

406373



PATENTE DE INVENCION

Int. Cl.:	A 61 M
-----------	--------

Memoria Descriptiva

sobre:

PERFECCIONAMIENTOS EN OXIGENADORES DE BURBUJEO

406373

Solicitante RICHARD ALLISON DEWALL, de nacionalidad norteamericana, residente en 247 Northview Road Dayton, Ohio, EE.UU. de A.

Existen tres tipos de oxigenadores actualmente cuyo uso prevalece: El oxigenador por burbujeo, el oxigenador con formación de películas superficial y el oxigenador de membrana. Los oxigenadores artificiales han tenido un gran éxito para propor-

5.

406373.



5. cionar la función respiratoria humana en una desviación cardiopulmonar empleada, por ejemplo, durante una operación quirúrgica a corazón abierto. El presente invento se refiere principalmente a oxigenadores de tipo de burbujeo, aunque ciertas características del mismo pueden ser aplicables a uno de los otros tipos de oxigenadores.

10. Existe una pluralidad de variantes pertenecientes a la dispersión gaseosa respiratoria en la sangre venosa, que se consideran en el diseño de las características principales del presente invento. Se cree conveniente identificar estas variantes y valorar su efecto con respecto al proceso de oxigenación de la sangre y desprendimiento de dióxido de carbono de la función pulmonar.

15. La primera de éstas variantes es la velocidad de flujo de la sangre en el sistema de intercambio gaseoso. La velocidad de flujo de la sangre en un sistema de intercambio de gas respiratorio y sangre extracorporal es principalmente inferior a siete litros por minuto, aunque la velocidad varía de un paciente a otro y, de hecho, varía en el mismo paciente dependiendo de otras condiciones fisiológicas.

20. Una segunda variante es la mezcla de gas respiratorio, v.g. el porcentaje de oxígeno y dióxido de carbono que fluye en el sistema. Normalmente se emplea una mezcla del 98% de oxígeno y el 2% de dióxido de carbono; no obstante, se pueden emplear otras muestras dependiendo de otras variantes del sistema. La relación apropiada se determina muestreando la sangre del paciente y midiendo el contenido gaseoso de la sangre después del proceso, por lo que se pueden ajustar si se eliminan de la sangre cantidades excesivas o insuficientes de dióxido de carbono.

30.



406373

5. La velocidad de flujo del gas respiratorio es otra variante y suele ser del orden de 1 a 5 partes de gas respiratorio por una parte de sangre para el proceso. Si la sangre se satura de una forma excesiva o insuficiente con oxígeno, se pueden efectuar ajustes en la cantidad de la mezcla de gas respiratorio introducida en el oxigenador.

10. Otra variante es el periodo de tiempo durante el cual la sangre y el gas de oxigenación quedan expuestos entre sí. Cuanto mayor sea el tiempo de contacto, tanto más absoluto será el cambio máximo de sangre con el gas. El intercambio gaseoso se puede definir como el desprendimiento de exceso de dióxido de carbono de la sangre y la adición de oxígeno suficiente en la misma para cambiarla de sangre venosa a sangre arterial. Además, el dióxido de carbono es 20 veces
15. mas soluble en la sangre que el oxígeno por lo que cuanto mayor sea el tiempo de contacto de la sangre con el gas, tanto mayor será la saturación de la sangre con dióxido de carbono.

20. Otra variante es el espesor de la película de sangre de cada parte alícuota de gas respiratorio. La eficacia o régimen de equilibrio de la sangre y el gas en un sistema de intercambio extracorporal de gas respiratorio con la sangre depende notablemente del espesor de la película de sangre respecto a cada parte alícuota de gas respiratorio. Por ejemplo, un litro de sangre venosa con unas cuantas burbujas de
25. gas del tamaño de una canica tendrá una célula de sangre muy gruesa entre las burbujas gaseosas. Por lo tanto, sería necesaria una gran cantidad de tiempo para que el gas de éstas cuantas burbujas conmoviera los gradientes de difusión de la sangre y formara equilibrio. Cuanto mayor sea el número de bur
30. bujas en un volumen dado de sangre, tanto menor será la distan



cia que debe recorrer el gas para conseguir el equilibrio.

El diámetro relativo de cada burbuja de sangre es importante para el proceso de intercambio en la forma siguiente: formando progresivamente burbujas menores con una parte alícuota parte de gas, aumenta notablemente la superficie de exposición de la sangre a la fase gaseosa. Además, a medida que se introducen burbujas mas pequeñas en el sistema para un volumen dado de sangre, se reduce el espesor de la sangre entre las burbujas y aumenta el régimen de intercambio respiratorio puesto que la distancia de difusión del gas a través de la sangre ha disminuido progresivamente.

A medida que las burbujas se vuelven extremadamente pequeñas, la relación de la superficie de dicha burbuja con su volumen se vuelve muy grande. Como la superficie de la burbuja diminuta representa una cantidad limitada de sangre, que contiene gases respiratorios, los gases se equilibrarán rapidamente entre la sangre y el gas dentro de la burbuja. Según se ha mencionado, el dióxido de carbono es mas de 20 veces más soluble en la sangre que el oxígeno. Como el volumen disponible de la burbuja es pequeño si se compara con la película superficial, las presiones parciales del gas se estabilizan con la extracción de una cantidad insuficiente de dióxido de carbono. A medida que se absorbe oxígeno desde la burbuja al interior de la sangre, el volumen de la burbuja se reduce hasta el grado de oxígeno perdido y aumenta hasta el grado del dióxido de carbono desprendido. No obstante, el porcentaje de dióxido de carbono en el gas respiratorio es tan solo de un 2% aproximadamente. Por lo tanto, las burbujas extremadamente pequeñas tienden a retener el dióxido de carbono que excede de la cantidad necesaria y, por lo tanto, que



da un tamaño de burbuja final óptimo que evita en general las burbujas microscópicas.

5. Uno de los objetos del presente invento es proporcionar un oxigenador que hace óptimo el tamaño de las burbujas para efectuar el intercambio de sangre y gas más eficaz.

10. Según la ecuación de LaPlace ($T=KPR$), la tensión en la pared de una esfera de plástico (o nó rígida) está en proporción directa a la presión en la esfera y a su diámetro. Por lo tanto, una burbuja con una presión constante desarrolla una tensión en aumento en su paredes a medida que aumenta su diámetro. Si se hace que el diámetro aumente excesivamente, la tensión producida por la tensión superficial del contenido fluido de la sangre y su propia elasticidad aumenta hasta un punto en que no puede mantener su integridad y la burbuja se rompe. Por lo tanto, las burbujas de mayor tamaño se pueden eliminar con mayor facilidad del sistema que las burbujas menores, puesto que las burbujas mayores tienden a destruirse.

