

MINISTERIO DE INDUSTRIA Y ENERGIA  
Registro de la Propiedad Industrial



ESPAÑA

19 ES 11 21

NUMERO
468.065
FECHA DE PRESENTACION

10 A1

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

## PATENTE DE INVENCION

30 PRIORIDADES: 31 NUMERO	32 FECHA	33 PAIS
779.577	21 de marzo de 1.977	EE.UU. de A.

47 FECHA DE PUBLICIDAD	51 CLASIFICACION INTERNACIONAL	52 PATENTE DE LA QUE ES DIVISIONARIA
	AGIM	

54 TITULO DE LA INVENCION
PERFECCIONAMIENTOS EN APARATOS DE TRANSFERENCIA DE MASA DE TOXIMAS Y OTROS FLUIDOS DE LA SANGRE.

71 SOLICITANTE (S)
AMERICAN HOSPITAL SUPPLY CORPORATION

DOMICILIO DEL SOLICITANTE
1740 Ridge Avenue, Evanston, Illinois 60204, EE.UU. de A.

72 INVENTOR (ES)
ALEXANDER S. BORSANYI

73 TITULAR (ES)

74 REPRESENTANTE
D. JOSE MIGUEL GOMEZ-ACEBO Y POMBO.

La presente invención se refiere, de manera general, a un aparato de transferencia de masa que comprende un elemento constituido por una membrana semi-permeable plegada varias veces sobre sí misma. Para más comodidad, se describe a continuación el aparato en el caso particular en que éste se utiliza para el tratamiento de la sangre por hemodiálisis y/o ultrafiltración y, más particularmente, un aparato de tamaño relativamente pequeño, económico, que puede utilizarse a domicilio y tirarse después de utilizado.

La invención se refiere más particularmente a un aparato que comprende, al interior de una envoltura impermeable a los líquidos provista de los orificios necesarios para la introducción y la evacuación de la sangre, del dializado y/o del ultrafiltrado, una membrana semi-permeable plegada sobre sí misma para formar una pila de pliegues en acordeón, delimitando de este modo dos cámaras para los líquidos, con elementos de soporte o de separación dispuestos en el interior de todos aquellos pliegues que se hallan al mismo lado de la membrana.

Se conocen aparatos de este tipo general, véase, por ejemplo, la Patente estadounidense No. 3.788.482 a nombre de Markley. Sin embargo, con membranas de hemodializador habituales que tienen características relativamente bajas de "Clearance" con respecto a las moléculas medianas pueden utilizarse únicamente pliegues estrechos, ya que de otra forma la sangre entra y sale con dificultad y no se distribuye uniformemente sobre toda la superficie de los pliegues de la membrana. Con membranas que permiten mejores rendimientos, en particular para la ultrafiltración, tales como las membranas de poliacrilonitrilo, descritas en la patente británica No. 1,327,990 de Rhone-Poulenc, que pueden ser más espesas y más rígidas que las membranas mencionadas más arriba, resulta aún más difícil asegurar la penetración de la sangre a través del aparato con una distribución uniforme sobre toda la membrana y con un flujo que tenga una pérdida de carga lo suficientemen

te baja.

Para resolver estos problemas, se han propuesto ya algunas soluciones. Así, la Patente Estadounidense No. 3,780.870, a nombre de Esmond, propone dos elementos de soporte plegados sobre sí mismos, formando de este modo cuatro capas superpuestas en los compartimentos llenos de dializado con solamente uno solo de estos elementos de soporte prolongándose hasta las extremidades del aparato. Soportes adicionales están dispuestos en la cámara destinada a la sangre. Esta concepción prevee algunos conductos en cada extremidad para el flujo de la sangre. Pero, para una superficie totalmente dada de membrana, el tamaño de tal aparato es fuertemente incrementado y el aparato no resulta lo suficientemente económico. Además, la sangre, de la que se requiere un volumen mayor, viene directamente en contacto con los elementos de soporte dispuestos en las extremidades del aparato. Puesto que estos elementos están constituidos en general por tamices que pueden tener bordes cortantes en por lo menos dos lados opuestos, es necesario tomar precauciones (según indicado en la Patente estadounidense No. 3,565,258 a nombre de Lavender y otros) para evitar el riesgo de coagulación de la sangre. Véase asimismo las patentes estadounidenses Nos.: 3,862,031, y 3,757,955 a nombre de Leonard.

La patente estadounidense No. 3,612,281 de Leonard se refiere a un hemodializador del mismo tipo general que el precedente. Este presenta las mismas posibilidades y los mismos inconvenientes. Además, la construcción de este aparato tiene la desventaja de necesitar la introducción y la retirada de elementos de soporte provisionales.

La presente invención tiene por objeto presentar un aparato del tipo arriba indicado que elimine o por lo menos disminuya considerablemente los problemas y los inconvenientes de los dispositivos del tipo anterior.

Más precisamente, la presente invención tiene por objeto ofrecer un aparato de construcción sencilla y económica que permite un flujo fácil de la sangre, con una débil pérdida de carga y una distribución uniforme de la sangre sobre toda la membrana y que requiere únicamente un volumen de sangre limitado dentro del aparato y que no deja la sangre, en ninguna parte, venir en contacto con los bornes constantes de los elementos de soporte.

La presente invención consiste en un aparato para flujo de flúidos que tiene una membrana semi-permeable plegada formando una pila de pliegues en acordeón que delimita dos series de cámaras de fluidos que se extienden al interior a partir de los lados opuestos de dicha pila, y elementos de soporte prácticamente planos dispuestos en el interior de las cámaras de una sola de las citadas series (en el lado del dializador cuando el aparato de transferencia es un dializador), los citados elementos de soporte prácticamente planos consisten en un cierto número de guarniciones interiores lacunares en forma de red de mallas abiertas, con ranuras cerca de sus extremidades puestas para facilitar el flujo de fluido a la entrada en o a la salida de las cámaras que no contienen tales elementos de soporte.

