

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 389 321**

51 Int. Cl.:  
**A61M 1/00**

(2006.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **08802931 .9**  
96 Fecha de presentación: **18.06.2008**  
97 Número de publicación de la solicitud: **2164540**  
97 Fecha de publicación de la solicitud: **24.03.2010**

54 Título: **Dispositivo para la reducción de variaciones de presión en un ramal de aspiración y sistema quirúrgico**

30 Prioridad:  
**06.07.2007 DE 102007031722**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**25.10.2012**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**25.10.2012**

73 Titular/es:  
**CARL ZEISS MEDITEC AG (100.0%)**  
**Göschwitzer Strasse 51-52**  
**07745 Jena, DE**

72 Inventor/es:  
**KÜBLER, CHRISTOPH;**  
**KRAUS, MARTIN;**  
**EICHLER, MICHAEL y**  
**MAIER, TOBIAS**

74 Agente/Representante:  
**TOMAS GIL, Tesifonte Enrique**

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).

ES 2 389 321 T3

## DESCRIPCIÓN

Dispositivo para la reducción de variaciones de presión en un ramal de aspiración y sistema quirúrgico.

5 [0001] Dispositivo para la reducción de variaciones de presión en un ramal de aspiración y sistema quirúrgico

### Campo técnico

10 [0002] La invención se refiere a un dispositivo para la reducción de variaciones de presión de un fluido que fluye en un ramal de aspiración para un sistema quirúrgico, así como un sistema quirúrgico, particularmente un sistema microquirúrgico oftálmico para la faco cirugía.

### Estado de la técnica

15 [0003] Un método utilizado muy frecuentemente en la oftalmología es la facoemulsificación, en la que se utiliza una pieza de mano quirúrgica como herramienta microquirúrgica. Esta pieza de mano comprende en general una punta en forma de una aguja hueca con un diámetro relativamente pequeño, que puede estar diseñada para emulsificar, fragmentar y/o cortar tejido, después de que ésta ha sido introducida en una incisión en la cornea o esclerótica del ojo. Adicionalmente, esta punta de la pieza de mano puede presentar un canal central, que está conectado con una fuente de aspiración, por ejemplo una bomba, que aspira los restos de tejido de la lente destruida del ojo. La pieza de mano puede estar configurada además para suministrar un líquido de lavado, por ejemplo una solución salina (solución BSS), al ojo para el lavado del ojo durante el tratamiento. El tejido retirado, que es aspirado del ojo junto con el fluido de lavado, se recoge por ejemplo en un recipiente de recolección, que habitualmente está dispuesto separado de la pieza de mano. La pieza de mano comprende típicamente un dispositivo de ultrasonido para destruir la lente del ojo, que estimula la oscilación de la punta del ojo. Con esta oscilación de la punta, la lente es destruida en partes pequeñas.

30 [0004] El sistema fluido de un sistema de facoemulsificación se estructura en dos grupos funcionales. El sistema de irrigación efectúa durante la operación la irrigación del ojo con un fluido de lavado. Simultáneamente se aspira a través de un sistema de aspiración de bomba el material de lente emulsificado por el proceso de ultrasonido. El módulo fluido está conectado con estas dos funciones a través de un sistema flexible de tubo flexible con la pieza de mano faco. El suministro del líquido de lavado durante la fase operacional se controla en el ramal de irrigación con una válvula de irrigación. Durante la aspiración se mide la presión de aspiración en el ramal de aspiración y se utiliza para vigilar y controlar los sistemas fluidos y de ultrasonido.

35 [0005] Con estos sistemas quirúrgicos pueden ocurrir durante el funcionamiento de los componentes variaciones de presión del fluido. Particularmente esto puede ocurrir en el ramal de aspiración, con lo cual, la aspiración únicamente puede ocurrir de forma subóptima y puede perjudicar el transcurso operacional.

40 [0006] Del documento US 4,182,385 y del documento WO 89/03230 se conocen sistemas quirúrgicos para la faco cirugía. Para ello se dispone en un ramal de aspiración una bomba para el transporte de un fluido.

### Descripción de la invención

45 [0007] Es tarea de la presente invención, crear un dispositivo, así como un sistema quirúrgico, con el que o con los cuales se puede atenuar el espectro de la frecuencia o el espectro de longitudes de ondas/de amplitud de estas pulsaciones de presión.

50 [0008] Esta tarea se resuelve con un dispositivo, así como con un sistema quirúrgico según las reivindicaciones independientes.

55 [0009] Un dispositivo según la invención está configurado para la reducción de variaciones de presión de un fluido que fluye en un ramal de aspiración para un sistema quirúrgico. El dispositivo comprende una bomba, que está asociada al ramal de aspiración y particularmente está conectada con este, y que está configurada en el funcionamiento activo para el transporte no continuo del fluido que fluye. Con esta bomba y su forma de funcionamiento se generan en el ramal de aspiración variaciones de presión del fluido. El dispositivo comprende además una disposición de difusor, la cual está dispuesta en el ramal de aspiración en dirección de flujo del fluido delante de la bomba. Con este dispositivo se puede modificar el espectro de la frecuencia o el espectro de longitudes de ondas/de amplitud de estas pulsaciones de presión de tal forma, que también mejora de forma notable el efecto de atenuación en el ramal de aspiración.

60 [0010] En el siguiente contexto se usa en lugar del concepto reducción de variaciones de presión la formulación atenuación de variaciones de presión, debiéndose entender siempre una reducción en el sentido de una asintonía de una característica de transmisión del sistema y no una destrucción de energía en el sentido de una atenuación clásica por transformación de energía.

[0011] La disposición de difusor presenta una proporción K entre su dimensión interior máxima y una dimensión interior mínima, que es mayor o igual a 2. Particularmente en el caso de una sección transversal circular la dimensión interior está configurada como diámetro interior. La disposición de difusor presenta preferiblemente una proporción K entre su dimensión interior máxima y su dimensión interior mínima, que es mayor o igual a 5, particularmente mayor o igual a 10. Ya con valores relativamente pequeños de K se pueden lograr atenuaciones importantes particularmente de la amplitud de la onda de presión producida. Junto con la atenuación prioritaria de la amplitud de la onda también se varía con ello la velocidad de fase o velocidad de propagación de ondas c.

[0012] Preferiblemente en el ramal de aspiración o en el lado de aspiración de un sistema quirúrgico se utiliza una bomba de aspiración con forma de construcción cerrada. Esto significa, que la bomba presenta una forma de construcción, en la que los elementos de la bomba que impulsan o transportan el fluido no están directamente en contacto con el fluido. Como bomba se puede utilizar particularmente una bomba peristáltica. También se pueden utilizar sin embargo, bombas de tipo de construcción de bomba Scroll o bomba de diafragma. Precisamente estos tipos de bombas se caracterizan por su forma de construcción por el hecho de que en el funcionamiento activo no pueden generar corriente de fluido continua, puesto que las válvulas de apertura o de cierre o las ruedas de rodillos aspiran respectivamente una cámara volumétrica cerrada de la zona de aspiración. Por esta razón estas bombas inducen en el ramal de aspiración del aparato operacional por sus impulsos de corriente también pulsaciones de presión del fluido que fluye.

[0013] Puesto que precisamente este tipo de bombas, que con sus elementos de transporte no entran en contacto directamente con el fluido que fluye, no sólo se utilizan preferiblemente por motivos higiénicos en el área quirúrgica, es necesario particularmente en tales configuraciones, atenuar las variaciones de presión que conllevan en el transporte no continuo del fluido a través de la bomba. Esto es necesario en última instancia, para no perjudicar de forma negativa el resultado de la operación. Preferiblemente la disposición de difusor comprende al menos un difusor. En principio se entienden con la denominación difusor también todos aquellos elementos, que reducen la velocidad de la propagación de ondas en variaciones de presión de este tipo del fluido que fluye, particularmente que los pueden reducir de forma notable. No obstante debe reducirse especialmente la amplitud de la onda de presión con el difusor.

[0014] Preferiblemente está previsto, que la disposición de difusor comprenda al menos dos difusores. Estos difusores pueden estar configurados como elementos separados. Puede estar previsto particularmente, que en el caso de varios difusores estos estén dispuestos distanciados unos de otros en el ramal de aspiración. Sin embargo de la misma forma también puede estar previsto, que los difusores estén dispuestos directamente contiguos los unos a los otros. En dependencia de la situación se pueden configurar entonces un número optimizado y una disposición optimizada de los difusores unos respecto de los otros.

[0015] Con una pluralidad de difusores puede estar previsto, que éstos estén configurados de igual forma. Particularmente en la conformación y las medidas, así como en la elección del material pueden estar configurados de igual manera.

[0016] De igual forma puede estar previsto sin embargo también, que dos difusores estén configurados de forma diferente. Particularmente también puede existir aquí una diferencia en al menos uno de los parámetros de elección del material, conformación y medidas.

[0017] Si la disposición de difusor comprende al menos dos difusores, puede estar previsto entonces, que estos estén conectados o dispuestos en paralelo uno respecto del otro. No obstante de igual forma también puede estar previsto, que se conecten al menos dos difusores en serie. Con la conexión en serie o la conexión en paralelo de los difusores se puede lograr aquí también de forma específica según la situación una atenuación óptima de variaciones de presión, puesto que en dependencia de los demás parámetros del sistema en el ramal de aspiración y otros componentes del sistema quirúrgico, el espectro de las frecuencias de las pulsaciones de presión del fluido que fluye o la diversa propagación de ondas puede ser diferente. Individualmente se puede lograr entonces por la disposición de los difusores una atenuación de forma muy exacta y precisa de áreas de frecuencia específicas.

[0018] Con una multitud de difusores estos pueden estar unidos de forma desacoplable. De forma sencilla y poco dispendiosa se pueden unir entonces casi un número cualquiera de difusores, para poder mantener una disposición de difusor específica. De esta forma se puede permitir una estructura modular de la disposición de difusor.

[0019] Además de esto puede llevarse a cabo el intercambio o el almacenamiento de un único difusor de forma poco dispendiosa. Un conexión de este tipo de separación no destructiva y producible de forma reversible puede simplificar también la realización de trabajos de limpieza o similares.

[0020] No obstante también puede estar previsto, que estén conectados de forma inseparable al menos dos difusores. Una configuración integral de los difusores de este tipo permite una producción económica y sencilla de los elementos. De esta forma también se pueden minimizar tolerancias en las interfaces de los difusores individuales del conjunto con configuración relativamente compleja. También puede ser influida por ello de forma positiva la estabilidad mecánica.

[0021] Preferiblemente la disposición de difusor está dispuesta en un conducto de aspiración o un tubo flexible de aspiración del ramal de aspiración. De esta forma también se puede aprovechar mejor el efecto de atenuación de un conducto de aspiración o del tubo flexible de aspiración, el cual o los cuales pueden ser deformables de forma elástica al menos en partes por las variaciones de presión del fluido que fluye.

[0022] Preferiblemente la disposición de difusor está distanciada de la bomba dispuesta en el ramal de aspiración y distanciada de una pieza de mano quirúrgica unida con un tubo flexible de aspiración elástico del ramal de aspiración, particularmente una pieza de mano faco dispuesta entre la bomba y la pieza de mano. Preferiblemente el tubo flexible de aspiración representa en esta forma de realización la unión entre la pieza de mano y la disposición de difusor.

[0023] Puede estar previsto, que la disposición de difusor esté dispuesta en el ramal de aspiración de forma desacoplable no destructiva. Con esto también se permite un cambio reversible sencillo y recolocación o una sustitución de la disposición de difusor en caso de defecto o para su limpieza.

[0024] También puede estar previsto sin embargo, que la disposición de difusor esté configurada de forma integral y por consiguiente de forma no separable en el ramal de aspiración. Con esta configuración se puede proporcionar prácticamente un elemento de una sola pieza, que se puede colocar rápidamente en el sistema o sacarse de este. Además de esto también pueden evitarse zonas críticas por ejemplo en vistas a estanqueidad o similares con una configuración integral de este tipo. Además, también se puede realizar de manera económica la fabricación. En vistas a esto puede estar prevista por ejemplo una pieza moldeada por inyección.

[0025] Preferiblemente una dimensión interior mínima, particularmente un diámetro interior mínimo, de la zona atravesada por fluido de un difusor, particularmente la disposición de canal de flujo del difusor, es mayor o igual a una dimensión interior mínima, particularmente diámetro interior, de una abertura delantera de una aguja hueca de la pieza de mano. Con este dimensionamiento se puede impedir que se queden restos de lente absorbidos por la aguja hueca en la disposición de difusor y conduzcan a una obstrucción.

[0026] Preferiblemente la dimensión interior mínima, particularmente el diámetro interior, de la disposición de difusor está entre 0,8 mm y 2,5 mm, particularmente entre 0,8 mm y 1,5 mm.

[0027] Una dimensión interior máxima, particularmente diámetro interior, de la zona atravesada con fluido de la disposición de difusor y por consiguiente particularmente del canal de flujo de la disposición de difusor, está preferiblemente entre 1,2 mm y 25 mm, particularmente entre 1,5 mm y 15 mm. Con estos dimensionamientos de las medidas interiores mínimas y máximas se puede lograr una atenuación óptima de las pulsaciones de presión del fluido que fluye.

[0028] La longitud de la disposición de difusor puede ser dependiente de parámetros específicos del fluido y/o de los componentes asociados al ramal de aspiración. Particularmente la longitud de la disposición de difusor es dependiente de la configuración de los conductos y/o tubos flexibles del ramal de aspiración y/o la bomba y/o la disposición de difusor misma. En este caso se pueden tener en cuenta por ejemplo la forma, la medida, el material y el lugar de colocación y la cantidad de los difusores.

[0029] Ventajosamente la disposición de difusor está unida con un tubo flexible de aspiración elástico en el ramal de aspiración y la longitud de la disposición de difusor es inferior al 15% de la longitud del tubo flexible. Preferiblemente la longitud de la disposición de difusor es inferior o igual al 5%, particularmente inferior o igual al 2% de la longitud del tubo flexible. Cuanto más pequeña sea la longitud de la configuración de la disposición de difusor en comparación con otros componentes, más fácil y más flexible será la manejabilidad y la utilidad de la disposición. Particularmente también se puede lograr con ello una estructura compacta y minimizada. No en último término también se puede ahorrar peso con ello, lo que particularmente conduce con una colocación próxima de la disposición de difusor a la pieza de mano, la cual debe ser sostenida y movida por el operador, a manejabilidad notablemente mejorada y utilización fácil.

[0030] Preferiblemente la disposición de difusor presenta una longitud entre 10 mm y 400 mm, particularmente entre 90 mm y 300 mm, preferiblemente inferior o igual a 200 mm. Estas zonas de longitud permiten una configuración particularmente adecuada en vista a la minimización del espacio de construcción y atenuación efectiva de las pulsaciones de presión. La longitud de la disposición de difusor puede estar sin embargo también entre 100 mm y 400 mm o entre 20 mm y 200 mm. En dependencia del sistema se puede elegir en cada caso la geometría óptima.

[0031] Como parámetros específicos, a partir de los cuales se configuran en dependencia ventajosamente la longitud y geometría de la disposición de difusor, se pueden tener en cuenta por ejemplo la frecuencia de onda de la pulsación de presión del fluido que fluye y/o la densidad del fluido y/o el espesor de la pared de la disposición de difusor o de un difusor y/o el módulo-Young E de la pared del difusor. Con estos parámetros y dimensiones adicionales, como por ejemplo el diámetro local del difusor y/o la viscosidad dinámica del agua se puede determinar la propagación de ondas en una simulación tridimensional y a partir de esto entonces determinarse una geometría

adecuada de la disposición de difusor. Preferiblemente se determina en este caso una proporción K entre una dimensión interior máxima y mínima de la disposición de difusor y se modifica para la optimización como variable en la simulación. Particularmente la dimensión K es el coeficiente de influencia esencial en vista de una atenuación de la onda de presión en el fluido.