20. Por lo tanto, puede ser conveniente disponer de burbujas óptimas menores en el punto de oxigenación dentro del oxigenador y burbujas mayores, que se pueden romper con facilidad, en el punto en el sistema donde se produce la recogida de burbujas y la despumación. El diámetro inicial de la burbuja se ve influido por el tamaño de la abertura y el régimen de introducción del gas respiratorio en la sangre.

25. Asimismo, una burbuja que se eleve en una columna de sangre (y burbujas) aumenta de tamaño debido a que se reduce la presión hidrostática.

30. La temperatura de la sangre influye en la reacción entre la sangre y los gases respiratorios. A medida que



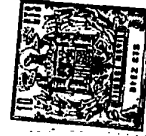
406373

la temperatura se reduce de lo normal, la sangre se saturará a presiones parciales del oxígeno progresivamente menores. Los tejidos exigen menos oxígeno para la función metabólica a medida que se reduce la temperatura. Si se abastece sangre fría saturada con una presión parcial menor pO_2 , la diferencial de presión entre la sangre y los tejidos se reduce al mínimo y el oxígeno queda menos disponibles para los tejidos. La sangre caliente abastecida en estado saturado tiene una presión parcial pO_2 mucho mayor y, por lo tanto, una mayor diferencia de presión parcial entre los tejidos y la sangre y una mayor tendencia del flujo de oxígeno desde la sangre hasta los tejidos. Por estas razones un sistema eficaz de la regulación de la temperatura es muy conveniente en un oxigenador.

El presente invento tiene por objeto principal, teniendo presente estas variantes, el proporcionar un oxigenador de burbujeo con un tamaño de burbuja óptimo y con una perfecta difusión de gas, eliminación de burbujas y despumación y control de temperatura de la sangre en flujo planar.

Según el presente invento, se proporciona un oxigenador de burbujeo generalmente cúbico. En todo el oxigenador se habilitan canales de flujo generalmente planares para (1) aumentar la distribución uniforme de burbujas gaseosas dentro de la cámara de oxigenación; (2) aumentar la eficacia del proceso despumante en una cámara colectora de burbujeo separada de la cámara de oxigenación; y (3) proporcionar un flujo laminar sobre una rampa de calentamiento que aumenta la uniformidad de calentamiento de la sangre.

En una modalidad, se habilita un sistema de dispersión gaseosa en el fondo de la cámara de oxigenación, que comprende un tubo de dispersión gaseosa dirigido horizontal -



- mente. Este tubo tiene una pluralidad de aberturas en su lado inferior que se cierran de una forma selectiva por medio de una válvula de laminilla se existiera cualquier tendencia de la sangre a fluir hacia el interior del tubo de dispersión gaseosa. Este estado lógicamente es indeseable puesto que la sangre que fluye en el interior del tubo de dispersión gaseosa, por ejemplo cuando se corta el gas, se seca y cuando se conecta de nuevo el gas puede verse forzada al interior de la cámara de oxigenación de la sangre en estado hemolizado.
- 5.
10. En otra modalidad del presente invento, se emplea un tubo de dispersión gaseosa con una pluralidad de filas de aberturas, cuyas aberturas de cada fila son de tamaño diferente. Rodeando el tubo se encuentra otro tubo que expone de una forma selectiva una de las filas a la cámara de oxigenación para variar el tamaño de las burbujas gaseosas inyectadas en la cámara. Según se ha descrito anteriormente, cuando menor sea el tamaño de las burbujas, tanto mayor será la dificultad de librarse del dióxido de carbono. Lógicamente, es conveniente retener algo de dióxido de carbono en la sangre variando el tamaño de las burbujas. Mediante la comunicación selectiva de una fila de aberturas se puede variar, si se desea el contenido de dióxido de carbono.
- 15.
20. La cámara de oxigenación se encuentra prevista en un extremo del oxigenador cúbico y se extiende completamente a través del mismo. Uno de los problemas que presentaban los dispositivos oxigenadores de la tecnología anterior es que no podían responder a las demandas del paciente que podían variar de 3 a 7 minutos dependiendo de la talla y capacidad del paciente así como otras variantes individuales del mismo. Para poder cumplir con éstas velocidades de flujo
- 25.
- 30.



5. variables, una pared de la cámara oxigenadora se monta pivo-
talmente por su extremo inferior y tiene una proyección que
sale de la caja del oxigenador, por lo que la pared puede pi-
votar en la practica para variar el vólumen de la cámara de
oxigenación. Con ésto no solamente se varía la capacidad de
flujo del oxigenador, si no que se consigue también una sua-
ve dispersión gaseosa por toda la cámara de oxigenación duran-
te el proceso de intercambio gaseoso.

10. A medida que las burbujas se elevan en la cáma-
ra de oxigenación orientada verticalmente se produce un aumen-
to en el tamaño de las burbujas porque se produce una dis-
minución progresiva de la presión hidrostática que afecta a
las burbujas. A medida que las burbujas aumentan de tamaño,
desarrollan una mayor tensión en sus paredes, según se ha in-
15. dicado anteriormente, y se ven más sometidas a la rotura y
consolidación en el conjunto de la sangre.

La velocidad de flujo de la sangre debe ser com-
patible con la necesidades metabólicas del paciente. Si la ve-
locidad de flujo es menor que la capacidad máxima del sistema
20. (el sistema de oxigenación) una cantidad excesiva de sangre se
acumulará en el sistema de intercambio gaseoso poniendo a prue-
ba el volumen total disponible de sangre del paciente. Para
eliminar este problema, la pared móvil se cierra gradualmente
para proporcionar un flujo uniforme de burbujas ascendentes
25. hasta la parte superior de la cámara de oxigenación. De esta
forma se regula el intervalo de tiempo indicado anteriormente
en que las fases de sangre y gaseosa están en contacto y, por
lo tanto, se varia el grado del proceso de intercambio gaseo-
so. Cerrando la pared se reduce el tiempo de contacto y abrien-
do la pared se aumenta dicho tiempo de contacto. Regulando la
30.



