

REGISTRO DE LA PROPIEDAD INDUSTRIAL

D.A.



ESPAÑA

DIVISIONAL II

MODELO DE UTILIDAD

16 ABR. 1986

(19) ES (11) (21) (22)	NUMERO 289317 (10) Y
	FECHA DE PRESENTACION 30 septiembre 1985

(30) PRIORIDADES (31) NUMERO 483.375	(32) FECHA 8 abril 1983	(33) PAIS Estados Unidos
---	-----------------------------------	------------------------------------

(47) FECHA DE PUBLICIDAD	(81) CLASIFICACION INTERNACIONAL AG1M 1/00, B01D36/02
--------------------------	---

(54) TITULO DE LA INVENCIÓN FILTRO PARA SANGRE.

(71) SOLICITANTE (S) SHILEY INCORPORATED.-
--

DOMICILIO DEL SOLICITANTE 17600 Gillette, Irvine, CALIFORNIA, Estados Unidos de América.
--

(72) INVENTOR (ES) Francis Martín Servas, Robert Franklin Gremel, Timothy Charles Ryan.

(73) TITULAR (ES)

(74) REPRESENTANTE DON BERNARDO UNGRIA GOIBURU.

RESUMEN DESCRIPTIVO

1 Un filtro para un depósito de cardiotoromía incluye
múltiples capas de elementos tubulares, concéntricos, con un
paso central para el suministro de la sangre purificada por
5 el paso a través del aparato. Un primer elemento interno pa-
ra la despumación de la sangre incluye un material poroso y
esponjoso en el interior de un segundo elemento constituido
por un medio de filtro profundo para filtrar la sangre. El
10 filtro profundo está rodeado por un tercer elemento de mate-
rial poroso y esponjoso que separa el filtro profundo y el
cuarto elemento externo, un tamiz de filtro fino para elimi-
nar sustancialmente todas las restantes partículas de materia
indeseables contenidas en la sangre.

DESCRIPCION GENERAL DE LA INVENCION

15 La presente invención se refiere a una unidad de fil-
tro para la purificación de la sangre y en particular se refie-
re a un depósito de cardiotoromía que contiene la unidad de fil-
tro.

20 La sangre suministrada a un paciente debe generalmen-
te ser purificada por filtración para evitar el poner en peli-
gro el paciente. La sangre puede ser obtenida del paciente du-
rante una operación quirúrgica cuando resulta ventajoso alma-
cenar la sangre en exceso fuera del cuerpo para facilitar la
operación quirúrgica, o para almacenar la sangre eliminándola
25 de la herida. Generalmente se recoge esta sangre en un depósi-

1 to de cardiología y se purifica en éste haciéndola pasar a
través de una unidad de filtro situada en el interior del de-
pósito. En las operaciones de derivación cardiopulmonar donde
se genera un circuito de sangre extracorpórea y un oxigenador
5 situado en el circuito realiza la función de los pulmones, de
manera corriente un depósito de cardiología suministra sangre
purificada al oxigenador. La sangre que atraviesa el depósito
debe no solamente ser purificada de la materia indeseable en
forma de partículas tales como residuos quirúrgicos sino que
10 debe también ser liberada de las burbujas de aire arrastradas
antes de ser devuelta al paciente o suministrada a un oxigena-
dor.

Es conocido disponer en un depósito de cardiología
una unidad de filtro que incluye un medio para filtrar la ma-
15 teria en forma de partículas y un medio para la despumación de
la sangre con el fin de eliminar el aire retenido en ella. Co-
mo ejemplos de estos dispositivos conocidos pueden mencionarse
los que se describen en las patentes de los U.S. Nº 3.507.395
y nº 3.768.653. La patente de los U.S. Nº 3.507.395 a nombre
20 de Bentley describe un depósito de cardiología que incluye una
cámara conteniendo una placa rodeada por un elemento de filtro
fibroso contenido en una bolsa de nylon. La placa dispersa en
primer lugar la sangre que entra para eliminar de ella las bur-
bujas de aire que son evacuadas o aspiradas por vacío, a partir
25 de la cámara, y el filtro retira las partículas sólidas de la

1 sangre durante su paso a través de él antes de salir de la cá-
mara. La patente de los U.S. Nº 3.768.653 a nombre de Brumfield
describe un depósito de cardiología que incluye una cámara tu-
bular que tiene una entrada tangencial para la sangre que es di-
5 rigida hasta un filtro situado a través de una extremidad de la
cámara, la cual contiene también un filtro de aire de forma
cónica.