[0032] Puede estar previsto, que un lado interior de la disposición de difusor, que representa una limitación de la zona de la disposición de difusor atravesada por el fluido, y por consiguiente define particularmente una pared de un canal de flujo, es al menos en algunas zonas elástico para los efectos de la fuerza causados por los impulsos de presión u ondas de presión del fluido. De igual forma también puede estar previsto, que un lado interior de la disposición de difusor de este tipo es al menos en ciertas partes rígido y con ello no deformable para un efecto de fuerza causado por el fluido.

[0033] La disposición de difusor está dispuesta preferiblemente en un módulo fluídico del dispositivo. De esta forma

[0034] se puede garantizar una protección contra daños y permitirse una colocación mecánicamente estable. Se garantiza un intercambio sencillo del módulo completo del dispositivo, y se permite una accesibilidad sencilla a la disposición de difusor. La disposición de difusor está dispuesta por ello además prácticamente en una carcasa mayor, con lo cual también con una extracción y recolocación múltiple del módulo en el sistema se da una pobreza de desgaste alta.

[0035] Si la disposición de difusor comprende una multitud de difusores, puede estar previsto, que al menos un difusor esté dispuesto en el módulo.

[0036] Preferiblemente al menos un difusor de la disposición de difusor presenta a lo largo de su longitud una dimensión interior que se extiende continuamente partiendo de una dimensión interior mínima hasta una dimensión interior máxima.

[0037] Preferiblemente un lado interior de un difusor de la disposición de difusor está configurado en dirección longitudinal del difusor al menos en ciertas partes de forma curvada. También puede estar previsto, que un lado interior de un difusor de la disposición de difusor esté configurado en dirección longitudinal del difusor al menos en ciertas partes de forma escalonada.

[0038] La disposición de difusor presenta preferiblemente una proporción K entre su dimensión interior máxima y su dimensión interior mínima, donde la dimensión interior mínima y máxima están conformadas preferiblemente en las aberturas finales de la disposición de difusor.

[0039] En términos muy generales en el presente contexto se entiende con atenuación o reducción, como ya se ha mencionado arriba, no tanto un atenuar en el sentido clásico, sino particularmente debe entenderse con ello el cambio de la característica de transmisión del dispositivo para la onda. Con el dispositivo se realiza por consiguiente una atenuación en el sentido de una asintonía de las características de transmisión de los componentes, lo que también se denomina transformación de impedancia. Con la disposición de difusor se produce un desplazamiento de las resonancias y con la disposición de difusor se evita el estímulo de una onda existente en el área de frecuencia relevante en el sistema de aspiración comprendiendo el conducto de aspiración, el tubo flexible de aspiración, la pieza de mano, el conducto de aspiración y la bomba. Cuanto mayor sea la proporción K, con más eficiencia podrá lograrse esto.

[0040] Un sistema quirúrgico según la invención, particularmente un sistema microquirúrgico oftálmico para la cirugía faco, comprende una bomba que en el funcionamiento activo no extrae continuamente, la cual esta asociada a un ramal de aspiración del sistema y preferiblemente está unida a un conducto de aspiración del ramal de aspiración. Es sistema quirúrgico comprende además una pieza de mano quirúrgica, que está conectada con el ramal de aspiración. El sistema quirúrgico presenta además un dispositivo según la reivindicación 1 para la reducción de las variaciones de presión producidas durante el funcionamiento de la bomba de un fluido que fluye en el ramal de aspiración del sistema quirúrgico, comprendiendo dicho dispositivo una disposición de difusor, que está dispuesta en el ramal de aspiración en dirección de flujo del fluido delante de la bomba. Particularmente en operaciones de cataratas, en las que se realiza una eliminación de lente en el ojo mediante una facoemulsificación, se puede impedir con ello un daño debido a la operación debido a variaciones de presión del fluido.

[0041] Las formas de realización ventajosas del dispositivo según la invención para atenuar variaciones de presión deben considerarse formas de realización ventajosas del sistema quirúrgico.

## Breve descripción de los dibujos

[0042] A continuación se detallan ejemplos de realización de la invención mediante dibujos esquemáticos. Muestran:

Fig. 1 una representación esquemática de elementos parciales de un sistema quirúrgico según la invención;

- Fig. 2 una representación esquemática de una sección parcial del sistema quirúrgico según la fig. 1;
- Fig. 3a hasta 3i formas de realización de una disposición de difusor de un dispositivo según la invención;
- 5 Fig. 4a hasta 4f representaciones de cortes longitudinales de diferentes formas de una disposición de difusor;
- Fig. 5a hasta 5k representaciones de cortes transversales de diferentes formas de una disposición de difusor;
- Fig. 6 un modelo conocido del estado de técnica de un sistema quirúrgico;
- 10 Fig. 7 un esquema técnico equivalente de flujo de un componente del modelo según la fig. 6;
- Fig. 8 un ejemplo de realización de un modelo de un sistema quirúrgico según la invención;
- 15 Fig. 9 un esquema técnico equivalente de flujo para un componente del modelo según la fig. 8;
- Fig. 10 diagramas que muestran las frecuencias de rotación de la bomba, las amplitudes de la onda de presión y la presión ocular interna en dependencia del tiempo con una proporción  $K=1$ ;
- 20 Fig. 11 diagramas que muestran las frecuencias de rotación de la bomba, las amplitudes de la onda de presión y la presión ocular interna en dependencia del tiempo con una proporción  $K=15$ ;
- Fig. 12 diagramas que muestran las frecuencias de rotación de la bomba, las amplitudes de la onda de presión y la presión ocular interna en dependencia del tiempo con una proporción  $K=20$ ;
- 25 Fig. 13 diagramas que muestran las frecuencias de rotación de la bomba, las amplitudes de la onda de presión y la presión ocular interna en dependencia del tiempo con una proporción  $K=30$ ;
- Fig. 14 un diagrama, en el cual se representa una proporción de amplitud porcentual de la onda de presión en dependencia de la proporción  $K$ ;
- 30 Fig. 15 un diagrama, en el cual se representa la velocidad de propagación de ondas en dependencia de la longitud de la disposición de difusor para diferentes valores de la proporción  $K$ ;
- Fig. 16 una primera tabla, en la que se muestran valores de parámetros para una simulación del modelo mostrado en la fig. 6;
- 35 Fig. 17 una segunda tabla, en la que se muestran los valores de parámetros y variables para una simulación de un modelo mostrado en la fig. 8 para un primer ejemplo de realización de un sistema quirúrgico según la invención;
- 40 Fig. 18 una tercera tabla, en la que se muestran los valores de parámetros y variables para una simulación de un modelo mostrado en la fig. 8 para un segundo ejemplo de realización de un sistema quirúrgico según la invención;
- 45 Fig. 19 una cuarta tabla, en la que se muestran valores de parámetros y variables para una simulación de un modelo mostrado en la fig. 8 para un tercer ejemplo de realización de un sistema quirúrgico según la invención.

#### Realización preferida de la invención

- 50 [0043] En las figuras los mismos elementos o con funciones iguales se proveen con las mismas referencias.
- [0044] En una representación esquemática se muestra en la fig. 1 un sistema microquirúrgico oftálmico I según la invención para la faca cirugía. En la representación según la fig. 1 se muestran únicamente los componentes esenciales para la comprensión de la invención del sistema I.
- 55 [0045] El sistema quirúrgico I comprende una unidad de aparato 1, que puede estar configurada por ejemplo como carro o similar y presenta además de unidades de mando eléctricas, unidades de control electrónicas para instrumentos microquirúrgicos, una interfaz de usuario y una unidad de visualización también una bomba 2. Esta bomba 2 está configurada en el ejemplo de realización como bomba peristáltica y por consiguiente en el funcionamiento activo una bomba de extracción no continua. La bomba 2 comprende varias ruedas de rodillos 3, que están dispuestas distanciadas las unas de las otras en dirección de circulación (flecha) y aspiran respectivamente una cámara volumétrica cerrada de la zona de aspiración.
- 60 [0046] La bomba 2 está dispuesta en un ramal de aspiración 4 del sistema quirúrgico I y transporta el fluido que fluye en un conducto de aspiración 5 del ramal de aspiración 4 de una pieza de mano quirúrgica 6, que en el ejemplo de realización es la pieza de mano faca, hasta un recipiente colector 7. El ramal de aspiración 4 comprende en la forma
- 65

de realización mostrada también un tubo flexible de aspiración elástico 8 (tubo flexible ASP), que se extiende entre la pieza de mano 6 y una disposición de difusor 9 dispuesta en el ramal de aspiración 4. La disposición de difusor 9 está dispuesta preferiblemente lo más cerca posible de la bomba 2.

5      [0047] La bomba 2 está concebida debido a su tipo de construcción de tal forma, que las ruedas de rodillos 3 están configuradas sin contacto con el fluido que fluye en el conducto de aspiración 5 y por consiguiente no hay ninguna unión directa entre las ruedas de rodillos 3 y el fluido.

10      [0048] La pieza de mano 6 comprende una punta o aguja hueca 10, que es estimulada con un vibrador ultrasónico 11 para la oscilación. El vibrador ultrasónico 11 puede ser un por ejemplo un piezo, que es estimulado a través de una tensión eléctrica para la oscilación. La tensión es generada por una fuente de tensión mostrada simbólicamente 12. La aguja hueca 10 tiene una abertura en su lado delantero dirigido hacia el ojo II, que presenta un diámetro d1. El diámetro d1 es menor que el diámetro del resto de la aguja hueca 10, con lo cual la aguja hueca 10 está configurada en esta abertura delantera de forma estrechada.

15      [0049] El sistema quirúrgico I comprende además un ramal de irrigación 13 con un conducto de irrigación 14, que se extiende entre un receptáculo 15 con un líquido de lavado 16 y la pieza de mano 6. El líquido de lavado 16 puede ser por ejemplo una solución salina (solución BSS). Como se puede ver en la representación de la figura 1, el receptáculo 15 se encuentra en comparación con la pieza de mano 6 en un nivel de altura h1, por lo que en dependencia de esta altura h1 puede modificarse la presión del líquido de lavado 16 en el conducto de irrigación 14. En el conducto de irrigación 14 hay dispuesta además una válvula 17. El conducto de irrigación 14 está conectado con el conducto de aspiración 5 a través de una conexión tubular flexible 18, donde en esta conexión tubular flexible 18 hay dispuesta otra válvula 19.

25      [0050] El conducto de irrigación 14 está configurado preferiblemente al menos parcialmente como tubo flexible elástico (tubo flexible IRR), el cual se extiende entre la pieza de mano 6 y un módulo fluídico 20. El módulo 20 puede comprender al menos en parte la disposición de difusor 9. De igual forma puede estar previsto, que el módulo 20 comprenda las válvulas 17 y 19. El conducto de irrigación 14 también puede estar configurado entre el receptáculo 15 y el módulo 20 como tubo flexible elástico (tubo flexible BSS). La parte del conducto de aspiración 5 que se encuentra en el módulo 20 se denomina a continuación también conducto ASP.

30      [0051] En el ramal de aspiración 4 hay dispuesto además un medidor de presión 21, que en el ejemplo de realización esta posconectado en dirección de flujo del fluido en el conducto de aspiración 5 al conducto conector 18 para el conducto de irrigación 14.

35      [0052] El líquido de lavado 16 suministrado a través del conducto de irrigación 14 es aspirado durante la intervención quirúrgica en el ojo II a través de la aguja hueca 10 con los restos de lentes destruidos a través el ramal de aspiración 4 por la bomba 2.

40      [0053] El sistema quirúrgico I comprende además un dispositivo para la reducción o atenuación de variaciones de presión del fluido que fluye en el ramal de aspiración 4, donde las variaciones de presión se producen por el transporte no continuado de la bomba 2. Este dispositivo para la atenuación de las variaciones de presión comprende la disposición de difusor 9, que está dispuesta en el ramal de aspiración 4 en dirección de flujo (flecha) del fluido delante de la bomba 2.

45      [0054] La disposición de difusor 9 se muestra en la fig. 1 únicamente mediante un elemento de bloque simbólico y está dispuesta relativamente próxima a la pieza de mano 6. En la forma de realización mostrada la disposición de difusor 9 está distanciada de la pieza de mano 6 y también dispuesta con distancia de la bomba 2. También puede estar previsto, que la disposición de difusor 9 esté dispuesta al menos en ciertas secciones en la pieza de mano 6 o directamente en el extremo posterior de la pieza de mano 6 que desemboca en el tubo flexible de aspiración 8.

50      [0055] Con el dispositivo para la atenuación de estas variaciones de presión con la disposición de difusor 9 se puede atenuar el espectro de la frecuencia o el espectro de longitudes de ondas/de amplitud de estas pulsaciones de presión del líquido que fluye en el ramal de aspiración 4. Particularmente también puede influir mejor con esta disposición el efecto de atenuación del tubo de aspiración elástico 8.

55      [0056] En la figura 2 se muestra una representación esquemática de una sección parcial del sistema quirúrgico I según la fig. 1. La disposición de difusor 9 comprende en esta forma de realización ejemplar únicamente un difusor, el cual esta configurado en forma de embudo y que se ensancha en dirección de flujo del fluido en el ramal de aspiración 4. En el lado orientado hacia la pieza de mano 6 del difusor, éste presenta una dimensión interior mínima D1. Puede estar previsto particularmente, que el difusor sea esencialmente redondo en sección transversal, de modo que la dimensión interior sea el diámetro interior. Esta dimensión interior mínima D1 es igual o mayor a la dimensión interior mínima, particularmente al diámetro interior, d1 de la aguja hueca 10. La dimensión interior mínima D1 de la disposición de difusor 9 está particularmente entre 1 mm y 2 mm.

65      [0057] En el lado final de la disposición de difusor 9 que da hacia la bomba 2, el difusor presenta una dimensión interior máxima D2, particularmente un diámetro interior, que en el ejemplo de realización representa al mismo

tiempo la dimensión interior máxima del difusor a través de su longitud L.

[0058] Las medidas interiores D1 y D2 se definen en la forma de realización mostrada en las aberturas finales de la disposición de difusor 9 o del único difusor.

[0059] La dimensión interior máxima D2 está particularmente entre 1,5 mm y 10 mm.

[0060] La disposición de difusor 9 presenta además y con ello también en la forma de realización mostrada el único difusor una longitud L, que dependientemente de parámetros específicos del fluido y/o de componentes asociados al ramal de aspiración 4, por ejemplo el tubo flexible de aspiración 8, y/o la bomba 2 y/o la disposición de difusor 9 puede estar prefijada ella misma. Particularmente la conformación, las dimensiones, el material y la disposición de los componentes unos respecto de otros pueden influir en relación a esto en la longitud L. Para poder lograr una atenuación óptima de las variaciones de presión hay que dimensionar sin embargo particularmente la proporción K entre la dimensión interior máxima y mínima D2 o D1 de forma óptima.

[0061] Esta determinación de la dimensión K y la conformación de la disposición de difusor 9 puede obtenerse preferiblemente con un cálculo de simulación.

[0062] En la forma de realización del único difusor de la disposición de difusor 9 mostrada en la figura 2 este está configurado simétricamente respecto al eje de rotación A.

[0063] En la Fig. 3a hasta 3i se muestran otras formas de realización ejemplares de una disposición de difusor 9, donde naturalmente también se contemplan configuraciones que sobrepasan y no mostradas de una disposición de difusor 9 comprendidas por la invención.