En una forma modificada de la invención, una pareja de elementos de soporte superpuestos o de guarniciones interiores en forma de red está dispuesta en el interior de cada una de las cámaras de una serie y, de acuerdo con otra modificación, una sola de las guarniciones interiores de cada una de estas parejas está provista de las ranuras arriba indicadas.

Las características de la presente invención y sus ventajas inherentes se comprenden mejor a partir de la descripción siguiente y de la referencia hecha a los dibujos anejos, en los que:

La figura 1 es una vista en perspectiva de un hemo-dializador construido según la presente invención, con corte parcial pa-

ra mostrar su estructura interna,

La figura 2 es una vista en planta del hemodializador de la figura 1, con corte parcial, y cuya membrana ha sido retirada para mostrar un elemento de soporte según la presente invención.

5 La figura 3 es una vista algo esquemática en corte transversal vertical del hemodializador según la línea 3-3 de la figura 2, mostrando una primera realización de la presente invención que comprende dos elementos de soporte dispuestos entre cada pareja de pliegues:

10 La figura 4 es una vista algo esquemática en corte transversal según la línea 4-4 de la figura 2, mostrando que sólo uno de los dos elementos de soporte esta provisto de una ranura y que la membrana está unicamente soportada en la región de la ranura por el otro elemento de soporte.

15 La figura 5 es una vista en corte, algo esquemática y algo agrandada según la línea 5-5 de la figura 2, mostrando el esquema del flujo en una extremidad del hemodializador, y más especialmente el paso para el flujo de la sangre ensanchado por efecto de la ranura.

20 La figura 6 es una vista similar a la de la figura 5 pero representando una segunda realización de la presente invención, que comprende ranuras en cada uno de los dos elementos de soporte dispuestos entre cada pareja de pliegues.

25 La figura 7 es una vista similar a la de la figura 5 pero representa una tercera realización de la presente invención, que comprende un solo elemento de soporte con ranura dispuesto entre cada pareja de pliegues;

30 La figura 8 es una vista parcial en planta de la extremidad derecha de otra realización del homodializador de las figuras 1 y 2, cortado y cuya membrana ha sido retirada a un lado para mos

trar un elemento de soporte según la presente invención.

Refiriéndose ahora a los detalles de los dibujos, se ve que la figura 1 ilustra una construcción de un hemodializador según la presente invención, identificada por el número 10. Este hemodializador comprende una envoltura, de preferencia rectangular, identificada de manera general por el número 11 y una parte central, identificada de manera general por el número 12. Este hemodializador está provisto, en un lado, de un orificio de entrada de sangre 13 y de un orificio de salida de sangre 14, y en el lado opuesto de un orificio de entrada de dializado 15 y de un orificio de salida de dializado 16. Bien que los orificios 13 y 16 figuren en los dibujos como si fuesen parte integrante de la envoltura, deberá entenderse que, en lugar de ello, estos orificios pueden estar constituidos por cabezas de distribución que están montadas directamente sobre la parte central, según descrito en la solicitud de patente estadounidense pendiente No. 779, 575 presentada el 21 de marzo de 1977 a nombre de la causahabiente. En este caso, los orificios traspasan aun la envoltura después de que la parte central ha sido sellada, y en los dos casos los orificios funcionan de manera a permitir a los fluidos la entrada y la salida de la envoltura,

La parte central está formada de una sola pieza de una membrana semi-permeable plana 17 que está plegada en un gran número de pliegues muy juntos que se extienden sobre toda la longitud de la envoltura y que, como puede desprenderse muy claramente de las figuras 3 y 4, ondulan en un va y viene por todo el ancho de la envoltura 11 y entre las paredes de ésta. Las dos extremidades de la membrana plegada están adheridas o ancladas en un plástico de sellado convencional o en un compuesto de empotrado convencional 26.

La membrana semi-permeable puede ser de cualquier tipo deseado que permita la difusión del agua y/o de las sustancias de pesos moleculares bajos o medios (por ejemplo la urea y la vitamina

B<sub>12</sub>) A partir de la sangre hacia otro fluido a través de la membrana en condiciones de presión transmembranales relativamente bajas. Como ejemplos apropiados pueden citarse el Cuprophan (forma comercializada de celulosa regenerada) o una membrana de poliácridonitrilo tal como se describe en la Patente británica mencionada más arriba, o una membrana de polícarbonato; las dos últimamente citadas tienen una permeabilidad de por lo menos  $0,05 \text{ cm}^3 \text{ H}_2\text{O}/\text{minuto}/\text{m}^2/\text{mm de Hg}$ . La presente invención, bien que esté adaptada al empleo en hemodiálisis con membrana Cuprophan, se adapta especialmente bien al empleo con membranas de poliácridonitrilo o de policarbonato en los que la diferencia de presión transmembranal óptima es más baja que para el Cuprophan, y especialmente para la ultrafiltración.

Los elementos de soporte tales como 18 y 19 están situados al interior de todos aquellos de los pliegues que se hallan en el mismo lado de la membrana 17, mientras que los pliegues que se hallan al otro lado de la membrana 17 no contienen elementos de soporte. Los elementos de soporte tales como 18 y 19 están dispuestos en los pliegues del lado de la membrana 17 que comunica con el orificio de entrada 15 del dializado y con su orificio de salida 16. Debido a esta disposición, únicamente el dializado (y nunca la sangre) viene en contacto con los elementos de soporte.

