



Int. Cl.²: A 64 M

419384

MEMORIA DESCRIPTIVA

correspondiente a la solicitud de concesión de una

PATENTE DE INVENCION

SOLICITANTE: INTECH, INC.

RESIDENCIA: Elm. Street, MANCHESTER, Connecticut,
Estados Unidos

ENUNCIADO: UN OXIGENADOR DE SANGRE DEL TIPO
DE BURBUJA

Prioridad: Patente estadounidense n.º 295.724 del 6-10-72



419384

RESUMEN DE LA INVENCION

1

Un oxigenador mejorado de la sangre con un eyector y un difusor de oxígeno para mezclar la sangre venosa con burbujas de oxígeno y una cámara de retícula de perlas esféricas para acelerar el proceso de oxigenación a medida que la mezcla espumosa de sangre/oxígeno atraviesa la cámara. El oxigenador también comprende un medio desespumante mejorado, no contaminante y un cambiador de calor.

5

CAMPO DE LA INVENCION

10

Esta invención se refiere a oxigenadores de la sangre y más especialmente a un oxigenador de la sangre sencillo, relativamente barato y de un solo uso y a un cambiador de calor, que pueden ser utilizados como sustitutos de los pulmones de un animal o de un ser humano sometido a cirugía.

15

DISCUSION DE LA TECNICA ANTERIOR

20

Se han puesto a punto muchos dispositivos para oxigenar la sangre de un paciente durante la cirugía cardiaca o similar. Se conocen oxigenadores del tipo de burbuja y del tipo de película. Los antiguos dispositivos del tipo de película, en los que el oxígeno debe pasar a través de una membrana semipermeable hasta la sangre, se caracterizan por una velocidad de oxigenación muy pequeña. Los oxigenadores del tipo de burbuja permiten mezclar directamente las burbujas de oxígeno con la sangre empobrecida en oxígeno. Sin embargo, cuando se utiliza una relación suficiente de oxígeno a sangre para producir una velocidad de difusión del oxígeno aceptable en este dispositivo, se suelen crear turbulencias que producen traumas en las células de la sangre dando lugar a hemolisis, una descomposición física de las propias células sanguíneas.

25

30

Es evidente que para la seguridad del paciente, la hemolisis

419384 5-



1 debe ser mínima.

En los oxigenadores del tipo de burbuja existe una relación entre el área superficial de la burbuja y la resistencia de la película a la difusión, que debe ser optimizada para que la velocidad de difusión sea máxima. Para un caudal de gas dado, un pequeño número de burbujas grandes presenta un área de transferencia de masa demasiado pequeña para conseguir una difusión eficiente, mientras que un gran número de burbujas muy pequeñas presenta un área interfacial suficiente pero unas características de difusión ineficientes. Como es de esperar, existe un tamaño óptimo de burbuja de máxima eficiencia de difusión. Ciertas propiedades físicas muy conocidas influyen en la velocidad de difusión, siendo una importante la resistencia de la película superficial en la superficie de cada burbuja de oxígeno, en la que existe una película de sangre saturada de oxígeno. Se trata de una película límite efectiva que reduce la velocidad a la cual el resto de la burbuja de oxígeno se difunde en la sangre, reduciendo con ello la velocidad global de oxigenación para un caudal de gas dado. Esta película límite reduce la difusión más eficazmente en las burbujas pequeñas que en las grandes. La velocidad de difusión también depende de la velocidad a la cual las burbujas ascienden a través de la sangre. Así, puede observarse que se ha intentado producir burbujas de tamaño relativamente preciso en los oxigenadores del tipo de burbuja de la técnica anterior. Esto ha dado lugar a la actual necesidad de fabricar un difusor de burbujas de oxígeno con tolerancias muy estrechas, lo que, en el mejor de los casos, constituye un trabajo difícil y costoso.

30 También se han diseñado aparatos en los que la cá-

419384



1 mara de difusión está rellena de cuerpos esféricos con obje-
to de proporcionar una agitación suficiente para favorecer
la oxigenación (patente rusa nº 302.125). En ese dispositivo,
la sangre se hace fluir en una dirección y el oxígeno en la
5 dirección opuesta a través del oxigenador, por la razón an-
tes citada de aumentar la velocidad de difusión. Sin embar-
go, probablemente se producen turbulencias cuando el oxíge-
no y la sangre circulan en direcciones opuestas y puede re-
sultar de ello un grado considerable de hemolisis. Esa inven-
10 ción no proporciona un medio para evitar la hemolisis debi-
da al movimiento de vibración de los cuerpos esféricos en
la cámara a medida que el oxígeno y la sangre se mueven a
través de la misma ni proporciona un medio para controlar el
tamaño de las burbujas. Además, debido a la resistencia sus-
15 tancial al flujo de la sangre producida por el flujo de oxí-
geno en dirección opuesta, sería necesario bombear la sangre
a través del dispositivo, aspirando eficazmente la sangre
del paciente. Los peligros inherentes a esta práctica son
evidentes. La mayor resistencia al flujo de la sangre tiende
20 a reducir todavía más la eficiencia y la velocidad de opera-
ción del oxigenador ruso.

Con objeto de evitar daños al paciente, es neces-
ario que la sangre devuelta a las arterias esté totalmente
exenta de cualquier burbuja gaseosa. Por lo tanto, es neces-
25 sario que los oxigenadores del tipo de burbuja dispongan de
sistemas adicionales para desespumar la sangre después de que
ha sido oxigenada, porque en ese punto la sangre se encuen-
tra en forma de espuma. Varios dispositivos anteriores em-
plean un cilindro relleno de virutas o fibras empapadas en
30 un agente químico convencional desespumante o no humectante,

419384



1 para romper las burbujas. Estas estructuras no contienen un
desespumante de densidad uniforme, de manera que la acción
desespumante es diferente en los distintos puntos dentro del
desespumador. Este tipo de desespumador presenta graves ries-
5 gos para el paciente por dos razones fundamentales. Se sabe
que ha entrado en la sangre un exceso de agente desespumante,
contaminándola así y produciendo lesiones cerebrales permanen-
tes en los pacientes. Asimismo, finalmente se consume todo el
agente desespumante del desespumador y la acción desespuman-
10 te disminuye con el tiempo hasta que resulta demasiado lenta
para ser útil. Los métodos propuestos de descarga cronometra-
da del agente desespumante son complicados y no suficiente-
mente fiables. Las dificultades asociadas con el proceso de
desespumado limitan gravemente el caudal de sangre a través
15 de muchos de los oxigenadores actualmente conocidos.