Se conocen numerosos otros sistemas de filtración
para filtrar la sangre y muchos de ellos utilizan elementos de
10 capas múltiples para eliminar los materiales indeseables de la
sangre durante su paso a través de las capas. En las patentes
de los U.S. números 3.765.536 y 3.765.537 a nombre de Rosenberg,
se describen elementos de filtro de sangre de capas múltiples
incluyendo uno de ellos una primera capa de malla hasta de po-
15 lipropileno, una segunda capa de poliéster de malla abierta si-
tuada aguas abajo, una tercera capa separadora de malla de po-
lipropileno, una cuarta capa microporosa y una quinta capa se-
paradora de malla de polipropileno.

20 Otros depósitos disponibles en el comercio contie-
nen varios dispositivos de capas de despumación y de filtro.
Sin embargo, los dispositivos conocidos, presentan el incon-
veniente de tener una vida útil limitada antes de que uno o
varias de las capas, en particular las capas de filtro, lle-
guen a bloquearse o a obstruirse. Se ha descubierto ahora una
25 disposición con la cual la vida útil del depósito de cardiotomía

1 mía puede ser prolongada más allá de lo que era posible has-
ta la fecha sin bloqueo ni obstrucción notable durante su
utilización normal y que separa con más eficacia el gas arras-
trado y la materia en forma de partículas de la sangre.

5 De acuerdo con la invención, se proporciona un fil-
tro de sangre apropiado para ser utilizado en un depósito de
cardiotomía, que incluye:

 una capa de medio de filtro profundo; y

 una capa de filtro de tamiz con poros de tamaño re-
10 ducido;

 estando situada dicha capa de filtro de tamiz aguas
abajo respecto a dicha capa de filtro profundo y estando sepa-
rada de ella por lo menos por una capa separadora intermedia.

 Separando las capas de filtro profundo y de filtro
15 de tamiz e interponiendo entre ellas por lo menos una capa se-
paradora, se mejora el rendimiento de la filtración y la vida
útil del dispositivo de filtro de la invención. En esta dispo-
sición, se evita la obstrucción del filtro del tamiz por las
partículas y las burbujas de aire filtradas en una capa adya-
20 cente de filtro profundo y se evita también la obstrucción de
un camino de escape para las burbujas de aire que salen del
filtro profundo por un filtro de tamiz adyacente empapado de
sangre, lo que da lugar a un sistema de circulación libre que
no presenta una acumulación de presión sustancial en función
25 del tiempo, como la que podría ser producida por el incremento

1 de las obstrucciones en el filtro.

La presente invención se ilustra en los dibujos adjuntos, en los cuales:

5 la figura 1ª es una vista en sección transversal parcial del depósito de cardiatomía;

la figura 2ª es una vista en sección transversal del depósito ilustrado en la figura 1ª.

10 En la figura 1ª se representa una unidad de filtro 1 de acuerdo con la invención incorporada en un depósito de cardiatomía 2. El depósito 2 incluye una pared externa, sustancialmente cilíndrica 3 que tiene una base 4 y una parte superior 5 para formar en ellas una cámara de depósito 6. La cámara 6 tiene un orificio de entrada 7 cerca de su parte superior y un orificio de salida 8 en su parte inferior. Un elemento tubular hueco de despumación/filtro 9 está dispuesto en 15 el sentido del eje longitudinal de la cámara 6 y está separado de la pared externa 3 de tal manera que toda la sangre que penetra en el depósito 2 a través del orificio de entrada 7 esté obligado a circular desde el espacio hueco situado en el elemento 9 de despumación/filtro a través de sus paredes antes 20 de salir de la cámara a través del orificio de salida 8.