[0064] En la figura 3a se representa otro ejemplo de realización de una disposición de difusor 9 de manera esquemática. En esta forma de realización la disposición de difusor 9 comprende al menos dos difusores 22 y 23, que están conectados en paralelo. En la forma de realización mostrada ambos difusores 22 y 23 están configurados de la misma forma y presentan por consiguiente igual conformación e igual dimensión y están hechos del mismo material. Los dos difusores 22 y 23 están orientados de tal forma, que los extremos orientados respectivamente hacia la pieza de mano 6 presentan el diámetro interior mínimo. El primer difusor 22 presenta una dimensión interior mínima D11 y el segundo difusor 23 presenta una dimensión interior mínima D21. Ambos difusores 22 y 23 están orientados y configurados de tal forma, que los extremos orientados respectivamente hacia la bomba 2 presentan la dimensión interior máxima. De esta forma el primer difusor 22 presenta una dimensión interior máxima D12 y el segundo difusor 23 una dimensión interior máxima D22. Además de esto, el primer difusor 22 presenta una longitud L11, que corresponde a la longitud L21 del segundo difusor 23. Ambos difusores 22 y 23 están configurados de tal forma, que se forman de manera ampliable continua partiendo de sus extremos orientados hacia la pieza de mano 6 con la dimensión interior mínima D11 y D21 hasta los otros extremos con las medidas interiores máximas D12 y D22. Además de esto las partes internas 24 y 25 son rectas a lo largo de toda la longitud entre ambos extremos de los difusores 22 y 23 y por consiguiente se configuran libres de curvatura. De ello resulta una forma de cono truncado para ambos difusores 22 y 23.

[0065] También puede estar previsto, que los difusores 22 y 23 sean diferentes en sus conformaciones y/o en las medidas y/o en los materiales, de los que están hechos. De igual forma también puede estar previsto, que por ejemplo el primer difusor 22 esté dispuesto en una disposición girada en 180 grados en la conexión en paralelo. Esto se muestra de forma ejemplar y simbólica en la fig. 3d. En esta forma de realización el extremo con la dimensión interior máxima D12 estaría orientado hacia la pieza de mano 6.

[0066] En la figura 3b se muestra otra forma de realización de una disposición de difusor 9, en la que al menos dos difusores 22 y 23 están conectados en serie uno respecto del otro. Los dos difusores 22 y 23 están configurados en la representación ejemplar de forma análoga a los difusores 22 y 23 de la figura 3a. En la figura 3b los difusores 22 y 23 están distanciados el uno del otro en el ramal de aspiración 4.

[0067] También puede estar previsto, que los difusores 22 y 23 estén dispuestos inmediatamente contiguos el uno al otro. También aquí puede estar prevista una diferencia de los difusores 22 y 23 en la conformación y/o medidas y similares.

[0068] En la fig. 3c se muestra otra forma de realización de una conexión en serie de difusores 22 y 23 de una disposición de difusor 9, en la que los difusores 22 y 23 están girados el uno hacia el otro con los extremos, los cuales muestran las medidas interiores máximas. La disposición de difusor 9 completa presenta por consiguiente una construcción, que presenta en primer lugar una dimensión interior muy pequeña, que se amplía entonces hasta una dimensión interior máxima y partiendo de esta dimensión interior máxima se estrecha entonces nuevamente hasta una dimensión interior pequeña, particularmente mínima. También con esta configuración de la fig. 3c puede estar previsto, que los dos difusores 22 y 23 no estén dispuestos distanciados el uno del otro, sino inmediatamente uno contiguo al otro.

[0069] Las paredes internas 24 y 25 de los difusores 22 y 23 pueden ser al menos en parte elásticas para las acciones de la fuerza, como pueden ser producidas por las pulsaciones de presión del fluido que circula a través.

[0070] Igualmente puede estar previsto, que estas partes internas 24 o 25 sean completamente rígidas y por consiguiente no deformables frente a tales acciones de la fuerza.

[0071] En las fig. 3e hasta 3i se muestran otras configuraciones ejemplares de una disposición de difusor 9, que se representan mediante símbolos correspondientes. En este caso se muestran otras formas de realización de conexiones en paralelo y conexiones en serie de al menos dos difusores de una disposición de difusor 9. Principalmente la cantidad de los difusores no está limitada a uno o dos, sino que puede estar prevista también una cantidad mayor.

[0072] En las fig. 4a hasta 4f se muestran formas de realización de representaciones de cortes longitudinales de una disposición de difusor 9.

[0073] En la fig. 4a se muestra una representación en corte a través de una disposición de difusor 9, que presenta un difusor 22 con una conformación estrictamente en forma de cono truncado. Esto significa, que el lado interior 24 presenta en la longitud L en la representación en corte mostrada casi una línea recta, que se extiende de forma oblicua entre los extremos del difusor 22.

[0074] En la fig. 4b se muestra otra conformación ejemplar de un difusor 22 en una representación de corte longitudinal. En esta forma de realización el lado interior o la superficie lateral de las partes internas 24 presenta un transcurso curvado contemplado en dirección del eje A. La curvatura presenta en este caso un transcurso curvado casi hacia fuera.

[0075] En la fig. 4c se muestra otra representación en corte de un ejemplo de realización de un difusor 22, que presenta también un lado interior 24 que transcurre de forma curvada. Al igual que en la forma de realización según la Fig. 4b también se forma aquí la curvatura por toda la longitud L, donde sin embargo en la forma de realización de la Fig. 4c se realiza no curvada hacia fuera sino hacia dentro.

[0076] Otra forma de realización de una conformación del lado interior 24 de un difusor 22 se muestra en la representación de corte longitudinal según la fig. 4d. En esta forma de realización el lado interior 24 presenta un transcurso ondulado múltiples veces sobre la longitud L, por lo cual se configura casi un contorno de forma libre. En la representación en corte el lado interior 24 está configurado por consiguiente de manera ondulada.

[0077] En la fig. 4e se muestra otra forma, en la que hay configurada una configuración simétrica al eje A y en la que se realiza aproximadamente en el centro un estrechamiento más fuerte. En la fig. 4f se representa una conformación escalonada, que comprende diez segmentos parciales diferentes DIFF1 hasta DIFF10. Una configuración de este tipo es adecuada también en vista a un cálculo de modelo con una simulación como construcción auxiliar. La cantidad de los segmentos parciales es únicamente ejemplar y puede estar conformada de otra forma de muchas maneras. Particularmente en el caso de un transcurso de contornos muy complejo también puede estar previsto un número muy grande de segmentos parciales, que presentan entonces en dirección del eje A y por consiguiente en dirección longitudinal de la disposición de difusor 9 longitudes parciales mínimas, con lo cual se puede lograr entonces con una variación de medida interior relativamente pequeña entre dos segmentos parciales contiguos un transcurso de contorno sin escalonar y calcularse de forma integral. La suma de las longitudes parciales da entonces como resultado la longitud total L.

[0078] En la fig. 5a hasta 5k se muestran representaciones de cortes trasversales de formas de realización diferentes de una disposición de difusor 9.

[0079] Las fig. 5a hasta 5k muestran vistas esquemáticas, que se eligen en este caso de tal forma, que se ve en dirección de eje longitudinal A desde el extremo con la dimensión interior mayor en dirección al otro extremo con la dimensión interior más pequeña. La fig. 5a muestra en este caso una conformación redonda perfecta de las dos zonas terminales con los diámetros interiores D2 y D1.

[0080] En la fig. 5b se muestra una forma de realización con conformaciones de los extremos angulares, particularmente cuadradas.

[0081] En la fig. 5c se muestra por el contrario una conformación, en la que las zonas terminales están conformadas de forma cuadrangular, sin embargo aquí de forma rectangular.

[0082] La fig. 5d muestra una configuración sin esquinas de los extremos de la disposición de difusor 9, que sin embargo están configurados de forma aplanada, particularmente de forma oval.

[0083] En la fig. 5e se muestra una conformación triangular de los extremos.

[0084] La fig. 5f muestra una forma de realización, en la que los extremos opuestos de la disposición de difusor 9

presentan diferentes conformaciones, que muestran respectivamente un contorno de forma libre.

[0085] En la fig. 5g se muestra una forma de realización no simétrica en vista a un eje horizontal, que muestra respectivamente semicírculos para los dos extremos de la disposición de difusor 9. La fig. 5h muestra una conformación similar, donde la fig. 5i muestra a su vez contornos de forma libres de los dos extremos.

[0086] En las fig. 5j y 5k se muestran otras formas de realización asimétricas, donde en la fig. 5j las medidas interiores D1 y D2 son diámetros interiores de las secciones transversales redondas, y en la fig. 5k los contornos de los orificios finales de la disposición de difusor 9 están parcialmente curvados y también presentan esquinas.

[0087] Generalmente con la invención se puede lograr, que la velocidad de ondas y particularmente las amplitudes de variaciones de presión u ondas de presión del fluido que fluye en el ramal de aspiración en el área la disposición de difusor del dispositivo pueden o puede reducirse notablemente para la atenuación de estas variaciones de presión.

[0088] La bomba 2 configurada como bomba peristáltica puede presentar por ejemplo ocho ruedas de rodillos 3. Puede presentar por ejemplo un número nominal de revoluciones de 600 r.p.m. y un caudal de 60 ml/min. En este caso la zona nominal de la frecuencia de pulsación se extiende por ejemplo de 0 hasta aproximadamente 80 Hz.

[0089] Preferiblemente se puede usar policarbonato como material para una disposición de difusor 9 o un difusor 22 o 23. Con esta elección de material se permite una forma de realización económica y fácil de fabricar. Particularmente la disposición de difusor 9 puede estar fabricada como pieza moldeada por inyección. Con esta elección del material y esta forma de fabricación se permiten también conformaciones múltiples y muy complejas de una disposición de difusor 9. Además, estos materiales permiten una disposición de difusor 9 muy sencilla. Junto a un policarbonato también se puede usar un material de silicona, que puede estar configurado tanto como material de silicona blando como también material de silicona blando.

[0090] La fig. 6 muestra en un modelo para una simulación un sistema de operación estándar con una pieza de mano para operación. El sistema fluido para este sistema de facoemulsificación se estructura en dos grupos funcionales. El sistema de irrigación efectúa durante la operación de cataratas la irrigación del ojo con solución BSS. Simultáneamente se aspira a través del sistema de aspiración de bomba el material de catarata emulsificado por el proceso de ultrasonido. El módulo fluido está unido con estas dos funciones mediante un sistema a través de un sistema de tubo flexible con la pieza de mano faco.

[0091] El punto de partida para el sistema de irrigación es el líquido de lavado de intercambio BSS. La solución BSS actúa a través de la botella colocable en altura como fuente de presión constante hidrostática para el sistema de irrigación. La botella BSS está conectada con la fluidica del aparato a través de un tubo flexible elástico BSS 141.

[0092] La presión hidrostática se puede determinar según la ley física:

$$p = \rho \cdot g \cdot h$$

[0093] La densidad  $\rho$ , la aceleración de gravedad  $g$ , así como la altura de la botella  $h$ , en el ejemplo de realización según la fig. 1 esto es  $h_1$ , determinan respectivamente como tamaño de influencia lineal la presión hidrostática  $p$  del sistema de irrigación del sistema quirúrgico I. En la densidad  $\rho$  de la BSS se parte en todas las contemplaciones de  $\rho=1000 \text{ kg/m}^3$ . En todas las demás contemplaciones se supone una presión hidrostática por la altura de la botella BSS de 50 mmHg.

[0094] En el sistema fluido del sistema quirúrgico I se realiza el flujo de aspiración  $Q$  a través de la bomba 2. Durante la aspiración se mide la presión de aspiración  $p$  en el ramal de aspiración 4 (sensor en el módulo 20) y se utiliza para el control y mando de los sistemas fluidicos y de ultrasonido. La bomba 2 no transporta por su principio de forma de construcción ningún flujo continuo  $Q(t)$ , puesto que las válvulas de apertura o cierre o las ruedas de rodillos 3 respectivamente extraen un aumento de volumen cerrado de la zona de aspiración. Por tal motivo la bomba 2 induce en el ramal de aspiración del aparato de operación pulsaciones de presión  $p(t)$  por sus pulsaciones de flujo  $Q(t)$ .

[0095] Estas pulsaciones de presión  $p(t)$  se extienden como ondas longitudinales a lo largo del ramal de aspiración 4 en dirección del ojo II a operar. Se reflejan en parte en la zona del conducto de aspiración de la pieza de mano 6. Una determinada proporción de estas ondas de pulsación accede sin embargo a través del conducto de aspiración de la pieza de mano 6 a la cámara del ojo abierta por la incisión quirúrgica. La presión intraocular se estimula por ello también a variaciones de presión en la cámara del ojo. Esto es una característica muy desfavorable para el transcurso de la operación. El operador advierte las variaciones de presión como ojo pulsante. La muy delicada intervención se ve muy perturbada por esto.

[0096] Con la invención se encuentra una solución, que puede reducir al menos de forma fuerte el estímulo de pulsación en el ojo a través de las ondas de presión en el ramal de aspiración 4.

[0097] Según el estado de la técnica esto podría ocurrir con la disposición de una capacidad próxima a la bomba 2 que estimula las pulsaciones o a través del aumento de la elasticidad del conducto de aspiración. Esto debe ser evitado sin embargo en cualquier caso por motivos técnicos de procedimiento, puesto que en el caso de una oclusión de la aguja de aspiración, en la ruptura de la oclusión, el conducto de aspiración elástico que está bajo presión de vacío muy alta, así como el tubo flexible de aspiración podría aspirar peligrosamente mucho líquido en poco tiempo de la cámara del ojo. Esta onda de presión conocida con el término "surge" compromete el éxito de la operación de los ojos y debe ser evitada. Pueden darse además por estas fuerzas de aspiración tipo impulso en la punta de la aguja hueca 10 de la pieza de mano 6 lesiones de sección de la bolsa de cápsula posterior del ojo. Por este motivo el ramal de aspiración 4 debe estar equipado con la menor elasticidad posible desde la pieza de mano 6 hasta la bomba 2.

[0098] El tipo de la atenuación de pulsación por un aumento de la elasticidad del conducto y tubos flexibles en el ramal de aspiración o de la disposición de una capacidad adicional debe por lo tanto excluirse.

[0099] Otra posibilidad para la atenuación de la onda de presión según el estado de la técnica sería el aumento de la resistencia hidráulica a través de la disminución de las secciones transversales de conducto de aspiración. Puesto que sin embargo debe ser retirada una emulsión del ojo, el corte transversal interno completo de los conductos y tubos flexibles en el ramal de aspiración 4 debería realizarse de forma notablemente mayor, como la sección transversal más estrecha en la aguja hueca 10, para que el sistema de conducto de aspiración no pueda obstruirse y la pérdida de presión no sea demasiado alta por la corriente de flujo. Esta posibilidad queda por lo tanto también excluida.

[0100] A continuación se explica brevemente, cómo por medio de un modelo de simulación hidráulico las ondas de presión longitudinales que aparecen en el ramal de aspiración 4, así como las variaciones de presión estimuladas en el ojo II se pueden calcular y representar.

[0101] La resistencia hidráulica  $R_h$  de un conducto se puede determinar con flujo tubular laminar según la ley de Hagen-Poiseuille:

$$R_h = \frac{8 \cdot \eta \cdot l}{\pi \cdot r^4}$$

[0102] El radio interior  $r$  del conducto coincide en este caso con el valor inverso de la cuarta potencia. La longitud  $l$  del conducto, así como la viscosidad dinámica  $\eta$  del líquido coinciden en este caso de forma lineal. La unidad de la resistencia hidráulica puede ser expresada p.ej. en [mmHg/ml\*min].

[0103] El conducto hidráulico tiene una inductividad  $L_h$ . La inductividad hidráulica caracteriza el cambio de presión dinámico debido a la inercia de masa del volumen de líquido a acelerar. Puede determinarse según la siguiente fórmula:

$$L_h = \frac{\rho \cdot l}{A}$$

[0104] La densidad  $\rho$  del líquido determina con la longitud de conducto  $l$  así como con la sección transversal de conducto  $A$  la inductividad hidráulica  $L_h$ , cuya unidad se puede expresar en [mmHg\*s/(ml/min)].

