

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 621 869**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **28.08.2012 PCT/EP2012/003615**

87 Fecha y número de publicación internacional: **06.03.2014 WO14032678**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.08.2012 E 12756364 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.02.2017 EP 2890340**

54 Título: **Sistemas de exploración para reducir capas de burbujas opacas**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
05.07.2017

73 Titular/es:
**WAVELIGHT GMBH (100.0%)
Am Wolfsmantel 5
91058 Erlangen, DE**

72 Inventor/es:
**SCHUMACHER, SILVIA;
MROCHEN, MICHAEL;
WUELLNER, CHRISTIAN;
DONITZKY, CHRISTOF y
VOGLER, KLAUS**

74 Agente/Representante:
LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 621 869 T3

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

DESCRIPCIÓN

Sistemas de exploración para reducir capas de burbujas opacas

Campo técnico

La presente descripción se refiere en general a dispositivos quirúrgicos, y más particularmente a sistemas de exploración para reducir capas de burbujas opacas.

Antecedentes

- 5 En cirugía láser, el tejido biológico puede ser modificado (por ejemplo, extirpado, cortado o separado) mediante la inducción de una descomposición óptica inducida por láser (LIOB) en el tejido. La LIOB puede producir un pequeño volumen de gas, o burbuja de gas, como un producto residual, y las burbujas de gas individuales se pueden combinar para crear una cavidad llena de gas. La cavidad puede causar tensiones interiores y posiblemente deformar el tejido, lo cual puede cambiar la transparencia u otras propiedades ópticas del tejido, lo que produce una
- 10 capa de burbujas opaca (OBL).

En algunas situaciones, la cirugía puede necesitar detenerse hasta que el gas se difunda en el tejido, lo que puede tardar de 10 a 30 minutos, ya que el gas puede causar ciertos problemas. Por ejemplo, el gas puede inhibir un dispositivo de rastreo ocular que rastrea la posición del ojo. Como otro ejemplo, las burbujas de gas pueden penetrar más profundas que la profundidad real de corte, lo cual puede afectar el corte posterior.

- 15 Ciertas técnicas conocidas tratan de reducir el efecto de las burbujas de gas. Una técnica corta un canal que lleva el gas a la superficie del tejido. Otra técnica crea una bolsa en la que el gas puede fluir. En el sistema descrito en la Solicitud de Patente de EE.UU. 2011/206071 A1 los parámetros láser se ajustan para obtener una densidad de burbujas ajustada a la región tisular.

Breve resumen

- 20 En ciertas formas de realización, la reducción de capas de burbujas opacas (OBL) comprende recibir información que describe una región tisular de un tejido a la que se aplican pulsos láser para producir descomposiciones ópticas inducidas por láser (LIOB) en la región tisular. Las LIOB producen burbujas de gas. Se estima una concentración de gas en la región tisular a partir de la información mediante: calcular una concentración de gas previa debida a uno o más pulsos láser previos a los pulsos láser; calcular una difusión del gas fuera de la región tisular; y estimar la concentración de gas a partir de la concentración previa de gas y la difusión de gas fuera de la región tisular. Uno o
- 25 más parámetros láser se ajustan en respuesta a la concentración de gas para satisfacer una regla de concentración crítica.

Breve descripción de los dibujos

Se describirán ahora, a modo de ejemplo en mayor detalle, las formas de realización de ejemplo de la presente descripción con referencia a las figuras adjuntas, en las que:

- 30 La FIGURA 1 ilustra un ejemplo de un dispositivo configurado para reducir capas de burbujas opacas (OBL) que se forman durante la cirugía láser de acuerdo con ciertas formas de realización;

La FIGURA 2 ilustra una burbuja de gas que se disuelve en un tejido;

- 35 La FIGURA 3 ilustra un ejemplo de un método que puede usarse para reducir capas de burbujas opacas (OBL) de acuerdo con ciertas formas de realización;

La FIGURA 4 ilustra un ejemplo de una línea de pulsos de burbujas; y

- 40 La FIGURA 5 ilustra un ejemplo de difusión y puentes.

Descripción de las formas de realización de ejemplo

En referencia ahora a la descripción y los dibujos, se muestran en detalle las formas de realización de ejemplo de los aparatos, sistemas y métodos descritos. La descripción y los dibujos no pretenden ser exhaustivos o de otro modo limitar o restringir las reivindicaciones a las formas de realización específicas mostradas en los dibujos y descritas en la descripción. Aunque los dibujos representan posibles formas de realización, los dibujos no están necesariamente a escala y ciertas características pueden simplificarse, exagerarse, eliminarse o seccionarse parcialmente para ilustrar mejor las formas de realización. Además, ciertos dibujos pueden estar en forma esquemática.

- 45 La FIGURA 1 ilustra un ejemplo de un dispositivo 10 configurado para reducir capas de burbujas opacas (OBL) que se forman durante la cirugía láser de acuerdo con ciertas formas de realización. En las formas de realización, el dispositivo 10 incluye un dispositivo láser y un ordenador de control. El ordenador de control puede recibir

información que describe una región tisular de un tejido donde los pulsos láser son aplicados por el dispositivo láser para producir descomposiciones ópticas inducidas por láser (LIOB) en la región tisular. El ordenador de control puede estimar una concentración de gas en la región tisular usando esta información y ajustar uno o más parámetros láser en respuesta a la concentración de gas para satisfacer una regla de concentración crítica. El ajuste de los parámetros de esta manera puede reducir las capas opacas de burbujas (OBL). En otras formas de realización, el dispositivo 10 puede recibir instrucciones láser que incluyen parámetros láser que fueron determinados de dicha manera.

En el ejemplo ilustrado de la FIGURA 1, el dispositivo 10 realiza cirugía en el tejido de un ojo 22. El dispositivo 10 incluye un dispositivo láser 15, un adaptador de paciente 20, un ordenador de control 30 y una memoria 32 acoplada se muestra a modo de ejemplo. El dispositivo láser 15 puede incluir una fuente láser 12, un escáner 16, uno o más elementos ópticos 17 y/o un objetivo de enfoque 18 acoplado como se muestra a modo de ejemplo. El adaptador de paciente 20 puede incluir un elemento de contacto 24 (que tiene una cara de tope 26 dispuesta hacia fuera de una muestra) y un manguito 28 acoplado como se muestra. La memoria 32 almacena un programa de control 34. El ojo 22 puede ser tejido biológico, tal como tejido ocular, por ejemplo, el tejido de la córnea.

