

MINISTERIO DE INDUSTRIA
REGISTRO DE LA PROPIEDAD INDUSTRIAL



ESPAÑA

31 MAYO 1978

ES 458949 A1

FECHA DE PRESENTACION
19 de Mayo 1977

CONCEDIDA

PATENTE DE INVENCION

30 PRIORIDADES:		
31 NUMERO	32 FECHA	33 PAIS
47 FECHA DE PUBLICIDAD	51 CLASIFICACION INTERNACIONAL B01D; A61M	62 PATENTE DE LA QUE ES DIVISIONARIA
54 TITULO DE LA INVENCION "PERFECCIONAMIENTOS INTRODUCIDOS EN EL RIÑON ARTIFICIAL"		
71 SOLICITANTE (S) EMPRESA NACIONAL DE OPTICA, S.A.- ENOSA		
DOMICILIO DEL SOLICITANTE MADRID.- Avd. de San Luis, nº 91		
72 INVENTOR (ES) D. JUAN JOSE ROJO SASTRE		
73 TITULAR (ES)		
74 REPRESENTANTE D. José Ibañez Verdugo		

UNE A - 4 MOD. 3106

20 JUL 1978
Concedido el Registro en acuerdo
con los datos que figuran en la pre-
sente descripción y según el con-
tenido de la Memoria adjunta.

UTILICESE COMO PRIMERA PAGINA DE LA MEMORIA

MEMORIA DESCRIPTIVA

El riñón artificial es un aparato que sustituye al riñón humano en sus dos funciones fundamentales: Eliminación de metabolitos y equilibrio hídrico.

5 Para ello, se recurre a una membrana porosa, por un lado de la cual se hace pasar un flujo laminar de sangre y por el otro lado de la membrana se hace pasar un flujo laminar de líquido dializante isotónico con la sangre, pero desprovisto de los metabolitos a eliminar.

10 A través de las membranas hay un intercambio de iones, metabolitos y agua, que tiene como resultado el que la sangre ceda al dializante el agua que lleva en exceso y los metabolitos cuya acumulación es perjudicial. Al mismo tiempo la sangre recibe del dializante los iones que por distintas razones pueda haber perdido o no haya
15 asimilado.

En la actualidad se conocen distintos tipos comercializados de estas membranas, generalmente en forma de cartucho, que reciben el nombre genérico de dializadores.

20 Ese es en esencia el principio de funcionamiento del riñón artificial.

No obstante, para que se lleve a cabo en condiciones clínicas, tiene que realizar, además, las siguientes funciones:

25

- Hacer pasar la sangre por el circuito sanguíneo del dializador.

- Mantener el paso de la sangre con un caudal y presión constantes, y regulable a voluntad.

30

- Hacer pasar el líquido de diálisis por el circuito correspondiente.

- Mantener el paso del líquido de diálisis a un caudal y presión constantes.

35

- Calentar el líquido dializante desde la temperatura ambiente hasta alcanzar la temperatura del cuerpo humano y mantenerla en unos límites de proximidad de décimas de grado.

- Suministrar el líquido de diálisis a partir del correspondiente producto farmacéutico.

40

Todas estas funciones son las que debe realizar el riñón artificial y, además, debe asegurarse su funcionamiento correcto y, en caso contrario, producirse una señal de alarma que avise de su fallo, llegando a autobloquearse si la avería puede conducir a un estado de extremo peligro para el paciente.

45

Los perfeccionamientos que constituyen la presente invención, se refieren a un riñón de tipo "bobina inundada", es decir, que la membrana se presenta arrollada en forma de bobina constituyendo con la malla de soporte, adaptadores de entrada y salida etc., el dializador propiamente dicho que se coloca en un recipiente, el cual

50

se inundará con líquido dializante.

En este tipo de riñones artificiales, el paso del líquido dializante se asegura mediante un proceso de recirculado, en el que el líquido de diálisis está en continuo agitado mediante una bomba de recirculación y se renueva entrando el líquido por un conducto de aporte y saliendo por un rebosadero. Así se consigue que el líquido pase muchas veces por la membrana y que el mismo caudal que entre, salga por el desagüe.

Antes de comenzar la operación de diálisis, es preciso inundar el recipiente en el que se encuentra el dializador. En los modelos de riñón actualmente existentes dicha operación se realiza abriendo al máximo un caudalímetro del que van dotados. No obstante, ello no es más que hacer trabajar al máximo los medios normales de mantenimiento del caudal, por lo que esa operación inicial de llenado requiere un tiempo relativamente dilatado. Aproximadamente unos seis minutos.

Una primera ventaja, por tanto, de los perfeccionamientos objeto de esta invención es proporcionar un llenado rápido inicial, Aproximadamente en un minuto se logra inundar el dializador con los perfeccionamientos aquí descritos.

Para ello, se ha previsto una derivación en el circuito del caudalímetro, mandada por una electro-válvula

la y conectada a su correspondiente bomba, la cual envía el líquido dializante en una forma rápida al recipiente del dializador. Ventajosamente, además, dicha electroválvula está gobernada por un detector de nivel en el recipiente, de manera que una vez llenado éste, se produce su cierre, estableciéndose el paso por el caudalímetro.

Como se ha indicado anteriormente, el paso del líquido dializante a través del dializador se produce por recirculado del mismo, con aportación a dicha recirculación de líquido nuevo que compense la salida por el rebosadero del que ya ha sido utilizado.

En los tipos actuales de riñón artificial, la recirculación se realiza por desbordamiento: El líquido dializante es forzado a entrar por la parte inferior del dializador y se desborda por encima de éste, siendo nuevamente tomado por sus laterales para repetir la operación.

En dicha recirculación por desbordamiento, al salir el líquido a presión por entre las paredes del dializador, se produce un efecto surtidor y el agua al caer no sólo hace ruido sino que algunas gotas salen del recipiente salpicando el aparato. Para evitar las salpicaduras, a estos recipientes se les añade una tapa. Además, la misma fuerza del líquido al salir tiende a sacar el dializador de su alojamiento, y para impedirlo hay que prever algún sistema de sujeción adicional para el reci-

piente.