[0105] Las características elásticas del conducto flexible se determinan en una primera aproximación por las características de material del material de pared. Con un tubo flexible de silicona blando se parte de un módulo de elasticidad de  $E_{blando} = 1$  MPa, un PVC duro o tubo flexible de silicona presenta un módulo  $E$  de  $E_{duro} = 3$  MPa. La capacidad hidráulica  $C_h$  se puede determinar por consiguiente a través de las características elásticas del material de tubo o de pared de los conductos de  $E_{pared}$  según la siguiente ecuación:

$$C_h = \frac{V_0 \cdot 2 \cdot r}{E_{pared} \cdot h}$$

[0106]  $V_0$  denomina en este caso el volumen del líquido abarcado por el conducto. El espesor de la pared  $h$  de la

pared del conducto y el radio interior  $r$  del conducto y el módulo  $E$  de  $E_{pared}$  de la pared elástica determinan las características capacitivas del conducto elástico con la posible unidad [ml/min\*s / mmHg].

[0107] Partiendo de la capacidad hidráulica  $C_h$  y la inductividad  $L_h$  de un conducto elástico se puede determinar la velocidad de propagación  $c$  de las ondas de presión según la siguiente fórmula:

$$c = \frac{l}{\sqrt{L_h \cdot C_h}} = \sqrt{\frac{E_{pared} \cdot h}{2 \cdot r \cdot \rho}}$$

[0108] La unidad de la velocidad de propagación de ondas o velocidad de fase  $c$  es [m/s]. Como es visible, se acortan longitudes en la fórmula para la velocidad de propagación de ondas  $c$  según el extracto posterior en la fórmula.

[0109] Para un tubo flexible de aspiración con un radio interior  $r = 0.9$  mm así como con un módulo de elasticidad de  $E_{pared} = 3$  MPa para un tubo flexible de PVC duro y un espesor de pared  $h = 1$  mm, esto conduce con las ecuaciones de determinación citadas a una velocidad de propagación de ondas  $c = 40.8$  m/s. El módulo de elasticidad del material de pared elástico determina de forma dominante esta velocidad de fase  $c$  la onda de presión.

[0110] La expansión de una onda unidimensional se puede describir con la ecuación diferencial parcial de 2º orden. Se llama ecuación de ondas o ecuación d'Alembert.

$$\frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = c^2 \frac{\partial^2 p}{\partial x^2}$$

[0111] La solución de la ecuación de ondas hiperbólica se lleva a cabo mediante procedimientos numéricos como p.ej. el procedimiento de características.

[0112] Según la ilustración 1 se lleva a cabo una simulación fluidica utilizando por ejemplo el programa de rastreo Matlab/Simulink de la compañía Mathworks.

[0113] La fig. 6 muestra la disposición hidráulica de los elementos individuales en un modelo según el estado de la técnica. Además de las referencias ya conocidas y descritas arriba y sus componentes asociados, se muestran a modo de modelo una parte 26 del conducto de aspiración (conducto ASP) en el módulo 20, un medidor de presión 27 para el ramal de irrigación 13, un elemento 28 que caracteriza en cuanto a la técnica mecánica de los fluidos una resistencia de la parte de irrigación en la pieza de mano 6, un elemento que caracteriza en cuanto a la técnica mecánica de los fluidos una aguja hueca 10 como resistencia y otro medidor de presión 30.

[0114] Además, se muestran en la fig. 6 según la conformación un elemento caracterizador 31 en cuanto a la técnica mecánica de los fluidos de la capacidad del ojo (OJO C) una resistencia al flujo 32 (OJO R), así como un interruptor 33 que caracteriza la perforación de una partícula de lentes en la pieza de mano 6. Además de esto se simbolizan de forma modélica un tubo flexible elástico de irrigación 140 y otro tubo flexible más elástico (tubo BSS) entre el receptáculo 15 y el módulo 20 mediante el elemento 141.

[0115] Los conductos elásticos relevantes para la expansión de las ondas de presión se representan con el símbolo de conducto. El programa de rastreo Simulink discretiza el conducto elástico en varios segmentos pequeños que tienen respectivamente una única elasticidad capacidad y están representados por una resistencia, como se muestra en la figura 7.

El comportamiento de transmisión en el periodo de tiempo se calcula mediante del procedimiento de características.

[0116] La bomba 2 en el modelo de simulación genera un flujo no continuo  $Q(t)$ . Se parte de una bomba peristáltica, que puede generar con un número máximo de giros  $n = 600$  1/min un flujo máximo  $Q$  de 60 ml/min. La rueda de bombas se supone con siete rodillos 3. La frecuencia de estimulación máxima de los rodillos de bombas rotatorios 3 es por consiguiente:

$$zH0\tau = \tau \cdot \frac{00\partial}{p920\partial} = x\partial m \lambda$$

[0117] La bomba peristáltica 2 como condición marginal se acopla a la red de simulación y transporta desde la zona de aspiración un flujo de volumen según la siguiente ley:

$$Q(t) = \frac{n}{600} \cdot 60 \text{ ml} \cdot (1 + 1/4 \cdot \sin(7 \cdot \pi / 30 \cdot n \cdot t))$$

[0118] En las fig. 16 hasta 19 se muestran tablas, que exponen datos iniciales para la simulación hidráulica. Los parámetros característicos y las características hidráulicas se representan en este caso por elemento. El sistema se lleva a cabo de la siguiente forma: la bomba peristáltica 2 se aumenta en un período de tiempo de  $t=0$  hasta 240 segundos de forma lineal de 0 hasta 600 1/min correspondientemente 0 hasta 60 ml/min en el flujo y a continuación se mantiene constante en el valor final. Análogicamente transcurre el estímulo del pulso de flujo de 0 hasta 70 Hz.

[0119] En la fig. 10 la curva superior muestra el número de revoluciones de bombas ascendente de forma constante respectivamente la frecuencia de las pulsaciones de corriente volumétrica  $Q(t)$  hasta el número máximo de giros de  $n = 600$  1/min, correspondientemente  $f = 10 \cdot 7 = 70$  Hz. La curva de pulsación de presión representada por debajo (ASP) muestra las variaciones de presión en el lado de bombas en el ramal de aspiración. Con frecuencias determinadas son visibles resonancias claras, donde se forman de forma notablemente más fuerte las pulsaciones de presión. La causa de ello es, que las ondas de presión se expanden en el sistema de conducción elástico con una velocidad de aprox. 40,8 m/s y que a causa de las condiciones secundarias con frecuencias determinadas por el comportamiento reflectante se puede crear una onda. Con un vientre de oscilación y un nodo de oscilación de un conducto de aspiración elástico ( $l = 2$  m,  $c = 40.8$  m/s) se puede determinar la primera frecuencia básica según las siguientes leyes:

$$\lambda_0 = 4 \cdot l$$

$$f_0 = c / \lambda_0$$

[0120] Las siguientes frecuencias de resonancia más altas de las ondas estacionarias se siguen determinando por la multiplicación de la frecuencia de resonancia base  $f_0$  con los números impares ascendentes a:

$$\lambda_1 = 4/3 \cdot l$$

$$f_1 = c / \lambda_1$$

y

$$\lambda_2 = 4/5 \cdot l$$

$$f_2 = c / \lambda_2$$

etc.

[0121] Las frecuencias de resonancia se pueden determinar de esta forma con  $l = 2$  m,  $c = 40.8$  m/s a:

[0122]  $f_0 = 5.1$  Hz,  $f_1 = 15.3$  Hz,  $f_2 = 25.5$  Hz etc... Estas frecuencias de resonancia de las ondas estacionarias del sistema de conductos elástico se ven claramente en el transcurso de presión de aspiración en la fig. 10. La sintonización continua de la frecuencia de estimulación de la bomba peristáltica 2 muestra claramente el comportamiento de respuesta del conducto de aspiración elástico en cuanto a las oscilaciones estacionarias estimadas, resonantes. El tercer diagrama en la fig. 10 muestra las oscilaciones de presión transmitidas desde las pulsaciones de presión en el conducto de aspiración al ojo II (presión intraocular IOP) en dependencia del tiempo.

[0123] Las frecuencias de resonancia derivadas de las estimaciones base se ven claramente en la fig. 10.

[0124] Con la invención se garantiza, que se atenúan las pulsaciones de presión en el ojo, que son estimuladas por las ondas estacionarias en el sistema de conducto de aspiración, o se lleva a cabo una transformación de impedancia de tal forma, que no se introduce ninguna capacidad adicional en el ramal de aspiración y no es necesaria ninguna disminución de la sección transversal de conducto dentro del ramal de aspiración.

[0125] Esto se realiza según la invención con el dispositivo, que comprende aguas arriba de la bomba 2 y aguas abajo de la pieza de mano 6 una disposición de difusor 9. Esta disposición de difusor 9 está configurada de tal forma, que transforma la áreas de frecuencia propias de las ondas estacionarias del ramal de aspiración 4 de tal forma que ya no accede ningún estímulo de pulsación de presión a la cámara del ojo. Una conformación del sistema parcial del sistema quirúrgico I tomada como base para el cálculo de simulación se muestra en la fig. 8. A diferencia de la fig. 6 aquí la parte 26 está sustituida por la disposición de difusor 9. En la fig. 9 se indica, que para la conformación técnica de flujo para la disposición de difusor 9 también se puede recurrir a un circuito equivalente de capacidades, inductancias y resistencias, que se puede configurar individualmente para la simulación.

[0126] El o los elementos difusores de una disposición de difusor 9 poseen según la aclaración citada anteriormente una dimensión interior pequeña D1 y una dimensión interior grande D2. La proporción K de las medidas interiores se denomina coeficiente de abertura:

$$K = D2 / D1$$

[0127] La longitud L de la disposición de difusor 9 debe ser en el ejemplo de realización aproximadamente el 5 % de la longitud del tubo flexible de aspiración elástico (tubo flexible ASP), es decir, aprox. L = 100 mm con un tubo flexible de aspiración con una longitud de 2 m.

[0128] Según el modelo según la figura. 8 se realiza una simulación con un modelo de difusor. El difusor está integrado en una discretización según la figura. 4f con niveles diametrales equidistantes en el modelo y comprende diez segmentos parciales DIFF1 hasta DIFF10.

[0129] La disposición de difusor 9 tiene el espesor de pared h y longitud idénticos y el mismo material plástico que en la fig. 6 la parte 26 del conducto de aspiración cilíndrico en el módulo 20 en el modelo según el estado de la técnica. El modelo según el estado de la técnica posee por consiguiente un tubo con un coeficiente de abertura K=1, cuando la definición anterior debe ser la base para un difusor. En este caso se supone un transcurso de simulación idéntico como en el modelo según el estado de la técnica, donde los parámetros para la simulación del estado de la técnica se muestran en la tabla según la fig. 16.

[0130] Para la determinación de la configuración óptima de la disposición de difusor 9 se optimiza particularmente el coeficiente de abertura K del difusor.

[0131] Como material para el conducto de aspiración en el módulo 20 o el difusor se contempla en este caso policarbonato, que puede utilizarse como material de moldeo por inyección económico. El módulo E se supone por ejemplo con 2 GPa.

[0132] Se muestra, que según la fig. 14 con un coeficiente de abertura  $K > 1$  se modifica notablemente el comportamiento de transmisión y resonancia en el ramal de aspiración 4. En la fig. 14 se muestra la proporción AV de las amplitudes de oscilación en el respectivo valor  $K > 1$  referido a la amplitud de oscilación con K=1 expresado en porcentaje, donde

$$AV = \frac{A_{K=x}}{A_{K=1}}$$

[0133] tiene validez. A partir de un coeficiente de abertura de  $K > 10$  hasta K=30 se da una reducción clara de las amplitudes de oscilación. Las tablas de la fig. 17 hasta 19 muestran los parámetros base del elemento difusor a optimizar para los casos K=15, K=20, K=30 de la simulación con los respectivos incrementos de difusor DIFF 1 hasta DIFF10 según la fig. 4f.

[0134] Los diagramas de la fig. 10 hasta 13 muestran el transcurso de simulación de partida K=1, K=15, K=20 y K=30. Mientras que las frecuencias propias permanecen casi inmutadas, se reducen con K creciente las amplitudes de la presión intraocular IOP como también de la presión de aspiración. En el ojo II con K alto ya casi no se advierten pulsaciones.

[0135] La dimensión interior más pequeña D1 preferiblemente es igual a la dimensión interior del tubo flexible de aspiración elástico.

[0136] La utilización de elementos de difusor en el ramal de aspiración 4 conduce con correspondiente interpretación con un programa de simulación como Matlab/Simulink o p.ej. herramientas multifísicas 3D, como Comsol, a una interpretación optimizada de la disposición de difusor 9.

[0137] La función de transferencia de pulsación del ramal de aspiración 4 puede configurarse en conexión con el uso de una bomba peristáltica 2 y un sistema de aspiración de tubo flexible elástico de tal forma, que las pulsaciones de presión de una bomba peristáltica 2 se pueden reducir de manera notable, sin que tengan que introducirse capacidades adicionales en la zona de aspiración o tenga que reducirse notablemente la sección transversal del conducto de aspiración.

[0138] La fig. 15 muestra el transcurso de la velocidad de fase c a lo largo del eje longitudinal de una disposición de difusor 9 sobre su longitud L, con lo cual el fluido se conduce de forma análoga por ejemplo a las disposiciones en la fig. 2 y 8 desde el lado derecho y por el lado izquierdo abandona la disposición de difusor 9 en dirección de la bomba 2. El valor 0 en la fig. 15 se encuentra por consiguiente en la dimensión interior mayor D2 y el valor 100 en la dimensión interior más pequeña D1.

[0139] Para  $K=1$  no es determinable ninguna variación de la velocidad de fase c a lo largo del eje longitudinal. Con valores más altos de K se reduce la velocidad de fase c partiendo de la dimensión interior pequeña D1 hacia la dimensión interior grande D2 a lo largo del eje longitudinal con longitud de difusor creciente L. La fig. 15 muestra curvas características para diferentes valores K desde  $K=1$  hasta  $K=31$ .

[0140] Las características de optimización citadas de sección transversal, medida, longitud así como especialmente el coeficiente de abertura K se optimizan preferiblemente con una herramienta multifísica 3D como p.ej Comsol Multiphysics para la correspondiente aplicación.

[0141] En la simulación explicada anteriormente para la determinación de la configuración de una disposición de difusor 9 se tuvo en cuenta según las tablas en la fig. 17 hasta 19 únicamente la dimensión K como variable y las otras dimensiones citadas, como tubo flexible BSS etc.. se toman como base como parámetros fijos con los valores citados a modo de ejemplo.

Puesto que la dimensión K presenta la influencia esencial en lo relativo a una atenuación de la amplitud de la onda de presión, su optimización está en primer plano. Pero también puede estar previsto, que para una mejora adicional también se tengan como base las dimensiones, tubo flexible BSS y/o tubo flexible IRR y/o pieza de mano IRR y/o pieza de mano ASP y/o OJO R y/o OJO C y/o tubo flexible ASP y/o conducto ASP con otros valores fijos o bien incluso se definan como variables en el transcurso de la simulación. Ha de añadirse sin embargo, que estas dimensiones citadas, en comparación con la dimensión K, tienen una influencia claramente inferior en condiciones específicas, también una influencia a no tener en cuenta, sobre la atenuación de la amplitud de las ondas de presión.