Más particularmente, el elemento 9 está dispuesto alrededor de una columna interna sustancialmente cilíndrica 10 que se extiende a lo largo del eje central longitudinal de la cámara 6 entre la base 4 y la parte superior 5. En el modo 25

1 de realización que se representa en la figura 3, la parte inferior de la columna 10 se apoya sobre unos separadores 11 que sobresalen hacia arriba a partir de una base de filtro 12 conformada para alojarse herméticamente contra la base 4 del depósito 2. Como se observará más claramente en la figura 2ª, los separadores 11 están dispuestos radial y simétricamente alrededor del eje longitudinal de la cámara y, como se ve en la figura 1ª, separan la parte inferior de la columna 10 de la superficie superior de la base 12 del filtro, creando así un espacio 13 entre la extremidad inferior de la columna 10 y la base 12 del filtro. Sin embargo, la parte superior de la columna 10 está sujeta en la superficie interna 14 de la parte superior 5 sin ningún intervalo notable entre la parte superior de la columna 10 y la superficie 14. Una pared de forma anular 15 se extiende hacia abajo a partir de la superficie interna 14 de la parte superior 5 y está separada concéntricamente alrededor de la extremidad superior de la columna 10. En un punto intermedio de la pared 15, una pestaña 16 que sobresale hacia el interior se extiende hacia un punto intermedio de la columna 10, para formar un intervalo 17 alrededor de la columna 10. Un paso de entrada 18 se abre a través de la pared 15 encima de la pestaña 17 y a partir del orificio de entrada 7. El orificio de entrada 7 tiene un conector externo 19 para la conexión de un tubo (no ilustrado) destinado a conducir la sangre hasta el depósito para su depuración. De manera general,

1 se utilizan tres orificios de entrada idénticos 7 con sus res-
pectivos conectores 19. Cada orificio de entrada 7 tiene unos
pasos de entrada 18 hasta dentro de la pared 15. La columna
10, la pared 15 y la superficie interna 14 de la parte superior
5 definen, por tanto, una cámara de entrada de forma anular 20
alrededor de la columna 10, que permite la comunicación del
fluido con el orificio de entrada 7 y, a través del intervalo
17, hasta un paso de entrada anular prolongado 21 alrededor de
la columna 10 y entre la superficie externa 22 de la columna
10 y la superficie interna 23 del elemento de despumación/fil-
tro 9.



El elemento 9 está mantenido herméticamente por su
extremidad superior en una cubierta de extremidad superior 24
que incluye una placa de extremidad 25 que tiene un orificio
15 central 26 alrededor de la columna 10 y que está limitada por
una pestaña anular interna 27 que sobresale hacia abajo. La
pariferia de la placa 25 tiene una pestaña anular externa 28
que sobresale hacia abajo. La separación de las pestañas 27 y
28 es tal que pueda recibir de manera holgada el espesor del
20 elemento de despumación/filtro 9 que está adaptado herméticamen-
te entre estas dos pestañas y en la parte inferior de la placa
25. En la superficie superior de la placa 25, entre el orifi-
cio 26 y la periferia de la placa 25, una pestaña anular 29
orientada hacia arriba, rodea la superficie externa de la par-
te inferior de la pared 15 y está herméticamente adaptada en
25

1 ella, como se representa en la figura 1ª. La extremidad infe-
rior del elemento de despumación/filtro 9 está mantenida her-
méticamente en un escalón anular interno orientado hacia aba-
jo 30 formado en la base 12 del filtro.