La fuente láser 12 genera un rayo láser 14 con pulsos ultracortos. En este documento, un pulso "ultracorto" de luz se refiere a un pulso de luz que tiene una duración que es menor que un nanosegundo, tal como del orden de un nanosegundo, un picosegundo, un femtosegundo o un attosegundo o menos. El punto focal del rayo láser 14 puede crear una descomposición óptica inducida por láser (LIOB) en tejidos tales como la córnea. El rayo láser 14 puede enfocarse con precisión para permitir incisiones precisas en las capas de células de la córnea, lo que puede reducir o evitar la destrucción innecesaria de otro tejido.

Los ejemplos de fuente láser 12 incluyen láseres de nanosegundos, picosegundos, femtosegundos y attosegundos. El rayo láser 14 puede tener cualquier longitud de onda adecuada, tal como una longitud de onda en el intervalo de 300 a 1500 nanómetros (nm), por ejemplo, una longitud de onda en el intervalo de 300 a 650, 650 a 1050, 1050 a 1250 o 1100 a 1500 nm. El rayo láser 14 puede tener también un volumen de foco relativamente pequeño, por ejemplo, 20 micrómetros (μm) o menos, tal como 10 μm o 5 μm o menos, de diámetro. En ciertas formas de realización, la fuente láser 12 y/o el canal de suministro pueden estar en vacío o cerca del vacío, por ejemplo menos de 100 mbar.

El escáner 16, los elementos ópticos 17 y objetivo de enfoque 18 están en la trayectoria del rayo. El escáner 16 controla transversalmente y longitudinalmente el punto focal del rayo láser 14. "Transversal" se refiere a una dirección en ángulo recto a la dirección de propagación del rayo láser 14 y "longitudinal" se refiere a la dirección de propagación del rayo. El plano transversal puede designarse como el plano x-y y la dirección longitudinal puede designarse como la dirección-z. En ciertas formas de realización, la cara de tope 26 del adaptador de paciente 20 está en un plano x-y.

El escáner 16 puede dirigir transversalmente el rayo láser 14 de cualquier manera adecuada. Por ejemplo, el escáner 16 puede incluir un par de espejos de escáner accionados galvanométricamente que pueden inclinarse alrededor de ejes mutuamente perpendiculares. Como otro ejemplo, el escáner 16 puede incluir un cristal electro-óptico que puede dirigir electro-ópticamente el rayo láser 14. El escáner 16 puede dirigir longitudinalmente el rayo láser 14 de cualquier manera adecuada. Por ejemplo, el escáner 16 puede incluir una lente ajustable longitudinalmente, una lente de potencia de refracción variable o un espejo deformable que puede controlar la posición-z del foco del rayo. Los componentes de control de enfoque del escáner 16 pueden disponerse de cualquier manera adecuada a lo largo de la trayectoria del rayo, por ejemplo, en la misma o en diferentes unidades modulares.

Uno o más elementos ópticos 17 dirigen el rayo láser 14 hacia el objetivo de enfoque 18. Un elemento óptico 17 puede ser cualquier elemento óptico adecuado que pueda reflejar, refractar y/o difractar el rayo láser 14. Por ejemplo, un elemento óptico 17 puede ser un espejo de desviación inamovible. El objetivo de enfoque 18 enfoca el rayo láser 14 sobre el adaptador de paciente 20 y puede acoplarse de forma independiente al adaptador de paciente 20. El objetivo de enfoque 18 puede ser cualquier elemento óptico adecuado que pueda enfocar la radiación láser, tal como un objetivo f-theta.

El adaptador de paciente 20 se conecta con la córnea del ojo 22. En el ejemplo, el adaptador de paciente 20 tiene un manguito 28 acoplado a un elemento de contacto 24. El manguito 28 se acopla al objetivo de enfoque 18. El elemento de contacto 24 puede ser translúcido o transparente a la radiación láser y tiene una cara de tope 26 que se conecta con la córnea de un ojo 22 y puede nivelar una parte de la córnea. En ciertas formas de realización, la cara de tope 26 es plana y forma un área plana en la córnea. La cara de tope 26 puede estar en un plano x-y, así que el área plana está también en un plano x-y. En otras formas de realización, la cara de tope 26 no necesita ser plana, por ejemplo, puede ser convexa o cóncava.

El ordenador de control 30 controla los componentes controlables, por ejemplo, la fuente láser 12, el escáner 16 y uno o más elementos ópticos, de acuerdo con el programa de control 34. El programa de control 34 contiene un código de ordenador que indica a los componentes controlables que enfoquen la radiación láser pulsada en una

región de la córnea de un ojo 22 para la fotodisrupción de al menos una parte de la región.

En ciertos ejemplos de funcionamiento, el escáner 16 puede dirigir el rayo láser 14 para formar incisiones de cualquier geometría adecuada. Ejemplos de tipos de incisión incluyen incisiones planares e incisiones laterales. Una incisión planar es una incisión bidimensional que está normalmente en un plano x-y. El escáner 16 puede formar una incisión planar enfocando el rayo láser 14 a un valor-z constante bajo la cara de tope 26 y moviendo el foco en un patrón en un plano x-y. Una incisión lateral es una incisión que se extiende desde debajo de la superficie de la córnea (tal como desde una incisión planar) hasta la superficie. El escáner 16 puede formar una incisión lateral cambiando el valor-z del foco del rayo láser 14 y opcionalmente cambiando los valores x y/o y.

Cualquier parte adecuada de la córnea puede someterse a fotodisrupción. Una o más de cualquiera de las capas de la córnea pueden seleccionarse para la fotodisrupción. Además, una parte de una capa celular puede someterse a fotodisrupción en la dirección-z, pero parte de la capa celular puede permanecer en la córnea de un ojo 22. Además, un área particular (o zona objetivo) en el plano x-y puede seleccionarse para la fotodisrupción. Por ejemplo, una zona objetivo que forma una incisión planar puede someterse a fotodisrupción.

El dispositivo 10 puede someter a fotodisrupción una capa de la córnea de cualquier manera adecuada. En ciertas formas de realización, el ordenador 30 de control puede indicar al dispositivo láser que enfoque el rayo láser 14 a un valor-z constante bajo la cara de tope 26 y moverse en un patrón en el plano x-y que cubre, en esencia, la zona objetivo. Se puede usar cualquier patrón adecuado. Por ejemplo, de acuerdo con un patrón meandro o patrón de línea, la trayectoria de exploración tiene un valor-y constante y se mueve en la dirección +x. Cuando la trayectoria de exploración alcanza un punto del borde de la zona objetivo, la trayectoria se desplaza a un siguiente valor-y que está a una distancia predeterminada del valor-y anterior y luego se mueve en la dirección-x hasta que alcanza otro punto del borde. La trayectoria de exploración continúa hasta que se explora toda la zona objetivo. Como otro ejemplo, de acuerdo con un patrón en espiral, la trayectoria de exploración comienza en o cerca del centro de la zona objetivo y se mueve, por ejemplo, en un patrón en espiral o patrón circular concéntrico hasta que la trayectoria alcanza el borde de la zona objetivo o viceversa.