En un riñón artificial dotado de los perfeccionamientos objeto de esta solicitud, la recirculación se produce en sentido contrario, es decir absorción en vez
105 de desbordamiento, lo cual evita el efecto surtidor, produciendo menos ruido y haciendo innecesaria la tapa del re
cipiente y el sistema de sujeción del dializador, ya que el líquido dializante se toma o absorbe de la parte inferior del cartucho y se introduce por la parte inferior de
110 los laterales del recipiente.

Además, debido a esta misma disposición de la recirculación, el líquido nuevo que llega se desairea antes de pasar por el dializador, impidiendo que se formen burbujas en las paredes de la membrana, lo cual restaría
115 eficacia de diálisis.

Con dicho perfeccionamiento las burbujas de aire que contiene el líquido de diálisis se dilatan al pasar por el calentador y estallan al ponerse en contacto con la presión atmosférica en la canasta y, además, las burbujas
120 que no estallan al entrar en contacto con la presión atmosférica y que tienden a ir hacia el dializador, son atrapadas por las mallas del mismo, de este modo a la salida del dializador el líquido dializante no contiene burbujas que pudieran afectar al funcionamiento de los distintos
125 dispositivos de control que contiene un riñón artificial,

particularmente al detector de hemoglobina.

130 Por otra parte, se ha previsto que el recipiente para el dializador sea transparente, lo que facilita la observación directa de fugas de sangre por rotura de la membrana y, aunque el aparato dispone de un detector de hemoglobina, el hecho de poder advertir visualmente una posible fuga de sangre del paciente, le dota de un elemento más de seguridad.

135 Insistiendo en el sistema de recirculación, de acuerdo con los presentes perfeccionamientos se ha previsto que las dos conexiones, entrada y salida, con el recipiente sean concéntricas, lo que supone una apreciable ventaja estética y de fabricación.

140 Otra función de todo riñón artificial es la de hacer que el líquido de diálisis, cuando pasa por el dializador, esté en equilibrio térmico con la sangre.

145 El líquido de diálisis está a la temperatura ambiente, por lo que es preciso calentarlo hasta que alcance la temperatura de la sangre y mantenerlo a dicha temperatura.

Este proceso tiene una fase inicial y una fase de régimen. En la fase inicial, después de que el recipiente del dializador está inundado, el líquido dializante del circuito de recirculado, aproximadamente siete litros, tie-

150. ne que pasar desde la temperatura ambiente hasta la temperatura del cuerpo humano. En la fase de régimen, el líquido nuevo o de aporte se mezcla con el caudal de recirculado que está a 37°C, aproximadamente. En esta fase sólo hay que reponer las calorías que el líquido de recirculado pierde en el circuito y las que pierde al entrar en contacto con el nuevo líquido dializante de aporte.

155 El elemento de calefacción generalmente empleado es una resistencia de inmersión, la cual durante la fase inicial está conectada constantemente durante el tiempo necesario para que el líquido del circuito de recirculado suba desde la temperatura ambiente hasta la temperatura de la sangre, mientras que en la fase de régimen funciona intermitentemente, controlada por un termostato.

160 Para hacer que el tiempo de la fase inicial sea lo más corto posible, la resistencia de inmersión interesada que sea de gran potencia. Por el contrario, para hacer que en la fase de régimen la temperatura se mantenga constante con desviaciones pequeñas, es conveniente una resistencia de inmersión de poca potencia.

170 La solución adoptada hasta ahora es la de poner una resistencia de inmersión de poca potencia para que las desviaciones de temperatura sean pequeñas, pero ello va en detrimento de tiempo de la fase inicial. Este tiempo es de preparación de la diálisis, la cual no se puede empezar has-

175. ta que el líquido no está a temperatura muy próxima a la de la sangre.

De acuerdo con los perfeccionamientos objeto de esta solicitud, se introducirán dos resistencias de inmersión, por ejemplo una de 2.000 W y otra de 1.000 W.

180 En la fase inicial se conectan automáticamente las dos resistencias, con lo cual se dispone de una potencia total de, por ejemplo, 3.000 W. Cuando la temperatura del líquido esté próxima a la de la sangre, por ejemplo a medio grado de diferencia, la resistencia de mayor potencia -resistencia de arranque- se desconecta automáticamente y ya no

185 volverá a entrar en funcionamiento en toda la diálisis, pues la resistencia de menor potencia -resistencia de mantenimiento- se encarga de mantener la temperatura muy próxima a la de la sangre.

190 Para mantener la temperatura del líquido de diálisis próxima a la de la sangre, la resistencia de calefacción se conecta cuando la temperatura del líquido es inferior a la de la sangre y se desconecta cuando la temperatura del líquido es superior a la de la sangre. Esta conexión y desconexión de la resistencia de inmersión estáman-

195 dada por termostato o preferiblemente por un sensor de temperatura que detecta cuándo el líquido está a mayor o menor temperatura que la sangre. Al principio, el líquido de diálisis está a una temperatura inferior que la de la sangre,

200 el sensor entrega una señal eléctrica que hace que la resistencia de inmersión esté conectada, calentando dicho líquido. Mientras que la resistencia está conectada, se eleva la temperatura del líquido hasta que alcanza la de la sangre, lo que hace que el sensor térmico entregue una
205 señal eléctrica que produzca la desconexión de la resistencia.

Las moléculas de líquido calentadas por la resistencia de inmersión tardan un tiempo " t_d " en llegar desde las paredes de la resistencia hasta el sensor térmico. El sensor térmico, entonces, eleva su temperatura y
210 cambiará su señal eléctrica, pero tarda un tiempo " t_r " desde que le llega el líquido a temperatura de la sangre, cambia de señal eléctrica, ordena la desconexión eléctrica y se ejecuta eficazmente la desconexión. Así, el líquido en contacto con la resistencia, a pesar de encontrarse
215 a temperatura superior a la de la sangre, se sigue calentando durante un tiempo " $t_r + t_d$ " hasta que se ejecuta la desconexión de la resistencia. Incluso, hay que tener en cuenta que, aunque la resistencia eléctrica esté desconectada, las paredes de la misma, debido a su inercia térmica, seguirán calentando el líquido.