Los dispositivos de la técnica anterior suelen pre-
sentar una eficiencia de caudal limitada. Las actuales apli-
caciones de estos dispositivos en cirugía cardiaca y similar
indican que sería muy beneficiosa para la profesión médica y
20 para los pacientes una mejora en el caudal de la sangre y en
la eficacia de oxigenación, así como en la fiabilidad del des-
espumado.

COMPENDIO DE LA INVENCION

25 En términos generales, la invención aquí descrita
consiste en un oxigenador mejorado de la sangre para uso como
sustituto de los pulmones de un paciente durante la cirugía
cardiaca y similar. Comprende un difusor desde el que las bur-
bujas de oxígeno de un tamaño predeterminado y relativamente
uniforme pasan a un eyector lleno de sangre, para formar una
30 mezcla de sangre y oxígeno. Esta mezcla fluye a través de una

419384

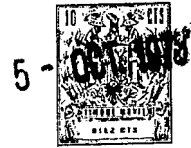


1 cámara llena de perlas esféricas duras de tamaño uniforme,
que forman una estructura reticular. A medida que las burbujas
de oxígeno y la sangre se mueven a través de la retícula de
perlas, se difunde oxígeno en la sangre y se expulsa de la
5 misma el dióxido de carbono. Esta reacción es facilitada por
el contacto de fricción entre las perlas y las burbujas en
la sangre a medida que atraviesan la retícula de perlas. La
acción resultante puede ser denominada adecuadamente un pro-
ceso de oxigenación por burbujas de "película frotada". La
10 espuma de sangre oxigenada así producida abandona la cámara
de retícula y entra en una sección de desespumado que presen-
ta propiedades desespumantes radial y axialmente uniformes.
En la descripción detallada que sigue se encuentran varias
realizaciones de desespumador. La sangre desespumada oxigena-
15 da fluye sobre un cambiador de calor para efectuar cualquier
cambio de temperatura deseado y desde allí pasa a un depósi-
to de sangre calibrado, dispuesta para volver al sistema ar-
terial del paciente.

20 El objeto de esta invención es proporcionar un oxige-
nador de sangre sencillo, relativamente barato y de un so-
lo uso, que presenta una eficiencia de caudal sanguíneo y de
oxigenación considerablemente aumentada. Además, este oxige-
nador comprende un desespumador fiable y constante que redu-
ce considerablemente la posibilidad de contaminación peligro-
25 sa de la sangre por los agentes antiespumantes químicos.

BREVE DESCRIPCION DE LAS FIGURAS

30 Los objetos, ventajas y características de esta in-
vención resultarán fácilmente evidentes en la siguiente des-
cripción detallada tomada en combinación con los dibujos que
acompañan a esta memoria, en los cuales:



419384

1 La Figura 1 es una sección de un oxigenador cons-
truido de acuerdo con esta invención;

5 La Figura 2 es una vista superior de la cabeza difu-
sora mostrada como parte del oxigenador de la sangre de la
Figura 1 y

La Figura 3 es una vista superior que muestra la
sección desespumante del oxigenador de la Figura 1.

DESCRIPCION DETALLADA DE LA INVENCION

10 Refiriéndonos ahora a los dibujos, estos muestran
un oxigenador 11, preferiblemente de configuración cilíndri-
ca, que comprende el eyector 12, un difusor 13 dentro del
eyector, una cámara de retícula 14 formada por un lecho de
perlas rígidas 15 en un cilindro 16, un desviador 17, un
desespumador 18, un cambiador de calor 21, un núcleo 22 so-
portado por los segmentos 23 y un depósito graduado 24.

15 El eyector 12 es esencialmente una cámara mezclado-
ra y una bomba de burbujas con paredes laterales 25 que son
cóncavas hacia adentro. El oxígeno es suministrado al oxige-
nador a través del conducto 26 procedente de una fuente ex-
terna (no mostrada), entrando en el difusor 13. La cabeza di-
fusora 27, mostrada con detalle en la Figura 2, está construi-
da con un género de tejido denso 28 provisto de aperturas.
de tamaño uniforme, fijado a un segmento de retención 29 uni-
do a la parte superior del difusor 13. El género puede ser
25 de Dacron (marca registrada) o de otro material adecuado con
aperturas relativamente uniformes, aproximadamente de 40 mi-
cras. El segmento de retención 29 puede ser de cualquier ma-
terial relativamente rígido, que no se corroa, como Lucite
(marca registrada de Du Pont) o acero inoxidable. Como esta-
mos considerando una estructura relativamente barata, de un
30



419384

1 solo uso pero robusta, se prefiere un segmento de retención
de plástico rígido. Naturalmente, el oxigenador de esta in-
vención no tiene que ser necesariamente de un solo uso y los
5 materiales empleados pueden variar según los diferentes re-
quisitos de los usuarios.