La FIGURA 2 ilustra una burbuja 84 de gas 80 que se disuelve en un tejido 82. En ciertas formas de realización, el tejido 82 puede ser tejido biológico, por ejemplo, tejido ocular, tal como el tejido de la córnea y puede incluir múltiples regiones de tejido. El tejido 82 puede incluir estructuras de tejido y líquido tisular, tal como agua del tejido. El gas 80 puede ser gas resultante de la descomposición óptica inducida por láser (LIOB) en el tejido 82 y la burbuja 84 es un volumen del gas 80. En general, la reducción de las burbujas 84 reduce la probabilidad de capas de burbujas opacas (OBL).

En el ejemplo ilustrado, el dispositivo láser 15 genera una LIOB en el punto medio 81 en el tejido 82 y también genera una expansión de plasma. La expansión de plasma se describe como una burbuja 84. El gas 80 se mueve de la burbuja 84 a una región del tejido 82 circundante a la burbuja 84. Las partes disueltas del gas 80 se alejan entonces por difusión. A medida que el gas 80 sale de la burbuja 84, el radio (y por consiguiente el volumen) de la burbuja 84 disminuye. La disminución en el radio $R_b(t)$ puede estar dada por:

$$(1) \quad \frac{\partial}{\partial t} R_b = \frac{D(c_g - c_s) \frac{1}{R_b} \frac{R_b M}{3 RT} \frac{\partial}{\partial t} P_a}{\frac{M}{RT} \left(P_a + \frac{4\sigma}{3 R_b} \right)}$$

donde D es el coeficiente de difusión, C_g es la concentración de gas ya presente en la región tisular, C_s es el coeficiente de saturación, M es la masa molar del gas, R es la constante general de los gases, T es la temperatura, p_a es la presión ambiente (por ejemplo, la tensión de laceración de la córnea) y σ es la tensión superficial de la burbuja de gas.

Para una única burbuja, la solución es:

$$(2) \quad R_b(t) = -\frac{4\sigma}{3P_a} \pm \sqrt{\left(\frac{4\sigma}{3P_a}\right)^2 - \left(-2 \frac{D(c_g - c_s)}{\frac{M P_a}{RT}} t - R_0^2 - 2 \left(\frac{4\sigma}{3P_a}\right) R_0\right)}$$

Para múltiples burbujas, la ecuación diferencial se puede resolver numéricamente para tener en cuenta el gas de otras burbujas. Cuando las burbujas más pequeñas se combinan para formar una burbuja más grande, la disolución del gas puede ocurrir más lentamente.

La velocidad a la que la burbuja de gas 84 se disuelve depende de la energía del láser, el diámetro del foco, la velocidad de repetición, así como la saturación de los componentes del gas en la región tisular y en el volumen de la burbuja 84. Cuanta menor saturación, más rápido se disuelve la burbuja, de modo que la disminución de la

saturación, en particular la diferencia de concentración $D(C_g - C_s)$ reduce las burbujas 84. La saturación se puede disminuir mediante la difusión de los componentes fuera de la región LIOB, que se puede expresar mediante la ecuación de difusión:

5 (3)
$$\frac{\partial c}{\partial t} = D \sigma^2 c$$

donde c es la concentración de gas en la región de la burbuja. La difusión puede calcularse de cualquier manera adecuada y tener en cuenta cualesquiera propiedades adecuadas, tales como las propiedades tisulares y la posición y profundidad de la LIOB en el tejido.

10 Los componentes del gas de uno o más pulsos anteriores que no se han difundido fuera de la región tisular contribuyen a la saturación del gas en la región, lo que puede afectar a la difusión de uno o más pulsos posteriores. Es decir, los componentes de gas acumulados de uno o más pulsos previos pueden afectar a la difusión de uno o más pulsos posteriores. En ciertas formas de realización, uno o más parámetros láser que afectan a la relación entre los pulsos láser se pueden ajustar para disminuir el efecto que los pulsos previos tienen en los pulsos posteriores. Al disminuir este efecto, es más probable que las burbujas se disuelvan, lo que puede reducir la probabilidad de capas de burbujas opacas.

15 En algunos casos, los parámetros pueden ajustarse de tal manera que la concentración de gas satisface una regla de concentración crítica donde la saturación tiene poco o ningún efecto. Por ejemplo, una regla de concentración crítica puede ser una concentración máxima por debajo de (o en) la cual los impulsos posteriores no son afectados de una manera insatisfactoria. Un tejido con una concentración igual o superior (o justo superior) a la concentración crítica puede describirse como sobresaturado. Una concentración crítica puede tener cualquier valor adecuado, tal como un valor en el rango de menos de 1 kg/m^3 , dependiendo de los componentes del gas y el tejido y la temperatura y la presión parcial. Como referencia, la saturación de una burbuja de aire en el agua es

20 (4)
$$\frac{\text{Saturación de la concentración}}{\text{densidad}} = 0.02.$$

25 Los parámetros láser son parámetros que indican al láser operar de una manera particular, y pueden especificar, por ejemplo, la energía o la posición (en la dirección x , y o z) de un pulso láser o el tiempo de uno o más pulsos. Un ejemplo de un parámetro láser que puede ajustarse es la velocidad de repetición, que incluye los parámetros de separación que especifican la separación entre pulsos, tal como una separación temporal o una separación espacial de una secuencia de pulsos. Una separación temporal de una secuencia de pulsos es el tiempo transcurrido entre pulsos subsiguientes y puede darse mediante una velocidad de repetición de pulsos. Un mayor tiempo transcurrido permite que la saturación del gas de los pulsos anteriores disminuya. Por consiguiente, el aumento de la separación temporal incrementa la probabilidad de que las burbujas se disuelvan.