# REIVINDICACIONES

1. Dispositivo para la reducción de variaciones de presión de un fluido que fluye en un ramal de aspiración (4) para un sistema quirúrgico (I), con el ramal de aspiración (4) y con una bomba (2), que produce las variaciones de presión por un transporte no continuo del fluido en el funcionamiento activo, caracterizado por el hecho de que hay dispuesta una disposición de difusor (9) en el ramal de aspiración (4) en dirección de flujo del fluido antes de la bomba (2), y que presenta una proporción K entre su dimensión interior máxima (D2) y su dimensión interior mínima (D1), que es mayor o igual a 2.
2. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la proporción K de la disposición de difusor (9) entre su dimensión interior máxima (D2) y su dimensión interior mínima (D1) es mayor o igual a 10.
3. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la disposición de difusor (9) está dispuesta en el ramal de aspiración (4) de forma desacoplable.
4. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la dimensión interior mínima (D1) de la zona atravesada con fluido de la disposición de difusor (9) es mayor o igual a la dimensión interior mínima (D1) de una abertura delantera de una aguja hueca (10) de una pieza de mano quirúrgica (6).
5. Dispositivo según la reivindicación 4, en el que la dimensión interior mínima (D1) de la disposición de difusor (9) se encuentra entre 0,8 mm y 2,5 mm, particularmente entre 0,8 mm y 1,5 mm.
6. Dispositivo según la reivindicación 4, en el que la dimensión interior máxima (D2) de la zona atravesada con fluido de la disposición de difusor (9) está entre 1,2 mm y 25 mm, particularmente entre 1,5 y 15 mm.
7. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la disposición de difusor (9) está conectada con un tubo flexible de aspiración elástico (8) del ramal de aspiración (4) y la longitud de la disposición de difusor (9) es inferior al 15% de la longitud del tubo flexible de aspiración (8), particularmente inferior o igual al 5% de la longitud del tubo flexible de aspiración (8).
8. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la disposición de difusor (9) presenta una longitud entre 10 mm y 400 mm, particularmente entre 90 mm y 300 mm, preferiblemente es inferior o igual a 200 mm.
9. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la disposición de difusor (9) está dispuesta en un módulo fluídico (20).
10. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la disposición de difusor (9) presenta una proporción K entre su dimensión interior máxima (D2) y su dimensión interior mínima (D1), donde la dimensión interior mínima (D1) y máxima (D2) están configuradas en las aberturas finales de la disposición de difusor (9).
11. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que al menos un difusor (22, 23) de la disposición de difusor (9) presenta a lo largo de su longitud una dimensión interior en aumento continuo partiendo de una dimensión interior mínima (D1) hasta una dimensión interior máxima (D2).
12. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que un lado interior (24, 25) de un difusor (22, 23) de la disposición de difusor (9) está configurado en dirección longitudinal del difusor (22, 23) al menos en ciertas secciones de forma curvada.
13. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que un lado interior (24, 25) de un difusor (22, 23) de la disposición de difusor (9) está configurado en dirección longitudinal del difusor (22, 23) al menos en ciertas secciones de forma escalonada.
14. Sistema quirúrgico, particularmente sistema microquirúrgico oftálmico para la faco cirugía, con una bomba (2) que transporta de forma no continuada en el funcionamiento activo, la cual está asociada a un ramal de aspiración (4) del sistema (I), una pieza de mano quirúrgica (6), que está unida con el ramal de aspiración (4), y un dispositivo según una de las reivindicaciones 1-13.
15. Sistema quirúrgico según la reivindicación 14, en el que la disposición de difusor (9) está dispuesta distanciada de la bomba (2) unida al conducto de aspiración y distanciada de una pieza de mano quirúrgica (6) unida a un tubo flexible de aspiración elástico (8) del ramal de aspiración (4) entre la bomba (2) y la pieza de mano (6).