Refiriéndonos de nuevo a la Figura 1, la sangre ve-
nosa empobrecida en oxígeno entra en el eyector a través de
los conductos 31. Obsérvese que hay dos conductos de entrada
que entran en el fondo del eyector formando un ángulo, para
10 obtener un suave movimiento giratorio. El eyector normalmen-
te está lleno de sangre y al iniciarse una operación debe ser
cebado con sangre o con una solución salina en la forma habi-
tual. El oxígeno es descargado en la sangre desde la cabeza
difusora 27, formando burbujas de un tamaño prácticamente
15 uniforme. Como se verá más adelante, la precisión del tama-
ño de las burbujas no es crítica. Con el oxígeno entrando en
la sangre en el punto indicado a una velocidad relativamente
alta, el eyector con sus paredes cóncavas 25 actúa como bom-
ba de burbujas. Esta estructura no solamente mueve a la san-
20 gre a través del oxigenador, sino que produce una mezcla efi-
caz de las burbujas de oxígeno con la sangre en la parte su-
perior del eyector, cuando la mezcla entra en la cámara de
retícula.

Las perlas de la cámara de retícula están apretada-
25 mente empaquetadas y son de tamaño uniforme. Estas perlas
tienen preferiblemente un diámetro de 6 mm pero pueden uti-
lizarse perlas de 3 a 10 mm. Las perlas pueden ser de cual-
quier material adecuado que proporcione una superficie dura
y relativamente lisa. Aunque el vidrio es la sustancia normal-
30 mente preferida, pueden utilizarse otros muchos materiales



1 como polietileno y politetrafluoretileno. La función de la
cámara de retícula será discutida con detalle más adelante.
Un paño de malla grosera 33 separa el lecho de perlas del
eyector y puede estar montado sobre el fondo del cilindro 16
5 mediante un segmento de retención convencional u otro medio
adecuado. El paño 33 tiene una apertura de malla suficiente-
mente pequeña para impedir que ninguna de las perlas se esca-
pe de la cámara de retícula al tiempo que permite el libre
paso de la mezcla de sangre/oxígeno desde el eyector hasta la
10 cámara de retícula. La parte superior de esta cámara de retí-
cula está provista también de un paño de malla grosera simi-
lar 33 para evitar que ninguna de las perlas se escape al
desespumador.

15 Se ha encontrado que es necesario un trauma muy pe-
queño para producir hemólisis, es decir, lesiones a las célu-
las sanguíneas. Por esta razón, es preferible que las perlas
de la cámara estén bien fijadas unas a otras para evitar cual-
quier vibración o movimiento dentro de la retícula. La solda-
20 dura ultrasónica constituye un buen método para conseguir es-
te resultado. Incluso con las perlas fijadas entre sí, se em-
plean los elementos de malla 33 en ambos extremos del cilindro
16, por si acaso alguna de las perlas se soltara.

25 Cuando las burbujas de oxígeno se mezclan con la san-
gre y comienza a tener lugar la difusión, se forma en la su-
perficie de cada burbuja una película límite de sangre satura-
da de oxígeno. Esta película límite resiste a la difusión pos-
terior del oxígeno hasta la sangre empobrecida en oxígeno que
se encuentra más allá de la película. Para poder contrarres-
30 tar esta resistencia a la oxigenación completa, en esta inven-
ción se consigue que la burbuja recorra una trayectoria larga



419384

1 y tortuosa a través de la retícula de perlas. Cuando la bur-
buja se encuentra con cada perla sólida, se produce una ac-
ción de frotamiento en la película límite resistente a la di-
fusión de la burbuja, que desaloja físicamente o rompe la pe-
5 lícula límite y produce una menor resistencia a la difusión
del oxígeno en la sangre. La película límite se vuelve a for-
mar cuando la burbuja se retira después de cada colisión con
una perla pero a medida que cada burbuja de oxígeno asciende
a través de la retícula de perlas, se produce un gran núme-
10 ro de colisiones con las mismas. En el curso de cada colisión,
la película límite se rompe temporalmente y se facilita la di-
fusión. La velocidad de difusión del oxígeno en la sangre ve-
nosa es aumentada por la presencia de las perlas debido al
área de difusión considerablemente aumentada que proporcionan
15 las perlas y al efecto de frotamiento producido por las co-
lisiones entre burbujas y perlas. Por lo tanto, puede obser-
varse que la terminología "procedimiento de oxigenación por
burbujas de película frotada" es bastante apropiada.

20 De acuerdo con esta invención, el flujo de oxígeno y
de sangre venosa se produce en la misma dirección ascendente
a través del centro del oxigenador, eliminando así una impor-
tante resistencia al flujo de la sangre en direcciones opues-
tas. Además, el flujo en la misma dirección de la sangre y de
25 las burbujas de oxígeno significa que la sangre y el oxígeno
están en contacto durante todo el tiempo que emplea la sangre
para recorrer la cámara de retícula, aumentando así la velo-
cidad de difusión. Asimismo, el flujo en la misma dirección
de la sangre y del oxígeno evita la turbulencia que se produ-
ciría como consecuencia de la colisión de dos flujos en direc-
30 ciones opuestas.

419384



1 De acuerdo con esta invención, los canales de paso
entre las perlas 15 de la cámara de retícula 14 son de tama-
ño uniforme, debido a que las propias perlas son de tamaño
uniforme. Estos canales de paso estrechados regulan hasta
5 tolerancias muy estrechas el tamaño de las burbujas de oxígeno
que pueden atravesar la retícula de perlas. Es sabido que
en los oxigenadores del tipo de burbuja existe un equilibrio
entre el área de la burbuja y la resistencia de la película
que es difícil conseguir, como ya se ha indicado anterior-
10 mente. Es necesario mantener un equilibrio en el tamaño de
las burbujas con objeto de que la difusión sea máxima y esto
debe hacerse con precisión. En los oxigenadores convenciona-
les del tipo de burbuja, se ha intentado mediante un difusor
con aperturas realizadas con tolerancias muy estrechas. En
15 esta invención, las distancias uniformes entre las perlas
pueden ser establecidas de manera que permitan que solamente
las burbujas del tamaño deseado atraviesen la retícula de per-
las, consiguiendo con ello una máxima eficiencia de difusión.
Las burbujas mayores serán separadas a medida que atraviesan
20 los canales de paso estrechados entre las perlas, consiguien-
do así el efecto deseado. Por consiguiente, no es necesario
que el tejido 28 situado sobre la cabeza difusora 27 sea ma-
nufacturado con tolerancias extraordinariamente estrechas,
ya que el lecho de perlas reducirá el tamaño de las burbujas
25 a medida que la mezcla lo atraviesa.

