

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 569 081**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008 (2006.01)

A61B 18/26 (2006.01)

A61N 5/067 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **01.07.2013 E 13174506 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.02.2016 EP 2682080**

54 Título: **Aplicador y dispositivo para el tratamiento de células**

30 Prioridad:

05.07.2012 DE 102012106017

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

06.05.2016

73 Titular/es:

**A.R.C. LASER GMBH (100.0%)
Bessemerstrasse 14
90411 Nürnberg, DE**

72 Inventor/es:

THYZEL, REINHARDT

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 569 081 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

Aplicador y dispositivo para el tratamiento de células

La invención se refiere a un aplicador y a un dispositivo respectivamente para el tratamiento de células, en particular para la retirada o desactivación de células epiteliales.

5 A partir del documento US 2002/0058890 A1 es conocido un dispositivo para litotricia, el cual comprende en el espacio interior de un alojamiento tubular una fibra óptica y un absorbedor. La fibra óptica está unida por un primer extremo a un láser, y por su otro segundo extremo está acoplada ópticamente a un lado interior, orientado hacia el espacio interior del alojamiento, del absorbedor. Al incidir radiación láser procedente del láser sobre el absorbedor por su lado interior orientado hacia el espacio interior del alojamiento, el absorbedor genera una onda de presión, la cual es entonces transmitida y emitida, por su lado exterior, por una tapa extrema que rodea el segundo extremo y el absorbedor. Mediante diferentes geometrías de la tapa extrema, a saber a modo de lentes o cavidades, pueden conseguirse diferentes formas y/o direcciones de propagación de la onda de presión. El alojamiento tubular no tiene ninguna abertura de salida para la onda de presión, el absorbedor cierra el alojamiento tubular por su extremo libre. Un plasma que se produce eventualmente debido a la radiación láser por el lado interior del absorbedor permanece con ello en el espacio interior del alojamiento.

10 A partir del documento WO 2004/071319 A1 es conocida una aguja hueca quirúrgica para el tratamiento de cataratas oculares con una fibra óptica guiada dentro de ella, en que la fibra óptica está acoplada a un láser por su primer extremo situado fuera de la aguja hueca y por el segundo extremo de la fibra óptica está situada en la zona y separadamente de la punta de la aguja hueca. En la zona de la punta de la aguja hueca, ésta tiene una diana que está formada por una zona de la pared de la aguja hueca en la punta, y en cuya diana al ser irradiada con radiación láser procedente del láser desde la fibra se genera un plasma, mediante lo cual se produce a su vez una onda de presión. En la punta de la aguja hueca está prevista una abertura, a través de la que puede salir la onda de presión. La pared envolvente o lateral de la aguja hueca está hecha monolíticamente con la punta a partir de titanio (Ti) y está conformada como pared continua lisa sin abertura.

25 A partir del documento US 5.324.282 A es conocido un instrumento quirúrgico en forma de una aguja hueca para la retirada del cristalino mediante fotólisis, cuyo instrumento tiene una pared exterior tubular con un eje longitudinal y con un extremo libre así como una fibra de láser y un canal de aspiración, los cuales discurren respectivamente de forma longitudinal y dentro del espacio interior de la aguja hasta su extremo libre. En el extremo libre de la aguja está dispuesta una diana de titanio (Ti) a una distancia del extremo libre de la fibra de láser, en que la luz láser procedente de la fibra de láser incide sobre la diana. En el extremo libre de la aguja está prevista además una abertura de recepción de tejido dispuesta oblicuamente y por encima de la diana inmediatamente junto a ésta, en cuya abertura desemboca el canal de aspiración. A través de una bomba de aspiración es aspirado el tejido a destruir hacia la abertura de recepción de tejido. Cuando el tejido es aspirado entonces hacia la abertura de recepción de tejido, se disparan impulsos de láser desde la fibra de láser sobre la diana, teniendo los impulsos de láser una energía suficiente para generar una ruptura óptica (*optical breakdown*) en el material de diana y producir con ello una onda de choque (*shockwave*) que incide en la abertura de recepción de tejido sobre el tejido que se encuentra ahí y rompe éste en pequeñas partes, que son aspiradas entonces a través del canal de aspiración. Además, en la aguja puede estar previsto adicionalmente un canal de lavado que discurre longitudinalmente para conducir líquido de lavado a través de una abertura de salida dispuesta lateralmente.

40 En el documento US 5.906.611 A es conocido un perfeccionamiento del instrumento conocido a partir del documento US 5.324.282 A, en el que la diana está conformada escalonadamente y en el que los escalones están conformados con dos superficies de escalón, de las cuales una está orientada perpendicularmente al eje de la aguja y la otra paralelamente al eje de la aguja, y la secuencia de los escalones asciende desde un lado exterior en la pared exterior de la aguja hacia la abertura de recepción de tejido. A través de ello, en cada zona de escalón de la diana, durante la evaporación del material de diana, la onda de choque generada con ello no es bloqueada en dirección a la abertura de recepción de tejido por otra parte de la diana. Con un láser de neodimio-YAG pueden generarse impulsos con tasas de repetición de impulsos entre 2 y 50 impulsos por segundo y energías de impulso entre 2 y 15 mJ. La duración de impulso puede ajustarse a entre 8 y 12 ns. Preferentemente, la tasa de repetición de impulsos está ajustada a entre 2 y 6 impulsos por segundo y la energía de impulso a entre 6 y 10 mJ. Para una operación de cataratas se emplean entre 200 y 800 impulsos.