5 Por consiguiente, la sangre que penetra en el depó-
sito 2 a través del orificio de entrada 7 y que pasa por el
paso de entrada prolongado 21 debe atravesar el elemento de
despumación/filtro 9 para llegar al orificio de salida 8 a
partir del depósito. La superficie externa del elemento de
10 despumación/filtro 9 está separada de la pared externa 3 del
depósito por un espacio 31 situado alrededor del elemento de
despumación/filtro 9. La sangre purificada que sale del ele-
mento de despumación/filtro 9 baja por el espacio 31 y está
guiada hasta el orificio de salida 8 por la base 4 del depó-
15 sito 12 que forma una cubeta 32 alrededor y debajo de la ba-
se del elemento de despumación/filtro 9, formando así una
prolongación inferior del espacio 31. La cubeta 32 está orien-
tada hacia el orificio de salida 8 para dirigir la circulación
de la sangre a través del orificio de salida. El orificio de
20 salida 8 tiene un conector 33 para la fijación de un tubo de
salida (no ilustrado). El espacio 31 alrededor del elemento
de despumación/filtro 9 permite la comunicación del fluido con
un orificio de salida de gases 34 a través de la parte superior
5 del depósito 2 por medio de una cámara situada entre la pa-
red externa 3 y una pared anular 15. El orificio de descarga
25

1 34 tiene un conector 35 que permite fijar un tubo de salida
(no ilustrado).

5 La parte superior 5 del depósito 2 incluye otro dis-
positivo de acceso de fluido. Un par de orificios de cebado
constituyen un medio para añadir fluido al depósito sin fil-
tración mediante acceso directo al intervalo 31. Otro par de
orificios de cebado constituye un medio para añadir fluido
al depósito con filtración mediante acceso a la cámara anular
20 en la pared 15 de modo que el fluido añadido pase hasta
10 el paso de entrada prolongado 21 y a través del elemento de
despumación/filtro 9.

El elemento de despumación/filtro 9 incluye una se-
rie de elementos tubulares concéntricos, como se verá más cla-
ramente en la figura 4. El elemento 9 incluye un primer ele-
15 mento tubular interno de despumación 40 cuya superficie inter-
na 23 define con la columna central 10 los límites verticales
del paso de entrada anular prolongado 21. Alrededor del ele-
mento de despumación 40 está situado un segundo elemento tubu-
lar 41 que sirve como filtro profundo que está rodeado por un
20 tercer elemento tubular 42 que sirve como separador, el cual,
a su vez, está rodeado por un cuarto elemento tubular 43 que
sirve como filtro de tamiz. Las superficies adyacentes de los
elementos 40, 41, 42 y 43 están muy próximos los unos a los
otros y preferentemente en contacto mutuo para formar una es-
25 tructura de capas sustancialmente continua.

1 El elemento de despumación 40 incluye un material
celular polimérico sintético compatible con la sangre para
deshacer la espuma de sangre cuando la sangre empieza a pa-
sar a través del elemento de despumación/filtro 9. El elemen-
5 to de despumación 40 está hecho preferentemente con un mate-
rial de poliuretano celular reticulado térmicamente, por
ejemplo, con un tamaño de aproximadamente 78 poros/10 cm (20
poros por pulg.). De manera preferida, el elemento de despu-
mación 40 se trata con un agente antiespuma para usos médi-
10 cos con el fin de facilitar la operación de despumación. Los
agentes antiespuma apropiados incluyen los materiales anties-
puma a base de silicona tales como el Antifoam A de la Dow
Chemical Company. El dispositivo de despumación 40 está hecho
preferentemente de una hoja de material celular de aproxima-
15 damente 15,78 cm (6,5 pulg. de alto) y aproximadamente 30,48 cm
(12 pulg.) de ancho para adaptarse a un depósito típico que
tiene una capacidad de aproximadamente 2 litros. Los dos lados
verticales opuestos más cortos se unen conjuntamente para for-
mar el elemento tubular y la unión longitudinal se realiza
20 herméticamente por medio de soldadura a radiofrecuencia.