220 Cuando el líquido se va enfriando respecto de la temperatura sanguínea, hasta que el sensor de temperatura ordene la conexión, se produce otro tiempo de retardo simi-

225 al que ocurre en la desconexión.

Dichos tiempos de retardo en la conexión y des conexión producen unas indeseables oscilaciones térmicas del líquido de diálisis, alrededor de la temperatura de la sangre.

230 Cuanto menores sean los tiempos de retardo mejor estabilización de temperatura se obtendrá. Para ello, como otro objeto de los presentes perfeccionamientos, se propone la utilización de un sensor rápido de temperatura, lo que disminuirá considerablemente esas oscilaciones térmicas, en conjunción con la ventaja de utilizar una
235 resistencia de inmersión de poca potencia, según se ha mencionado anteriormente.

Por otra parte, al ejecutarse la conexión y desconexión de la resistencia de calefacción, se pueden
240 producir chispas e interferencias eléctricas, pues en un instante determinado cambia bruscamente la intensidad que pasa por el circuito. Para evitarlo se aprovecha el hecho de que las resistencias están alimentadas con corriente alterna y se hacen las conexiones y desconexiones en el
245 instante en que la corriente y la tensión pasan por cero, es decir, en el momento en que cambia la polaridad.

Para ello se propone la utilización de un circuito que produce impulsos en el preciso instante en que la corriente pasa por cero y un triac, que tiene la pro-

250 . propiedad de mantenerse en conducción una vez disparado hasta que la tensión de "ánodo-cátodo" se hace cero. Dicho circuito de impulsos se bloquea o libera en función de que la temperatura sea mayor o menor que la prefijada.

255 Los perfeccionamientos hasta aquí descritos, haciendo especial hincapié en sus ventajas respecto de lo que es actualmente utilizado para los riñones artificiales, se refieren principalmente al funcionamiento del riñón. No obstante, estos perfeccionamientos también se extienden al manejo del aparato en sí.

260 La temperatura de diálisis debe ser preferiblemente visualizada y el valor deseado de temperatura regulado, por ejemplo con un potenciómetro. Además, es necesario asegurarse de que cuanto la temperatura se desvíe de unos límites prefijados, se produzca una alarma.

265 Para ello, generalmente se dispone de un cuadro o dial con tres agujas, una de indicación de la medida, otra para fijar el límite máximo y otra aguja para fijar el límite mínimo.

270 Al conectar el aparato la aguja de límite mínimo se colocará en el extremo inferior y la aguja de límite máximo en la posición que se considere que no debe de sobrepasar en ningún caso. El mando de control de temperatura se coloca en la posición en la que se quiere dializar, supongamos 37°C.

275 A medida que se va calentando el líquido de
diálisis, la aguja que indica la temperatura se va mo-
viendo hasta alcanzar la temperatura de régimen, 37°C,
alrededor de la cual oscilará. Cuando se ha alcanzado,
se colocan las agujas de límites en las posiciones desea-
280 das de funcionamiento, de modo que si la temperatura ba-
ja del límite marcado por la aguja inferior o sube por
encima del límite marcado por la aguja superior, la agu-
ja de medida hace un contacto eléctrico con la aguja de
límite correspondiente, y produce una señal de alarma
285 que es necesaria, pues indica que el sistema de control
de temperatura está fallando.

Si durante la diálisis se necesita cambiar la
temperatura del líquido hay que mover el mando de con-
trol de temperatura a la posición deseada y además la
290 aguja de límite inferior y la aguja de límite superior.

De acuerdo con los presentes perfeccionamien-
tos, el cuadro sólo dispone de una aguja, la de medida.
La función de las agujas de límite la realiza automáti-
camente un circuito electrónico, con lo cual se evita la
necesidad de tales agujas, se evita también la confusión
295 en la lectura originada por la presencia de tres agujas,
además se evita el riesgo de error en la manipulación
de los mandos de las agujas límite y, sobre todo, la po-
sibilidad de que la persona que lo maneje se olvide de

300 colocar los límites en la posición correcta, creando una situación de peligro.

Además, de acuerdo con la invención, si durante la diálisis se necesita cambiar la temperatura del líquido, únicamente es necesario mover el mando de control de temperatura, pues el margen entre temperaturas máxima y mínima es arrastrado alrededor del nuevo valor de temperatura deseado.

Este circuito de fijación de márgenes se caracteriza por tener una respuesta de temperatura-tensión, de manera que la tensión de salida sea baja para todo valor de temperatura "T" próximo al de la temperatura deseada " T_d ", y que la tensión de salida es alta para cada valor de temperatura $T < T_i$ y todo valor de temperatura $T > T_s$, siendo T_i y T_s las temperaturas inferior y superior, respectivamente, fijadas.

Este valor alto de tensión se aprovecha para producir una alarma, y el circuito será descrito con más detalle posteriormente.

Todo lo dicho para la visualización de la temperatura y su arrastre de límites se realiza también con la presión de circulación del fluido, con un circuito similar y con lo cual se evidencian más las ventajas que este circuito de arrastre de límites supone en un riñón artificial.

325 Otro perfeccionamiento afecta al modo de control de la bomba de sangre.

La bomba de sangre es de velocidad variable, lo cual se consigue con un circuito electrónico de variación de velocidad. El aumento o disminución de velocidad
330 está comandado por un potenciómetro cuyo eje aflora en el panel frontal del aparato.

Además del giro de potenciómetro, hay que realizar otras tres operaciones manuales: Dar corriente al sistema, bloquear el movimiento de la bomba cuando aparece alguna alarma de circuito de sangre y desbloquearlo
335 cuando desaparece dicha alarma. Todas estas operaciones se suelen resolver con sendos interruptores, a saber, un interruptor para poner y quitar la corriente del sistema, el potenciómetro para variar la velocidad y el interruptor de bloqueo-desbloqueo de la bomba.
340

Esto conduce a que en el panel de control aparezcan tres mandos, y la consiguiente complicación de manejo e incremento de la posibilidad de error.