Ahora es evidente que varios factores de esta inven-
ción contribuyen a aumentar la velocidad y la eficiencia de
la difusión. Entre estos factores se encuentran el área su-
perficial acumulativamente grande de las perlas, la acción
30 de frotamiento producida por contacto entre las burbujas de-



419384

1 formables y las perlas duras, el largo tiempo de contacto
mutuo resultante del flujo en la misma dirección de la san-
gre y del oxígeno y la larga trayectoria resultante de la pre-
sencia de las perlas estrechamente empaquetadas. Estos facto-
5 res permiten que el oxigenador de esta invención funcione a
una relación de caudales de oxígeno/sangre más baja de la que
es posible en los oxigenadores convencionales. Como saben los
expertos en este campo, cuando la relación de caudales de oxí-
geno/sangre disminuye, la turbulencia que se produce en la
10 mezcla de sangre-oxígeno también disminuye. Cuando la turbu-
lencia disminuye, se reduce considerablemente la hemolisis.
Por lo tanto, un efecto importante de esta invención es la con-
siderable reducción de la hemolisis, al mismo tiempo que se
mantiene una gran eficiencia global de difusión.

15 Las espuma de sangre oxigenada se pone en contacto
con el desviador 17 inmediatamente después de salir de la par-
te superior de la cámara de retícula 14. El desviador está
constituído por una superficie cónica cóncava, preferiblemen-
te de plástico transparente, aunque pueden utilizarse otras
20 formas y materiales. La espuma es dirigida hacia afuera por
el desviador y entra en el desespumador 18 que rodea a la por-
ción superior de la cámara de retícula sobre el cambiador de
calor. Obsérvese que el tejido desespumador se extiende has-
ta el centro del oxigenador entre la parte superior de la cá-
25 mara de retícula y el desviador.

Refiriéndonos ahora a la Figura 3, esta muestra una
vista superior del desespumador 18. Consiste en un género te-
jido 34 que está arrollado alrededor de la porción superior de
la cámara de retícula un número predeterminado de vueltas,
30 con objeto de garantizar la uniformidad radial y la constan-

419384



1 cia de producción. El desespumado puede realizarse de la forma conocida, en la que las burbujas que contienen dióxido de carbono y oxígeno chocan con las fibras que han sido recubiertas por pulverización o inmersión con un agente químico

5 antiespumante o no humectante. Una realización preferida del desespumador consiste en envolver la cámara de retícula con un material que comprende dos capas alternantes de tejido, una humectante y otra no humectante. En esta realización, las burbujas son separadas al ser repelidas del material no humectante y atraídas al material humectante, donde se aplastan y escurren al depósito 24. Otra realización preferida del desespumador consiste en utilizar un género tejido de fibras humectantes que corren horizontalmente y de fibras no humectantes que corren verticalmente. Las burbujas son repelidas y atraídas como ya se ha dicho, haciendo que se aplasten en un solo plano vertical y escurran al depósito. Estas dos realizaciones preferidas utilizan fibras cuyas propiedades humectantes y no humectantes son inherentes a los propios materiales y no son el resultado de un tratamiento con agentes químicos. Como

15 ejemplos de materiales no humectantes citaremos el nylon y el politetrafluoretileno, mientras que los materiales humectantes pueden ser fibra de vidrio o fibras de la familia de los policarbonatos como el Lexan (marca registrada). Estas realizaciones tienen la ventaja de su estabilidad, es decir, las propiedades no humectantes y humectantes de las fibras son constantes con el tiempo. Además, no existe ninguna probabilidad de contaminaciones peligrosas de la sangre del paciente con agente antiespumante. El tejido del desespumador se arrolla con relativa fuerza alrededor de la cámara de retícula de manera que cada vuelta sucesiva está en contacto con las vueltas ad-

20

25

30

419384



1 yacentes y existe una uniformidad radial desde la cámara de
retícula hacia afuera hasta la pared del oxigenador. El des-
espumador llena todo el espacio entre el cilindro 16 y las
paredes del oxigenador que se encuentra entre el cambiador
5 de calor y el desviador.

El dióxido de carbono y el exceso de oxígeno libe-
rados de la sangre a medida que es desespumada se extraen del
oxigenador a través del respiradero 35 situado en la parte
superior del desespumador. Este respiradero puede estar pro-
visto de un filtro bacteriológico convencional (no mostrado),
10 para evitar la posible contaminación de la atmósfera del qui-
rófano.

La sangre oxigenada escurre del desespumador y se
deja fluir sobre el cambiador de calor 21. El cambiador de
15 calor es un depósito cilíndrico anular con un núcleo anular
22 de espuma de celdilla cerrada, que llena su interior. El
núcleo está sujeto en su sitio mediante los segmentos 23 si-
tuados en la parte superior e inferior del depósito. A través
del cambiador de calor se bombea agua caliente o fría, que en-
tra por el conducto 36 y sale por el conducto 37. De esta for-
ma la sangre se mantiene a la temperatura deseada previamente
20 determinada. Si se desea, puede utilizarse otro líquido dis-
tinto del agua. Esta configuración particular del cambiador
de calor permite disponer de una gran superficie para el ajust
25 te rápido de la temperatura de la sangre que fluye sobre sus
lados, al mismo tiempo que el volumen interior es reducido
para permitir el rápido cambio de líquido dentro del mismo.