30 En ciertas formas de realización, una separación temporal crítica puede especificar una separación mínima temporal a la que un pulso anterior puede provocar que la concentración de gas para un pulso posterior alcance una concentración crítica. En consecuencia, la separación temporal real puede seleccionarse de manera que sea mayor que la separación temporal crítica. La separación temporal crítica puede basarse en la difusión térmica:

35 (5)
$$l_{\text{Diff}} = 2 \sqrt{D\tau}$$

con $D = 1,43 \times 10^{-7} \text{ m}^2/\text{s}$, y

40 (6)
$$f = \frac{1}{\tau}$$

45 puede tener cualquier valor adecuado, tal como un valor en el intervalo de 1 nanosegundo (ns) a 1 ms o de 1 kHz a 1 GHz.

50 Una separación espacial de una secuencia de pulsos es la distancia entre los pulsos posteriores y puede estar dada por un patrón de exploración de pulsos. Una mayor distancia disminuye el efecto de que la saturación del gas de los pulsos anteriores tenga un impacto en los pulsos posteriores. Por consiguiente, el aumento de la separación espacial incrementa la probabilidad de que las burbujas se disuelvan y no interfieran con el siguiente pulso en una ubicación vecina. En ciertas formas de realización, una separación espacial crítica puede especificar una separación espacial mínima en la que un pulso puede provocar que la concentración de gas para otro pulso alcance una concentración crítica. En consecuencia, la separación espacial real puede seleccionarse para ser mayor que la separación espacial crítica. La separación espacial crítica puede tener cualquier valor adecuado, tal como un valor en el intervalo de $0,1 \mu\text{m}$ a 20 mm , tal como $0,1 \mu\text{m}$ a $10 \mu\text{m}$.

La FIGURA 4 ilustra un ejemplo de una línea de pulsos 98 de burbujas 84 (84a, 84b, 84c). La línea de impulsos 98 es una secuencia de pulsos láser con una velocidad de repetición definida. En el ejemplo, la burbuja 84a está disminuyendo (como se muestra por las flechas 86) después de la expansión completa 85. La burbuja 84b está en expansión total 85. La burbuja 84c está aumentando (como se muestra por las flechas 88) hasta la expansión completa 85. Las zonas de intersección 96a y 96b son regiones en las que las burbujas 84a y 84b se solapan y las burbujas 84b y 84c se solapan, respectivamente. Las zonas 96 cambian con el tiempo. Deben evitarse las intersecciones de las burbujas 84 de pulsos sucesivos porque las burbujas 84 pueden unificarse para producir una capa de burbujas opaca. Por consiguiente, una parte sustancial de una burbuja posterior debería estar situada fuera del espacio de una burbuja anterior para evitar la unificación de burbujas.

El radio de una burbuja que se genera instantáneamente se puede expresar como:

$$(7) \quad \tau_L < \tau_o \ll f^{-1}$$

donde f representa la velocidad de repetición en [s⁻¹].

La FIGURA 5 ilustra el ejemplo de la FIGURA 4 con más detalle. La difusión 90 en el tejido circundante 82 ocurre cuando la burbuja 84 comienza a disminuir desde la expansión completa 85. Un puente 92 aparece si la distancia entre las burbujas 84 es demasiado pequeña. Esta situación debería evitarse, ya que puede producir OBL grandes.

En ciertas formas de realización, los parámetros de la línea de pulsos 98 se seleccionan de tal manera que un pulso posterior no golpea una área 94 que ha sido afectada por un pulso anterior. El área 94 puede haber sido afectada por un impacto térmico destructivo o puede haber experimentado otro cambio. En algunas formas de realización, la siguiente posición del foco puede colocarse fuera del área 94.

Las burbujas 84 se pueden separar usando cualquier parámetro adecuado. Ejemplos de parámetros incluyen, la separación entre puntos, que puede expresarse como:

$$(8) \quad d_{\text{Puntos}} \geq 2r_{\text{burbuja}} + 2r_{\text{difusivo[gas]}}$$

el radio de la burbuja R_b, que puede expresarse como:

$$(9) \quad r_{\text{burbuja}} = \text{función de } (E_L, \tau_L) \text{ or } R_o \sim \sqrt[3]{E_L}$$

o la duración del pulso láser, que puede expresarse como:

$$(10) \quad \tau_L = \text{función de } (D, C_g - C_s), r_{\text{burbuja}},$$

donde E_L representa la energía del láser y C_g - C_s representa el gradiente de concentración.

La separación espacial y temporal se pueden determinar de cualquier manera adecuada. La separación entre puntos se puede expresar como:

$$(11) \quad d_{\text{Puntos}} \geq l_{\text{Diff}}(t) \approx \sqrt{D} \Delta t \geq \sqrt{D \frac{1}{f}}$$

o para una velocidad de repetición dada:

$$(12) \quad d_{\text{Puntos}} [\mu\text{m}] > \sim 12 (f_{[\text{kHz}]})^{-1/2}$$

donde l_{Diff} representa la longitud de difusión térmica, Δt = f⁻¹ representa el intervalo de tiempo entre dos pulsos, t representa el tiempo y D representa la difusividad térmica de la córnea 1,43x10⁻⁷ m²/s.

La velocidad de repetición de pulsos se puede ajustar para evitar que un pulso láser posterior golpee un área 94 que ha sido afectada por las distorsiones térmicas de un pulso anterior.

$$(13) \quad f \geq \frac{D}{d_{\text{Puntos}}^2}$$

o como:

$$(14) \quad f_{[\text{kHz}]} > \sim 144 d^{-2}_{[\mu\text{m}]}$$

Por ejemplo, si la separación entre los puntos de los focos es de 1 μm , la velocidad de repetición puede ser superior a 144 kHz.

Cualquier evento adecuado en relación con la OBL puede desencadenar el ajuste de los parámetros láser. En ciertas formas de realización, uno o más sensores pueden tomar las medidas usadas para calcular los valores discutidos anteriormente. Además o como alternativa, un dispositivo de formación de imágenes, por ejemplo, una cámara y/o un sistema de tomografía de coherencia óptica (OCT), puede detectar la OBL y el sistema puede ajustar automáticamente los parámetros.

Aunque las formas de realización utilizan parámetros de separación, cualesquiera otros parámetros adecuados pueden ajustarse para reducir la probabilidad de alcanzar un estado crítico. Por ejemplo, se pueden ajustar la energía del pulso, la profundidad de corte u otro parámetro adecuado.

Uno o más parámetros láser se podrán modificar de cualquier manera adecuada. Por ejemplo, si un parámetro de separación produce concentraciones de gas mayores que la concentración crítica, el valor del parámetro puede disminuirse. En ciertas formas de realización, los parámetros láser pueden ajustarse coordinados entre sí. Por ejemplo, si una combinación de una separación temporal y una separación espacial produce una concentración de gas satisfactoria, la disminución de la separación temporal y el aumento de la separación espacial o la disminución de la separación espacial y el aumento de la separación temporal pueden todavía producir una concentración de gas satisfactoria.