De acuerdo con este perfeccionamiento, en un sólo
345 lo mando se combinan los dos interruptores y el potenciómetro y un único mando aflora en el panel de control, simplificando la comprensión del sistema y haciendo más fácil, rápido y seguro el funcionamiento del control de la bomba de sangre.

350 Dicho mando único actúa mediante desplazamientos longitudinales que actúan por medio de levas sobre los interruptores convenientes, además de su regulación por giro como cualquier potenciómetro normal. No obstante, su funcionamiento se describirá con más detalle en
355 lo que sigue.

Aunque el objeto y contenido de estos perfeccionamientos, resulta evidente, incluso para personas no expertas en la materia, se hará una descripción de los mismos, no limitativa, con relación a los dibujos adjuntos, dados a simple título de ejemplo ilustrativo.
360

No obstante, para mejor comprender y calibrar las ventajas de estos perfeccionamientos conviene señalar que el riñón artificial es de empleo principalmente hospitalario, situándose varias unidades en una o más salas atendidas normalmente por una sólo persona, prestando servicios a varios pacientes a la vez. Por todo ello, los perfeccionamientos aquí descritos, en cuanto que afectan al funcionamiento más seguro, en menos tiempo, con menor coste, y más sencillez de manejo, son ampliamente deseables en este tipo de aparatos.
365
370

La figura 1ª es una vista esquemática de un ejemplo de disposición para el recipiente dializador y circuito de recirculación;

La figura 2ª es una vista de un ejemplo de sis-

375 tema de calefacción con dos resistencias de inmersión
de distinta potencia.

La figura 3ª es una representación esquemática de un circuito para el control de las oscilaciones de temperatura, y

380 La figura 4ª es una vista de un ejemplo de mando combinado para el control de la bomba de sangre.

En la figura 1ª se observa el recipiente -1- en material transparente para detectar visualmente las posibles fugas de hemoglobina, complementariamente al detector del que usualmente van dotados los riñones artificiales, dentro del cual está situado el cartucho o bobina del dializador -2-, sumergida en el líquido dializante -3-.

385

Para comenzar la operación del riñón artificial o tratamiento de diálisis, es preciso llenar el citado recipiente -1- con el líquido dializante -3-. Dicho llenado conviene realizarlo en una manera rápida, a fin de tener el aparato inactivo el menor tiempo posible. Con este objeto, se ha previsto una derivación en el circuito de llenado del aparato, mediante los conductos -4- 5-, entre los que se sitúa una válvula -6- mandada manualmente o, preferiblemente, por la señal emitida por un detector de nivel -7- instalado en el recipiente -1-. Como es fácil imaginar, al comienzo de la operación, el re-

390

395

400 recipiente -1- está vacío, por lo que el detector de nivel -7- mantiene la válvula -6- abierta.

El líquido dializante es impulsado por una bomba desde el depósito y llega por el conducto -8-.

405 En el momento inicial, al estar la válvula -6- abierta, el líquido de diálisis pasa por los conductos -4- y -5- y después de pasar por el distribuidor -9- llena rápidamente el recipiente -1- y cuando el líquido llega al detector de nivel -7- se produce por éste una señal que convenientemente transformada actúa sobre la válvula
410 -6- cerrándola y poniendo en marcha automáticamente la bomba de recirculación -10- y el calentador -11-.

El dispositivo de válvula -6- controlado por el detector de nivel -7- permite llenar el recipiente -1- en un tiempo inferior a un minuto reduciendo considerablemente el tiempo empleado en la preparación de la diálisis y simplificando la operación. Además el detector de nivel
415 impide que el calentador -11- y la bomba de recirculación -10- funcionen en vacío, dotando al aparato de una mayor seguridad de funcionamiento.

420 Durante el recirculado, el líquido -3- pasa por el dializador -2- donde se efectúa la diálisis, sale por el conducto -12- y después de pasar por el detector de hemoglobina -13-, que detectará las eventuales fugas de sangre, el distribuidor -9- canaliza el líquido a la bom-

425 ba de recirculación -10-, la cual lo impulsa a través
del conducto -14- al calentador -11- y, mediante el con-
ducto -15-, ingresa en el recipiente -1- por la toma
concéntrica inferior -16-.

430 Durante la diálisis, el líquido que a través
del conducto -8- proviene del depósito, al tener cerra-
da la válvula -6-, tiene que pasar por el caudalímetro
-17- para llegar al distribuidor -9-. El caudalímetro
mide el caudal que pasa y está provisto de un mando que
regula dicho paso. El mismo caudal que ingrese en el cir-
435 cuito a través del caudalímetro, saldrá por el rebosade-
ro -18-, el cual a través del conducto -19- es llevado al
desagüe general. De este modo se regenera el líquido de
diálisis que se ha ido envenenando con los productos de
la diálisis a medida que pasa por el dializador-2-.

440 Una electroválvula -20- y sus conectores -21-
y -22- permiten vaciar el recipiente -1- cuando se haya
acabado la diálisis.

445 Como se ha explicado hasta aquí y claramente
indican las flechas de la figura, el líquido -3- es ab-
sorbido e impulsado por la parte inferior del recipien-
te -1-. Esto tiene la ventaja de evitar todo efecto sur-
tidor del líquido y las consiguientes salpicaduras, así
como un mejor desaireado del mismo, ya que las burbujas
que lleva el líquido en suspensión son dilatadas en el

450. en el calentador -11- y ascenderán por el recipiente -1- hasta entrar en contacto con la presión atmosférica en cuyo momento estallan.

