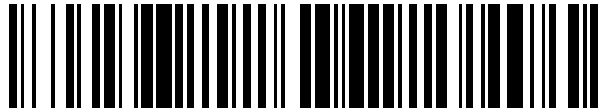


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 476 608**

51 Int. Cl.:

**A61M 1/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **02.12.2008 E 08860301 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.06.2014 EP 2222352**

54 Título: **Separador de aire para sistema quirúrgico oftálmico**

30 Prioridad:

**13.12.2007 US 955638**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

**15.07.2014**

73 Titular/es:

**BAUSCH & LOMB INCORPORATED (100.0%)  
ONE BAUSCH & LOMB PLACE  
ROCHESTER, NY 14604-2701, US**

72 Inventor/es:

**JONES, ROSS PETER y  
LUTWYCHE, MARK IAN**

74 Agente/Representante:

**UNGRÍA LÓPEZ, Javier**

**ES 2 476 608 T3**

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

**DESCRIPCIÓN**

Separador de aire para sistema quirúrgico oftálmico

5 **Campo**

La presente invención se refiere a la detección de un caudal de aspiración en un sistema de bomba quirúrgica. Más particularmente, la presente solicitud se refiere a cartuchos para su uso con sistemas de bomba microquirúrgica oftálmica.

10

**Antecedentes**

Las afirmaciones en esta sección simplemente proporcionan información sobre antecedentes relacionada con la presente divulgación y puede que no constituyan técnica anterior.

15

El flujo y caudal de tejido y fluidos a través de un tubo de aspiración es interesante durante las operaciones, incluyendo operaciones oftálmicas. Durante la microcirugía oftálmica, se insertan pequeñas sondas en un sitio de la operación para retirar tejidos y fluidos que pueden infundirse al sitio de la operación. Los fluidos de infusión pueden aspirarse también del sitio. Pueden acoplarse también cartuchos quirúrgicos a las sondas quirúrgicas, para posibilitar la recogida de los fluidos aspirados. La medición del caudal de aspiración quirúrgico puede ser valiosa en tanto que proporciona un control seguro del equipo quirúrgico oftálmico. Sin embargo, el paso de burbujas de aire, entre otros factores, dentro del dispositivo de medición de aspiración, puede hacer que la medición del caudal sea difícil de conseguir.

20

25

Por lo tanto, sería deseable incorporar un medio de filtración o de desviación de aire hacia un cartucho quirúrgico desechable para permitir una medición precisa del caudal, retirando o reduciendo en gran medida cualquier efecto de las burbujas de aire.

30

El documento US 5 441 482 A divulga un dispositivo de succión quirúrgico impulsado por chorro y su método de utilización.

El dispositivo de succión comprende un difusor y una boquilla de bomba eyectora para crear un vórtice giratorio que concentra un componente gaseoso del fluido aspirado en su centro.

35 **Sumario**

La presente divulgación se refiere a sistemas quirúrgicos oftálmicos en los que un canal de flujo de aspiración está dispuesto y configurado para separar el aire del líquido que fluye a su través. De acuerdo con un aspecto de la presente solicitud, se proporciona un cartucho quirúrgico para sistemas quirúrgicos oftálmicos que incluye una carcasa que tiene un primer canal de flujo orientado diagonalmente y un segundo canal de flujo orientado verticalmente, contiguo al primer canal de flujo orientado diagonalmente para establecer una comunicación fluida entre ellos. El primer canal de flujo orientado diagonalmente tiene una porción anterior dispuesta aguas abajo del segundo canal de flujo orientado verticalmente y una porción posterior dispuesta aguas arriba del segundo canal de flujo orientado verticalmente. La porción anterior del primer canal de flujo orientado diagonalmente tiene un área transversal que es mayor que la de la porción posterior. El área transversal de la porción anterior es mayor que el área transversal de la porción posterior en una cantidad o porcentaje que es suficiente para ralentizar el flujo de fluido a través del primer canal de flujo orientado diagonalmente para permitir que el aire dentro del fluido suba y fluya hacia el segundo canal de flujo orientado verticalmente.