Los dos elementos de soporte perforados, tales como 18 y 19, son de preferencia soportes de mallas de plástico no tejido de modelo y de configuración en sí conocidos. Como ejemplo de una materia apropiada para los elementos de soporte, puede utilizarse el Vexar que es una materia de mallas de poliolefinas, disponible en el comercio. Se puede fabricar fácilmente tal red termoplástica para los elementos de soporte, entrecruzando un juego de filamentos substancialmente iguales según un ángulo de aproximación  $90^\circ$  el uno con relación al otro, y sellando en caliente los filamentos juxtaponidos, a fin de obtener la or-

denación de mallas abiertas deseada que tiene un espesor practicamente igual al diámetro de los filamentos, salvo en los puntos de cruce, donde el espesor (a causa del sellado en caliente) sera un poco inferior al doble de los filamentos. De una manera general, el espesor total de una red debe ser del órden de 0,4 a 1,3 mm. La estructura resultante asegura un buen soporte para la membrana semi-permeable en los numerosos puntos de cruce, presentando al mismo tiempo porciones intermedias en las cuales la membrana puede hundirse proporcionando de este modo pasos amplios para facilitar la distribución y la circulación practicamente uniformes de la sangre sobre el lado de la membrana que le está reservada.

Cada elemento de soporte está provisto de una ranura cerca de cada una de sus extremidades y abriéndose en el mismo lado. La membrana se aplasta contra cada elemento de soporte y sobre sí misma frente a la ranura y, de este modo, se crea, en el lado sangre de la membrana, un paso ampliado para la sangre. Las ranuras se extienden por lo menos sobre una parte importante del ancho del elemento de soporte. De este modo, la longitud de la ranura es de por lo menos 0,10 cm y puede llegar hasta un  $\frac{9}{10}$  del ancho del elemento de soporte. De preferencia, las ranuras se extienden sobre la parte más grande del ancho de los elementos de soporte. El ancho medio de las ranuras es de aproximadamente 0,25 a 2,5 cm.

Los elementos de soporte, tales como 18 y 19 pueden tener cualquier dimensión deseada; sin embargo, una estructura particularmente práctica está representada por una longitud de aproximadamente 31,5 cm, un ancho de aproximadamente 7 cm y un espesor total, para cada pareja, de aproximadamente 0,1 cm con ranuras de aproximadamente  $0,9 \times 5,5$  cm agrandadas de aproximadamente 2,2 cm en las dos extremidades.

En general, el aparato es simétrico en relación

al plano vertical P (véase figura 2) que pasa por el centro del aparato, y las ranuras en los elementos de soporte son asimismo generalmente simétricas con relación a este plano.

Según lo muestra la figura 2, los orificios 13 y 14 para la sangre comunican con el interior del aparato por medio de dos conductos ensanchados tales como 24a y 25a protegidos por la forma especial de la pared de la envoltura, sobre toda la altura de la parte central 12, constituyendo de este modo las canalizaciones centrales para el flujo de ida y venida de la sangre en el lado sangre de la membrana.

Los bordes de las dos extremidades de la membrana semi-permeable 17 plegada en acordeón están montadas de manera estanca dentro de una materia plástica de empotrado (no representada). De modo similar, los dos lados longitudinales de la membrana (es decir los bordes en las extremidades opuestas de la pila) están montados de manera estanca dentro de una materia de empotrado (potting) 26, de modo que la membrana delimita, al interior de la envoltura, dos cámaras separadas. La materia de empotrado puede ser una materia epoxi o poliuretano compatible con la sangre y que tiene un tiempo de endurecimiento relativamente corto a las temperaturas ordinarias. Una vez realizado el ensamblaje empotrado, se dispone por lo general, dentro de una envoltura separada hecha de cualquier materia apropiada tal como un policarbonato, un poliestireno, un polimetilmetacrilato o de otra materia similar, o bien, cuando las cavidades de las cabezas de distribución forman parte de la envoltura tal según representado, el empotrado de la pila y su fijación por sellado en el interior de la envoltura pueden realizarse simultáneamente.

Las paredes interiores de los pliegues no soportadas de la membrana semi-permeable están esencialmente en contacto las unas con las otras en la mayor parte de su superficie en ausencia del fluido, y

por consiguiente, estos pliegues estan mayormente cerrados cuando el aparato no se halla en funcionamiento. Bien que por motivos de claridad, en los dibujos (figuras 1 y 3 a 7), se hayan indicados espacios entre las paredes interiores de los pliegues no soportados, debe comprenderse que, en realidad las superficies opuestas estan mayormente en contacto y que los pligues no soportados estan normalmente cerrados. Estos pliegues no soportados pueden abrirse bajo la presión del fluido, de modo que, al introducirse la sangre en el hemodializador a través de la entrada 13, esta fluye dentro de los pliegues no soportados y los abre para permitir el paso de la sangre al interior de los mismos. Se mantiene siempre la sangre que circula dentro del hemodializador a una presión ligeramente más elevada que la presión del dializado (por ejemplo aplicando un vacío en el lado del dializado) a fin de hacer pasar agua de la sangre en el dializado a través de la membrana, ya que es una función normal de los riñones la de eliminar el exceso de agua de la sangre por ultrafiltración, y esta presión de la sangre mas elevada con relación a la del dializado provoca la separación de los pligues no soportados normalmente cerrados, abriendo de esta manera el paso para el flujo de sangre. Según indicado más arriba, algunos otros componentes pueden pasar asimismo a través de la membrana.

De modo similar, las figuras 1 y 3-7 muestran la membrana 17 a una cierta distancia de los elementos de soporte 18 y 19, y las parejas de elementos de soporte en cada pliegue o cámara a una cierta distancia las unas de las otras; sin embargo, debe comprenderse que esta separación se hace aparecer unicamente por claridad de la ilustración y que esta separación no existe en el aparato completamente montado.