5. entrada de gas y el volumen de la cámara de oxigenación, el doctor puede controlar el tiempo óptimo de exposición las presiones parciales gaseosas óptimas en la sangre, y la utilización eficaz de un volumen dado de sangre con una pulsación mínima y proporcionar también un tamaño óptimo de burbujas para su consolidación final.

10. Una ventaja importante de la cámara de oxigenación variable de pared móvil del invento es que se puede poner en funcionamiento para que sea óptimo el proceso de devolución de sangre venosa, durante el funcionamiento del sistema cuando continúa la perfusión del paciente.

15. Una cámara colectora de burbujeo, generalmente horizontal, se utiliza según el presente invento separada de la cámara de oxigenación. La cámara colectora de burbujeo está definida por una malla rígida cerrada en cinco lados y abierta en el sexto a la cámara de oxigenación, rodeada por otra malla recubierta con un agente espumante apropiado y rodeada por el filtro. Una ventaja de ésta construcción y disposición horizontal de la cámara es que algunas de las burbujas ascenderán en la malla despumante por encima de la cámara de burbujeo y entonces, después de estallar caen de nuevo como sangre integra en la cámara colectora donde sirve como catalizador para consolidar más burbujas.

20. La sangre integra reconstituida cae entonces desde la malla espumante hasta una rampa ligeramente inclinada que sostiene al conjunto eliminador de burbujas. Desde esta rampa, la sangre que fluye sobre otra rampa adicional se extiende a través del oxigenador y que define en el mismo un depósito. En una modalidad, se habilita una placa separada de la rampa y situada paralela a la misma, que sirve

25.

30.



5. para controlar la temperatura de la sangre según fluye de una forma laminar entre la rampa y la placa. Además, la placa sirve como sifón de burbujas por medio de las presiones hidrostáticas en cuestión y el flujo laminar de la sangre entre la rampa y la placa de la regulación de la temperatura.

10. En otra modalidad, la rampa tiene una serie de ondulaciones cerradas por un lado para proporcionar el flujo de un fluido de regulación de la temperatura a través de la misma. Las ondulaciones sirven también para dirigir el flujo sanguíneo de un modo uniforme. Las ondulaciones controlan además la formación de "riachuelos" en la sangre que sale por la rampa, que evita la formación de burbujas que de otro modo se produciría. Otra función de las ondulaciones es aumentar al máximo el área superficial de la sangre expuesta a la rampa ondulada que, lógicamente, se somete a regulación de temperatura. La placa ondulada puede ser de un resistor metaloferámico que mantendrá una temperatura dada uniformemente por toda la placa cuando se alimenta a través de la misma una corriente apropiada.

20. En esta modalidad, se habilita un obturador en el depósito con el fin de elevar el nivel de fluido en el mismo y aumentar la cantidad de sangre en el depósito que se encuentra en contacto con la superficie de regulación de la temperatura.

25. En otra modalidad, la regulación de la temperatura se efectúa empleando un elemento de montaje separado sobre el que descansa la rampa del oxigenador.

BREVE DESCRIPCION DE LOS DIBUJOS

30. La figura 1 es una vista en perspectiva de una modalidad del presente invento.

406373



La figura 2 es una vista tomada en general a lo largo de la línea de corte transversal 2-2 de la figura 1.

La figura 3 es una vista tomada en general a lo largo de la línea de corte transversal 3-3 de la figura 2.

5. La figura 4 es una vista tomada en general a lo largo de la línea de corte transversal 4-4 de la figura 1.

La figura 5 es una vista tomada en general a lo largo de la línea de corte transversal 5-5 de la figura 1.

10. La figura 6 es una vista fragmentada en sección, que ilustra las bocas de admisión de sangre venosa y dispersión gaseosa, tomada en general a lo largo de la línea 6-6 de la figura 5.

La figura 7 es una vista fragmentada, tomada en general a lo largo de la línea de corte 7-7 de la figura 2.

15. La figura 8 es una vista fragmentada en sección, de una modalidad modificada del tubo de dispersión gaseosa ilustrado en la figura 6.

La figura 9 es una vista en sección transversal de un oxigenador de burbujeo modificado, según el presente invento, con una rampa de depósito ondulada.

20. La figura 10 es una vista a mayor escala y fragmentada, tomada en general a lo largo de la línea de corte 10-10 de la figura 9 e ilustra la rampa ondulada.

25. La figura 11 es una vista fragmentada que ilustra un tubo de dispersión gaseosa modificado.

La figura 12 es una vista tomada en general a lo largo de la línea de corte transversal 12-12 de la figura 11; y

30. La figura 13 es una modalidad adicional del

406373



presente invento.

Refiriendonos a los dibujos, y en particular a las figuras 1-7, se ilustra un oxigenador 10, que es del tipo de burbujeo adaptado para desviación cardiopulmonar a si co
5. mo para otros procedimientos de desviación. Según se ilustra el oxigenador 10 tiene una configuración generalmente cubica y comprende una pared delantera 12 una pared trasera 14 y paredes laterales 15 y 16. Las paredes traseras, delanteras y laterales se unen entre si por una pared inferior 18 y una pa-
10. red superior 20.

Sujeto a la pared lateral 15 y saliendo de la misma se encuentra un adaptador de dispersión de gas 21, un adaptador de admisión de retorno de sangre venosa 23, un adaptador de admisión de retorno de cardiostomia 25 y un adaptador
15. de salida 28 que sirve para recibir un tubo apropiado para devolver sangre oxigenada al paciente.