40

45

50

Otras áreas de aplicabilidad resultarán evidentes a partir de la descripción proporcionada en este documento. Debe entenderse que la descripción y los ejemplos específicos están destinados a fines de ilustración únicamente y no pretenden limitar el alcance de la presente divulgación.

**Breve descripción de los dibujos**

55

Los dibujos descritos en el este documento son con fines de ilustración únicamente y no pretenden limitar el alcance de la presente divulgación de ninguna manera.

60

La Figura 1 es una vista en perspectiva en corte de parte de una carcasa para una realización de un cartucho para un sistema quirúrgico oftálmico de acuerdo con los principios de la presente divulgación; y

La Figura 2 es una vista en perspectiva en corte de parte de una carcasa para una segunda realización de acuerdo con los principios de la presente divulgación.

## Descripción detallada

La siguiente descripción es meramente de naturaleza ejemplar, y no pretende limitar la presente divulgación, aplicación o usos. Debe entenderse que, mediante los dibujos, los números de referencia correspondientes indican partes y elementos similares o correspondientes.

En una realización, se proporciona un separador de aire en un dispositivo de medición del flujo de aspiración 100 para su uso en sistemas quirúrgicos oftálmicos. El dispositivo de medición del flujo de aspiración 100 incluye una carcasa 102 que puede tener una entrada 104 para recibir un fluido aspirado de un sitio quirúrgico (no mostrado), una salida 106 para sacar el aire separado del fluido aspirado y una salida 108 para sacar el fluido aspirado de un depósito de recogida (no mostrado). La carcasa 102 tiene un canal de flujo orientado diagonalmente 110 y un canal de flujo orientado verticalmente 130, contiguo al canal de flujo orientado diagonalmente en la unión 116.

El canal de flujo orientado diagonalmente 110 tiene una porción anterior 112 dispuesta aguas abajo de la unión 116. El canal de flujo orientado diagonalmente 110 tiene también una porción posterior 118 dispuesta aguas arriba de la unión 116, que está en comunicación con una entrada del canal de flujo 122. La entrada del canal de flujo 122 (y la entrada a la porción posterior 118) tienen un área transversal 124 de un tamaño que es suficiente para permitir o establecer una velocidad de flujo del fluido  $V_f$  de, por ejemplo, entre 100 y 130 mm por segundo a través del mismo. La porción anterior 112 del canal de flujo orientado diagonalmente 110 tiene un área transversal 114 que es mayor que la del área transversal posterior 124. Preferentemente, el área transversal de la porción anterior 114 es mayor que el área transversal posterior 124 en una cantidad o porcentaje que es suficiente para ralentizar el flujo de fluido a través del canal de flujo orientado diagonalmente 110 para provocar que el aire dentro del fluido suba a lo largo de la superficie orientada diagonalmente 120 y entre en el canal de flujo orientado verticalmente 130. Por supuesto, los expertos en la materia se darán cuenta de que el canal de flujo orientado diagonalmente 110 puede estar también orientado verticalmente. Por lo tanto, debería entenderse que el uso del término "orientado diagonalmente" incluye también orientado verticalmente.

Específicamente, el área transversal anterior 114 es mayor en una cantidad o porcentaje que es eficaz para aumentar la resistencia al flujo y reducir la velocidad del flujo en la porción anterior en una extensión en la que la flotabilidad de cualquier aire provoca que el aire suba a una velocidad más rápida que la velocidad del fluido que fluye a través de la porción anterior. De esta manera, el área transversal anterior 114 es mayor que el área transversal posterior 124 en una cantidad o porcentaje que reducirá la velocidad de flujo del fluido en la porción anterior 112 a una velocidad que es aproximadamente la misma que o menor que la velocidad de las burbujas de aire que suben debido a la flotabilidad en la porción anterior 112.