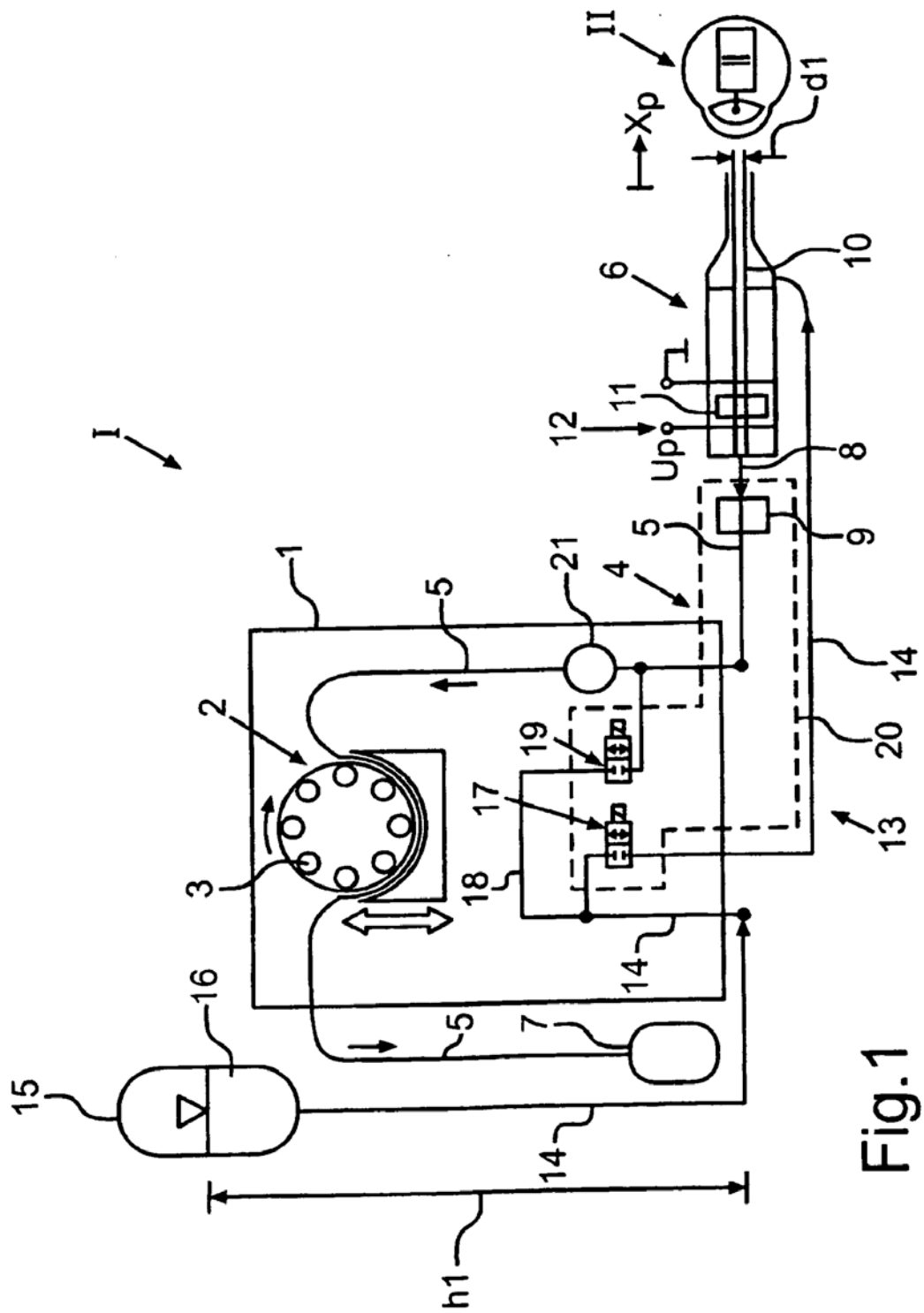


Fig.1

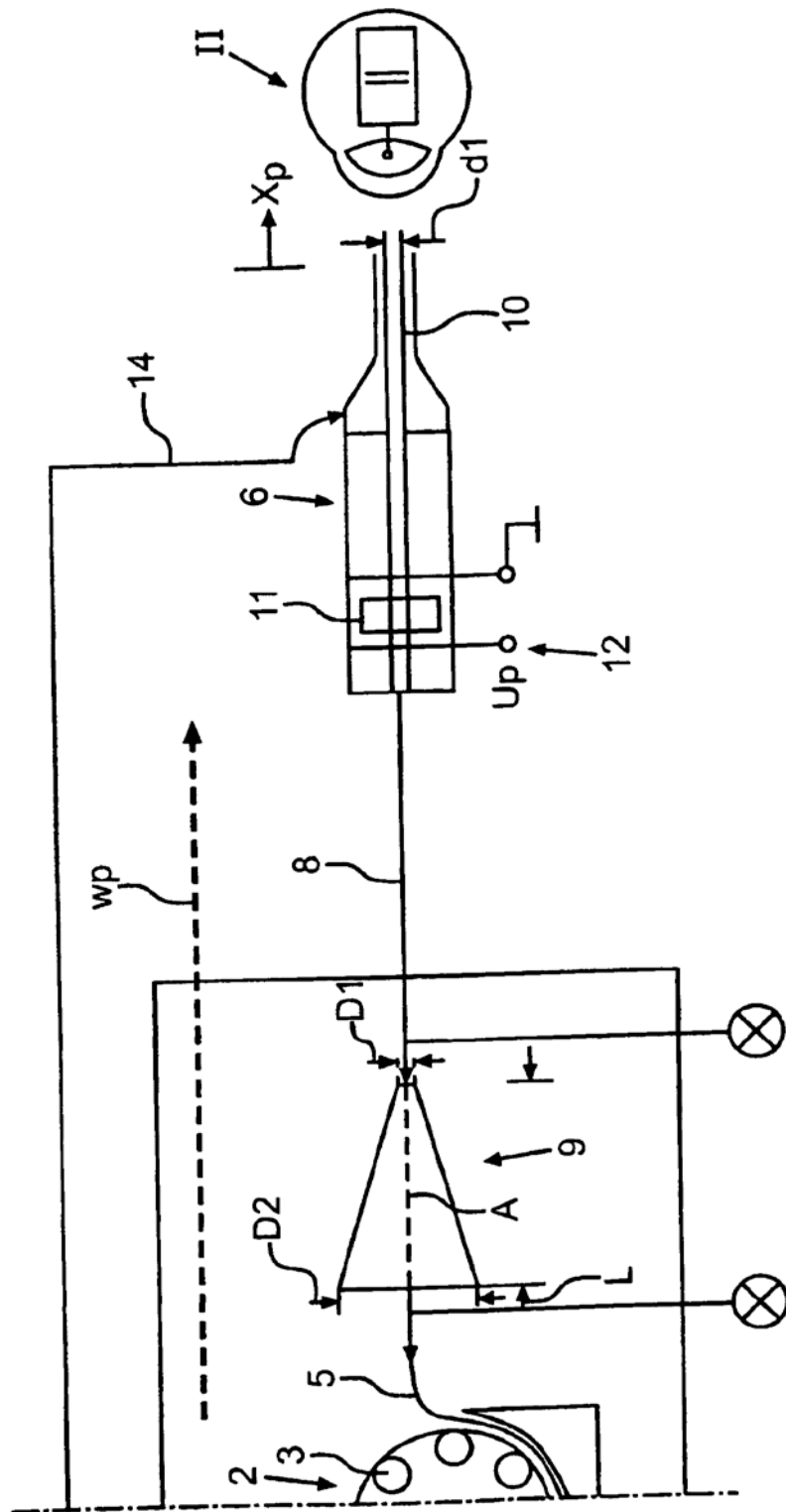


Fig.2

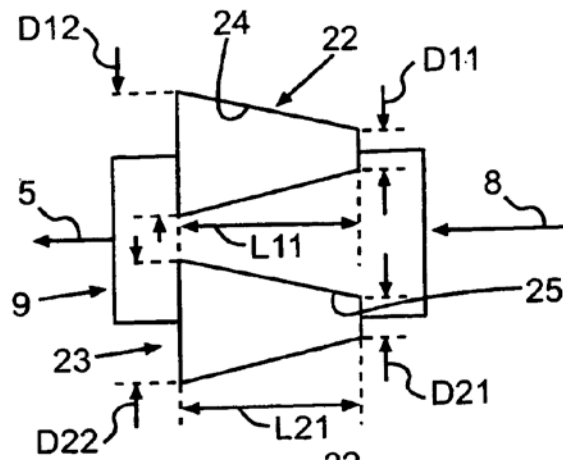


Fig.3a

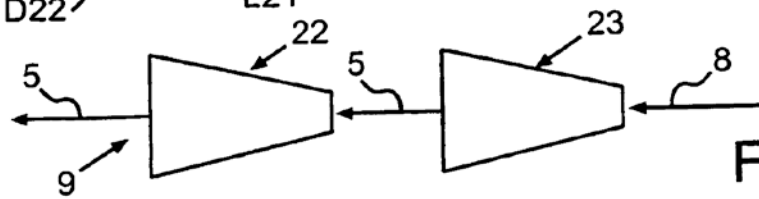


Fig.3b

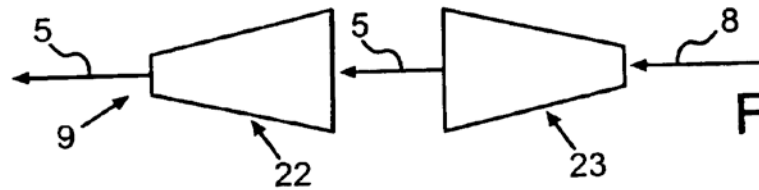


Fig.3c

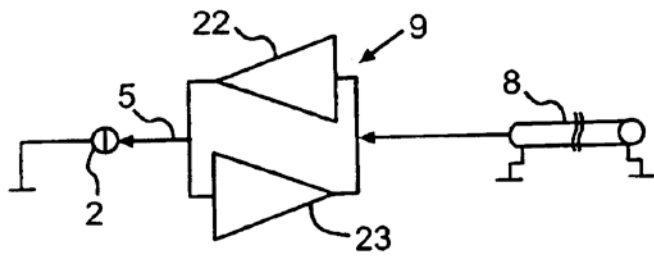


Fig.3d

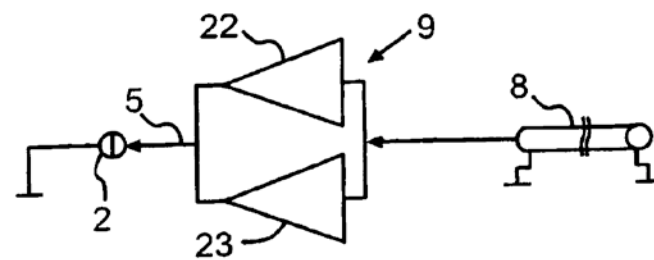


Fig.3e

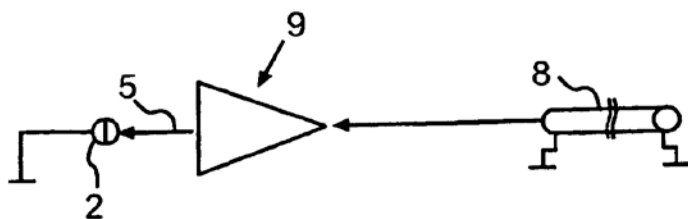


Fig.3f

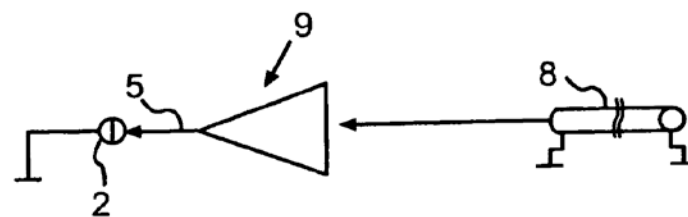


Fig.3g

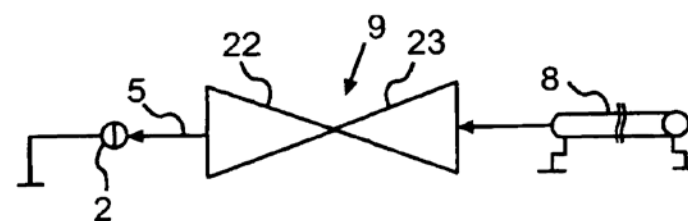


Fig.3h

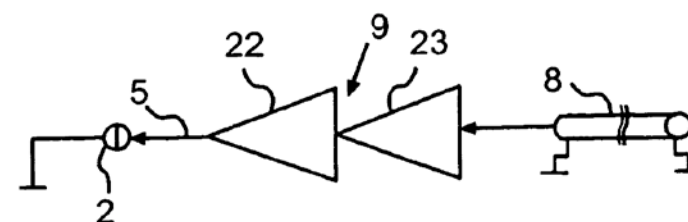
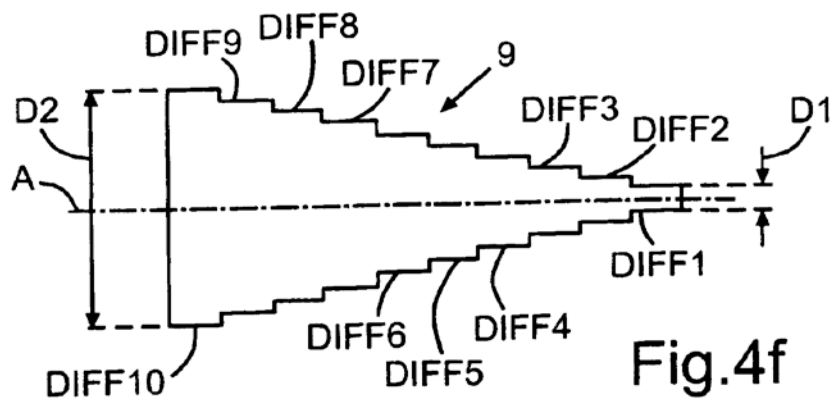
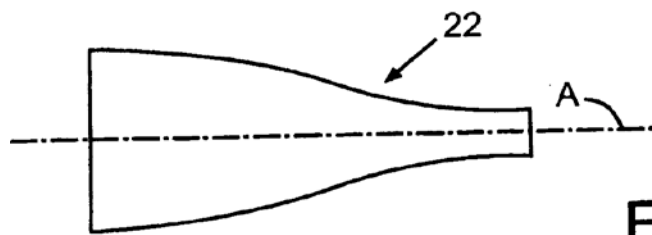
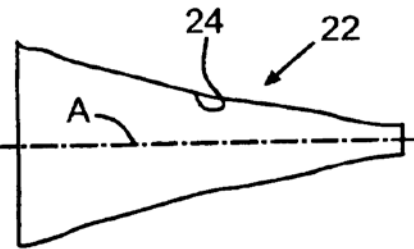
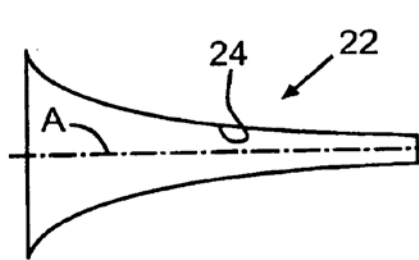
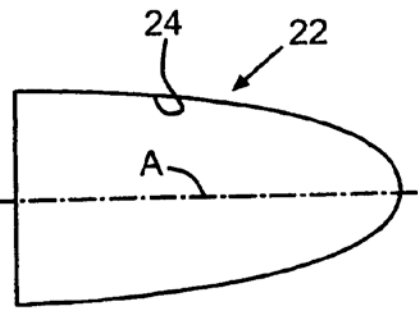
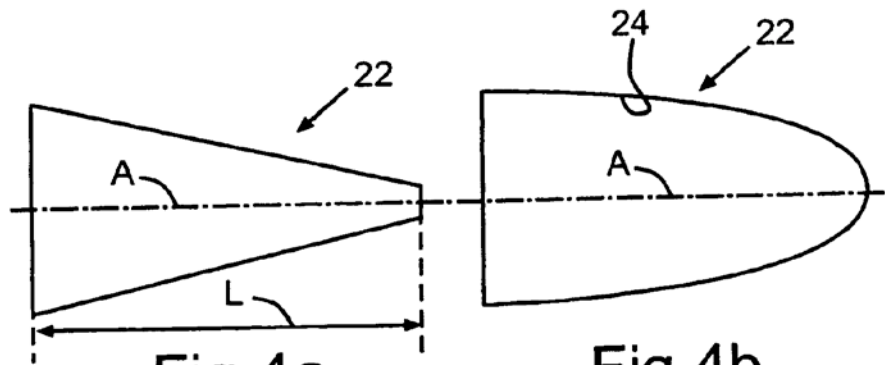


Fig.3i



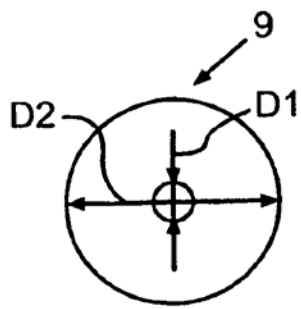


Fig. 5a

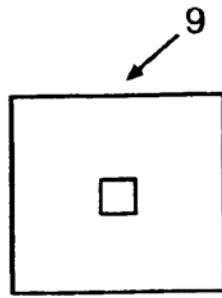


Fig. 5b

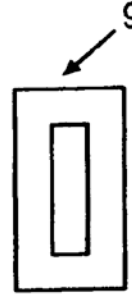


Fig. 5c

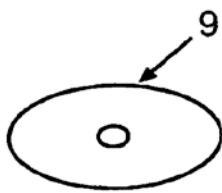


Fig. 5d

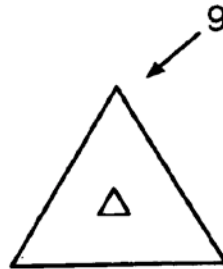


Fig. 5e



Fig. 5f

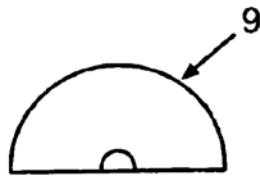


Fig. 5g



Fig. 5h



Fig. 5i

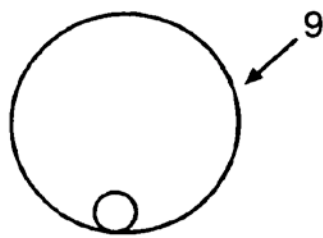


Fig. 5j

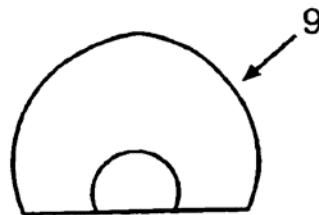


Fig. 5k

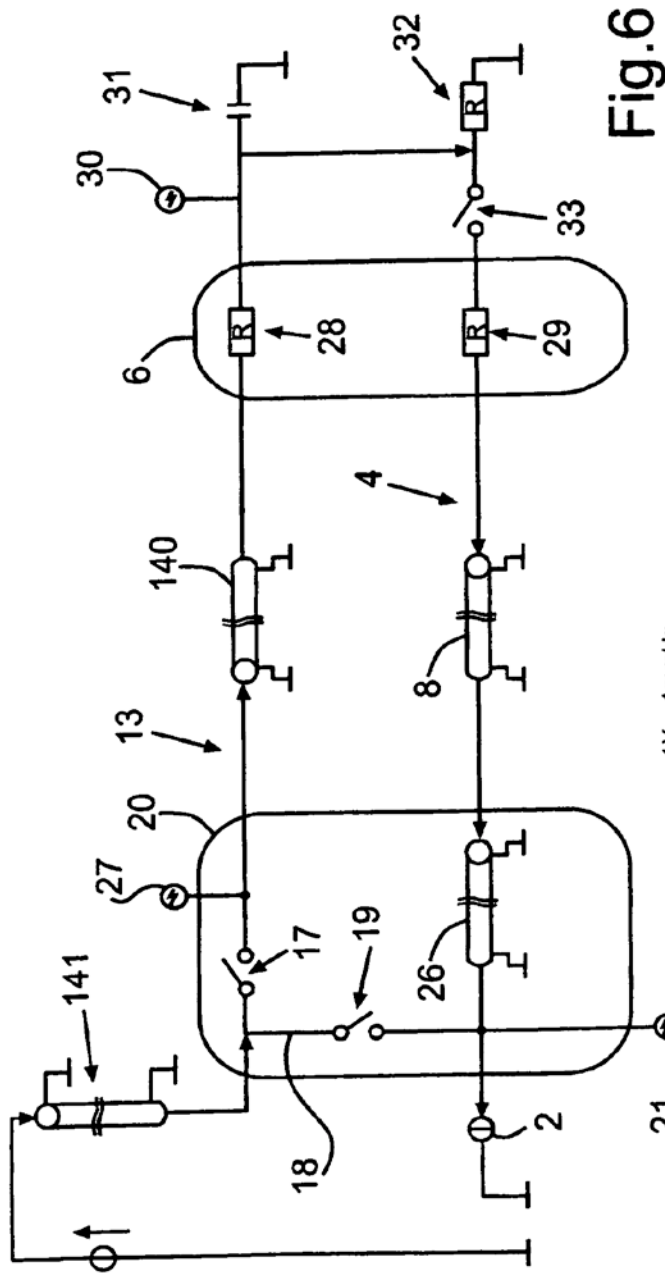


Fig. 6

$1V = 1\text{mmHg}$   
 $1A = 1\text{ml/min}$   
 $1C = 1/60\text{ml}$   
 $1\Omega = 1\frac{\text{mmHg}}{\text{ml/min}}$   
 $1H = 1\frac{\text{mmHg} \cdot s}{\text{ml/min}}$   
 $1F = 1\frac{\text{ml/min} \cdot s}{\text{mmHg}}$

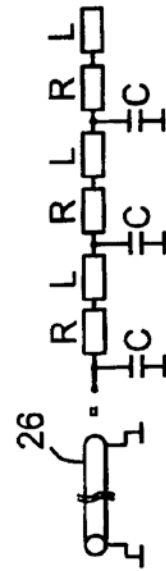
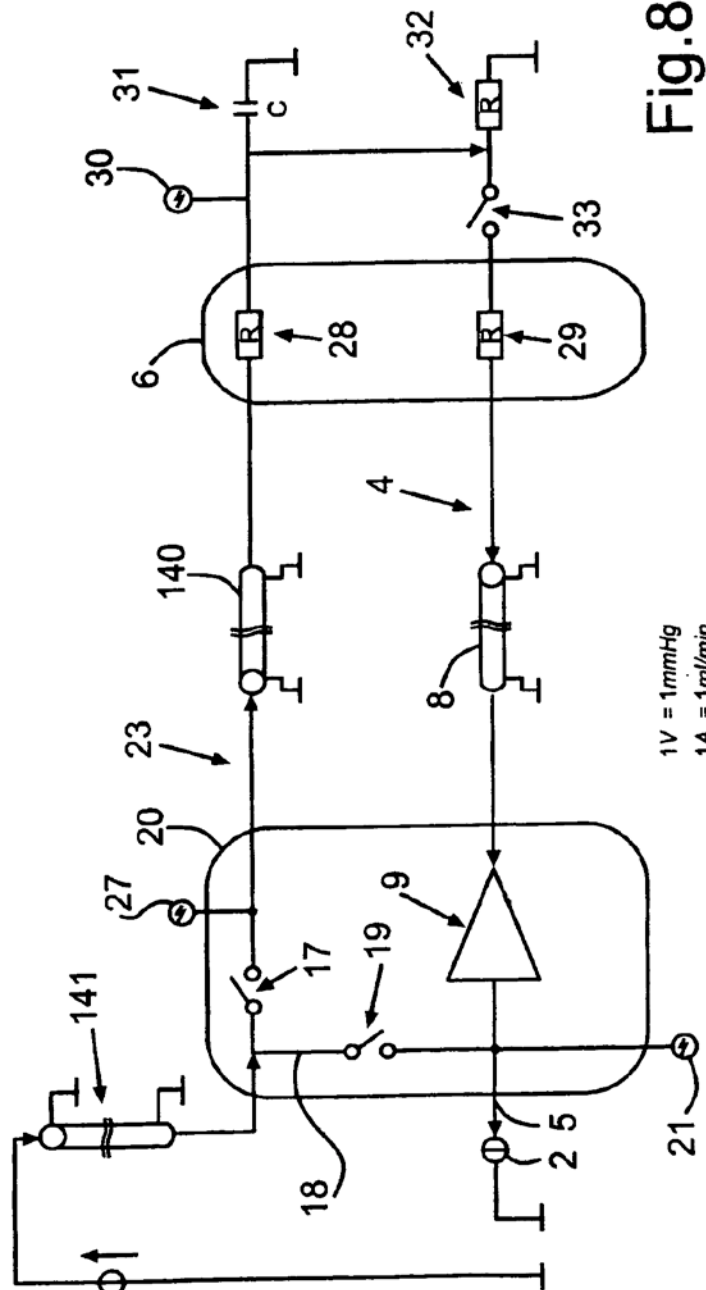
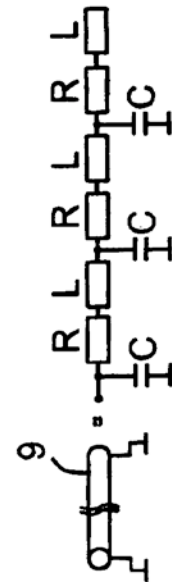