El adaptador de dispersión de gas 21, el adaptador de retorno de sangre venosa 23 y el adaptador de retorno de cardiostomia 25 se abren en el interior del fondo de una cámara de oxigenación 27. Según se ilustran en las figuras 2, 6
20. y 7, el adaptador de dispersión de gas 21 se conecta a un tubo de dispersión de gas 30 que se extiende entre las paredes laterales 15 y 16. El tubo de dispersión de gas 30 tiene dos filas de aberturas 31 y 32 que se abren en dirección generalmente descendente, según se ilustran en las figuras 6 y 7. Extendiéndose entre estas dos filas de aberturas 31 y 32 se encuentra un elemento de válvula de laminilla arqueado 34 fijo según indica el número 36 a la parte inferior central del tubo.
25. El elemento de laminilla 34 es flexible y se situa de forma
30. que, cuando la presión de la cámara de oxigenación excede de

406373



- la presión en el tubo de dispersión de gas 31, la laminilla 34, actuando como válvula, cierra ambas filas de abertura 31 y 32, evitando el flujo de sangre en el tubo de dispersión de gas. Con ésto se evita que se saque la sangre dentro del tubo
5. de dispersión de gas que resultaría del flujo de sangre en el tubo al cortarse el suministro gaseoso al tubo de dispersión de gas, por ejemplo cuando se cambia la fuente de suministro gaseoso.
- Según se sabe en la profesión, el adaptador de
10. dispersión de gas 21 se diseña para unirse a una fuente apropiada de gas respiratorio, que puede comprender por ejemplo una mezcla del 98% de oxígeno y el 2% de dióxido de carbono.
- Montado inmediatamente por encima del tubo de
15. dispersión de gas 31, se encuentra un tubo de admisión de sangre venosa 38 que se comunica con el adaptador de retorno de sangre venosa 23 y se extiende entre paredes laterales 15 y 16. El tubo 38 tiene una abertura de ranura 40 según se ilustra en las figuras 6 y 7, que ocupa una distancia sustancial entre las paredes laterales 15 y 16.
20. El adaptador de retorno de cardiología 25 se abre directamente en la cámara de oxigenación 27 y no lleva tubo transversal asociado. El adaptador de retorno de cardiología 25 se diseña para conectarse a un succionador apropiado que aspira sangre de la herida del paciente y en general no
25. suministra un flujo continuo de sangre venosa al oxigenador 10. Por lo tanto, la sangre procedente del tubo de retorno de sangre venosa 38 se mezcla con gases respiratorios procedentes del tubo de dispersión 30, formandose pequeñas burbujas, de gas dentro de la sangre desde las aberturas 31 y 32, cuyas
30. burbujas de gas aumentan de tamaño a medida que se reduce la



presión del fluido según asciende las burbujas en la cámara de oxigenación 27.

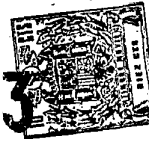
5. En las figuras 11 y 12 se ilustra una variante del tubo de dispersión 30. En las figuras 11 y 12, se ilustra un conjunto de tubo de dispersión de gas 44 que funciona básicamente para variar de una forma selectiva el tamaño de las burbujas de gas en la cámara de oxigenación 27, para variar el contenido de dióxido de carbono en la sangre según se ha descrito. Con éste fin, el conjunto de dispersión de gas
10. 44 comprende un tubo interior 46 que tiene un extremo 48 diseñado para conectarse a una fuente apropiada de gas respiratorio. El tubo 46 tiene tres filas de aberturas 49, 50 y 51, separadas 45². Las aberturas de una fila son de tamaño diferente a las aberturas de las demás filas. El tubo 46 se monta g
15. ratoriamente en un tubo exterior 53 que tiene una ranura alargada 55. Con éste tipo de construcción, el operador puede hacer girar el tubo interior 46 para situar de una manera selectiva una de las filas 49, 50, 51 adyacente a la ranura 55 y controlar de este modo el tamaño de las burbujas que fluyen
20. del gas desde el tubo 46, a través de la ranura 55 y al interior de la cámara de oxigenación 27.

25. Durante el cambio de la fuente de suministro de gas, etc, el tubo interior 46 se puede bloquear haciendo girar la parte sin abertura o cuadrante 57 poniendo en coincidencia con la ranura 55. Con ésto se evita cualquier retroceso de sangre al tubo de dispersión de gas 46. A demás, cuando la ranura 55 se bloquea por medio de la parte 57, un tubo de ventilación 60 fuera de la pared lateral 15 se alinea con un
30. orificio de ventilación en el tubo interior 46 que permite el escape de gases al exterior del oxigenador.



5. En la figura 8 se ilustra otra modificación del tubo de dispersión de gas en la cámara de oxigenación. En la modalidad de la figura 8 el tubo de dispersión de gas 30 tiene una pluralidad de aberturas y se sitúa dentro de la cámara arqueada 60. La cámara se cierra por medios de placas de dispersión de gas 61 y 62 que tienen filas de orificios 63 y 64, cuyos orificios se pueden cerrar por válvulas de laminilla 66 y 67, respectivamente. Las válvulas de laminilla 66 y 67 sirven para evitar el flujo de sangre en el tubo de dispersión de gas 30 bloqueando las aberturas 63 y 64 a producirse cualquier tendencia por parte de la sangre a fluir al interior de la cámara 60.

10. Observando la figura 2, se verá que la cámara de oxigenación o cámara de burbujeo 27 tiene un volumen variable para facilitar velocidades de flujo de sangre variables y proporcionar un flujo ascendente uniforme y la formación de burbujas en el interior de la cámara 27. Con éste fin, la cámara 27 está definida por una pared fija 69 que tiene una ligera inclinación a partir de la vertical que se extiende entre las paredes laterales 15, 16 según se ilustra en la figura 3. El otro lado de la cámara de oxigenación 27 está definido por una pared móvil 70 montada pivotalmente en la unión de la pared inferior 18 en la pared trasera 14, según se indica en el número 72. La posición de la pared 70 se controla por un saliente 73 que se extiende a través de una abertura 74 y la pared trasera 14 según se ilustra con claridad en la figura 2. Un elemento arqueado 75, fijo a la pared superior 20, cierra el borde superior 77 de la pared móvil, para evitar el flujo de sangre o burbujas de sangre alrededor de la parte superior y por detrás de la pared 70.



Una cámara de eliminación de burbujas 81, definida por las paredes laterales, pared superior 20, rampa de retorno de sangre 82 y placa defletores 83, se encuentra en comunicación con la cámara de oxigenación 27 a través de una

5. abertura de entrada 79. Tanto la rampa de retorno 82 como la placa reflectora 83 se extiende entre las paredes laterales 15 y 16, según se ilustra en la figura 3. La rampa de retorno de sangre tiene una pluralidad de nervaduras paralelas 86, según se ilustra en la figura 3, para sostener un conjunto de

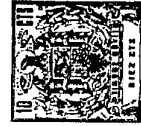
10. bolsa despumante y de filtro 87. La bolsa espumante 87 comprende un armazón rígido de malla que tiene una pared superior 89, una pared delantera 90, una pared inferior 91 y una pared trasera 92, con las paredes superior e inferior unidas por paredes laterales 95 y 96, según se ilustra en la figura

15. 3. Este armazón interior de malla se puede fabricar con una pluralidad de nervaduras de 1,59 mm de diámetro que se fusionan para producir un espacio de forma de diamante entre las nervaduras de aproximadamente 6,35 mm cada uno en sentido longitudinal. El armazón interior se fusionan en 97 y 98 a la

20. placa superior 20 y a la placa de la cámara de oxigenación 69, por lo que todo el flujo de sangre procedente de la cámara debe penetrar en la bolsa espumante y filtro 87. Según se ilustra con claridad en las figuras 3 y 5, el armazón interior 81 define una cámara de eliminación de burbujas 100 que tiene

25. una anchura muchas veces mayor que su altura, colocándose la cámara 100 en sentido generalmente horizontal. Una pluralidad de aberturas 101, se habilitan en la parte inferior o fondo 91 del armazón interior 81. La propulsión de avance de la entrada de gas respiratorio y sangre impulsará las burbujas a través

30. de los espacios en forma de diamantes del armazón de malla.