La sangre oxigenada a la temperatura deseada se al-
macena en un depósito 24 que preferiblemente es de paredes
30 transparentes. El depósito es de forma anular y rodea al eyec-

419384



1 tor y difusor y al extremo inferior de la cámara de retícula.
El depósito está calibrado (escala 38) en volumen con objeto
de que la cantidad de sangre disponible pueda ser fácilmente
comprobada durante la operación. La sangre oxigenada se saca
5 del depósito a través del tubo 40, controlado por una válvula
de control convencional del tipo de bola 39, que cierra la sa-
lida cuando la cantidad de sangre presente en el depósito es
insuficiente. Esto evita la entrada de aire en el sistema arte-
rial del paciente en una situación de emergencia, cuando el
10 depósito de sangre se queda vacío. Obsérvese que el cambiador
de calor se encuentra dentro del depósito con objeto de mante-
ner constante la temperatura de la sangre.

Un anillo 41 fijado en la parte superior del oxigena-
dor permite montar la unidad en un soporte vertical de ani-
15 llos. Preferiblemente, la envoltura principal y la mayoría
de las partes interiores de este oxigenador son de plástico
transparente, prácticamente rígido, de forma que su funciona-
miento adecuado pueda ser observado en todo momento. Los ele-
mentos de plástico pueden estar unidos entre sí mediante un
20 adhesivo o por otro medio adecuado. Al ser de plástico es de
un solo uso, barato y resistente a la rotura. El tamaño to-
tal de este oxigenador es de aproximadamente 18" (45,7 cm) de
altura y 7" (17,8 cm) de diámetro para pacientes adultos. De-
bido a que el volumen necesario para los niños pequeños es mu-
25 cho menor, existe un oxigenador de tamaño reducido para pedia-
tría. Naturalmente, el tamaño antes indicado se da solamente
a título de ejemplo y de ninguna manera es limitativo.

La invención aquí descrita es un oxigenador muy com-
pacto, colgado verticalmente. El tiempo de instalación y el
30 adiestramiento del operador son mínimos, ya que el dispositivo

419384



1 ha sido previamente esterilizado y es de un solo uso, siendo
muy sencillo de montar y accionar. Los expertos en la técnica
apreciarán fácilmente que pueden introducirse diversas modi-
5 ficaciones y mejoras en este oxigenador para adaptarlo a los
requisitos particulares y que se encuentran dentro de los lí-
mites de esta invención.

En resumen, la Patente de Invención que se solicita
deberá recaer sobre las siguientes:

REIVINDICACIONES

10 1. Un oxigenador de sangre del tipo de burbuja que
comprende:

un eyector con un orificio de entrada de la sangre;
un difusor con un orificio de entrada de oxígeno,
15 disponiendo dicho difusor de medios para inyectar burbujas
de oxígeno en la sangre contenida en el citado eyector;

una cámara de retícula rellena con una multiplici-
dad de perlas rígidas de tamaño uniforme; y

un desespumador;

20 mezclándose la sangre y las burbujas de oxígeno en
el citado eyector y fluyendo juntas a través de dicha cámara
de retícula, siendo oxigenada la sangre a medida que atravie-
sa dicha retícula de perlas y se pone en contacto con las
perlas de la misma, reduciéndose la espuma de sangre oxigena-
da a sangre líquida en el citado desespumador.

25 2. El oxigenador de la Reivindicación 1, que com-
prende además un cambiador de calor para ajustar la tempera-
tura de la sangre para su reentrada en el paciente.

Rg

30 3. El oxigenador de la Reivindicación 2, que com-
prende además un depósito para almacenar la sangre oxigenada,
estando situado dicho cambiador de calor en el interior del

419384

5-



1 citado depósito.

5 4. El oxigenador de la Reivindicación 1, donde las citadas perlas situadas dentro de la cámara de retícula están fijadas entre sí para evitar su movimiento relativo durante el funcionamiento del oxigenador.

10 5. El oxigenador de la Reivindicación 1, donde el citado eyector es de paredes cóncavas, estando situado el difusor dentro del eyector en una posición tal que el oxígeno inyectado en la sangre dentro de dicho eyector actúa junto con la configuración de paredes cóncavas para formar una bomba de burbujas que proyecta la mezcla de sangre y oxígeno a través del oxigenador.

15 6. El oxigenador de la Reivindicación 1, donde el citado difusor comprende una cabeza de género tejido con aperturas sustancialmente uniformes, a través de las cuales el oxígeno pasa a la sangre contenida en dicho eyector.

20 7. El oxigenador de la Reivindicación 1, que comprende además un desviador situado en el extremo de salida de dicha cámara de retícula para desviar la espuma de sangre oxigenada desde la parte superior de dicha cámara de retícula hasta el desespumador citado.

25 8. El oxigenador de la Reivindicación 1, que comprende además un orificio de salida para expulsar el dióxido de carbono y el exceso de oxígeno de dicho oxigenador.

29 9. El oxigenador de la Reivindicación 1, donde el desespumador citado comprende una multiplicidad de capas de tejido arrolladas alrededor de la porción superior de dicha cámara de retícula.

30 10. El oxigenador de la Reivindicación 9, donde el desespumador comprende capas alternantes de material humec-

419384



1 tante y material no humectante.

5 11. El oxigenador de la Reivindicación 9, donde dicho tejido está constituido por fibras humectantes orientadas en una dirección y fibras no humectantes tejidas con dichas fibras humectantes y orientadas formando 90° con la dirección de dichas fibras humectantes.

10 12. El oxigenador de la Reivindicación 9, donde dicho tejido está arrollado con relativa fuerza de manera que cada vuelta hace contacto con las vueltas adyacentes interior y exterior, ocupando totalmente este tejido desespumador el espacio comprendido entre las paredes del oxigenador y la retícula.

15 13. El oxigenador de la Reivindicación 10, donde la característica no humectante del citado material no humectante es inherente al material utilizado.

14. El oxigenador de la Reivindicación 11, donde la característica no humectante del citado material no humectante es inherente al material utilizado.