Otra ventaja de esta disposición reside en que el recipiente -1- no requerirá especiales sistemas de sujeción, tapa, etc.
455

Por otra parte, dado que la absorción e impulsión de líquido se efectúa por la parte inferior, se ha previsto que los respectivos conductos se sitúen concéntricamente. Según se aprecia en la figura, el líquido se absorbe por el conducto -12- situado en el centro, mientras que es impulsado por -15- a un conducto en disposición circular -16-, lo que contribuye a un reparto más uniforme del líquido nuevo que se introduce, y facilita más el desaireado.
460

Por lo que antecede se verá que los presentes perfeccionamientos contribuyen a un llenado inicial más rápido, una mejor desaireación y reparto del líquido dializante y eliminación de dispositivos de sujeción para el recipiente, con el consiguiente ahorro de tiempo y energía que estas ventajas llevan consigo.
465
470

La figura 2ª representa un ejemplo de calentador con resistencia de inmersión, dividida a su vez en dos, y que adopta una forma acodada, aunque podría adoptar cualquier otra.

475 El conjunto recibe la referencia general -11- y
consta de las resistencias -23- y -24- con sus conexiones
-25- y -26-. Dichas resistencias son de distinta potencia,
por ejemplo la resistencia -24- tiene una potencia doble a
-23-. Esto se debe a que al principio de la orepación es
480 preciso lograr un calentamiento de una gran masa de líquido
dializante y en el menor tiempo posible. Para ello, se
conectarán las resistencias -23- y -24-. Posteriormente, du-
rante la fase de régimen o funcionamiento, basta con apor-
tar las calorías necesarias que se hayan perdido en el cir-
485 cuito de recirculación y por la aportación de líquido nue-
vo, para lo cual bastará que funcione la resistencia -23-
de menor potencia.

Como quedó explicado anteriormente, la suma de po-
tencias de las resistencias -23-24- es superior a la poten-
490 cia de la única resistencia de calefacción hasta ahora em-
pleada en el riñón artificial, con lo que se consigue un ca-
lentamiento inicial mucho más rápido. Por el contrario, la
potencia de la resistencia -23- es menor que la de las has-
ta ahora utilizadas, lo que contribuye a que el régimen de
495 calefacción sea más uniforme, exigiendo menos conexiones-
desconexiones de dicha resistencia para mantener la tempera-
tura de diálisis.

Dichas relativamente frecuentes conexiones y des-
conexiones, no sólo suponen un gasto mayor de energía, sino

500 . que en razón de la elevada potencia a que estas resistencias trabajan, en esas conexiones y desconexiones se pueden producir chispas e interferencias eléctricas indeseables.

Para ello, de acuerdo con esta invención y como se dijo anteriormente, se propone la utilización de una resistencia de menor potencia para la fase de régimen del aparato, mandada por un sensor rápido de temperatura -27- y haciendo que la conexión-desconexión se produzca en el momento en que la corriente pasa por cero, ó cambia de sentido, por medio de un circuito de impulsos y un triac que se dispara para una tensión muy próxima a cero.

Dicho sensor de temperatura -27-, según se explicó anteriormente, es un sensor rápido, de manera que se disminuyan los retardos producidos por el tiempo en que el líquido tarda en llegar a nueva temperatura hasta el sensor y por las inercias térmicas de las dos resistencias de calefacción, lo que produce unos períodos en los que el líquido está por encima o por debajo de la temperatura adecuada. Efecto que se corrige con un sensor rápido de temperatura. Dicho sensor -27- se coloca muy próximo a la resistencia -23- para contribuir a minimizar los retardos debidos al desplazamiento del líquido.

En la figura 3ª se representa el diagrama de bloques integrantes del circuito que permite fijar la temperatu-

525 ra de régimen, medirla, corregir las eventuales desviaciones y producir una alarma en el caso de que la desviación entre la temperatura medida y la prefijada sean mayores que los límites establecidos, todo ello mediante un sólo instrumento de control en diferencia de lo existente.

530 Mediante el potenciómetro " P_t ", cuyo mando será el único que aflore al exterior, se fija la temperatura de régimen " t_d " a la que se quiere dializar, por ejemplo a 37°C. En el panel de mandos están grabadas las distintas temperaturas de diálisis, la selección se realiza haciendo coincidir el índice del mando del potenciómetro con el número que
535 represente la temperatura deseada.

El punto " D_{t1} " recibe tensión proporcionada por un sensor rápido de temperatura.

El amplificador " A_1 " discrimina si la señal proveniente de " D_{t1} " es mayor o menor que la proveniente de " P_t " según lo cual entrega una salida en " S_1 " que hace que se conecte o se desconecte la resistencia de menor potencia del calentador.
540

El potenciómetro " P_m " permite fijar los márgenes entre los cuales la temperatura " t_d ", fijada por " P_t ", puede oscilar. Normalmente 0,5°C, u otro valor que determine el facultativo.
545

El amplificador " A_2 " da una salida " S_3 " alta siempre que la temperatura detectada por " D_{t1} " esté fuera de los

550. límites superior " T_s " e inferior " T_i ".

La salida " S_3 " será baja siempre que la temperatura detectada por " D_{t1} " esté dentro de los límites superior e inferior.

555 Cuando la salida " S_3 " es alta, por estar fuera de márgenes, se produce una alarma. Cuando la salida " S_3 " es baja, por estar dentro de los límites fijados se ilumina un piloto que indica que la temperatura es correcta.

El límite inferior viene determinado por " $T_i = P_t - P_m$ " y el límite superior viene determinado por " $T_s = P_t + P_m$ ".

560 Las salidas " S_1 " y " S_3 " se llevan a una puerta lógica "P" que entrega una salida " S_2 " que permite que la resistencia grande de calefacción entre en funcionamiento únicamente cuando la temperatura del líquido de diálisis sea menor que " T_i ".

565 Otro sensor " D_{t2} " idéntico a " D_{t1} " se utiliza para medir la temperatura. La señal obtenida por el sensor " D_{t2} " se amplifica convenientemente por " A_3 " y la salida " S_4 " se llevará a un aparato de medida situado en el panel frontal del aparato.

570 Esta medida se podría hacer con " D_{t1} " pero se introduce otro sensor " D_{t2} " de las mismas características que " D_{t1} " como medida de seguridad. Además la lectura del cuadro móvil debe coincidir con la información del índice de mando del potenciómetro " P_t ", esta información es otro elemento de segu-

575 ridad.

