elemento lógico es una puerta And.

10 6).- Una máquina de hemodiálisis, según la reivindicación 4) ó 5), caracterizada por establecerse una conexión para proveer de una señal de entrada adicional a dicho elemento lógico con un voltaje derivado de tal manera que el mismo sea representativo del estado de la mencionada lámpara.

15 7).- Una máquina de hemodiálisis, según las reivindicaciones 4), 5) ó 6), caracterizada porque la señal de salida de la mencionada unidad lógica se aplica a un nuevo elemento de conmutación semi-conductor el cual efectúa la excitación o des-excitación del solenoide de un relé.

20 8).- Una máquina de hemodiálisis, según las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque la mencionada lámpara y la foto-célula se disponen dentro de una carcasa que queda unida al tubo.

25 9).- Una máquina de hemodiálisis, según la reivindicación 8) y 7), caracterizada porque el mencionado solenoide del relé tiene asociados un conjunto de contactos los cuales producen, en una primera posición, la emisión de una señal de alarma.

30 10).- Una máquina de hemodiálisis, según la reivindicación 8) en relación con la reivindicación 7) o se-

- [gún la reivindicación 9), caracterizada porque el mencio-
nado solenoide del relé tiene asociado a él un segundo
conjunto de contactos los cuales, estando en una posición
determinada, producen la descarga de un condensador a tra-
5 vés de una bobina liberando una pinza que cierra el mencio
nado tubo.

11).- Una máquina de hemodiálisis, según las rei-
vindicações anteriores, caracterizada porque incluye un
goteo salino para introducir solución salina en la sangre
10 aspirada por la bomba, existiendo un sistema adicional de
detección de burbujas para detectar las mismas.

12).- "UNA MAQUINA DE HEMODIALISIS".

Todo ello según queda expuesto en la presente
Memoria que consta de trece hojas foliadas y mecanogra-
15 fiadas por una sola cara y una hoja de dibujos que con
la misma se acompaña.

MADRID, 31 de Mayo de 1977.

P. A.

Modesto Polo
M.P.

20

25

30

FIG. 1

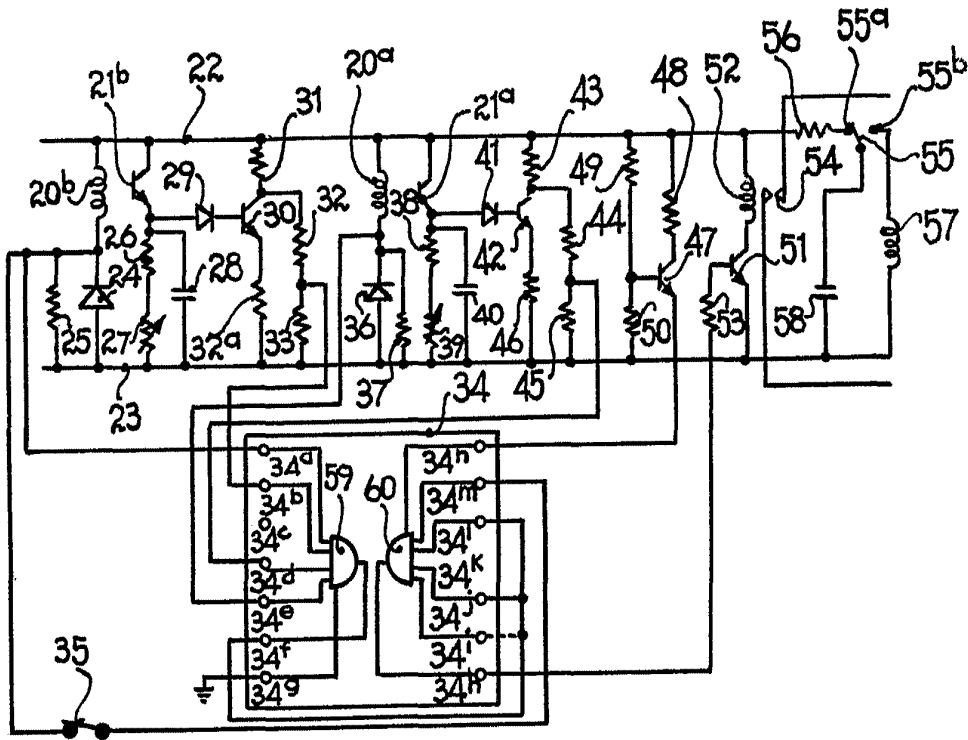
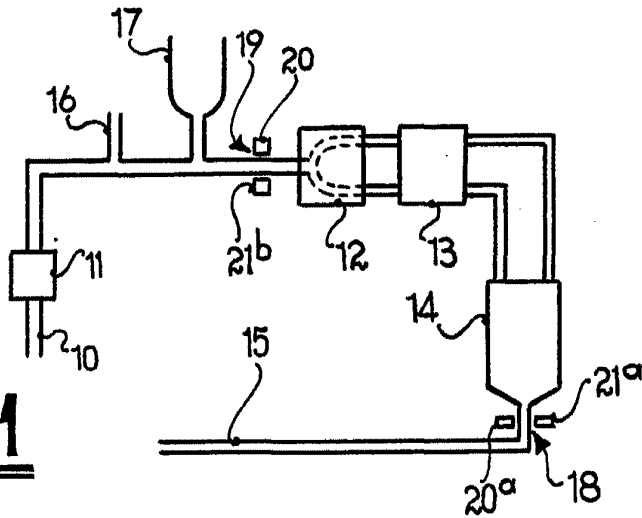


FIG. 2

MADRID, 31 MAYO 1977

Manuel Polo

ESCALA VARIABLE