Debe observarse que en la realización mostrada en la Figura 1, el área transversal posterior 124 no está dispuesta inmediatamente precedente a la unión 116, sino que, en lugar de ello, está situada a una distancia aguas arriba de la unión 116, como se muestra en la Figura 1. Sin embargo, el área transversal posterior 124 puede disponerse más cercana a la unión 116. Más específicamente, el área transversal posterior 124 preferentemente está dentro de una distancia predeterminada de la unión 116, de manera que la velocidad de flujo del fluido a través del área transversal posterior 124 se ralentiza posteriormente a una velocidad de separación  $V_s$  en un punto aguas abajo de la unión 116 entre el canal de flujo orientado diagonalmente 110 y el canal de flujo orientado verticalmente 130. Esta distancia predeterminada asegura que las burbujas de aire empiecen a subir (o establece una velocidad en una dirección ascendente) después de que se han movido aguas abajo de la unión 116, de manera que las burbujas subirán hacia arriba hacia el segundo canal de flujo orientado verticalmente 130. Debe observarse que la porción posterior 118 puede variar en de sección transversal para proporcionar una transición gradual entre el área transversal posterior 124 y el área transversal anterior 114. La transición del área transversal posterior 124 análogamente está dentro de una distancia predeterminada de la unión 116, para asegurar de esta manera que el aire dentro del fluido habrá pasado aguas abajo de la unión 116 antes de subir hacia arriba hacia el canal de flujo orientado verticalmente 130. Aunque el área transversal posterior 124 mostrada en la Figura 1 está dispuesta a una distancia aguas arriba de la unión 116, el área transversal posterior 124 puede estar situada más cercana a la unión 116, como en la segunda realización de un separador de aire mostrado en la Figura 2.

En referencia a la Figura 2, una segunda realización de un separador de aire dentro de un dispositivo de medición de flujo para su uso en sistemas quirúrgicos oftálmicos está provisto de una entrada 204 y salidas 206 y 208 similares a la entrada 104 y salida 106 y 108 de la Figura 1. El dispositivo de medición de flujo incluye una carcasa 202 que incluye un canal de flujo orientado diagonalmente 210 y un canal de flujo orientado verticalmente 230, contiguo al canal de flujo orientado diagonalmente en una unión 216. El canal de flujo orientado diagonalmente 210 tiene una porción posterior 218 dispuesta aguas arriba de la unión 216, y una porción anterior 212 dispuesta aguas abajo de la unión 216. El canal de flujo orientado diagonalmente 210 tiene también una porción posterior 218 que está en comunicación con un canal de flujo de entrada. La porción posterior 218 incluye un área transversal posterior 224 que tiene un tamaño que es suficiente para permitir o establecer una velocidad de flujo del fluido  $V_f$  de, por ejemplo, entre 100 y 130 mm por segundo a su través. La porción anterior 212 tiene un área transversal 214 que es mayor que la del área transversal posterior 224. En esta segunda realización, el área transversal posterior 224 está dispuesta inmediatamente aguas arriba de la unión 216, como se muestra en la Figura 2. Como en la primera realización, el área transversal posterior 224 y la región de transición están dispuestas dentro de una distancia

predeterminada de la unión 216 del canal de flujo orientado verticalmente 230. El área transversal de la porción anterior 214 es mayor que la del área transversal posterior 224 en una cantidad que es suficiente para ralentizar el flujo a través del primer canal de flujo 210 a medida que pasa la unión 216, de manera que permite que el aire dentro del flujo de fluido suba a lo largo de la primera superficie que se extiende diagonalmente 220 y dentro del canal de flujo generalmente vertical 230. Análogamente, el área transversal posterior 224 preferentemente está dentro de una distancia predeterminada de la unión 216, de manera que la velocidad de flujo del fluido a través del área transversal posterior 224 se ralentiza posteriormente a una velocidad de separación  $V_s$  en un punto aguas abajo de la unión 216, entre el canal de flujo orientado diagonalmente 210 y el canal de flujo orientado verticalmente 230. Esta distancia predeterminada asegura que las burbujas de aire 228 dentro del fluido empezarán a subir (o establece una velocidad en una dirección ascendente) después de que pasen aguas abajo de la unión 216, de manera que las burbujas de aire 218 subirán rápidamente hacia el canal de flujo orientado verticalmente 230.