Este mismo tipo de circuito puede ser ventajosamente utilizado para controlar la presión de circulación de la sangre. Bastaría sustituir el detector de temperatura por uno de presión para, mediante los correspondientes potenciómetros, determinar la presión deseada y márgenes de oscilación. Cuando la presión fuese más alta o baja de lo predeterminado, se produciría la adecuada alarma.

580 En la figura 4ª se representa un ejemplo de realización de un mando combinado para obtener mediante un sólo órgano todas las operaciones que el control de la bomba requiere, a saber, regulación de velocidad, conexión y desconexión de la alimentación, y bloqueo-desbloqueo de la bomba, cuando se produce una alarma de hemorragia, defecto o exceso de presión, falta de líquido y, en general, todas aquéllas que impliquen un riesgo para el paciente, caso de seguir funcionando la bomba.

590 Resulta evidente, por otra parte, que este mecanismo puede ser realizado de otra forma o combinarse la posición de los elementos. Aquí nos referiremos a un ejemplo de realización preferible.

Este único mando -28- puede desplazarse longitudinalmente y girar, según se indica por la respectivas flechas. Su giro acciona el potenciómetro convencional -29- que regula la la velocidad de la bomba y un interruptor de alimentación,

600. mientras que su desplazamiento longitudinal, entre dos posiciones delimitadas convenientemente, acciona sobre un interruptor. En el ejemplo se representa un mecanismo tornillo-muelle-bola -30- que actúa sobre un alojamiento con dos depresiones.

605 El eje del mando -28- va dotado con una pieza troncocónica -31- que, según sus desplazamientos, activa o desactiva un interruptor o microrruptor -32- para bloqueo y desbloqueo del control de bomba. El eje del potenciómetro lleva una leva -33- dotada de muesca, que activa o des-
610 activa otro interruptor o microrruptor -34- para la alimentación de sistema desde la red.

En la posición de reposo, el interruptor de red -34- está liberado, alojándose en la muesca de la leva. En toda otra posición del eje del potenciómetro dicho interruptor de red está conectado por medio de la leva -33-.

615 A medida que se va girando el potenciómetro -29-, mediante el mando -28-, aumenta la velocidad de la bomba de sangre hasta que adquiere su velocidad de trabajo normal.

Si cuando está la bomba en marcha se produce una
620 alarma de sangre, la bomba se bloqueará automáticamente. Para desbloquearla se tira del botón de mando -28- y el interruptor de desbloqueo -32- es accionado por la pieza troncocónica -31-. En esta operación el eje del potenciómetro -29- de control de bomba de sangre, no ha girado, por lo

625 cual la bomba reanudará su marcha a la misma velocidad que
 tenía anteriormente. Cuando la alarma de sangre haya desa-
 parecido, se presiona el botón -28- con lo cual se libera
 el interruptor de desbloqueo -32- sin variar la velocidad,
 colocándose así el sistema en su posición de trabajo normal.

630 El eje del potenciómetro -29- está mecanizado pa-
 ra permitir su giro sin ser afectado por el accionamiento o
 reposo del interruptor de desbloqueo -32-.

 De acuerdo con el mecanismo -30-, al girar el man-
 do, la bola presionada por el muelle arrastra en su giro al
635 eje del potenciómetro. En dicho eje hay dos alojamientos,
 el alojamiento posterior corresponde a la posición de blo-
 queo. Se puede pasar de una posición a otra en cualquier
 momento, independientemente del giro del potenciómetro -29-.

 Los alojamientos de bloqueo y desbloqueo sirven
640 de fines de carrera del movimiento de la pieza troncocónica
 -31- que actúa sobre el interruptor de desbloqueo -32-.

 Las modificaciones que puedan ser introducidas en
 el objeto descrito y no afecten a su esencialidad caracte-
 rística se entenderán incluidas en esta solicitud sean cua-
645 lesquiera las circunstancias que concurren.

N O T A

 Descrito suficientemente el objeto de esta solici-
 tud se declaran de novedad y propiedad las siguientes:

REIVINDICACIONES

650

1ª.- Perfeccionamientos introducidos en el ri-

ñón artificial, del tipo que comporta un dializador en forma de cartucho o bobina, sumergido en líquido dializante dentro de un recipiente conectado con los distintos circuitos de circulación de sangre y líquido dializante, caracte-

655

rizados porque para el llenado inicial de dicho recipiente desde un depósito de almacenamiento se ha previsto un circuito separado, en derivación respecto del circuito de funcionamiento normal o de recirculación, que comprende una

660

válvula de paso conectada a dos conductos, de mayor sección que los que integran el circuito de recirculación, estando dicha válvula mandada por un detector de nivel dispuesto en lugar conveniente en el recipiente y que desactiva dicha válvula una vez alcanzada la altura de líquido necesaria para iniciar la operación a través del circuito de recirculación,

665

pudiendo tener este circuito de llenado una bomba independiente o compartir la del otro circuito.

2ª.- Perfeccionamientos introducidos en el ri-

ñón artificial, según la reivindicación 1ª, caracterizados porque el circuito de recirculación del líquido dializante

670

se establece absorbiendo líquido por la parte inferior del recipiente desde el centro del dializador y una vez que ha pasado por éste, para volverlo a impulsar, mezclado ya con aportaciones de nuevo líquido, también por la parte infe-

675 rior de dicho recipiente, el cual va dotado a este propósito de una disposición de canal circular para la entrada, y en el centro de dicho canal una conducción tubular para la salida de líquido dializante, con lo cual se establecen entradas y salidas concéntricas por un mismo acceso del recipiente situado en su parte inferior.

680 3ª.- Perfeccionamientos introducidos en el riñón artificial, según la reivindicación 1ª, del tipo que comprende además una resistencia de inmersión alimentada por corriente alterna para el calentamiento del líquido dializante, caracterizados porque dicha resistencia está dividida en otras dos de distinta potencia entre sí y que pueden funcionar juntas para el calentamiento inicial rápido, y sólo la de menor potencia para mantener la temperatura de régimen del aparato, estando mandadas dichas resistencias por un sensor rápido de temperatura conectado a su vez a un circuito de impulsos y un triac que ordena la conexión o desconexión de dichas resistencias cuando la tensión es muy próxima a cero, o la corriente cambia de sentido.