Los parámetros láser, tal como la velocidad de repetición de pulsos, pueden seleccionarse para los pulsos de cualquier manera adecuada. En ciertas formas de realización, los parámetros pueden seleccionarse de tal manera que la regla de concentración crítica se satisfaga en todo el tejido para reducir o eliminar, en esencia, la aparición de capas de burbujas opacas. En ciertas formas de realización, los parámetros pueden seleccionarse de tal manera que la regla de concentración crítica se satisfaga en ciertas regiones tisulares para reducir o eliminar, en esencia, la aparición de capas de burbujas opacas en esas regiones, pero no se satisface en otras regiones tisulares para permitir la aparición de capas de burbujas opacas en las otras regiones. En estas formas de realización, pueden formarse capas de burbujas opacas en regiones en las que las capas no afectarán probablemente negativamente a la cirugía, por ejemplo, periféricas en el estroma profundo de la córnea.

La FIGURA 3 ilustra un ejemplo de un método que puede utilizarse para reducir capas de burbujas opacas (OBL) que se pueden formar durante la cirugía láser. El método puede ser realizado por cualquier sistema informático adecuado, tal como el ordenador de control 30 u otro sistema informático.

El método empieza en la etapa 110, donde el sistema informático recibe información que describe una región tisular de un tejido en el que se aplican pulsos láser para producir descomposiciones ópticas inducidas por láser (LIOB) en la región tisular. La concentración de gas en el tejido se estima a partir de la información de la etapa 112. La concentración de gas se puede estimar de cualquier manera adecuada. En ciertas formas de realización, se calcula la concentración de gas. En las formas de realización, se calcula una concentración previa del gas debida a uno o más pulsos láser previos. Se calcula una difusión del gas fuera de la región tisular. La concentración de gas se estima utilizando la concentración previa del gas y la difusión del gas fuera de la región tisular.

En otras formas de realización, la concentración de gas se calcula utilizando una simulación. En las formas de realización, se realiza una simulación de las descomposiciones ópticas inducidas por láser en la región tisular y se estima la concentración de gas a partir de la simulación. En otras formas de realización, la concentración de gas se mide en la región tisular utilizando, por ejemplo, un sensor de oxígeno óptico, tomografía de coherencia óptica (OCT) o formación de imágenes con múltiples fotones.

En la etapa 114, una regla de concentración crítica especifica una concentración máxima por debajo del cual los pulsos posteriores no se ven afectados de manera insatisfactoria. Una concentración de gas puede satisfacer la regla si la concentración de gas es inferior (o inferior o igual a) la concentración máxima o puede caer para satisfacer la regla si la concentración de gas es igual o superior (o justo por encima) a la concentración máxima. Si la concentración de gas no satisface la regla, el método pasa a la etapa 118.

Los parámetros láser pueden ajustarse en respuesta a la concentración en la etapa 118. Los parámetros láser pueden ser ajustados de cualquier manera adecuada. Por ejemplo, puede aumentarse una separación espacial y/o temporal de los pulsos. Como otro ejemplo, una separación espacial (o temporal) puede ser aumentada, sin que una separación temporal (o espacial) pueda ser disminuida. El método vuelve a la etapa 112 para estimar la concentración de gas.

Si la concentración de gas satisface la regla, el método pasa a la etapa 120 para seleccionar los parámetros láser que se utilizarán para los pulsos. Los parámetros láser pueden incluir la energía del láser, la localización del punto

y/o la duración del pulso láser. Los parámetros láser pueden seleccionarse de cualquier manera adecuada, por ejemplo, o por ejemplo, pueden seleccionarse parámetros láser de, en esencia, todas las regiones tisulares de un volumen de tejido que satisfagan la concentración crítica para reducir o eliminar sustancialmente la aparición de una capa de burbujas opaca en el volumen de tejido. Como otro ejemplo, se pueden seleccionar parámetros láser de una o más regiones tisulares de una primera parte de un volumen de tejido que satisfagan la concentración crítica para reducir o eliminar, en esencia, la aparición de una capa de burbujas opaca en la primera parte y se pueden seleccionar parámetros láser de una o más regiones tisulares de una segunda parte del volumen de tejido que fallan en satisfacer la concentración crítica para permitir la aparición de una capa de burbujas opaca en la segunda parte.

Los resultados se presentan en la etapa 122. Los resultados pueden presentarse en cualquier forma adecuada, por ejemplo, como una visualización, una impresión o una transferencia de datos.

Las formas de realización del método se pueden realizar en cualquier aplicación adecuada. Por ejemplo, se puede realizar un método con una simulación por ordenador para producir instrucciones para dispositivo láser que pueden usarse para una cirugía real. En el ejemplo, la simulación por ordenador recibe información inicial, que incluye condiciones iniciales, y luego simula la creación de descomposiciones ópticas inducidas por láser en una región tisular. La concentración de gas puede calcularse a partir de las simulaciones y los parámetros pueden ajustarse si la concentración no satisface una regla de concentración. La forma de realización puede realizarse iterativamente hasta que la concentración satisfaga la regla de concentración. Los parámetros láser pueden utilizarse para instrucciones láser para condiciones iniciales similares. Las instrucciones láser pueden ser introducidas en un sistema láser que puede realizar la cirugía real.

Como otro ejemplo, una forma de realización se puede realizar por un sistema láser en tiempo real durante una cirugía real. En el ejemplo, el sistema láser recibe información inicial, que incluye condiciones iniciales y luego procede a crear descomposiciones ópticas inducidas por láser en una región tisular. Se puede medir la concentración de gas y ajustar los parámetros hasta que la concentración satisfaga la regla de concentración.