Según el arte anterior, cuando se introduce la sangre en el hemodializador, con una diferencia de presión positiva entre la sangre y el dializado, la membrana 17 se dilata hacia los espacios

vacios de los soportes en la red 18 y 19, abriendo así los pliegues no soportados cerrados y creando los pasos para el flujo de sangre a través del hemodializador. Pero, según indicado más arriba, con la membrana de hemodialisis usual se pueden utilizar unicamente pliegues estrechos, puesto que en otro caso, la distribución de la sangre no es uniforme en el interior de los pliegues, estando aumentada en el lado del dializador vecino de los orificios destinados a la sangre y disminuyéndose hacia el lado que tiene los orificios para el dializado.

Con las membranas que permiten mejores rendimientos, en particular en la ultrafiltración y la "Clearance" para las moléculas medianas, es decir, en el caso de las membranas generalmente más espesas y más rígidas que las membranas anteriores, de una permeabilidad más débil para el agua y de una "Clearance" más débil para las moléculas medianas, resulta aún más difícil asegurar la penetración de la sangre en y a través del aparato así como su distribución uniforme sobre la superficie entera de la membrana y su flujo con una pérdida de carga suficientemente débil y un grado de ultrafiltración aceptable. Estas membranas más rígidas y más espesas tienen la tendencia a formar pliegues de mayor radio en sus bordes de ataque en contacto con los pliegues adyacentes formando una obstrucción que estrangula la corriente de sangre incluso bajo una presión del dializado negativo.

Se ha encontrado ahora que se puede obtener un flujo mejorado de la sangre si por lo menos uno de los elementos de soporte en el interior de cada pliegue (en el lado del dializado) está provisto de por lo menos una ranura tal como 20 y 21 en uno y el mismo lado del elemento de soporte y, de preferencia, frente al orificio de entrada 13 y/o al orificio de salida 14 de la sangre (véase la figura 2). De este modo, la membrana desborda, para decirlo de este modo, en cada ranura, tal como 22 y 23, por ejemplo hundiéndose hacia dentro de estas ranuras según lo muestra la figura 5, formando así para el flujo de la sangre

un pasaje de sección ensanchada a partir de la cual la sangre se distribuye de manera prácticamente uniforme, como a partir de una cabeza de distribución o de una canalización principal, prácticamente sobre toda la superficie de la membrana. El efecto de estrangulamiento en los bordes de ataque de los pliegues (en el lado de la sangre) que se produciría de otro modo, en particular cuando se utilizan las membranas relativamente racias de características mas elevadas de "clearance" por las moléculas medianas, esta de este modo prácticamente eliminadas o por lo menos fuertemente disminuido.

El dializado entra en el hemodializador por el orificio de entrada del dializado 15 y se reparte a través de todo el ancho de los pliegues soportados. El dializado fluye al interior de los pliegues soportados segun las flechas de líneas discontinuas (véase figura 2), a lo largo del ensamblaje en dirección del orificio de salida del dializado 16, por el cual sale del hemodializador.

La sangre entra en el dializador por el orificio de entrada de sangre 13 y se reparte en paralelo a través del ancho de los pliegues no soportador, abriéndolos al entrar en los vanos tal como 22, según descrito más arriba. La sangre fluye seguidamente al interior de los pliegues no soportados en una dirección generalmente paralela a los hinchamientos de los pliegues a lo largo de la envoltura según las flechas en líneas continuas F (véase las figuras 1 y 2). La sangre fluye por el lado de la membrana semi-permeable 17 opuesta al dializado y, de preferencia, en contra-corriente del flujo del dializado hacia el vano 23 y la extremidad opuesta donde sale del hemodializador por el conducto de salida de sangre 14.

Bajo el efecto de la presión transmembranal, la porción de la membrana con un elemento de soporte con ranura 18 se hincha dentro de la ranura 22 ( o 23) y entra de este modo en contacto con el elemento sin ranura 19 contiguo al elemento 18. Así, la pareja del ele-

mentos se soporte 18-19 en cada pliegue o cámara del lado dializado del dializador regula con precisión la dimensión de los pasajes transversales ensanchados por la corriente de sangre, mostrados con claridad en las figuras 2 y 5. En este respecto, resulta particularmente importante que los elementos de soporte prácticamente planos 18 y 19 sean elementos separados o lacunares sin pliegues u otras conexiones de bordes, ya que de otra manera, podrían causar variaciones ligeras pero inaceptables en sus espesores combinados e impedir a los elementos de soporte de la pila entera de permanecer exactamente paralelos los unos con respecto a los otros. Un tal paralelismo es esencial para asegurar la regulación y la reproductibilidad del flujo de fluido a través del dializador y para establecer con precisión la pérdida de carga asociada a este flujo.

Puede haber también otras realizaciones dentro del espíritu y el alcance de la invención. Así, según la presente invención, cada uno de los dos elementos de soporte puede tener una ranura que se abre sobre el mismo lado, frente a los orificios correspondientes. De preferencia, estas ranuras están situadas la una por encima de la otra (véase figura 6). De acuerdo con esta realización, el dializado no puede siempre fluir con facilidad en dirección longitudinal entre los vanos más profundos formados por la membrana, pero el pasaje para la sangre se ve incrementado. Por ello, esta realización es de interés especial para las membranas relativamente espesas y/o relativamente rígidas.

La figura 7 representa otra realización, en la cual se introduce un solo elemento de soporte en cada pareja de pliegues de la membrana. Según allí mostrado, las ranuras 20, 21 están ensanchadas sobre el borde del elemento de soporte 18 hasta un ancho de casi igual a aquel de los conductos 24a, 25a, permitiendo de este modo a la sangre entrar y salir en el lado sangre por las zonas relativamente anchas 22 y 23 que resultan del hundimiento de la membrana dentro de las ranuras, como puede desprenderse de las figuras 5, 6 y 7.