685

690

695 4ª.- Perfeccionamientos introducidos en el riñón artificial, según la reivindicación 1ª, del tipo que comprende además un potenciómetro para regular la temperatura de funcionamiento deseada en el líquido dializante y los márgenes inferior y superior entre los que dicha temperatura puede oscilar, produciéndose una alarma en caso de va-

RS

700 variación superior a dichos márgenes, caracterizados porque las variaciones de temperatura en el circuito del líquido dializante son controladas mediante un circuito electrónico que recibe las tensiones suministradas por un primer potenciómetro mediante el que se fija la temperatura de funcionamiento deseada, por un segundo potenciómetro mediante el que se fijan los márgenes inferior y superior entre los que puede oscilar la temperatura determinada por el primer potenciómetro, y por un sensor de temperatura, que puede ser el mismo al que se refiere la anterior reivindicación.

710 5ª.- Perfeccionamientos introducidos en el riñón artificial, según la reivindicación 4ª, caracterizados porque los márgenes de oscilación prefijados por el segundo potenciómetro son arrastrados o mantienen la misma cuantía o amplitud para cualesquiera valores de temperatura deseada prefijados por el primer potenciómetro.

715 6ª.- Perfeccionamientos introducidos en el riñón artificial, según las reivindicaciones 4ª y 5ª, caracterizados porque el circuito comprende preferiblemente tres amplificadores operacionales y una puerta lógica, el primero de los cuales compara la tensión proporcionada por el primer potenciómetro con la proporcionada por un sensor de temperatura y según el resultado de la comparación efectuada produce una salida que posteriormente se utilizará para conectar o desconectar una parte del calentador, mientras que

720

kg.

725 el segundo amplificador operacional compara las tensiones
producidas por el primer potenciómetro, un sensor de tem-
peratura, el segundo potenciómetro y la salida del primer
amplificador, y del resultado de dicha comparación este se-
gundo amplificador producirá una señal que activará una
730 alarma en el caso de que la temperatura del líquido diali-
zante esté fuera de los márgenes prefijados, impidiendo la
puerta lógica que se conecte la otra parte del calentador
cuando la temperatura supera el límite inferior de la tempe-
ratura prefijada, y el tercer amplificador operacional con-
forma la señal obtenida por el otro sensor de temperatura pa-
735 ra ser visualizada en un instrumento de medida.

740 7ª.- Perfeccionamientos introducidos en el riñón
artificial, caracterizados porque el sistema, circuito y ele-
mentos reivindicados en función de la temperatura ^{en} las notas
reivindicatorias 4ª y 5ª, son totalmente aplicables al con-
trol de la presión en el circuito de líquido dializante, me-
diante la sustitución del sensor de temperatura por un sen-
sor de presión.

745 8ª.- Perfeccionamientos introducidos en el riñón
artificial, según la reivindicación 1ª, del tipo que compren-
de además el control de funcionamiento de la bomba de sangre
mediante un interruptor para bloqueo-desbloqueo de la bomba,
un interruptor de alimentación de dicha bomba y un potenció-
metro para regular su velocidad, caracterizados porque dichas

Rey

750 tres operaciones se conjugan en un mando único de control,
estando dicho mando preferiblemente constituido por un bo-
tón o manija exterior dotado de un eje en el que se dispone
una pieza cónica y que lleva medios para asociar este eje
con otro que lleva una leva y está unido a un potenciómetro,
de forma que el botón o manija exteriores y su eje, puedan
755 desplazarse longitudinalmente, activando un interruptor de
bloqueo-desbloqueo de la bomba y, además, en cualesquiera
de las posiciones desplazadas longitudinalmente, girar para
actuar sobre el potenciómetro y, con la leva, sobre un inte-
rruptor de alimentación desde la red.

760 9ª.- PERFECCIONAMIENTOS INTRODUCIDOS EN EL RÍÑON
ARTIFICIAL.

Todo tal y como se describe y reivindica en la
presente Memoria Descriptiva que consta de treinta y dos
hojas y se ilustra con los dibujos que la acompañan.

Madrid, a diecinueve de Mayo de mil novecientos
setenta y siete.

EMPRESA NACIONAL DE OPTICA, S.A.- ENOSA

p. a.