20 15. El oxigenador de la Reivindicación 1, que comprende además elementos de malla en ambos extremos de la citada cámara de retícula, siendo las aperturas de dichos elementos de malla suficientemente pequeñas para evitar que alguna de las perlas rígidas citadas salga de la citada cámara de retícula.

25 16. El oxigenador de la Reivindicación 3, donde el depósito de sangre está calibrado para permitir observar visualmente en todo momento el volumen de la sangre que contiene.

pe

30 17. El oxigenador de la Reivindicación 3, donde el cambiador de calor citado es un envase cilíndrico anular que



419384

1 rodea al eyector, situado dentro del citado depósito de sangre,
teniendo el cambiador de calor un núcleo anular en su interior
que ocupa la mayor parte de su volumen interior.

5 18. El oxigenador de la Reivindicación 3, que com-
prende además una válvula de seguridad en la salida de la
sangre de dicho depósito para evitar que entre aire en el sis-
tema arterial del paciente cuando el nivel de sangre dentro
del citado depósito alcanza un valor inferior previamente de-
terminado.

10 19. El oxigenador de la Reivindicación 1, donde el
orificio de entrada de sangre citado entra en el eyector for-
mando un ángulo para imprimir a la sangre un suave movimiento
giratorio.

15 20. Un oxigenador del tipo de burbuja que comprende:
un eyector con un orificio de entrada de sangre;
un difusor dentro de dicho eyector con un orificio
de entrada de oxígeno, disponiendo dicho difusor de medios
para inyectar burbujas de oxígeno en la sangre situada en el
citado eyector;

20 una cámara cilíndrica de retícula, rellena con una
multiplicidad de perlas rígidas de tamaño uniforme, estando
dichas perlas fijadas entre sí;

25 un desviador en la parte superior de dicho oxigena-
dor, situado inmediatamente encima de dicha cámara de retícula;

un depósito que rodea al citado eyector y a la por-
ción inferior de dicha cámara de retícula;

un cambiador de calor situado en el interior de di-
cho depósito y ocupando la mayor parte de su volumen;

30 un desespumador constituido por un tejido arrollado
alrededor de dicha cámara de retícula y ocupando prácticamen-

Rg
30

419384



1

te la totalidad del espacio entre dicha cámara de retícula y las paredes de dicho oxigenador, situadas sobre el cambiador de calor y debajo del desviador, presentando dicho tejido características humectantes y no humectantes simultáneamente; y

5

un orificio de salida situado sobre dicho desespumador para extraer el dióxido de carbono y el exceso de oxígeno del oxigenador;

10

mezclándose la sangre y el oxígeno dentro del eyector formando una espuma que asciende a través de la cámara de retícula y después desciende a través del desespumador, pasando después la sangre oxigenada sobre dicho cambiador de calor hasta llegar al citado depósito.

15

21.- Se reivindica por último como objeto que ha de recaer la Patente de Invención que se solicita UN OXIGENADOR DE SANGRE DEL TIPO DE BURBUJA.

20

Todo conforme queda descrito y reivindicado en la presente Memoria descriptiva que consta de veinte páginas mecanografiadas y dibujos que se acompañan.

25

Madrid, 5 de Octubre de 1.973

BERNARDO UNGRÍA

P.D.