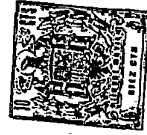


5. Rodeando al armazón rígido 81 y definiendo parte de la bolsa despumante 87 se encuentra un alma de malla suelta 105 definida por capas de un material grueso, por ejemplo una red de polipropileno o espesa abierta de plástico, que puede ser poliuretano, y que se ha recubierto con una sustancia despumante de la sangre, por ejemplo un agente despumante de polimetilsiloxano.

10. Esta malla se empaqueta suelta en capas múltiples. Un filtro 129 se coloca rodeando la bolsa eliminadora de burbujas y despumante 87. Las burbujas procedentes de la cámara de oxigenación de sangre 27 penetra en la cámara 100 y pasan al interior de la malla de polipropileno tratado con silicona 105 y las burbujas que eliminan devolviendo la sangre a un estado totalmente líquido. A medida que las burbujas penetran en la cámara colectora de burbujeo 100, partes de las burbujas descenderán por gravedad directamente al interior de la malla 105, eliminandose el exceso de gas de la sangre.

15. La sangre intrega se recoge entonces sobre la rampa de retorno 82. Los espacios entre nervaduras 86 definen canales de flujo libre para la devolución de sangre líquida integra.

20. Otras burbujas pasarán desde la cámara colectora 100 en dirección de la flecha 110, según se ilustra en la figura 2, penetrando en la malla 105. Estas burbujas se ponen en contacto con la malla 105 eliminando el exceso de gas y cayendo la sangre reconstituida de nuevo a la cámara 100 donde actúa de una forma catalíptica como agente eliminador de burbujas sobre nuevas burbujas en la cámara 100. El exceso de gas procedente de la cámara de eliminación de burbujas principal 81 escapa a través de un orificio de ventilación 112.



La sangre íntrega sin burbujas que fluye por la rampa 82 pasa a través de la ranura 114 entre la rampa 82 y la placa desviadora 83 y fluye sobre la rampa de depósito 115. La rampa 115 se extiende completamente entre las paredes laterales 15 y 16 y definen un depósito 117 para la sangre no el oxigenador. La rampa 115 tiene en su extremo un deflector vertical 118 el cual según se ilustra en la figura 4, termina en 119 a corta distancia de la pared 16 para permitir que fluya la sangre alrededor del deflector 118 hasta una cubeta 120 que conduce a la abertura de salida de sangre venosa 28 en la parte inferior delantera de la pared lateral 15. En la cubeta 120 se dispone un flotador 122 que sirve para evitar la succión en la boca de salida 28, con el fin de que no se aspire aire del depósito 115 del oxigenador cuando se encuentra vacío de sangre. El depósito 117 tiene un orificio 125 en la pared delantera 12 que sirve para añadir medicamento a la sangre cuando se desee. En la pared 82 se habilita un orificio de ventilación 93 para la descompresión libre del depósito 117.

Una placa de regulación de temperatura 126, separada a corta distancia por encima de la rampa del depósito 115, tiene una parte superior curvada 128 para dirigir el flujo de sangre uniformemente entre la placa 126 y la rampa 115. La placa 126 ocupa una distancia sustancial entre las paredes laterales 15 y 16. La placa de regulación de temperatura 126 se activa electricamente, o tiene aberturas apropiadas para agua con el fin de regular la temperatura de la placa 126 y, con ella, la sangre que fluye entre la placa 126 y la rampa 115, así como la sangre en el depósito 117. Observese también que la inclinación de la rampa 115 y la placa de regulación de temperatura 126 sirve para aumentar la exposición de la san



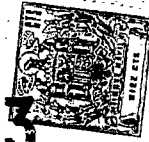
gre en el depósito 117 a la placa de regulación de temperatura 126.

- Una modalidad adicional del presente invento se representa en las figuras 9 y 10 donde se ilustra un conjunto
5. oxigenador 150. El oxigenador 150 es similar al descrito con respecto a las figuras 1-5, a excepción de que las rampas de retorno de flujo de sangre y de depósito se sitúan opuestas y dichas rampas tienen una configuración algo diferente. De un modo mas específico, la rampa de retorno 151 se inclina hacia
10. adelante de forma que el flujo de sangre procedente de la cámara de eliminación de burbujas 152 fluya a través de la abertura de renura 153 sobre la rampa de depósito y la placa de control de temperatura 155 combinadas. Según se observará en la figura 10 la placa de regulación de temperatura 155 está
15. compuesta por una placa inferior 166 y una placa superior ondulada 167 con puntos de estanqueidad 168. La placa superior ondulada 167 define una serie de canales interconectados 170 a través de los cuales puede fluir agua a temperatura controlada desde la abertura 172 hasta la abertura 174. Las ondula-
20. ciones en la placa 155 evitan la formación de burbujas y al mismo tiempo aseguran una distribución uniforme de la sangre a través de la superficie de la rampa 155.

- Con el fin de forzar la sangre a un nivel mas elevado en la cámara de depósito 176, se fija una cámara vacía 177 dentro de la cámara de depósito.
- 25.

- Una diferencia adicional en la modalidad de la figura 9 es que la pared móvil 179 de la cámara de oxigenación o mezcladora 180 tiene su extremo superior 182 cerrado por la bolsa despumante 82 mediante un elemento de plástico flexible 185, ilustrado en 186.
- 30.