Un componente de los sistemas y aparatos descritos en la presente memoria puede incluir un interfaz, lógica, memoria y/u otro elemento adecuado, cualquiera de los cuales puede incluir hardware y/o software. Una interfaz puede recibir entrada, enviar salida, procesar la entrada y/o la salida y/o realizar otras operaciones adecuadas. La lógica puede realizar las operaciones de un componente, por ejemplo, ejecutar instrucciones para generar la salida a partir de la entrada. La lógica puede ser codificada en la memoria y puede realizar operaciones cuando es ejecutada por un ordenador. La lógica puede ser un procesador, tal como uno o más ordenadores, uno o más microprocesadores, una o más aplicaciones y/u otra lógica. Una memoria puede almacenar información y puede comprender uno o más medios de almacenamiento tangibles, legibles por ordenador y/o ejecutables por ordenador. Ejemplos de memoria incluyen memoria de ordenador (por ejemplo, memoria de acceso aleatorio (RAM) o memoria de sólo lectura (ROM)), medios de almacenamiento masivo (por ejemplo, un disco duro), medios de almacenamiento extraíbles (por ejemplo, un disco compacto (CD) o un disco de vídeo digital (DVD)), almacenamiento de base de datos y/o de red (por ejemplo, un servidor) y/u otros medios legibles por computadora.

En formas de realización particulares, las operaciones de las formas de realización pueden ser realizadas por uno o más medios legibles por ordenador codificados con un programa de ordenador, software, instrucciones ejecutables por ordenador y/o instrucciones capaces de ser ejecutadas por un ordenador. En formas de realización particulares, las operaciones pueden realizarse mediante uno o más medios legibles por ordenador que almacenan, incorporan y/o se codifican con un programa informático y/o tienen un programa informático almacenado y/o codificado.

Aunque la presente descripción se ha descrito en términos de ciertas formas de realización, modificaciones (tales como cambios, sustituciones, adiciones, omisiones y/u otras modificaciones) de las formas de realización serán evidentes para los expertos en la técnica. En consecuencia, se pueden hacer modificaciones a las formas de realización sin apartarse del alcance de la invención. Por ejemplo, se pueden hacer modificaciones a los sistemas y aparatos descritos en la presente memoria. Los componentes de los sistemas y aparatos pueden estar integrados o separados y las operaciones de los sistemas y aparatos pueden ser realizadas por más, menos u otros componentes. Como otro ejemplo, se pueden hacer modificaciones a los métodos descritos en la presente memoria. Los métodos pueden incluir más, menos u otras etapas y las etapas se pueden realizar en cualquier orden adecuado.

Otras modificaciones son posibles sin apartarse del alcance de la invención. Por ejemplo, la descripción ilustra formas de realización en aplicaciones prácticas particulares, sin embargo, otras aplicaciones serán evidentes para los expertos en la técnica. Además, ocurrirán futuros desarrollos en las artes descritas en la presente memoria y los sistemas, aparatos y métodos descritos serán utilizados con dichos desarrollos futuros.

El alcance de la invención no debería determinarse con referencia a la descripción. De acuerdo con los estatutos de patentes, la descripción explica e ilustra los principios y modos de operación de la invención usando formas de realización de ejemplo. La descripción permite que otros expertos en la técnica utilicen los sistemas, aparatos y métodos en diversas formas de realización y con varias modificaciones, pero no debería utilizarse para determinar el

alcance de la invención.

5 El alcance de la invención debería determinarse con referencia a las reivindicaciones y el alcance completo de las equivalencias a las que las reivindicaciones tienen derecho. Todos los términos de las reivindicaciones deberían darse con sus construcciones más amplias razonables y sus significados ordinarios como comprenderán los expertos en la técnica, a no ser que se haga una indicación explícita de lo contrario en la presente memoria. Por ejemplo, el uso de los artículos singulares tales como "un", "la", etc. debería ser leído para enumerar uno o más de los elementos indicados, a menos que una reivindicación enumere una limitación explícita en contrario. Como otro ejemplo, "cada uno" se refiere a cada miembro de un conjunto o cada miembro de un subconjunto de un conjunto, 10 en donde un conjunto puede incluir cero, uno, o más de un elemento. En resumen, la invención puede modificarse y el alcance de la invención debería determinarse, no con referencia a la descripción, sino con referencia a las reivindicaciones y el alcance completo de sus equivalencias.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema que comprende:
 - 5 un dispositivo láser configurado para aplicar una pluralidad de pulsos láser a una región tisular de un tejido para producir una pluralidad de descomposiciones ópticas inducidas por láser (LIOB) en la región tisular, tal que las LIOB producen una pluralidad de burbujas de gas; y
 - un ordenador de control configurado para:
 - 10 recibir la información que describe la región tisular;
 - estimar a partir de la información una concentración de gas en la región tisular mediante:
 - 10 calcular una concentración previa del gas debido a uno o más pulsos láser anteriores de los pulsos láser;
 - calcular una difusión del gas lejos de la región tisular; y
 - estimar la concentración de gas a partir de la concentración anterior del gas y la difusión del gas lejos de la región tisular; y
 - 15 ajustar uno o más parámetros láser en respuesta a la concentración de gas para satisfacer una regla de concentración crítica.
2. El sistema de la reivindicación 1, comprendiendo la estimación a partir de la información de la concentración de gas:
 - 20 simular con una simulación las descomposiciones ópticas inducidas por láser en la región tisular; y
 - estimar la concentración de gas en la región tisular a partir de la simulación.
3. El sistema de la reivindicación 1 o 2, comprendiendo además la estimación a partir de la información de la concentración de gas:
 - 25 medir la concentración de gas en la región tisular.
4. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, comprendiendo además el ajuste de uno o más parámetros láser:
 - aumentar una separación espacial entre al menos dos pulsos láser.
5. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, comprendiendo además el ajuste de uno o más parámetros láser:
 - aumentar una separación temporal entre al menos dos pulsos láser.
6. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, comprendiendo además el ajuste de uno o más parámetros láser:
 - 35 aumentar una separación temporal entre al menos dos pulsos láser; y
 - disminuir una separación espacial entre los al menos dos pulsos láser.
7. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, comprendiendo además el ajuste de uno o más de los parámetros láser:
 - 40 aumentar una separación espacial entre al menos dos pulsos láser; y
 - disminuir una separación temporal entre los al menos dos pulsos láser.
8. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, configurado el ordenador de control además para:
 - 45 seleccionar los uno o más parámetros láser que satisfacen la regla de concentración crítica en la región tisular y una pluralidad de otras regiones tisulares del tejido con el fin de reducir la aparición de una capa de burbujas opaca.
9. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, configurado el ordenador de control además para:
 - 50 seleccionar el uno o más parámetros láser que satisfacen la regla de concentración crítica en la región tisular con el fin de reducir la aparición de una capa de burbujas opaca; y
 - seleccionar el uno o más parámetros láser que no logran satisfacer la regla de concentración crítica en una segunda región tisular del tejido con el fin de permitir la aparición de una capa de burbujas opaca.
10. El sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, configurado el ordenador de control además para:
 - 55 detectar las burbujas utilizando un dispositivo de imágenes; y
 - ajustar uno o más parámetros láser en respuesta a la detección de las burbujas.