Los conductos 24b, 25b que estan en comunicaci3n con los orificios destinados al dializado 15 y 16 aseguran todav3a una mejor distribuci3n del dializado sobre toda la altura del aparato.

5 Los ejes de los orificios de entrada y de salida del dializado pueden estar practicamente alineados con las extremidades de las ranuras de los elementos de soporte o ligeramente decalados con relaci3n a 3stas.

10 As3 la figura 8 muestra una total modificaci3n (1a do derecho 3nicamente para simplificar) en la que los ejes de los orificios estan ligeramente desplazados hacia el exterior con relaci3n a las extremidades de las ranuras.

Este desplazamiento puede, alternativamente, hacerse ligeramente hacia el interior.

15 Los elementos de soporte utilizados en este aparato pueden ser de tipos diversos en si conocidos en la t3cnica para el mantenimiento de un espacio conveniente entre los pliegues adyacentes creando, sin embargo, un impedimento m3nimo al flujo del dializado. Dichos elementos estan de preferencia formados a partir de una red de mallas de un pl3stico no tejido hecho de dos capas de hilos y sellado en caliente, cada capa estando en un plano diferente.

20 Se pueden introducir dos elementos de soporte separados o solamente un solo elemento de soporte en el interior de los pliegues individuales de la membrana semipermeable. En todos los casos, estos elementos de soporte lacunares estan situados dentro de los pliegues sobre solo un lado (el lado del dializado) de la membrana no viniendo en contacto con la sangre, y dan un dializador que es particularmente compacto y eficaz- Seg3n lo dicho m3s arriba, una tal eficacia resulta en gran parte del hecho de que los elementos estan provistos de ranuras lo que permite un flujo importante de la sangre con una distribuci3n m3s uniforme y una p3rdida de carga relativamente d3bil, sin necesidad

( y sus consecuencias indeseables ) de colocar elementos de soporte dentro de los pliegues en el lado sangre de la membrana.

Las ranuras de los elementos de soporte pueden hacerse por diferentes procedimientos bien conocidos en sí en la técnica, por ejemplo por cortado, punzonado, fusión o disolución en un disolvente apropiado.

Se ha descrito el aparato en una forma particularmente adaptada a la utilización como hemodializador provisto de 4 orificios, dos para la sangre y dos para el dializado, para el tratamiento de la sangre. Alternativamente, puede haber también un solo orificio para la salida del ultrafiltrado. En cada uno de estos casos, las características descritas más arriba mejoran la circulación de la sangre o de cualquier otro fluido, y por consiguiente, la eficacia del aparato. Este aparato conviene asimismo para cualquier otro tratamiento de la sangre, por ejemplo como oxigenador de la sangre en un pulmón artificial.

Por otra parte, se utilizan aquí las expresiones "sangre" y "Dializado" para identificar de manera general todo fluido que fluye a través de los conductos y orificios por comodidad de la exposición simplemente, y deben ser interpretados como abarcan otros fluidos. Se pueden utilizar igualmente otros tipos de membrana o de hojas plegadas según lo explicado como la requieran los fluidos particulares y la naturaleza de transferencias deseadas entre los fluidos.

La descripción detallada precedente debe comprenderse como dada a título de ejemplo. El espíritu y el alcance de la invención están limitados únicamente por las reivindicaciones.

Descrita suficientemente la naturaleza del invento, así como la manera de realizarse en la práctica, debe hacerse constar que las disposiciones anteriormente indicadas son susceptibles de modificaciones de detalle, en cuanto no alteren su principio fundamental.

REIVINDICACIONES

1.- Perfeccionamientos en aparatos de transferencia de masa de toximas y otros fluidos de la sangre, particularmente utilizado en el tratamiento de sangre por hemodialisis y/o ultrafiltración, caracterizados porque contiene cada aparato una membrana semi-permeable plegada de manera a formar una pila de pliegues en acordeón delimitando dos series de cámaras para fluir; dos que se extienden hacia el interior a partir de los lados opuestos de la pila, y varios elementos de soporte lacunares practicamente planos, de mallas abiertas, dispuestos en el interior de las cámaras en solo un lado de estas series; los elementos de soporte prácticamente planos tienen ranuras cerca de las extremidades opuestas de los mismos para facilitar el flujo del líquido que entra en las cámaras de la otra serie que no contiene tales elementos de soporte, y del líquido que sale de estas últimas cámaras.

2.- Perfeccionamientos según la reivindicación 1, caracterizados porque la membrana está formada de una película plástica que tiene características relativamente elevadas de "clearance" para las moléculas medianas y de ultrafiltración y una permeabilidad de por lo menos  $0,05 \text{ cm}^3$  de  $\text{H}_2\text{O}$  por minuto, por metro cuadrado y por milímetro de mercurio.

3.- Perfeccionamientos según la reivindicación 1, caracterizados porque dos de los citados elementos de soporte lacunares están superpuestos en cada cámara, de la primeramente mencionada de las dos series, estando las ranuras previstas únicamente sobre un solo elemento de soporte de cada pareja y estan cerca de cada una de las extremidades opuestas del elemento de soporte.