406373



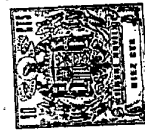
En la figura 13 se ilustra una modalidad adicional del presente invento, donde un oxigenador 200 se representa con una configuración generalmente similar a las ilustradas en las figuras 1-5. No obstante, en la modalidad de la figura 13 la placa de rampa 201 no sirve para regular la temperatura de la sangre sino que, por lo contrario, se habilita un conjunto de bastidor de montaje 204 que sostiene toda la caja del oxigenador y tiene un elemento de canal de agua 206 congruente con la rampa 208 para la finalidad de acoplarse a la rampa y regular su temperatura. Con el fin de abastecer agua a temperatura regulada al canal y soporte 206, se emplean un adaptador de admisión 209 y un adaptador de salida 210.

- N O T A -

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. También se hace constar que el invento corresponde a una solicitud de Patente presentada en Norteamérica, bajo el número y la fecha siguiente, número 178.647 de 8 de septiembre de 1971, acogiéndose por lo tanto a los beneficios que conceden los Convenios Internacionales en vigor, siendo lo que constituye la esencia del referido invento y por lo que se solicita una Patente de Invención por 20 años en España, sobre PERFECCIONAMIENTOS EN OXIGENADORES DE BURBUJEO, caracterizándose por lo siguiente.

1.- Perfeccionamientos en oxigenadores de burbujeo caracterizados porque comprende cada oxigenador una cámara de burbujeo en dichos medios de caja para oxigenar sangre medios para suministrar sangre venosa a la cámara de burbujeo,

Res



406373

bujeo está definida por un material despumante cerrado en cinco de sus lados y abierto por el sexto a la cámara de burbujeo.

5.

7.- Perfeccionamientos según la reivindicación 6, caracterizados porque dicha cámara colectora de burbujeo permite el movimiento ascendente de burbujas en la misma al interior del material despumante para hacer estallar una parte de las burbujas y permitir que la sangre resultante caiga retrocediendo con la cámara colectora.

10.

8.- Perfeccionamientos según la reivindicación 6, caracterizados porque dicha cámara colectora de burbujeo se extiende prácticamente en dirección horizontal, teniendo dicha cámara colectora una longitud y anchura prácticamente mayores que la altura de la cámara colectora.

15.

9.- Perfeccionamientos según la reivindicación 8, caracterizados porque dichos medios de caja generalmente rectangulares, siendo dicho material espumante generalmente rectangular y estando situado en la parte superior de los medios de caja.

20.

10.- Perfeccionamientos según la reivindicación 9, caracterizados porque presenta medios de cámara de burbujeo en dichos medios de caja para mezclar sangre y gases respiratorios, medios de depósito en dichos medios de caja, y medios para llevar sangre oxigenada desde dicha cámara de burbujeo hasta dicho depósito que comprenden una rampa generalmente plana sobre la cual fluye sangre de una forma planar y medios para controlar la temperatura de la sangre que fluye sobre la rampa.

25.

30.

11.- Perfeccionamientos según la reivindicación 10, caracterizados porque comprende una placa de direc-

406373



ción por encima de dicha rampa y separada una pequeña distancia de la misma para formar un "sifón" de burbujeo para la sangre que fluye entre la rampa y la placa de dirección.

5.

12.- Perfeccionamientos según la reivindicación 11, caracterizados porque comprende medios para controlar la temperatura de dicha placa de dirección con el fin de controlar la temperatura de la sangre.

10.

13.- Perfeccionamientos según la reivindicación 11, caracterizados porque dicha rampa define un lado del depósito dentro de la caja, siendo dicho depósito estrecho en el fondo y divergiendo hacia fuera en dirección ascendente.

15.

14.- Perfeccionamientos según la reivindicación 10, caracterizados porque comprende un soporte inclinado angularmente y un control de temperatura para dichos medios de caja, acoplándose dicha rampa directamente a dicho soporte.

20.

15.- Perfeccionamientos según la reivindicación 10, caracterizados porque dicha rampa comprende una pluralidad de ondulaciones para dirigir el flujo de sangre en sentido descendente, medios que cierran el lado inferior de las ondulaciones y medios para abastecer fluido de control de la temperatura a las ondulaciones cerradas.

25.

16.- Perfeccionamientos según la reivindicación 10, caracterizados porque comprende una cámara suspendida junto a dicha rampa cerca de la parte inferior de la misma para elevar el nivel de la sangre en el depósito y aumentar la cantidad de sangre expuesta al control de temperatura.

30.

17.- Perfeccionamientos según las reivindicaciones anteriores, caracterizados porque se habilita un sistema oxigenador en el fondo de la cámara de burbujeo que com-

De



prende: un conjunto de bastidor, medios para abastecer sangre venosa al conjunto de bastidor, una cámara mezcladora de gas respiratorio y sangre, medios para suministrar oxígeno a dicha cámara, y medios manejables de una forma selectiva para evitar que fluya sangre, desde la cámara de mezcla hasta los medios empleados para suministrar oxígeno a la cámara.

5.

18.- Perfeccionamientos según la reivindicación 17, caracterizados porque dichos medios empleados para evitar selectivamente que fluya sangre desde la cámara mezcladora hasta los medios empleados para suministrar oxígeno a la cámara mezcladora comprenden medios de válvula unidireccional.

10.

19.- Perfeccionamientos según la reivindicación 18, caracterizados porque dichos medios empleados para suministrar oxígeno a la cámara mezcladora comprenden un tubo alargado en la cámara mezcladora, una pluralidad de aberturas en dicho tubo, y una válvula de laminilla alargada sobre dichas aberturas diseñada para cerrarlas en respuesta a la tendencia hacia el flujo inverso por dichas aberturas.

15.

20.- Perfeccionamientos según la reivindicación 17, caracterizados porque dichos medios empleados para suministrar oxígeno a dicha cámara mezcladora comprenden un primer tubo en la cámara mezcladora, un segundo tubo en la cámara mezcladora rodeando a dicho primer tubo, un primer dispositivo de aberturas en dicho primer tubo y un segundo dispositivo de aberturas en dicho segundo tubo comunicables selectivamente para ventilar los medios de abastecimiento de oxígeno y bloquear el oxígeno o el flujo de sangre con relación a dicha cámara mezcladora a través de dichos tubos.

20.

25.

21.- Perfeccionamientos según la reivindicación 20, caracterizados porque dicha válvula de laminilla tie-

30.

PC

406373



ne forma arqueada y se extiende en una longitud sustancial a lo largo de dicho tubo.