El filtro profundo 41 incluye un material sintético
no tejido tal como polipropileno o un poliéster y proporcio-
na un sistema de trayectos de circulación complejos que cons-
tituyen una primera etapa de filtro para la materia en forma
25 de partículas contenida en la sangre. Aunque la capa de des-

1 pumación 40 actúa como filtro basto para impedir el paso de
los residuos de gran tamaño arrastrados por la sangre, tales
como trocitos de hueso y fragmentos de tejidos, el filtro 41
filtra más eficazmente las partículas más pequeñas de la san-
5 gre e impide su paso a través del elemento 9. Preferentemente
el filtro 41 tiene un diámetro medio de poros de aproximada-
mente 50 micrones y un diámetro máximo de poros de aproximada-
mente 90 micrones. El filtro 41 se realiza también preferen-
temente con aproximadamente 80% de fibras de denier 3 y apro-
ximadamente 20% de fibras de denier 1,8 y se calandra para
10 producir un género que tiene un peso de aproximadamente 269,7
g/m² (8 onzas/yarda²). Preferentemente, el lado externo del
filtro 41 tiene una superficie calandrada relativamente lisa
y el lado interno tiene una superficie esponjosa para aumen-
15 tar la superficie efectiva de la superficie interna del fil-
tro que entra en primer lugar en contacto con la sangre y pa-
ra filtrar mejor progresivamente la materia en forma de partí-
culas sin atascarse. El filtro 41 debe mojarse perfectamente y
por tanto no se trata con agente antiespuma pero se trata pre-
20 ferentemente con una pequeña cantidad de agente de mojado. En
una operación de tratamiento de mojado típico, el tejido se
corta a un tamaño de hoja apropiado, de manera general aproxi-
madamente 16,51 cm (6,5 pulg.) de alto y aproximadamente 33,02
cm (13 pulg) de ancho, se limpia se seca y se une por soldadu-
25 ra térmica a lo largo de su borde. El tejido se lava con un

1 agente de limpieza en agua exenta de pirógeno y se enjuaga.
Después de lavado y mientras está todavía húmedo, se trata el
género con una solución de agente de polyol de mojado en agua
exenta de pirógeno y se seca a fondo. El género final deberá
5 presentar preferentemente un mojado extenso al ser sometido hi-
drostáticamente a 10,16+2,54 cm de agua (4,0+1,0 pulg. de agua).
Los dos lados más cortos opuestos del género se unen conjunta-
mente para formar el elemento tubular y se realiza su unión por
soldadura por impulsos.

10 El separador 42 incluye un material celular sinté-
tico similar o idéntico al del dispositivo de despumación 40
pero con un tamaño de poro más importante, aproximadamente do-
ble del tamaño de poros del dispositivo de despumación 40, por
ejemplo aproximadamente 39 poros/10 cm (10 poros/pulg.). De ma-
15 nera preferida se prepara el separador 42 de la misma manera
que la que ha sido descrita para el dispositivo de despumación
40. Durante la fabricación normal, las tres primeras capas del
elemento de despumación 9 que consiste en el elemento de des-
pumación 40, el filtro profundo 41 y el separador 42 se ensamblan
20 en su orden apropiado, los unos alrededor de los otros, y se
unen herméticamente con un pegamento que funde en caliente, en
sus bordes interiores, en la base 12 del filtro. El filtro
de tamiz externo 42 se coloca sobre el conjunto y se une hermé-
ticamente a la base 12 del filtro entre la base 12 y un anillo
25 de retención 44 (figura 1a). La parte superior del elemento de

1 despumación/filtro 9 terminado se une a continuación herméticamente a una cubierta de extremidad superior 24 entre las pestañas 27 y 28 y la placa 25.

5 El separador 42 separa el filtro profundo 41 de la capa externa del elemento de despumación/filtro 9, es decir el filtro de tamiz 43. El filtro 43 incluye una fina capa de material sintético compatible con la sangre que tiene un tamaño de poros pequeño, definido. Preferentemente, el filtro 43 está hecho con un género de poliéster tejido. En la escala descrita más arriba para los otros componentes del elemento de despumación/filtro 9, el filtro 43 se realiza preferentemente a partir de una pieza de tejido de aproximadamente 34,29 cm (13,5 pulg.) de ancho y aproximadamente 16,51 cm (6,5 pulg.) de alto. Los dos lados más cortos opuestos se unen conjuntamente por una costura y se ensambla el filtro con el resto del elemento 9 descrito más arriba. Para obtener una filtración óptima, el filtro 43 debe tener un tamaño de poros preferentemente no inferior a 20 micrones aproximadamente, por ejemplo 43 micrones aproximadamente, y preferentemente inferior a 60 micrones. De manera preferida, el conjunto de despumación/filtro 9 es eficaz por lo menos en un 90% para eliminar de la sangre los materiales que tienen un tamaño superior o igual a 20 micrones aproximadamente.