4.- Perfeccionamientos según las reivindicaciones 1 a

3, caracterizados porque cuando el aparato contiene una envoltura una membrana semi-permeable dispuesta en el interior de esta envoltura, estando la membrana plegada para formar una pila de pliegues en acordeón, varios elementos de soporte lacunares perforados asociados a la membrana, por lo menos un elemento de soporte dispuesto en el interior de cada pliegue sobre un lado solo de la membrana, estando la membrana construida y dispuesta de tal manera que gracias a ella se forman dos cámaras para fluido separadas, para la sangre y para el dializado; hallándose la cámara destinada al dializado en el lado arriba mencionado de la membrana y la cámara destinada a la sangre hallándose al otro lado, y de orificios que dirigen el flujo de la sangre y del dializado en y fuera de sus cámaras a fluido respectivas; los elementos de soporte están provistos de ranuras prácticamente alineadas con por lo menos uno de los orificios para dirigir el flujo de la sangre.

5.- Perfeccionamientos según la reivindicación 4, caracterizados porque dos elementos de soporte están dispuestos en el interior de cada pliegue en un solo lado de la membrana y uno solo de estos dos elementos de soporte está provisto de una ranura practicamente alineada con un orificio para dirigir el flujo de la sangre.

6.- Perfeccionamientos según la reivindicación 4, caracterizados porque la longitud de las ranuras es de por lo menos 0,1 cm y no es superior a aproximadamente  $9/10$  de la longitud del elemento de soporte, y la longitud mediana de las ranuras es de 0,25 a 2,5 cm.

7.- Perfeccionamientos según la reivindicación 6, caracterizados porque el ancho medio de la ranura está comprendido entre 2,54 y 25,40 milímetros.

8.- Perfeccionamientos según la reivindicación 4, caracterizados porque el ancho de la ranura disminuye a partir del lado de los citados orificios que comunican con la cámara de fluido para la sangre, hasta el lado opuesto.

5 9.- Perfeccionamientos según la reivindicación 8, caracterizados porque el borde lateral y externo de la citada ranura es paralelo a la pared lateral del aparato.

10 10.- Perfeccionamientos según la reivindicación 8, caracterizados porque el borde lateral interno de la citada ranura es paralelo a la pared lateral del aparato.

11.- Perfeccionamientos según la reivindicación 4, caracterizados porque las extremidades de las citadas ranuras están alineadas con la parte interior de los ejes de los orificios para dirigir el flujo del dializado.

15 12.- Perfeccionamientos según la reivindicación 4, caracterizados porque las extremidades de las citadas ranuras están alineadas al exterior de los ejes de los orificios para dirigir el flujo del dializado.

20 13.- Perfeccionamientos en aparatos de transferencia de masas, tal y como queda sustancialmente descrito en la presente Memoria e ilustrado en los dibujos adjuntos.

Esta Memoria consta de 18 hojas escritas a máquina por una sola cara.

Madrid, 15 ENE. 1974

AMERICAN HOSPITAL SUPPLY CORPORATION

L. E. GONZALEZ  
E. p. Romero

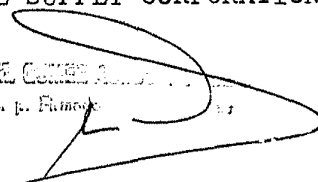


Fig. 1.

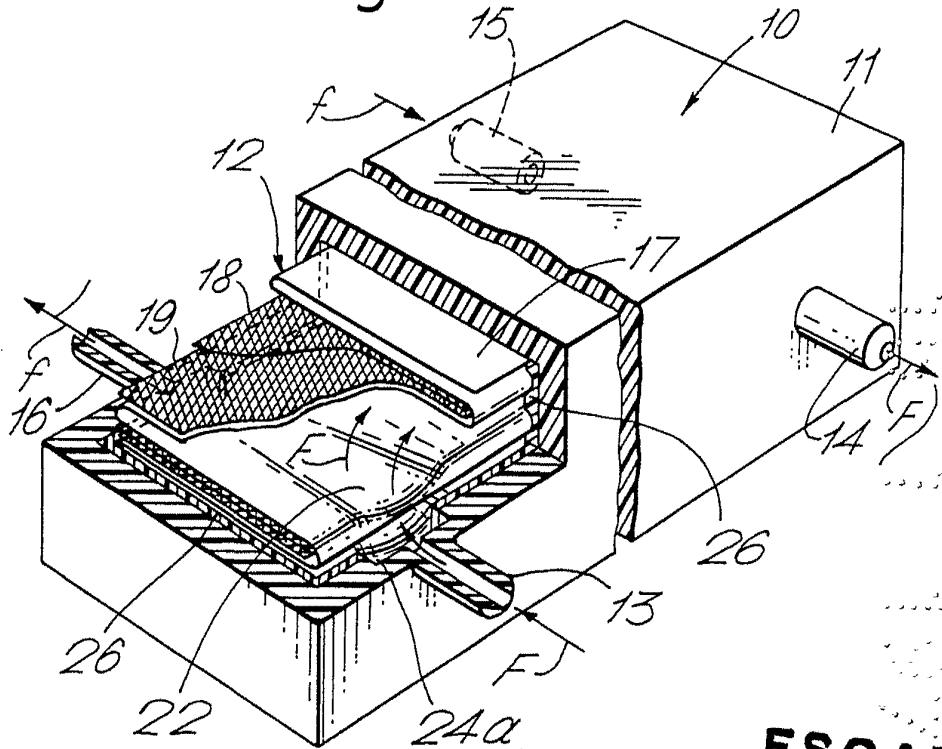
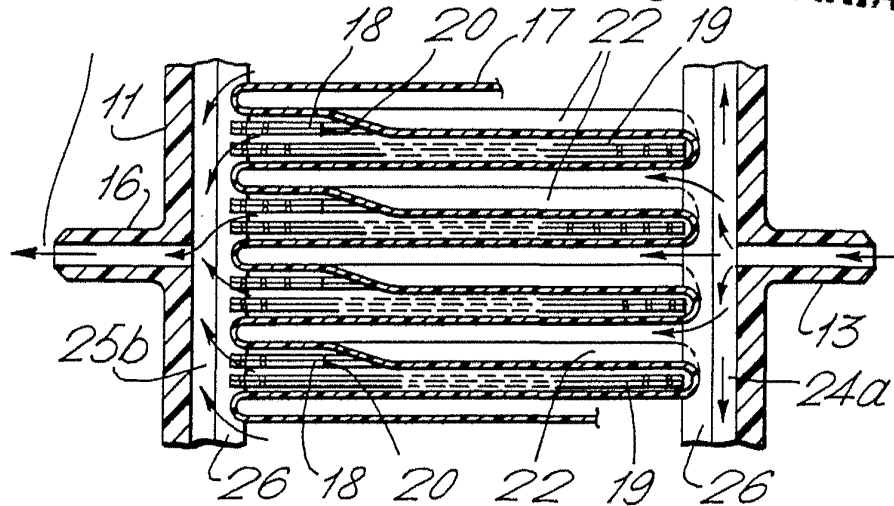