5. 22.- Perfeccionamientos según las reivindicaciones 17 a 21, caracterizados porque se disponen medios para suministrar gas respiratorio a dicha cámara mezcladora que comprenden un primer dispositivo de aberturas y un segundo dispositivo de aberturas de tamaño diferente a dichas primeras aberturas, medios para poner selectivamente en comunicación uno de dichos medios de aberturas con dicha cámara mezcladora para controlar el tamaño de las burbujas de gas en la misma y el contenido de dióxido de carbono en la sangre.

10. 23.- Perfeccionamientos según la reivindicación 22, caracterizados porque comprende un primer tubo, una pluralidad de filas de aberturas en dicho primer tubo, cada una de cuyas filas se extiende en sentido prácticamente horizontal, teniendo cada fila aberturas de tamaño diferente, un tubo exterior que rodea a dicho primer tubo y que gira con relación al mismo teniendo dicho tubo exterior una abertura alargada comunicable con una fila solamente cada vez para comunicar la fila elegida con la cámara mezcladora con el fin de variar el tamaño de las burbujas en la misma.

15. 24.- Perfeccionamientos según las reivindicaciones 22 y 23, caracterizados porque se dispone una cámara de oxigenación generalmente planar en dichos medios de caja, una cámara colectora de sangre, generalmente planar, en dichos medios de caja, y un dispositivo de control de la temperatura generalmente planar, en dichos medios de caja.

20. 25.- Perfeccionamientos según la reivindicación 24, caracterizados porque dicha cámara de oxigenación tiene una dirección generalmente vertical.

30.



1972

26.- Perfeccionamientos según la reivindicación 24, caracterizados porque dicha cámara colectora de burbujeo es generalmente horizontal.

5.

27.- Perfeccionamientos según la reivindicación 24, caracterizados porque dicho dispositivo de control de la temperatura está definido por una rampa relacionada angularmente.

10.

28.- Perfeccionamientos en oxigenadores de burbujeo, tal y como queda sustancialmente descrito en la presente Memoria e ilustrado en los dibujos adjuntos.

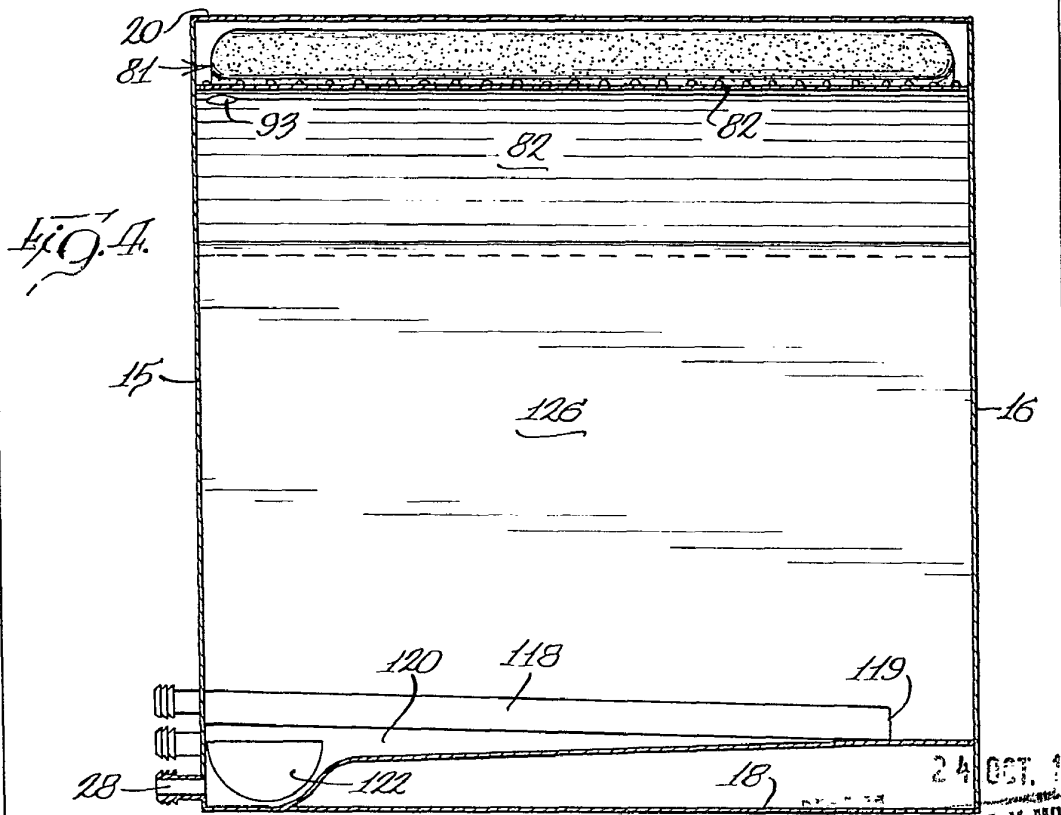
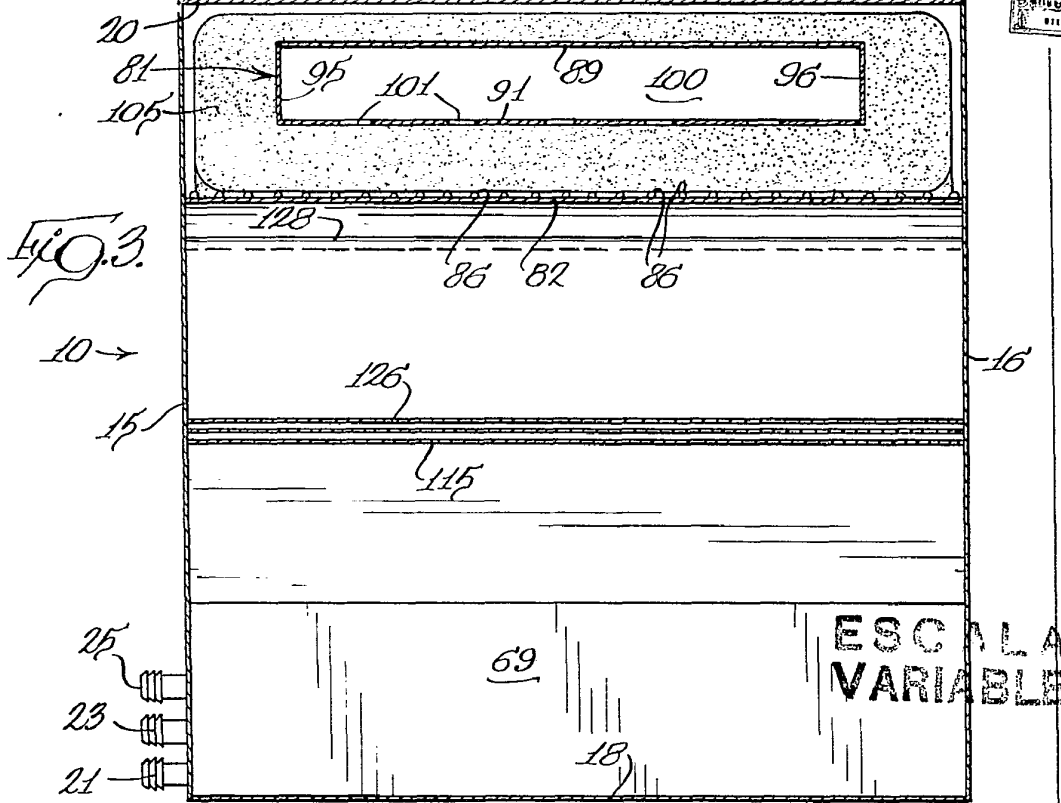
Esta Memoria consta de veintiseis hojas escritas a maquina por una sola cara.