25 Durante la utilización del filtro, se suministra sangre al depósito 2, bien por medio de una bomba (no ilustrada)

1 situada en la tubería de entrada o por medio de una bomba de
vacío (no ilustrada) que aplica una aspiración al depósito 2.
La sangre penetra en el depósito 2 a través del orificio de
5 entrada 7 y del paso de entrada 18 para llegar a la cámara de
entrada 20. A continuación la sangre se dispersa sobre la pes-
taña 16 a través del intervalo 17 y en el paso de entrada pro-
longado 21. De manera preferida, la pestaña 16 forma un ángulo
orientado hacia abajo, como se representa en la figura 1a, pa-
ra dirigir la sangre contra la superficie externa 22 de la co-
10 lumna 10. Esto favorece la circulación de la sangre en casca-
da a lo largo de la columna 10 y tiende a minimizar las proyec-
ciones y un exceso de formación de espuma, proporcionando al
mismo tiempo una mayor superficie de sangre para facilitar la
separación de las burbujas de aire de mayor tamaño arrastradas
15 con la sangre. A continuación, la sangre se desplaza a través
del intervalo 21 entre la columna 10 y el dispositivo de despu-
mación y penetra en el dispositivo de despumación 40 donde la
espuma de sangre es deshecha y sustancialmente la totalidad de
las burbujas de aire que permanecen en la sangre son separadas
20 antes de que la sangre penetre en el filtro profundo 41 para
eliminar de ella la materia en forma de partículas. La siguien-
te capa separadora 42 impide que la sangre y las burbujas de
aire que salen del filtro 41 interfieran mutuamente y constitu-
ye unos trayectos de circulación separados para el gas y la san-
25 gre a través de la estructura abierta de la capa separadora 42.
Si se omitiese el separador 42, cualquier burbuja de aire que

1 sale del filtro profundo 41 tendría tendencia a obstruir
la parte adyacente del filtro de tamiz 43 y perjudicar o im-
pedir el paso de la sangre a través de esta parte del tamiz
43. De la misma manera, la sangre que sale del filtro profun-
5 do 41 tendría tendencia a formar una película en el filtro de
tamiz 43 y formar una barrera para cualquier burbuja de aire a
punto de salir del filtro 41, obstruyendo así esta parte del
filtro 41 e impidiendo el paso de la sangre. Además, la mate-
ria en forma de partículas retenida por el filtro 41 cerca de
10 su superficie externa situada aguas abajo tendría también ten-
dencia a bloquear la parte adyacente del filtro de tamiz 41
impidiendo el paso de la sangre a través del tamiz.

Este separador 42 permite mejorar la circulación del
fluido a través del elemento de despumación/filtro 9 y reduce
15 la obstrucción en comparación con los dispositivos de la téc-
nica anterior, prolongado así la vida útil del depósito y evi-
tando la acumulación de presión producida por bloqueos, que
puede deteriorar la sangre.

20 Cuando la sangre circula hacia abajo a lo largo de
la parte externa del filtro de tamiz 43, el separador 42 impi-
de que el aire contenido en la parte inferior del dispositivo
de filtro sea retenido en esta zona por esta sangre. El gas
puede escaparse libremente hasta la parte superior de la capa
de separación para salir a través del dispositivo de filtro
25 cerca de su parte superior en el espacio 31 alrededor del dis-

1 positivo de filtro y salir del depósito 2 a través del orifi-
cio de descarga 34.