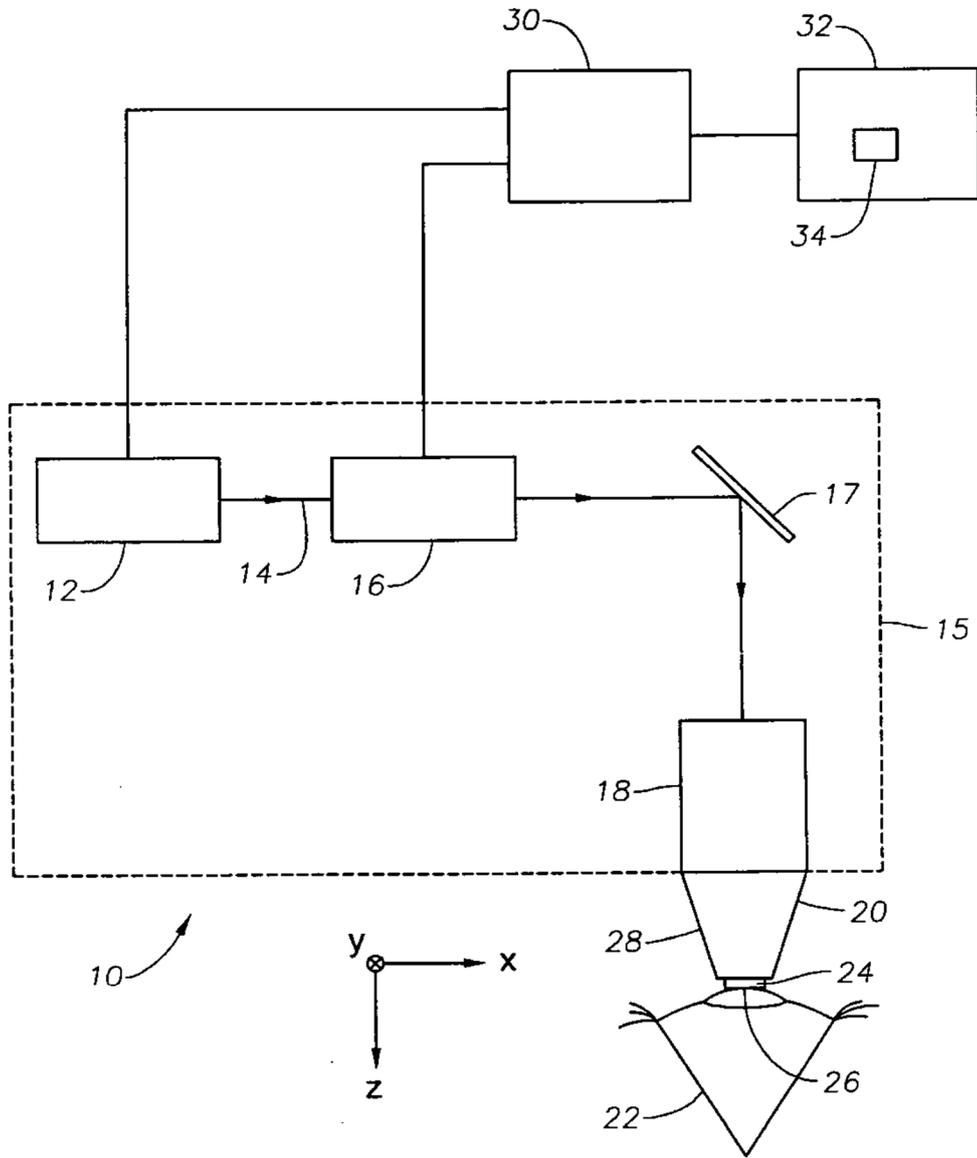


FIG. 1

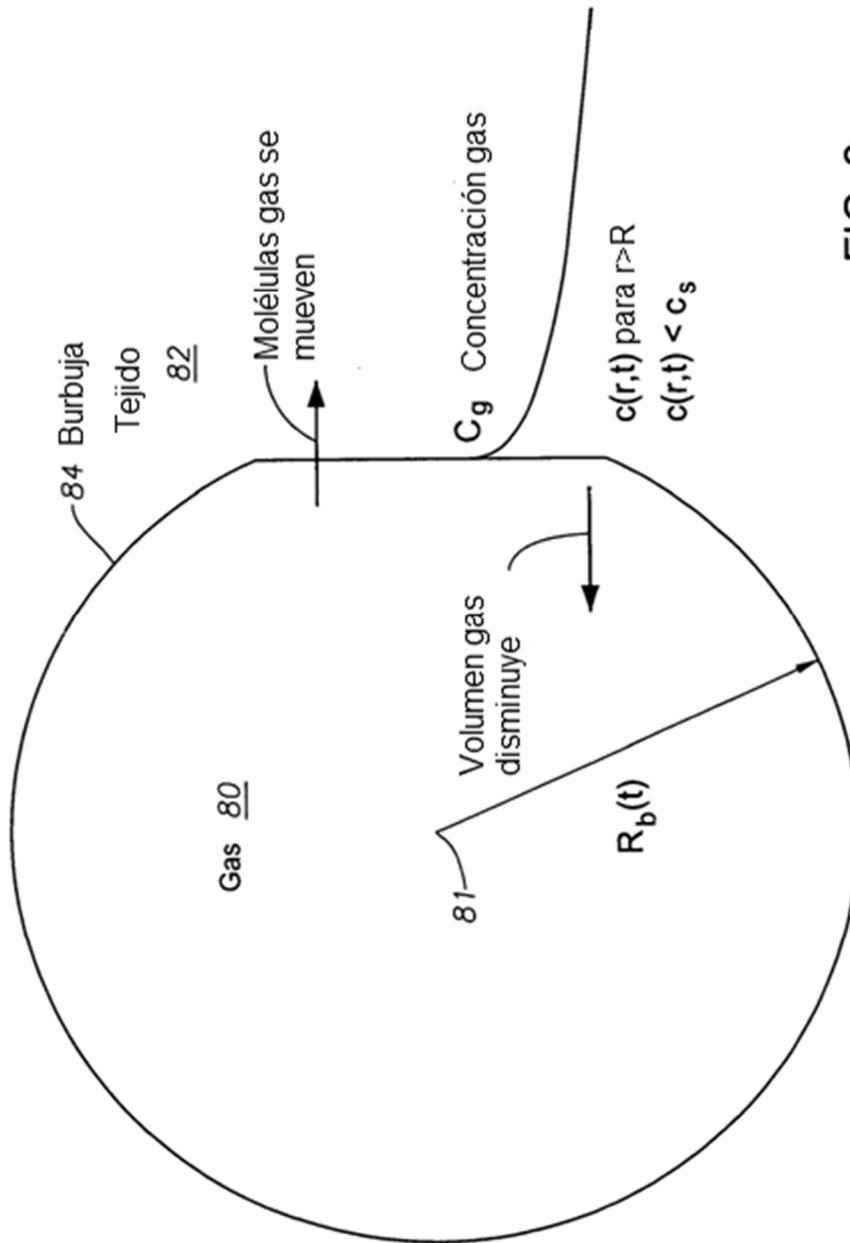


FIG. 2

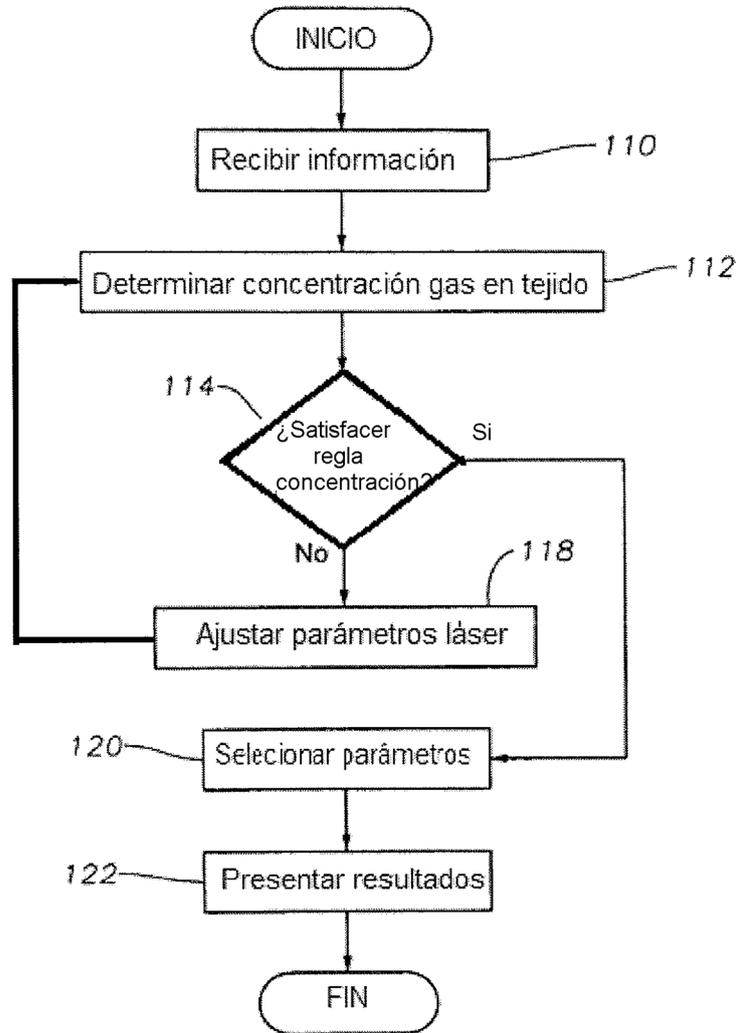