Fig. 7

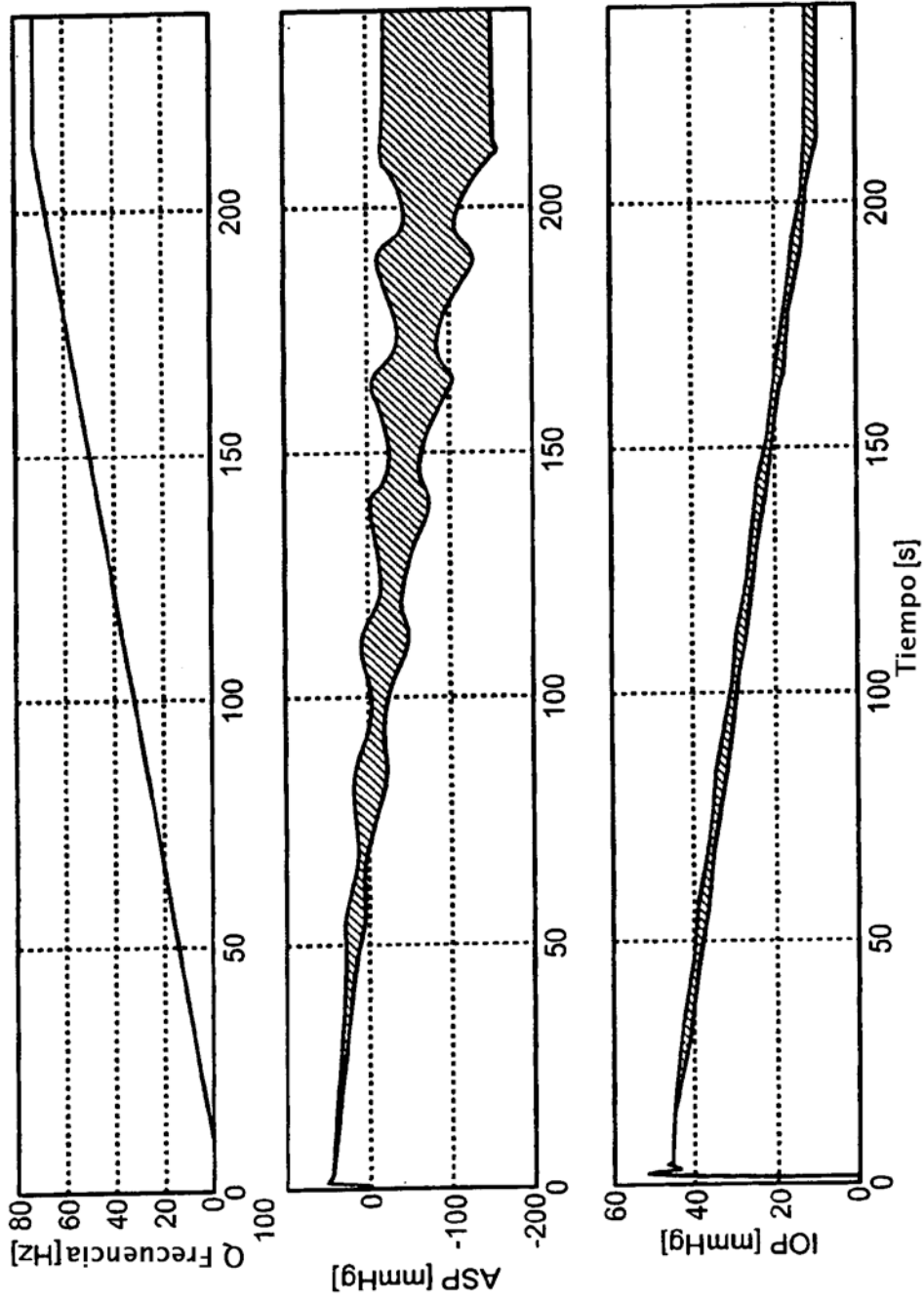


**Fig. 8**



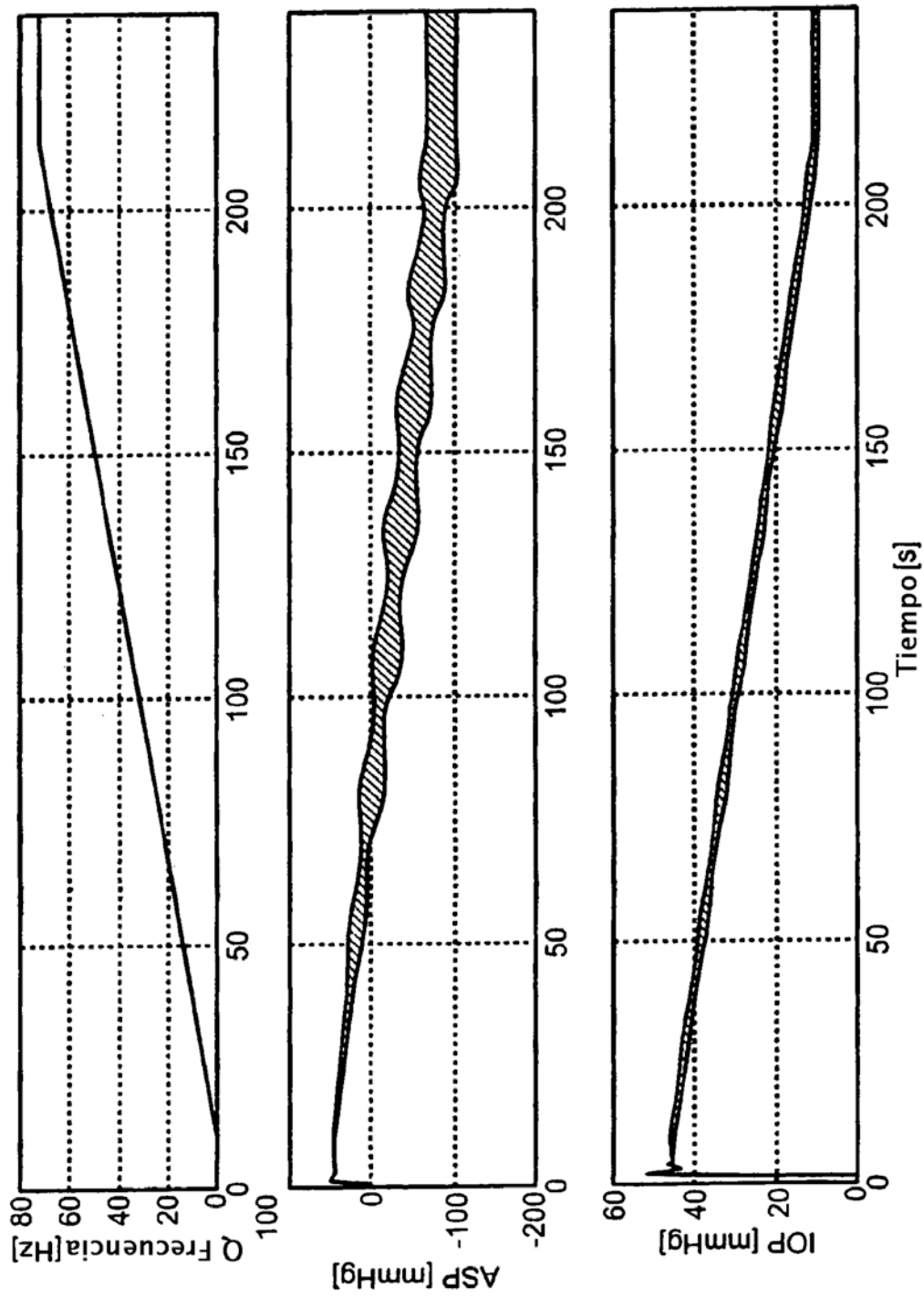
**Fig. 9**

$$\begin{aligned} 1V &= 1\text{mmHg} \\ 1A &= 1\text{ml/min} \\ 1C &= 1/60\text{ml} \\ 1\Omega &= 1\frac{\text{mmHg}}{\text{ml/min}} \\ 1H &= 1\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}}{\text{ml/min}} \\ 1F &= 1\frac{\text{ml/min}\cdot\text{s}}{\text{mmHg}} \end{aligned}$$