Fig. 4.

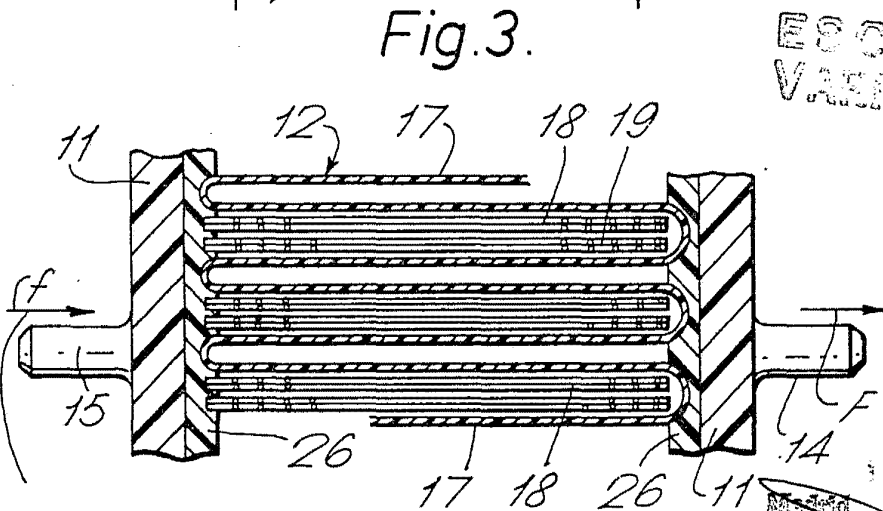
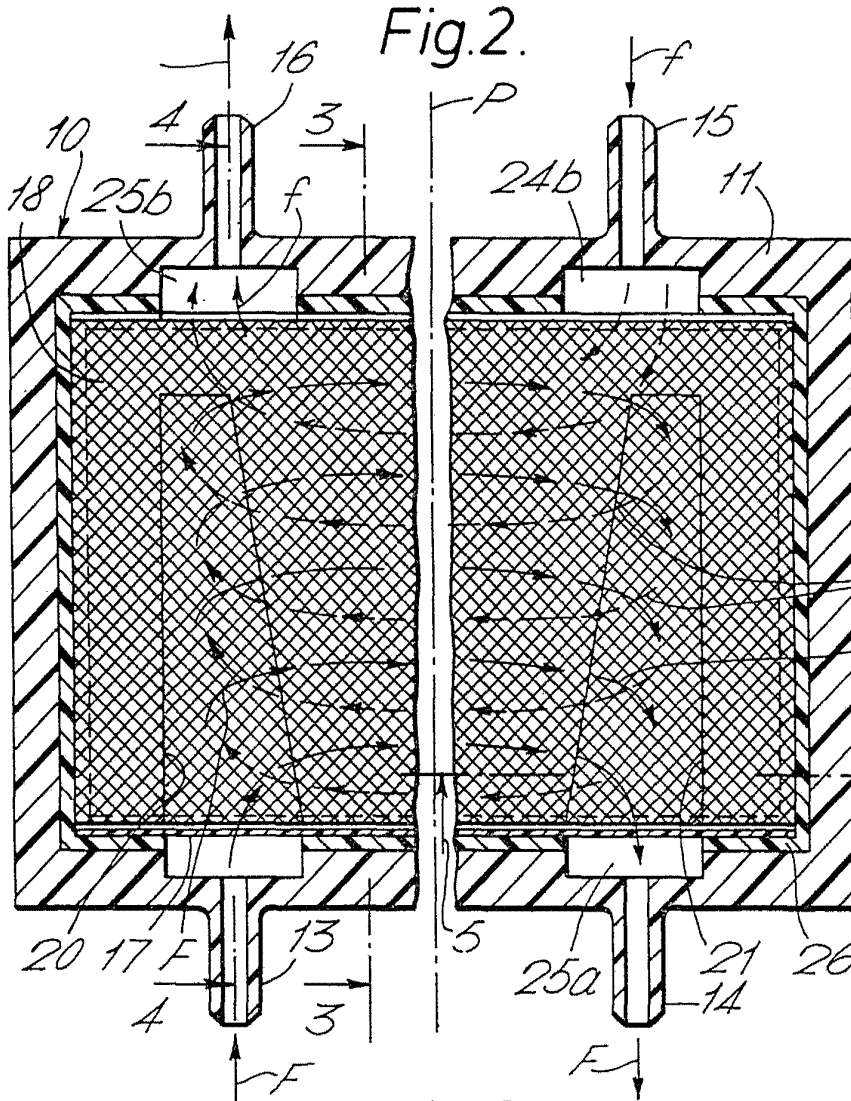
ESCALA VARIABLE



Madrid 19 FNE 1979

L. M. GARCIA AGUIRRE  
por el Director de Patentes

*[Handwritten signature]*



ESCALA  
VARIABLE

1979

Fig.5.