Madrid, 24 OCT. 1972

RICHARD ALLISON DEWALL.

J. GOMEZ ACEBO Y MODET
p. Elmerdo L. Gasta Fernández

406573



24 OCT. 1972
 J. GOMEZ ACEBO Y MORENO
 P. p. Firmados La Gaceta Federal
[Signature]

406373

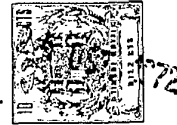


Fig. 5.

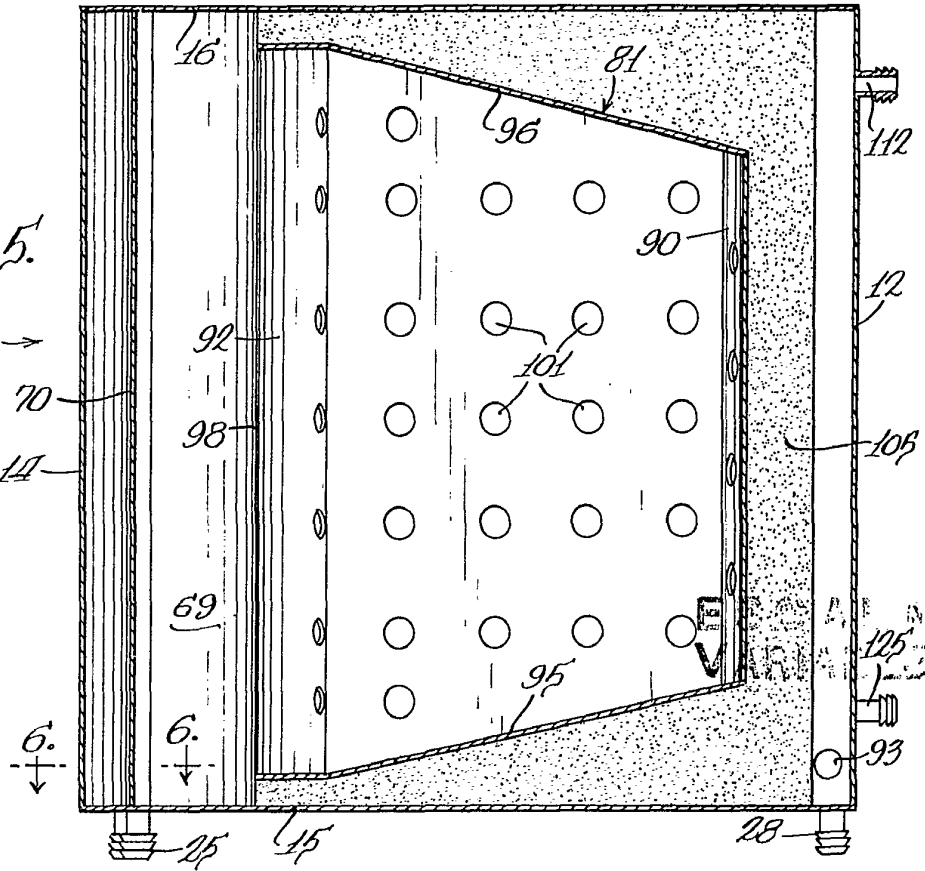


Fig. 6.

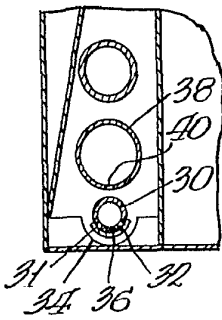


Fig. 8.

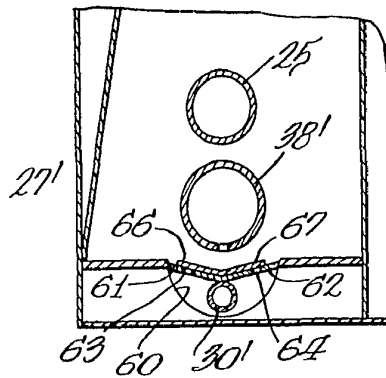
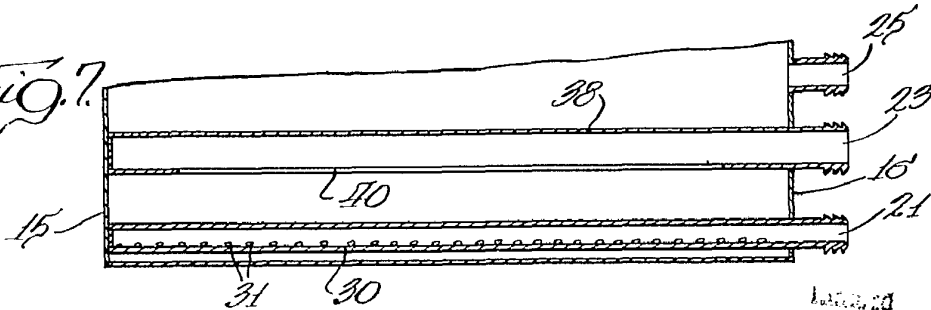


Fig. 7.



EST. 1972

D. GOMEZ ACEBO Y CIA.
 Elmasdo: L. Gomez Acebo

Curios