5 La eficacia inesperada del diseño de acuerdo con la
invención que permite una utilización prolongada del depósito
y evita la acumulación de presión está puesta en evidencia por
los siguientes datos que describen una prueba rigurosa en la
cual la presión que reina en el dispositivo, medida en la en-
trada, permanece inusualmente constante durante prolongados
periodos de tiempo.

10 Los motivos precisos de los resultados imprevistos
que se consiguen con el aparato de la invención y su modo de
funcionamiento no se entienden completamente en el momento
actual. El modo de funcionamiento y los resultados descritos
aquí están basados sobre el entendimiento presente de la in-
15 vención.

Seis litros de sangre de vacuno fresca heparinizada,
ajustada a 35% de hematocrito y con un ACT de 420 seg.
(± 20 segundos) se hizo recircular a razón de 1 litro por minu-
to durante tres horas a través de cada unidad. Se bombeó aire
20 ambiente a través de la unidad a razón de 1 litro por minuto
conjuntamente con la sangre. La temperatura de la sangre era
la temperatura ambiente ($23^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$). La presión de entrada se
supervisó en el emplamiento del orificio de cebado (a través
del dispositivo de despumación).

25 Usualmente, el depósito de la invención no presenta

1 un incremento notable de la presión en función del tiempo,
como se indica en la tabla 1.

TABLA 1

Tiempo (Horas)	Presión de entrada media (mmHg)
1	2,0 (0,0-3,0)
2	3,0 (0,0-4,0)
3	3,0 (0,0-4,0)
<hr/> N = 4 [¶] <hr/>	

¶ N= número de pruebas.

15 En resumen, el presente Modelo de Utilidad que se
solicita deberá recaer sobre las siguientes:

REIVINDICACIONES

1. Filtro para sangre que incluye:
una primera etapa de filtro para eliminar la materia en forma de partículas más gruesas de dicha sangre; y
una segunda etapa de filtro situada aguas abajo respecto a dicha primera etapa de filtro, constituida por un medio de tamiz que tiene un tamaño de poros perfectamente definido y sustancialmente uniforme inferior al tamaño máximo de los poros de dicha primera etapa de filtro para eliminar la materia en forma de partículas más pequeñas de dicha sangre.

25

1 2. Filtro para sangre, según la reivindicación 1ª,
caracterizado porque tiene un dispositivo para impedir el con-
tacto próximo entre dichas primera y segunda etapas de filtro.

5 3. Filtro para sangre según la reivindicación 1ª,
caracterizado porque incluye un dispositivo para separar di-
chas primera y segunda etapas de filtro de modo que la sangre
pueda circular a través de una multiplicidad de canales antes
de llegar a la superficie de dicho medio de tamiz.

10 4. Filtro para sangre según la reivindicación 1ª, ca-
racterizado porque incluye un dispositivo para impedir que las
burbujas de aire sean retenidas en la superficie de dicho me-
dio de tamiz.

15 5. Filtro para sangre según la reivindicación 1ª, ca-
racterizado porque incluye un dispositivo para impedir que la
materia en forma de partículas retenida bien en dicha primera
etapa de filtro o bien en dicha segunda etapa de filtro pueda
bloquear la zona yuxtapuesta de la otra etapa de filtro.

20 6. Filtro para sangre según la reivindicación 1ª,
caracterizado porque incluye un dispositivo para asegurar tra-
yectos de circulación independientes para el gas y la sangre
entre las primera y segunda etapas de filtro yuxtapuestas.

7. Se reivindica por último como objeto sobre el que
ha de recaer el Modelo de Utilidad que se solicita: FILTRO PARA
SANGRE.