30

Reg

419384

419384

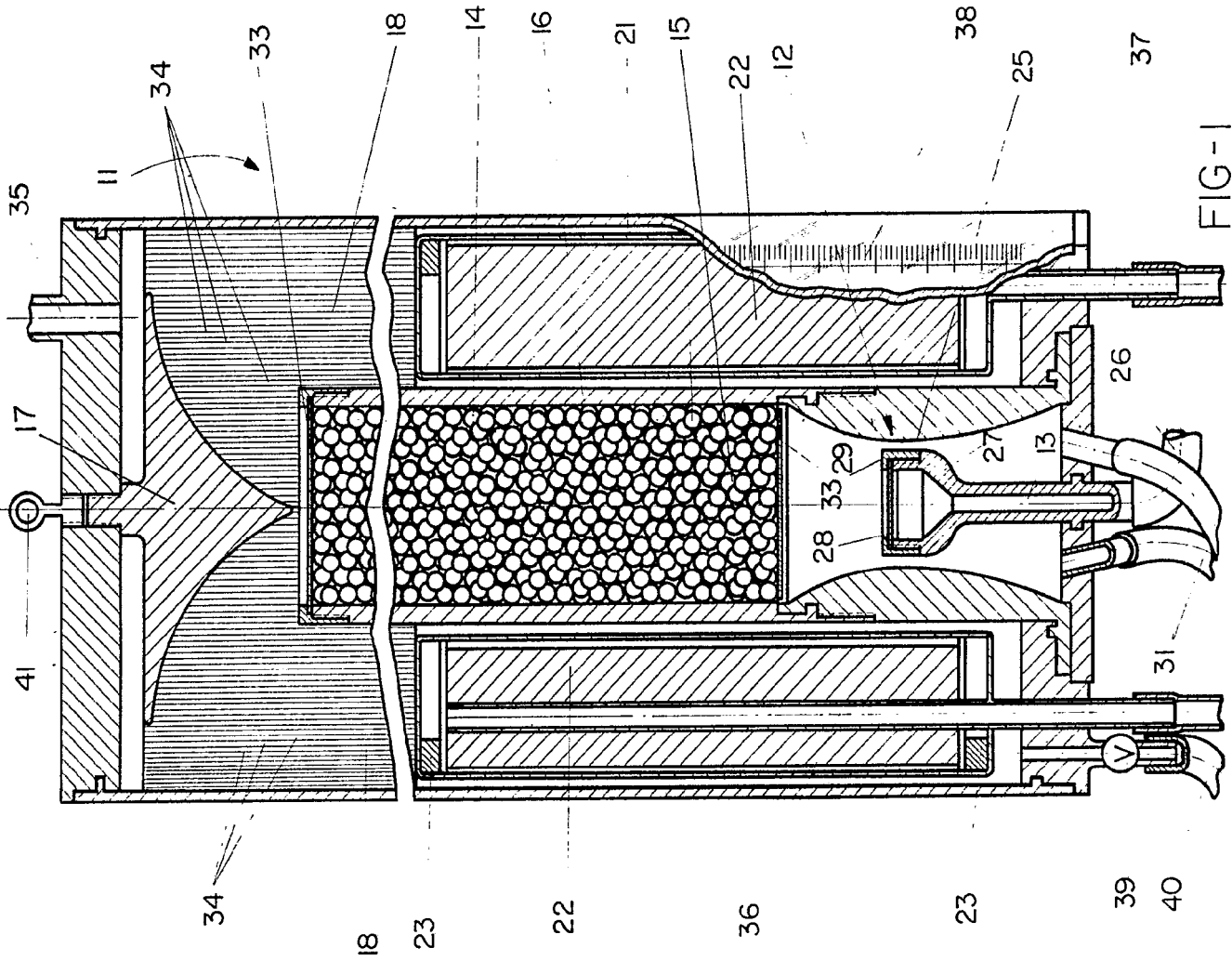
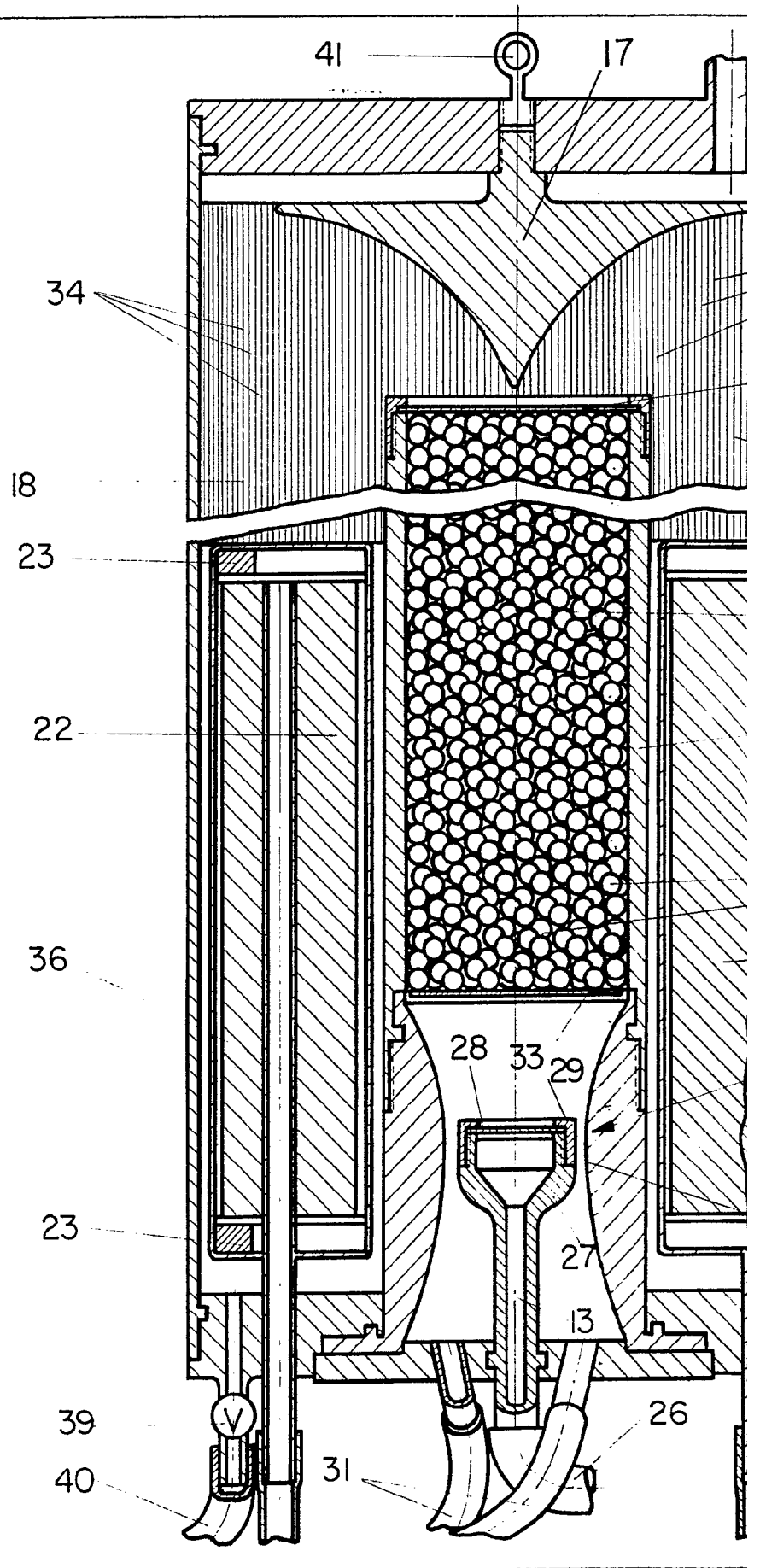
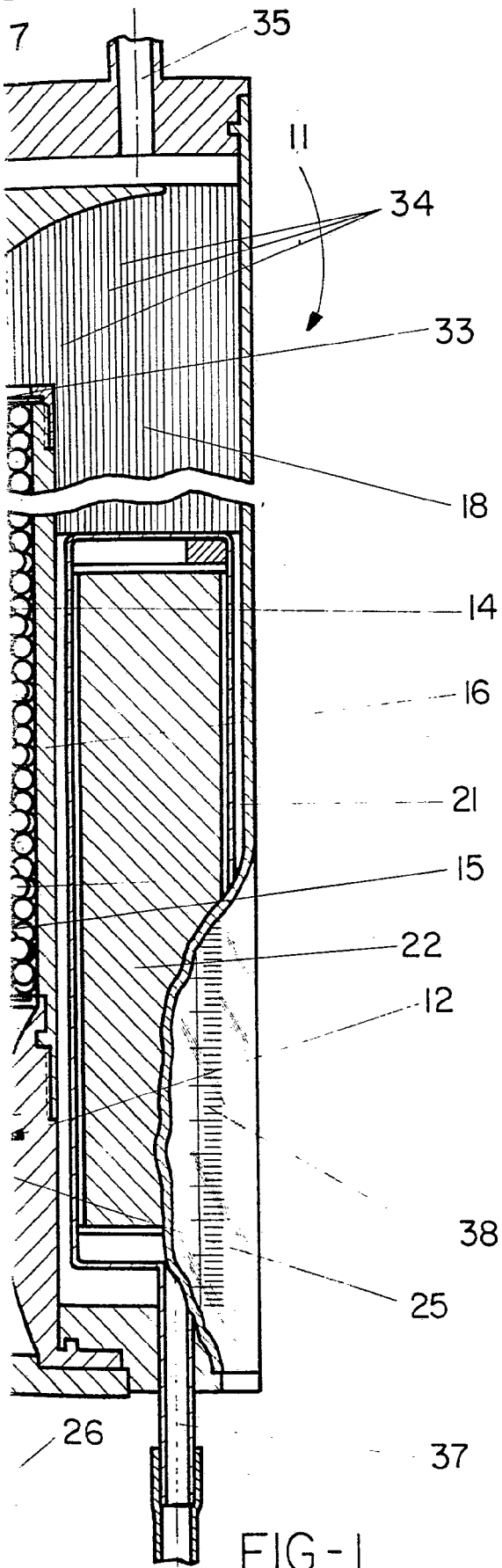