En la segunda realización, la carcasa 202 incluye adicionalmente una cámara de electrodo para medir un caudal de fluido de aspiración. El medio de medición de fluido preferentemente utiliza un caudalímetro electromagnético de efecto Hall aislado (no mostrado, pero descrito en las Patentes de Estados Unidos 6.599.277 y 6.634.237), que aprovecha el hecho de que la solución salina usada comúnmente en la cirugía oftálmica es eléctricamente conductora. El efecto Hall implica el desarrollo de un potencial de tensión a través de los fluidos conductores que fluyen entre los conductores que llevan corriente, cuando se someten a un campo magnético. De esta manera, puede inducirse una tensión a través de un depósito de recogida de aspiración si se aplica un campo magnético. Tal medición de flujo en un sistema de bomba quirúrgica oftálmica incluye la aplicación de una fuente de campo magnético o imán electromagnético. La cámara del electrodo detector de flujo incluye adicionalmente un primer y segundo terminales de electrodo dispuestos en lados generalmente opuestos de la cámara terminal del electrodo. El fluido que fluye a través de la cámara terminal del electrodo generalmente comprende una solución salina eléctricamente conductora. Por consiguiente, el primer y segundo terminales de electrodo están dispuestos opuestos entre sí en una relación separada que es suficiente para generar al menos una señal eléctrica indicativa del caudal de fluido que fluye a través de la cámara terminal del electrodo. De esta manera, los canales de flujo 210 y 230 están configurados para separar el aire de la corriente de flujo de fluido antes de que el flujo de fluido alcance la cámara de electrodo detectora de flujo, para de esta manera permitir una medición del flujo de fluido sin interferencia del ruido que inducen las burbujas de aire. Una disposición similar también está representada en el dispositivo de la Figura 1.

En las realizaciones anteriores, el segundo canal de flujo orientado verticalmente preferentemente tiene un área transversal estrecha que es menor que un porcentaje predeterminado del área transversal posterior, por debajo de dicho porcentaje el área transversal estrecha es eficaz para permitir sustancialmente el flujo de aire y restringir sustancialmente el flujo de líquido a través del segundo canal de flujo orientado verticalmente. En al menos la segunda realización, el área transversal estrecha del segundo canal de flujo orientado verticalmente 230 es menor que el 50 por ciento del área transversal posterior 224 del primer canal de flujo 210. Análogamente, en al menos la segunda realización, el área transversal anterior 214 preferentemente es al menos un 50 % mayor que el área transversal posterior 224. Con respecto al canal de flujo orientado diagonalmente en cada una de las realizaciones anteriores, este canal está a un ángulo respecto al canal de flujo orientado verticalmente, ángulo que es entre aproximadamente 10 grados y aproximadamente 80 grados.

De lo anterior, puede apreciarse que la presente invención proporciona una mejora al control del flujo de aspiración, al configurar el primer y segundo canales de flujo para separar las burbujas de aire de la corriente de flujo de fluido para de esta manera restringir el paso de burbujas de aire a un medio de medición de flujo de aspiración. La presente invención se ilustra en este documento mediante ejemplos y un experto habitual en la materia puede hacer diversas modificaciones.

Se cree que el funcionamiento y construcción de la presente invención resultarán evidentes a partir de la descripción anterior. Aunque el aparato y los métodos mostrados o descritos anteriormente se han caracterizado como preferidos, pueden hacerse diversos cambios y modificaciones a los mismos sin alejarse del alcance de la invención como se define en las siguientes reivindicaciones.