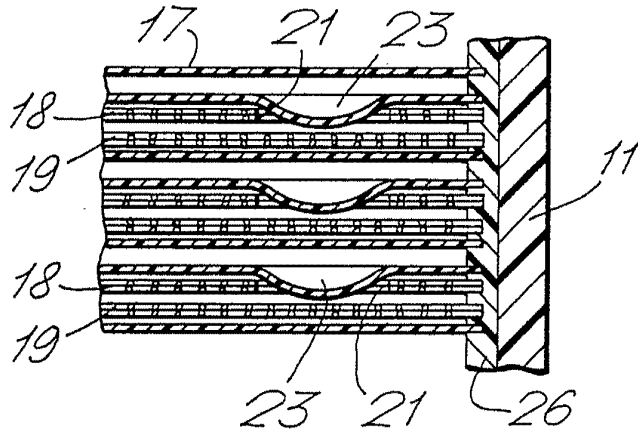


Fig.6.

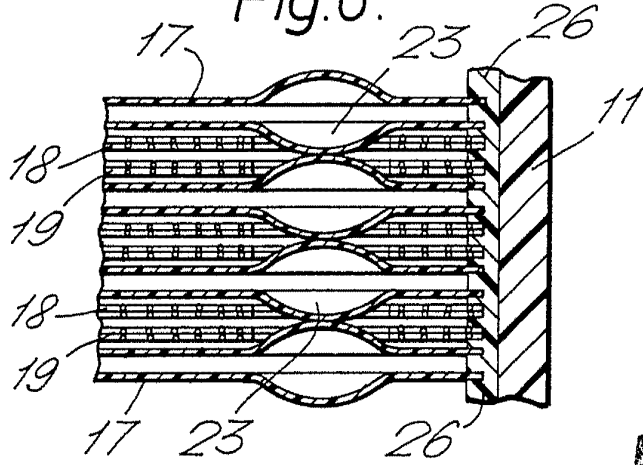
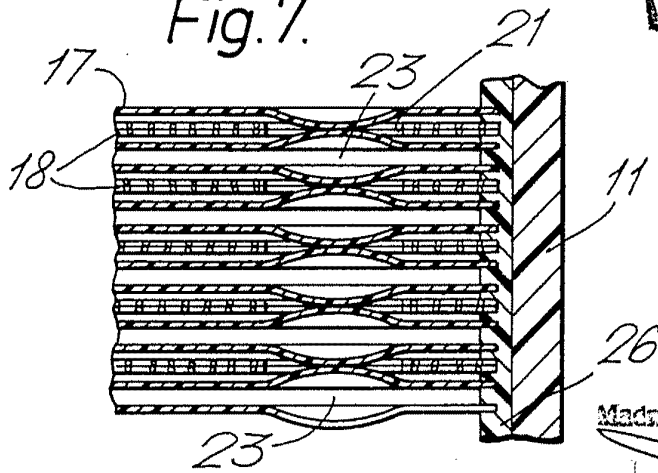


Fig.7.

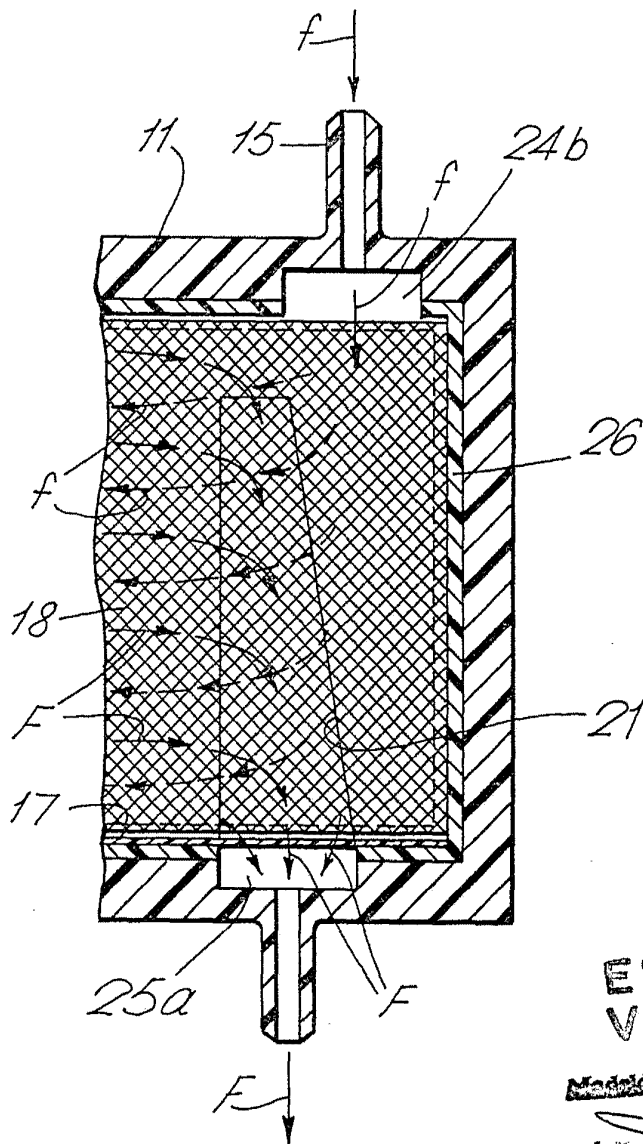


ESCALA  
VARIABLE

15 ENE. 1979  
Madrid

INSTRUMENTO DE PROTECCIÓN  
de la Patente

Fig.8.



ESCALA  
VARIABLE  
15 ENE. 1979

Modelo

J. M. GARCIA  
Ingeniero en Mecánica