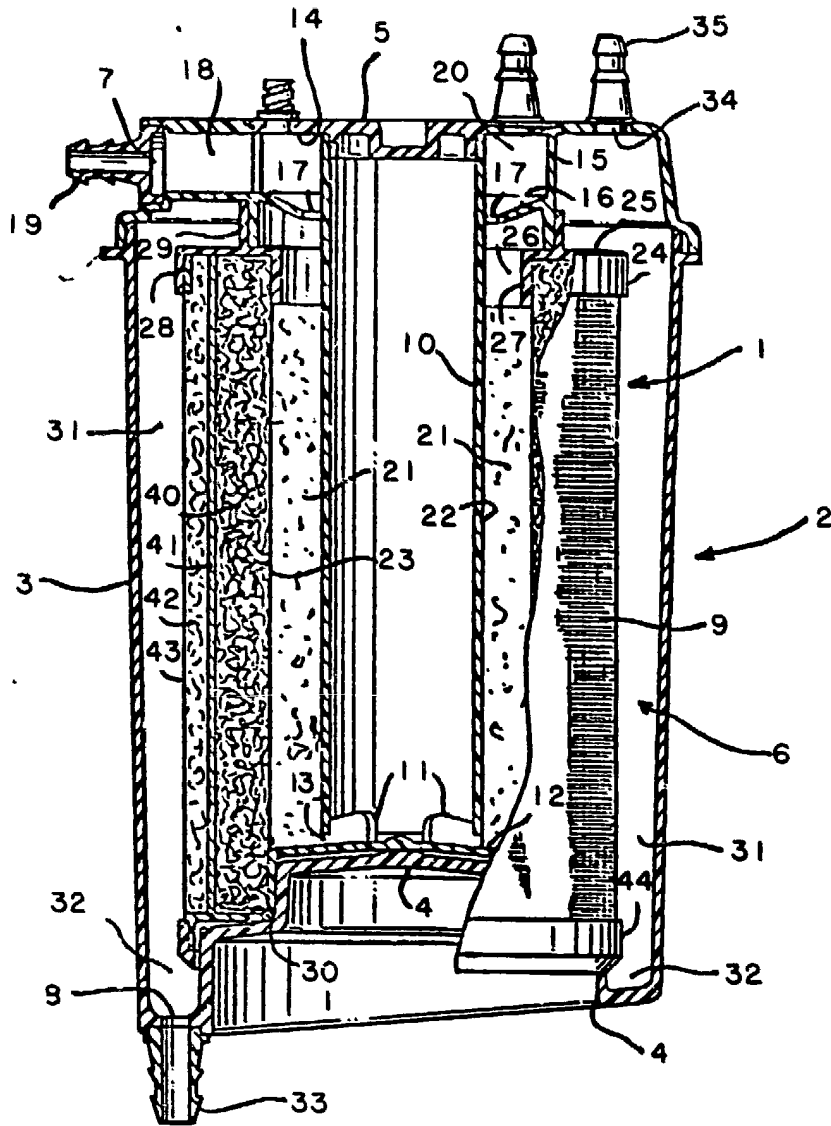


FIG. 1

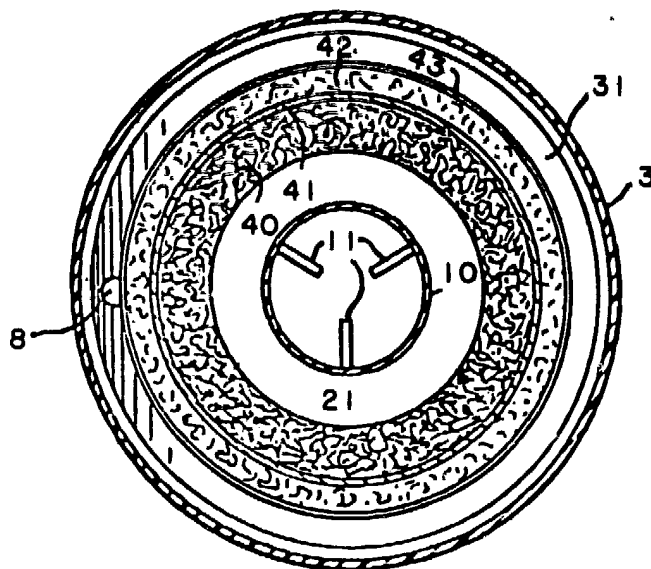


FIG. 2

ESCALA VARIABLE
 Madrid, 30 septiembre 1965
 BERNARDO UGUELA