**REIVINDICACIONES**

1. Un dispositivo de medición del flujo de aspiración para un sistema microquirúrgico oftálmico que comprende:

- 5 una carcasa (102, 202) que tiene un canal de flujo orientado diagonalmente (110, 210) y un canal de flujo orientado verticalmente (130, 230), contiguo al canal de flujo orientado diagonalmente en una unión (116, 216), teniendo el canal de flujo orientado diagonalmente un área transversal posterior (124, 224) dispuesta aguas arriba de la unión, y una porción anterior (112, 212) dispuesta aguas abajo de la unión, donde la porción anterior tiene un área transversal (114, 214) que es mayor que la de un área transversal posterior (124, 224) en un porcentaje predeterminado que es suficiente para provocar que la velocidad del fluido que entra en la porción anterior (112, 212) se ralentice, de manera que el aire dentro de la porción anterior suba dentro del canal de flujo y escape hacia el canal de flujo orientado verticalmente (130, 230).
- 10
- 15 2. El dispositivo de medición del flujo de aspiración de la reivindicación 1, donde la porción anterior (112, 212) tiene un área transversal (114, 214) que es mayor que la del área transversal posterior (124, 224) en un porcentaje que es suficiente para crear un aumento en la resistencia al flujo suficiente para provocar que las burbujas de aire suban y escapen a través de un canal de flujo orientado verticalmente (130, 230), para permitir de esta manera el paso de líquido y restringir el paso de las burbujas de aire a través del dispositivo de medición del flujo de aspiración.
- 20 3. El dispositivo de medición del flujo de aspiración de la reivindicación 2, donde el área transversal (114, 214) de la porción anterior (112, 212) del canal de flujo orientado diagonalmente (110, 210) es al menos un 50 % mayor que el área transversal posterior (124, 224).
- 25 4. El dispositivo de medición del flujo de aspiración de la reivindicación 1, donde el canal de flujo orientado verticalmente (130, 230) tiene un área transversal estrecha que es menor que un porcentaje predeterminado del área transversal posterior (124, 224) del canal de flujo orientado diagonalmente (110, 210), por debajo del cual el porcentaje del área transversal estrecha es eficaz para permitir sustancialmente el flujo de aire y restringir sustancialmente el flujo de líquido a través del canal de flujo orientado verticalmente (130, 230).
- 30 5. El dispositivo de medición del flujo de aspiración de la reivindicación 1, donde el área transversal estrecha del canal de flujo orientado verticalmente (130, 230) es menor que el 50 por ciento del área transversal posterior (124, 224) del canal de flujo orientado diagonalmente (110, 210).
- 35 6. El dispositivo de medición del flujo de aspiración de la reivindicación 1, donde el canal de flujo orientado diagonalmente (110, 210) está a un ángulo respecto al canal de flujo orientado verticalmente (130, 230), ángulo que es entre aproximadamente 10 grados y aproximadamente 80 grados.
- 40 7. El dispositivo de medición del flujo de aspiración de la reivindicación 1, donde el extremo de la porción posterior (118, 218) que tiene un área transversal posterior (124, 224) está situado dentro de una distancia predeterminada de la unión (116, 216) entre el canal de flujo orientado diagonalmente (110, 210) y el canal de flujo orientado verticalmente (130, 230), de manera que el flujo de fluido más allá de la unión (116, 216) se ralentiza hasta una velocidad de separación que es menor que la velocidad de las burbujas de aire que suben en la porción anterior (112, 212).