FIG. 3

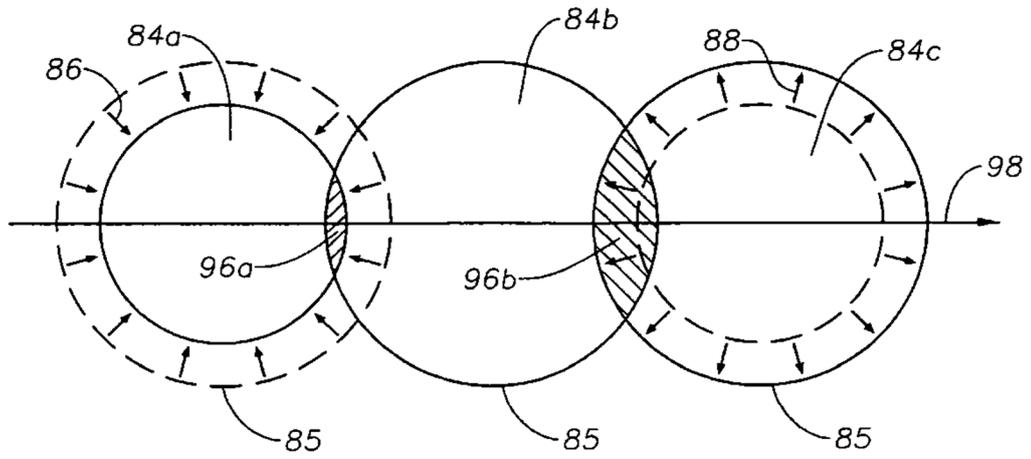


FIG. 4

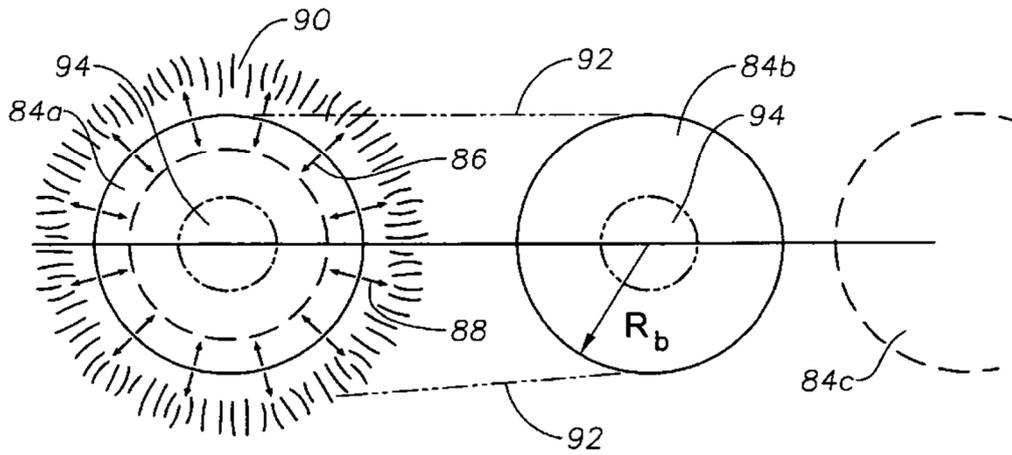


FIG. 5