kg

FIG. 1

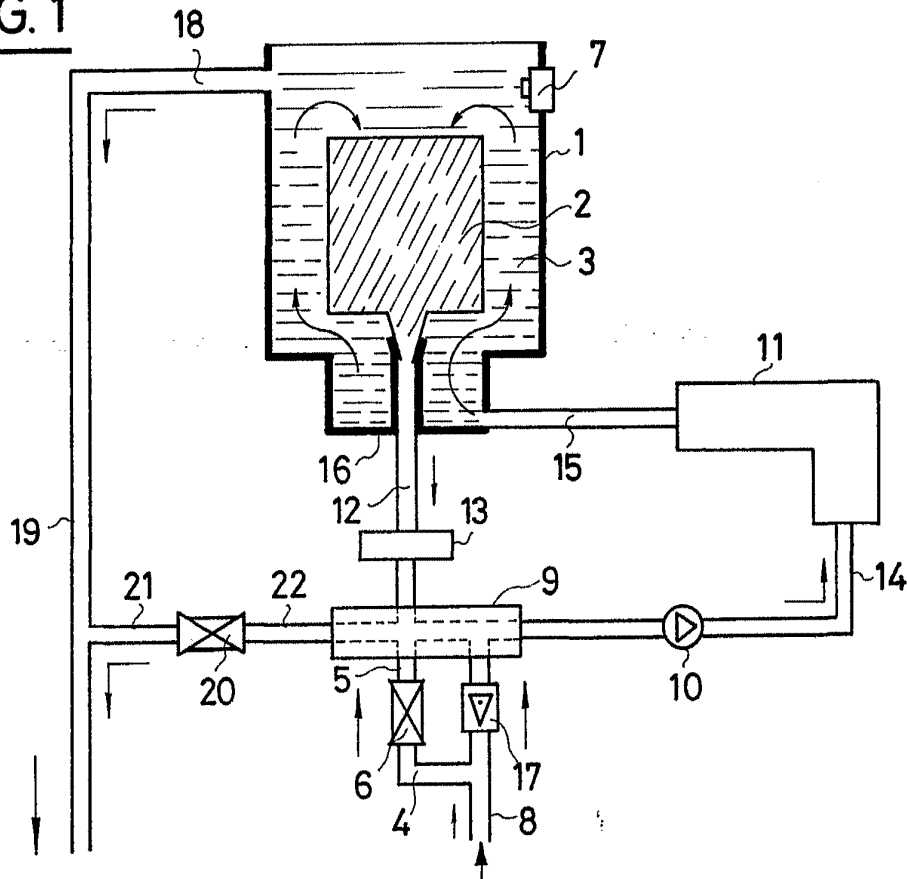
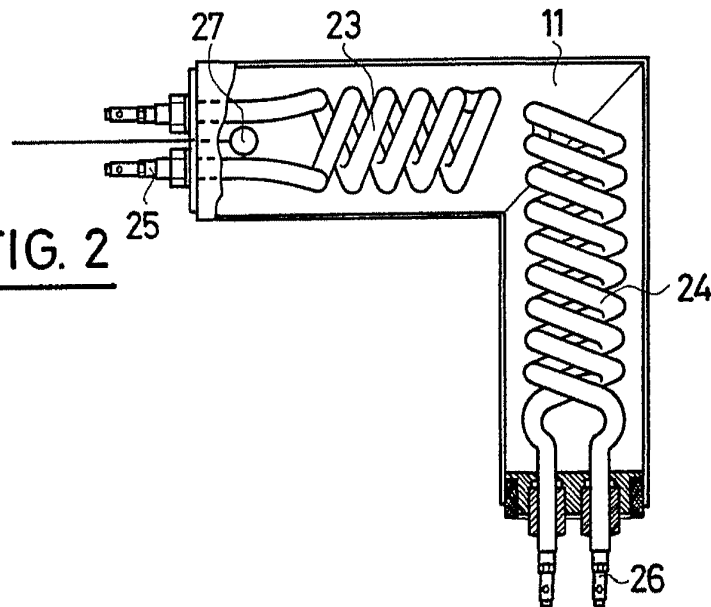


FIG. 2



Madrid, 19 de Mayo de 1977

JOSE IBAÑEZ
Agente Oficial

ESCALA VARIABLE

FIG. 3

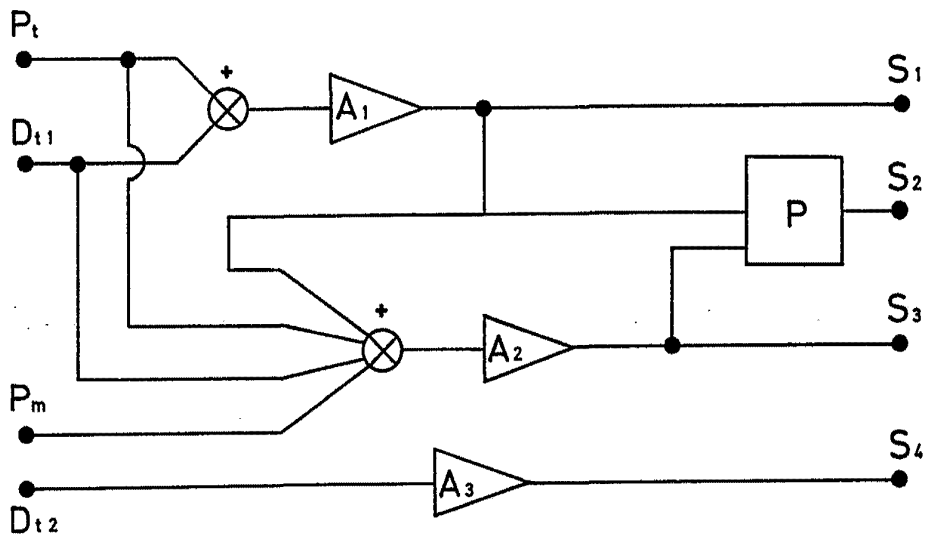
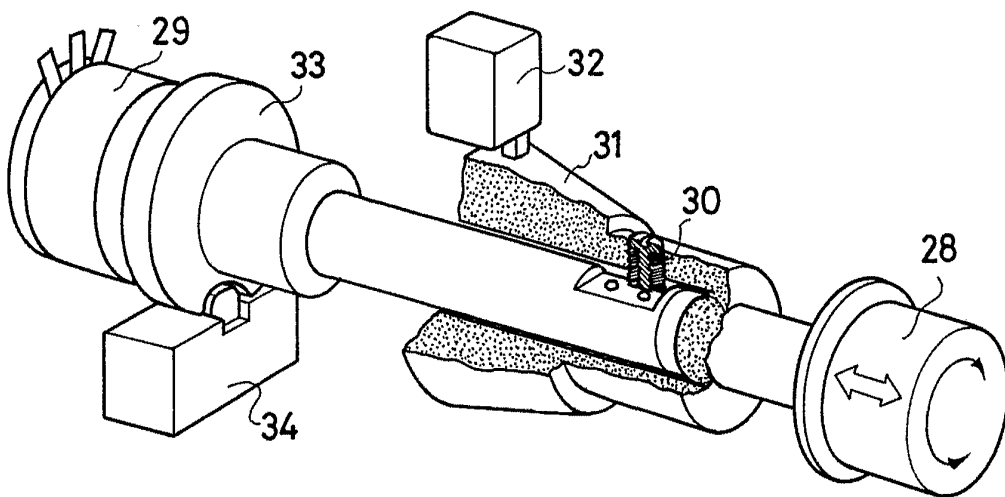


FIG. 4



Madrid, 19 de Mayo de 1977

JOSE IBÁÑEZ

Agente Oficial

ESCALA VARIABLE