45

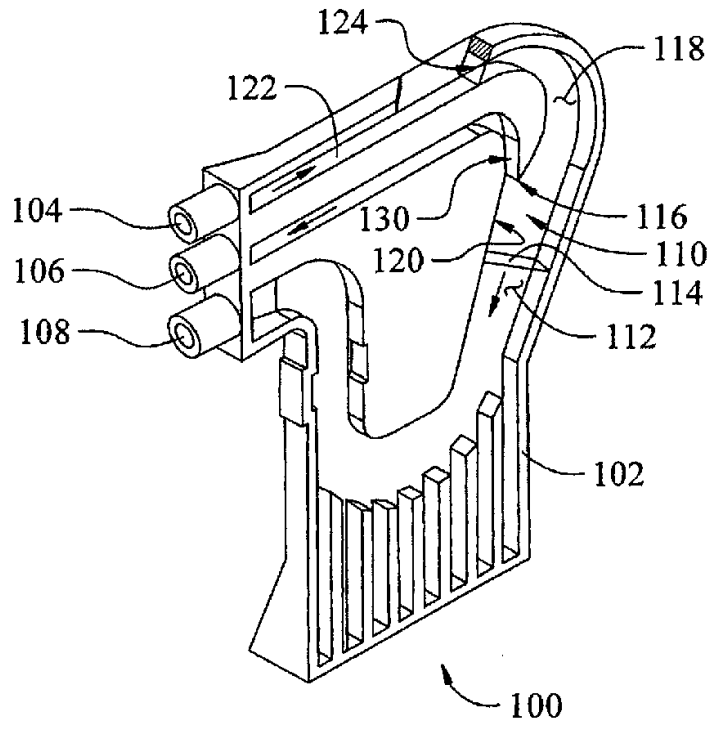


Fig . 1

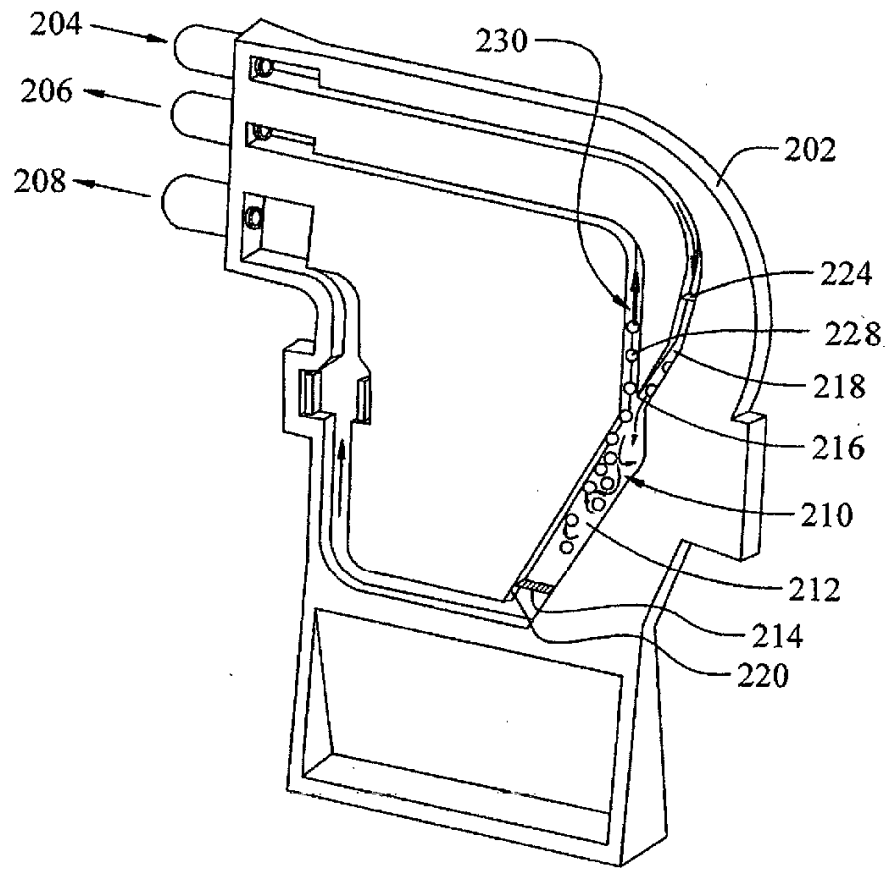


Fig . 2