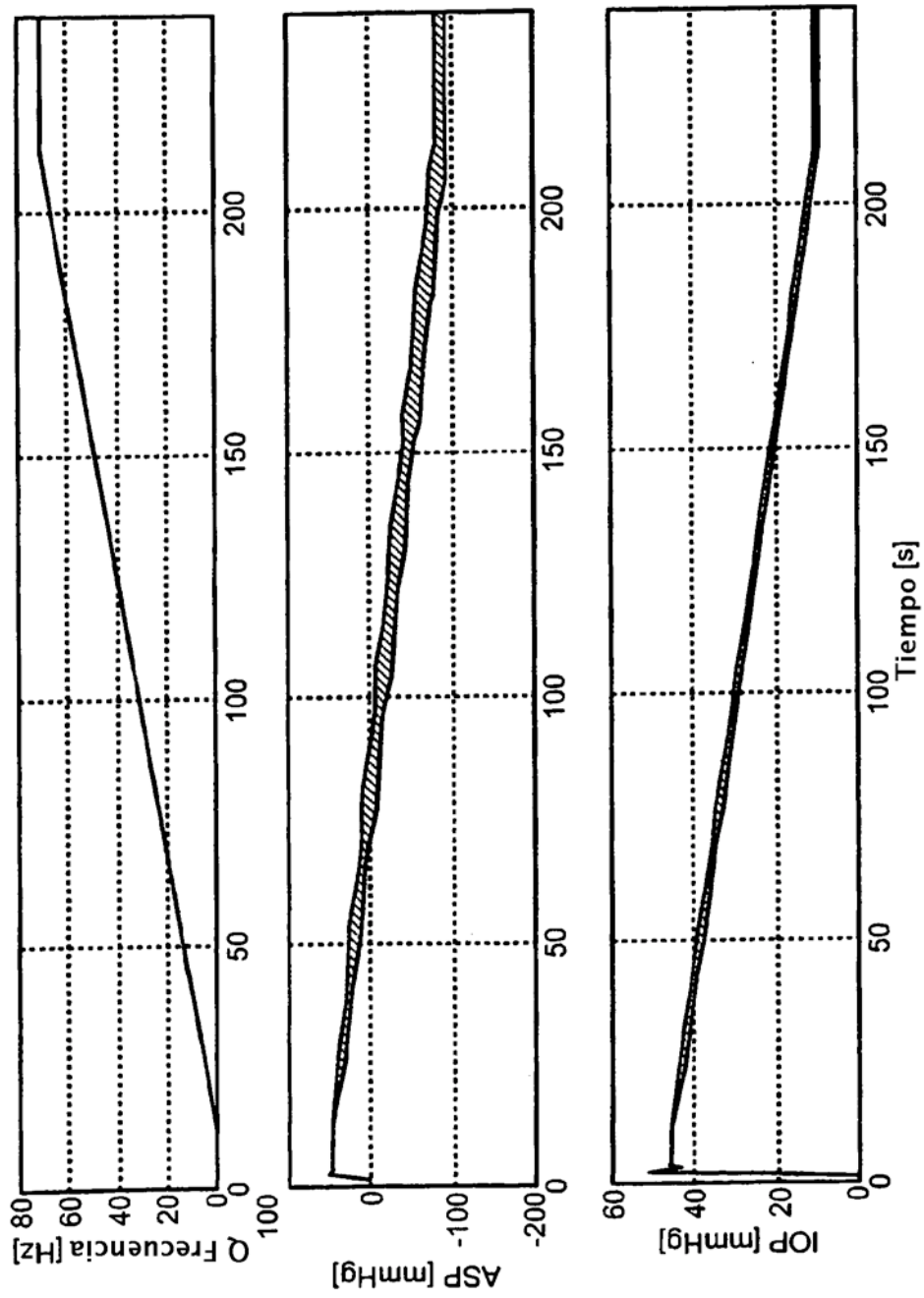
K = 1

Fig.10



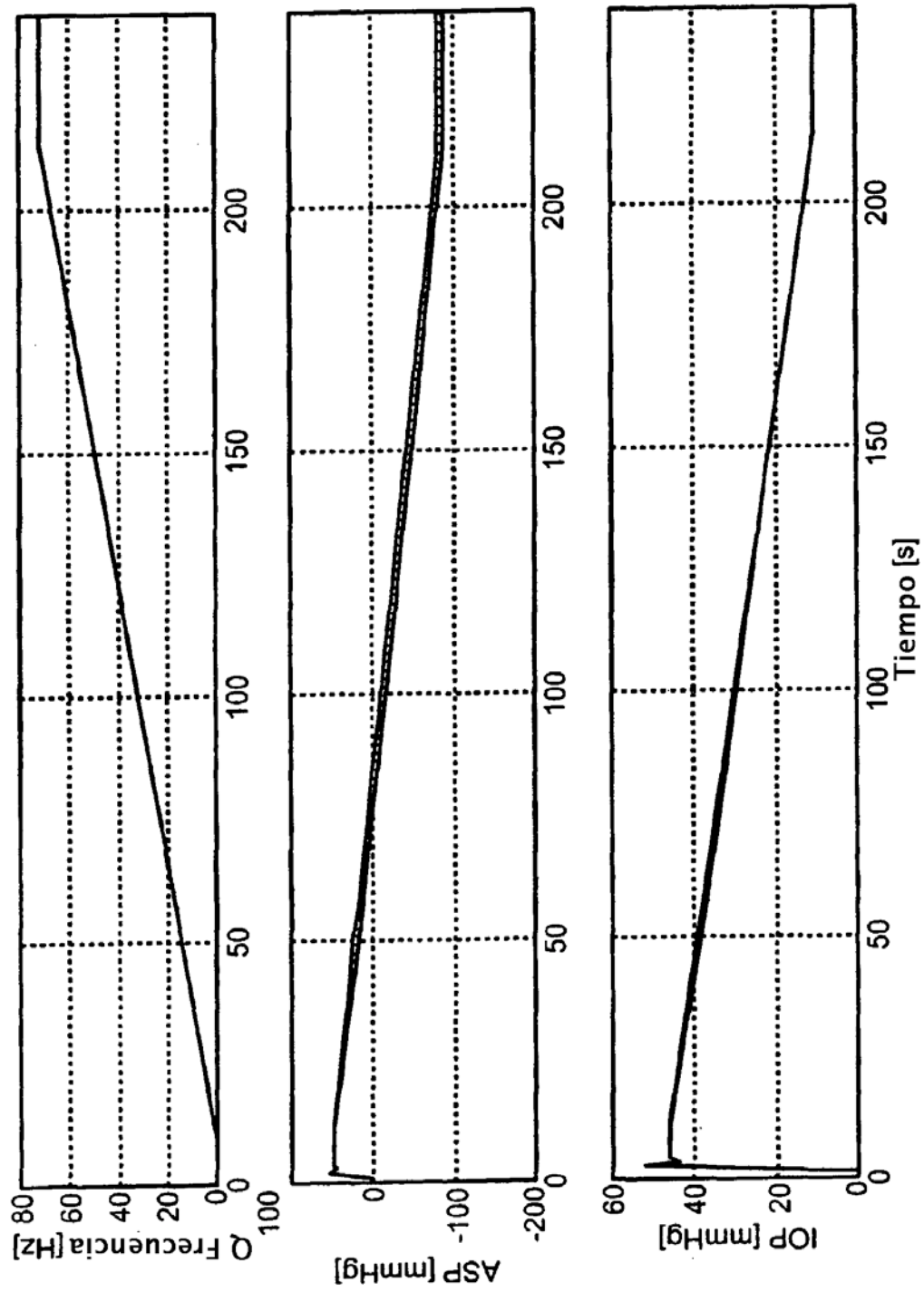
$K = 15$

Fig.11



K = 20

Fig.12



K = 30

Fig.13

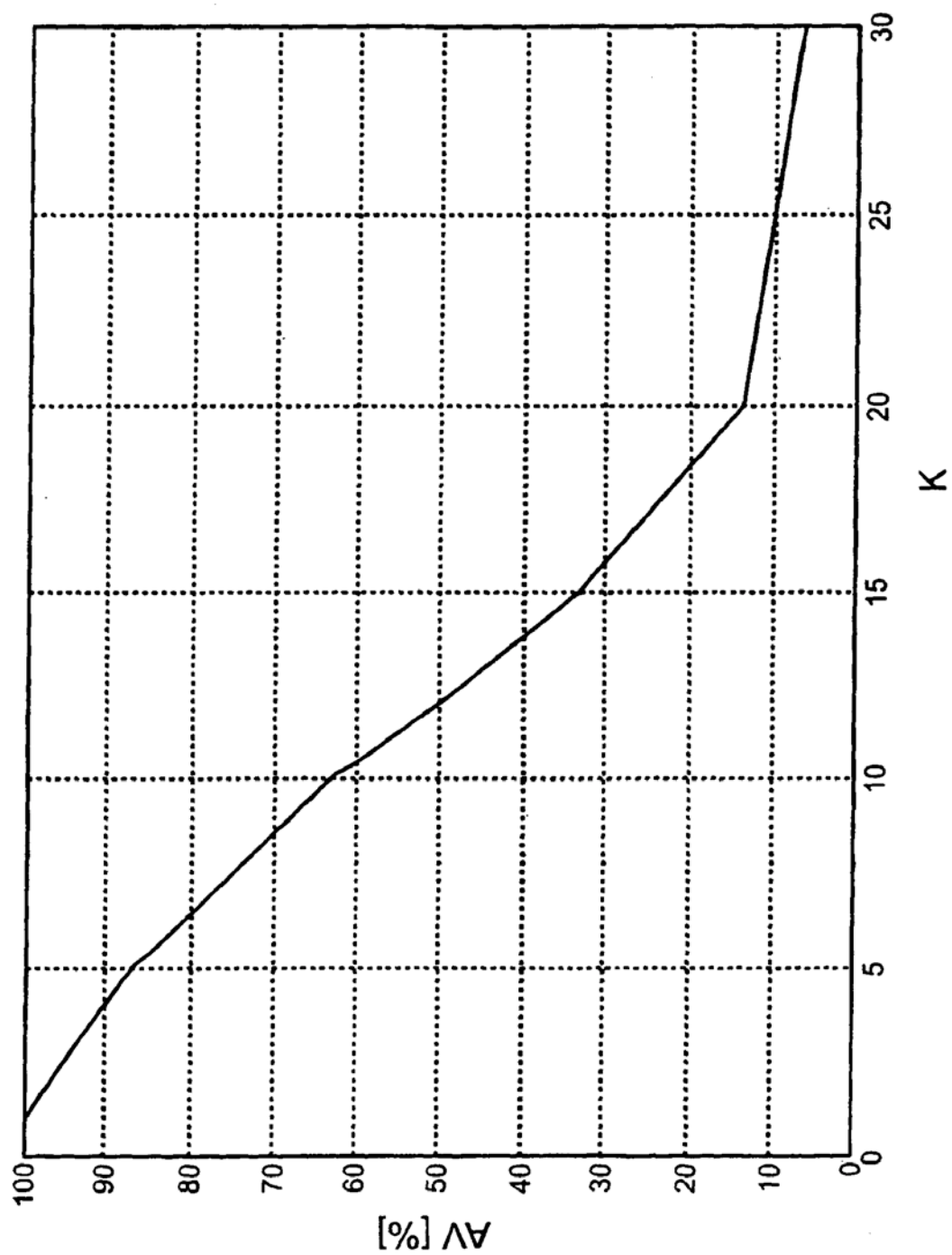


Fig.14

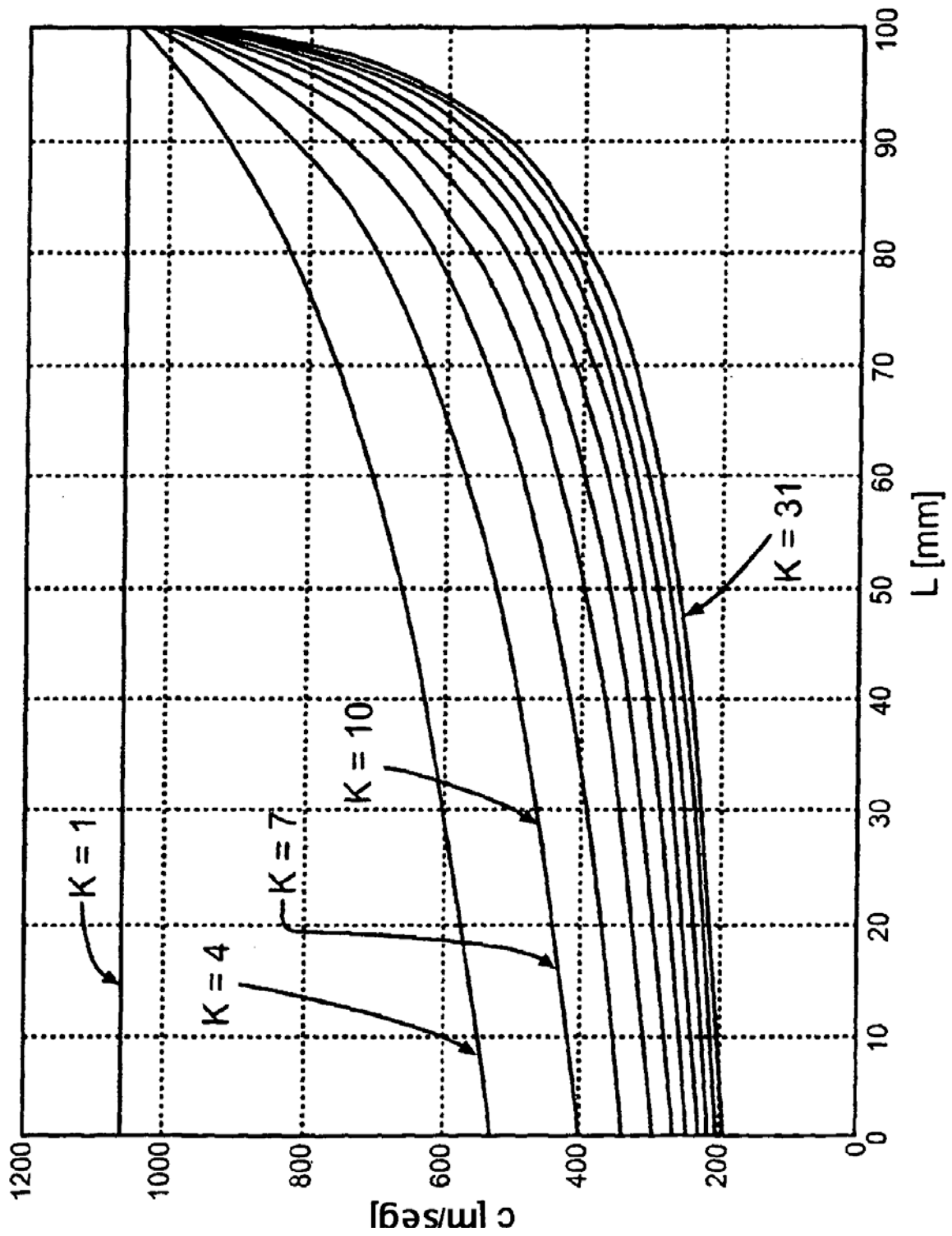


Fig.15

| Elemento          | Longitud | Diámetro interior | Espesor de pared h | Módulo E | Número de Poisson | Resistencia Hidr. | Inductividad Hidr. | Capacidad Hidr. | Velocidad de ondas |
|-------------------|----------|-------------------|--------------------|----------|-------------------|-------------------|--------------------|-----------------|--------------------|
|                   | m        | mm                | mm                 | MPa      |                   | mmHg/ml*min       | mmHg*s/(ml/min)    | ml/min*s/mmHg   | m/seg              |
| Tubo flexible BSS | 2.000    | 3.200             | 0.800              | 1        | 0.30              | 0.0973            | 0.0311             | 0.5147          | 15.8               |
| Tubo flexible IRR | 2.000    | 4.000             | 0.800              | 1        | 0.30              | 0.0399            | 0.0199             | 1.0053          | 14.1               |
| Pieza de mano IRR | 0.100    | 1.000             | 0.300              |          |                   | 0.5103            |                    |                 |                    |
| Pieza de mano ASS | 0.060    | 0.800             | 0.300              |          |                   | 0.7475            |                    |                 |                    |
| OJO R             |          |                   |                    |          |                   | 6.3789            |                    |                 |                    |
| OJO C             |          |                   |                    |          |                   |                   |                    | 0.0500          |                    |
| Tubo flexible ASP | 2.000    | 1.800             | 1.000              | 3        | 0.30              | 0.9722            | 0.0982             | 0.0244          | 40.8               |
| Conducto ASP      | 0.100    | 1.800             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0486            | 0.0049             | 0.0000          | 1054.1             |
| K=1               |          |                   |                    |          |                   |                   |                    |                 |                    |
| DIFF1             | 0.010    | 1.800             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0049            | 4.912e-004         | 1.8322e-007     | 1054.1             |
| DIFF2             | 0.010    | 1.800             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0049            | 4.912e-004         | 1.8322e-007     | 1054.1             |
| DIFF3             | 0.010    | 1.800             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0049            | 4.912e-004         | 1.8322e-007     | 1054.1             |
| DIFF4             | 0.010    | 1.800             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0049            | 4.912e-004         | 1.8322e-007     | 1054.1             |
| DIFF5             | 0.010    | 1.800             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0049            | 4.912e-004         | 1.8322e-007     | 1054.1             |
| DIFF6             | 0.010    | 1.800             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0049            | 4.912e-004         | 1.8322e-007     | 1054.1             |
| DIFF7             | 0.010    | 1.800             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0049            | 4.912e-004         | 1.8322e-007     | 1054.1             |
| DIFF8             | 0.010    | 1.800             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0049            | 4.912e-004         | 1.8322e-007     | 1054.1             |
| DIFF9             | 0.010    | 1.800             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0049            | 4.912e-004         | 1.8322e-007     | 1054.1             |
| DIFF10            | 0.010    | 1.800             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0049            | 4.912e-004         | 1.8322e-007     | 1054.1             |

Fig.16

| Elemento          | Longitud | Diámetro interior | Espesor de pared h | Módulo E | Número de Poisson | Resistencia Hidr. | Inductividad Hidr. | Capacidad Hidr. | Velocidad de ondas |
|-------------------|----------|-------------------|--------------------|----------|-------------------|-------------------|--------------------|-----------------|--------------------|
|                   | m        | mm                | mm                 | MPa      |                   | mmHg/ml*min       | mmHg*s/(ml/min)    | ml/min*s/mmHg   | m/seg              |
| Tubo flexible BSS | 2.000    | 3.200             | 0.800              | 1        | 0.30              | 0.0973            | 0.0311             | 0.5147          | 15.8               |
| Tubo flexible IRR | 2.000    | 4.000             | 0.800              | 1        | 0.30              | 0.0399            | 0.0199             | 1.0053          | 14.1               |
| Pieza de mano IRR | 0.100    | 1.000             | 0.300              |          |                   | 0.5103            |                    |                 |                    |
| Pieza de mano ASP | 0.060    | 0.800             | 0.300              |          |                   | 0.7475            |                    |                 |                    |
| OJO R             |          |                   |                    |          |                   | 6.3789            |                    |                 |                    |
| OJO C             |          |                   |                    |          |                   |                   |                    | 0.0500          |                    |
| Tubo flexible ASP | 2.000    | 1.800             | 1.000              | 3        | 0.30              | 0.9722            | 0.0982             | 0.0244          | 40.8               |
| Conducto ASP      | 0.100    | 1.800             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0486            | 0.0049             | 0.0000          | 1054.1             |
| K=15              |          |                   |                    |          |                   |                   |                    |                 |                    |
| DIFF1             | 0.010    | 1.800             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0049            | 4.912e-004         | 1.8322e-007     | 1054.1             |
| DIFF2             | 0.010    | 4.600             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0001            | 7.522e-005         | 3.0579e-006     | 659.4              |
| DIFF3             | 0.010    | 7.400             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 2.906e-005         | 1.2730e-005     | 519.9              |
| DIFF4             | 0.010    | 10.200            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 1.530e-005         | 3.3339e-005     | 442.8              |
| DIFF5             | 0.010    | 13.000            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 9.417e-006         | 6.9021e-005     | 392.2              |
| DIFF6             | 0.010    | 15.800            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 6.375e-006         | 1.2391e-004     | 355.8              |
| DIFF7             | 0.010    | 18.600            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 4.600e-006         | 2.0216e-004     | 327.9              |
| DIFF8             | 0.010    | 21.400            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 3.475e-006         | 3.0789e-004     | 305.7              |
| DIFF9             | 0.010    | 24.200            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 2.718e-006         | 4.4524e-004     | 287.5              |
| DIFF10            | 0.010    | 27.000            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 2.183e-006         | 6.1839e-004     | 272.2              |

Fig.17

| Elemento          | Longitud | Diámetro interior | Espesor de pared h | Módulo E | Número de Poisson | Resistencia Hidr. | Inductividad Hidr. | Capacidad Hidr. | Velocidad de ondas |
|-------------------|----------|-------------------|--------------------|----------|-------------------|-------------------|--------------------|-----------------|--------------------|
|                   | m        | mm                | mm                 | MPa      |                   | mmHg/ml*min       | mmHg*s/(ml/min)    | ml/min*s/mmHg   | m/seg              |
| Tubo flexible BSS | 2.000    | 3.200             | 0.800              | 1        | 0.30              | 0.0973            | 0.0311             | 0.5147          | 15.8               |
| Tubo flexible IRR | 2.000    | 4.000             | 0.800              | 1        | 0.30              | 0.0399            | 0.0199             | 1.0053          | 14.1               |
| Pieza de mano IRR | 0.100    | 1.000             | 0.300              |          |                   | 0.5103            |                    |                 |                    |
| Pieza de mano ASP | 0.060    | 0.800             | 0.300              |          |                   | 0.7475            |                    |                 |                    |
| OJO R             |          |                   |                    |          |                   | 6.3789            |                    |                 |                    |
| OJO C             |          |                   |                    |          |                   |                   |                    | 0.0500          |                    |
| Tubo flexible ASP | 2.000    | 1.800             | 1.000              | 3        | 0.30              | 0.9722            | 0.0982             | 0.0244          | 40.8               |
| Conducto ASP      | 0.100    | 1.800             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0486            | 0.0049             | 0.0000          | 1054.1             |
| <b>K=20</b>       |          |                   |                    |          |                   |                   |                    |                 |                    |
| DIFF1             | 0.010    | 1.800             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0049            | 4.912e-004         | 1.8322e-007     | 1054.1             |
| DIFF2             | 0.010    | 5.600             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0001            | 5.075e-005         | 5.5171e-006     | 597.6              |
| DIFF3             | 0.010    | 9.400             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 1.801e-005         | 2.6094e-005     | 461.3              |
| DIFF4             | 0.010    | 13.200            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 9.134e-006         | 7.2256e-005     | 389.2              |
| DIFF5             | 0.010    | 17.000            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 5.507e-006         | 1.5435e-004     | 343.0              |
| DIFF6             | 0.010    | 20.800            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 3.679e-006         | 2.8271e-004     | 310.1              |
| DIFF7             | 0.010    | 24.600            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 2.630e-006         | 4.6769e-004     | 285.1              |
| DIFF8             | 0.010    | 28.400            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 1.973e-006         | 7.1982e-004     | 265.4              |
| DIFF9             | 0.010    | 32.200            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 1.535e-006         | 1.0489e-003     | 249.2              |
| DIFF10            | 0.010    | 36.000            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 1.228e-006         | 1.4657e-003     | 235.7              |

Fig.18

| Elemento          | Longitud | Diámetro interior | Espesor de pared h | Módulo E | Número de Poisson | Resistencia Hidr. | Inductividad Hidr. | Capacidad Hidr. | Velocidad de ondas |
|-------------------|----------|-------------------|--------------------|----------|-------------------|-------------------|--------------------|-----------------|--------------------|
|                   | m        | mm                | mm                 | MPa      |                   | mmHg/ml*min       | mmHg*s/(ml/min)    | ml/min*s/mmHg   | m/seg              |
| Tubo flexible BSS | 2.000    | 3.200             | 0.800              | 1        | 0.30              | 0.0973            | 0.0311             | 0.5147          | 15.8               |
| Tubo flexible IRR | 2.000    | 4.000             | 0.800              | 1        | 0.30              | 0.0399            | 0.0199             | 1.0053          | 14.1               |
| Pieza de mano IRR | 0.100    | 1.000             | 0.300              |          |                   | 0.5103            |                    |                 |                    |
| Pieza de mano ASP | 0.060    | 0.800             | 0.300              |          |                   | 0.7475            |                    |                 |                    |
| OJO R             |          |                   |                    |          |                   | 6.3789            |                    |                 |                    |
| OJO C             |          |                   |                    |          |                   |                   |                    | 0.0500          |                    |
| Tubo flexible ASP | 2.000    | 1.800             | 1.000              | 3        | 0.30              | 0.9722            | 0.0982             | 0.0244          | 40.8               |
| Conducto ASP      | 0.100    | 1.800             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0486            | 0.0049             | 0.0000          | 1054.1             |
| K=30              |          |                   |                    |          |                   |                   |                    |                 |                    |
| DIFF1             | 0.010    | 1.800             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0049            | 4.912e-004         | 1.8322e-007     | 1054.1             |
| DIFF2             | 0.010    | 7.600             | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 2.755e-005         | 1.3791e-005     | 513.0              |
| DIFF3             | 0.010    | 13.400            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 8.864e-006         | 7.5590e-005     | 386.3              |
| DIFF4             | 0.010    | 19.200            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 4.317e-006         | 2.2236e-004     | 322.7              |
| DIFF5             | 0.010    | 25.000            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 2.546e-006         | 4.9087e-004     | 282.8              |
| DIFF6             | 0.010    | 30.800            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 1.678e-006         | 9.1791e-004     | 254.8              |
| DIFF7             | 0.010    | 36.600            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 1.188e-006         | 1.5403e-003     | 233.8              |
| DIFF8             | 0.010    | 42.400            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 8.853e-007         | 2.3947e-003     | 217.2              |
| DIFF9             | 0.010    | 48.200            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 6.851e-007         | 3.5180e-003     | 203.7              |
| DIFF10            | 0.010    | 54.000            | 1.000              | 2000     | 0.30              | 0.0000            | 5.458e-007         | 4.9469e-003     | 192.5              |

Fig.19