FIG-1

ESCALA VARIABLE
 Madrid, 5 de Octubre de 1973
 BERNARDO UNGRIA
 P. P.

419384





419384

ESCALA VARIABLE

Madrid, 5 de Octubre de 1973

BERNARDO UNGRIA

P. P.

FIG-1

419384

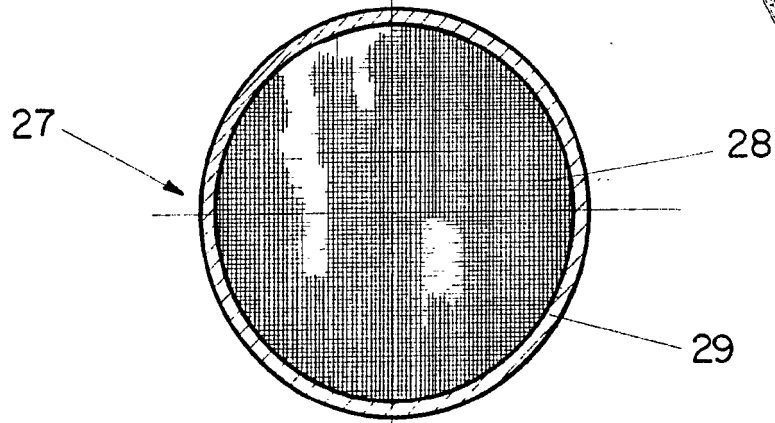


FIG-2

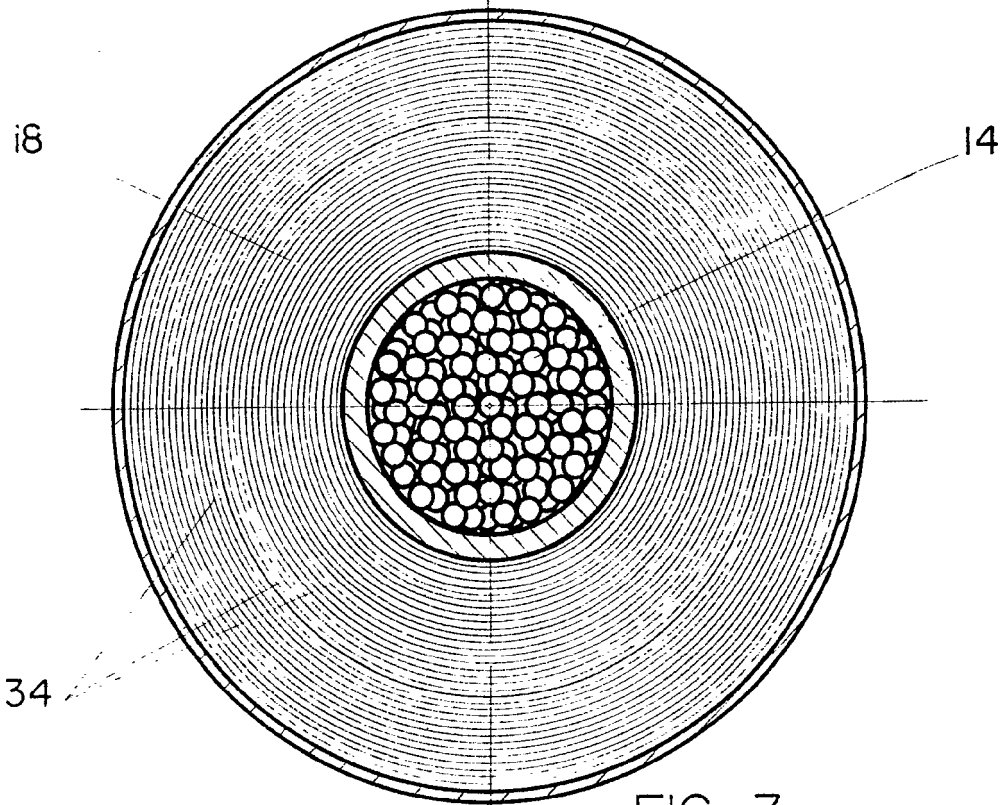


FIG-3

ESCALA VARIABLE

Madrid, 5 de Octubre de 1973

BERNARDO UNGRIA

p. p.