Un problema en la explantación por operación o facólisis del cristalino natural y en la implantación siguiente de una lente intraocular artificial es el crecimiento y proliferación posteriores de las células epiteliales por el lado interior del saco de cápsula del cristalino (PCO, del inglés "Posterior Capsule Opacification", opacificación de cápsula posterior o catarata secundaria).

55 El documento WO 2005/107665 A1 da a conocer un dispositivo para retirar células epiteliales del lado interior de un saco de cápsula de cristalino de un ojo humano o animal con medios para generar impulsos de presión en un medio líquido dentro del saco de cápsula del cristalino, en que el medio líquido limita con las células epiteliales a retirar o cubre éstas, en que los impulsos de presión son escogidos u obtenidos de tal modo que las células epiteliales son

separadas de la pared del saco de cápsula del cristalino por los impulsos de presión incidentes y al mismo tiempo en la pared del saco de cápsula del cristalino no se genera ninguna abertura ni otros daños, en particular por los impulsos de presión, al retirar las células epiteliales. Preferentemente se emplea un instrumento manual de láser conforme a los documentos 5.324.282 A o US 5.906.611 A, pero según el documento WO 2005/107665 A1 no se genera ninguna depresión en la aguja hueca y no se aspira ningún tejido a través de la abertura. Antes bien, la abertura en la aguja hueca en el documento WO 2005/107665 A1 sólo sirve para la salida de los impulsos de presión generados ópticamente en el medio.

Constituye por lo tanto la tarea de la invención proporcionar un aplicador y un dispositivo para el tratamiento de células, en particular para la retirada o desactivación de células epiteliales, preferentemente junto al saco de cápsula del cristalino de un ojo, en particular para el tratamiento de células en caso de una opacificación PCO, mediante impulsos de presión generados en una diana por radiación láser, con el que se reduzca el riesgo de un perjuicio o daño al tejido circundante que no hay que tratar, en particular un daño al saco de cápsula del cristalino.

Esta tarea es resuelta mediante el objeto de la reivindicación 1. Estructuraciones ventajosas resultan de las reivindicaciones dependientes.

El aplicador conforme a la reivindicación 1 está conformado para y destinado al tratamiento de células, en particular a la retirada o desactivación de células epiteliales, preferentemente en el ojo humano o animal, mediante impulsos de presión, en particular ondas de choque, y comprende

a) una aguja hueca con una pared, en que la pared rodea un espacio hueco y está conformada de forma cerrada por un extremo cerrado,

b) en que en el extremo cerrado está dispuesta o conformada una diana (o material sobre el que hay que disparar, u objetivo de disparo) por el lado interior de la pared,

c) en que en el espacio hueco de la aguja hueca está dispuesto, de forma separada de la diana y/o del extremo cerrado, un emisor de radiación láser para emitir radiación láser, preferentemente por impulsos,

d) en que una dirección principal de emisión del emisor de radiación láser está dirigida hacia la diana y en que, con otras palabras, el emisor de radiación láser está dispuesto de tal modo que la radiación láser saliente incide directamente sobre la diana a través de un espacio intermedio que se encuentra entre el emisor de radiación láser y la diana,

e) en que en la diana, en caso de, o por, exposición o irradiación de una diana con radiación láser del emisor de radiación láser puede generarse o se genera al menos un impulso de presión, en particular por ruptura óptica, bajo formación de un plasma,

f) en que la pared de la aguja hueca tiene una abertura de salida lateral para la salida del impulso de presión hacia fuera del espacio hueco de la aguja hueca, y está completamente cerrada entre la abertura de salida lateral y la diana o el extremo cerrado,

g) en que la pared (20) tiene en el extremo cerrado (3) de la aguja hueca (2) un cierre (21), en el que está dispuesta o conformada la diana (13), en que el cierre (21) está conformado en forma convexa y de cúpula por el lado exterior y/o la pared interior (24),

h) en que la pared (20) de la aguja hueca (2) forma a continuación del cierre (21) esencialmente una pared envolvente cilíndrica (23) en torno al eje longitudinal (A) de la aguja hueca (2) como eje de cilindro,

i) en que la abertura de salida lateral (8) está formada en la pared envolvente (23) y

j) en que la abertura de salida lateral (8) está separada del cierre (21) de la aguja hueca (2) y de la diana (13) por una distancia (a) axial respecto al eje longitudinal (A), la cual es mayor que un diámetro exterior (D) de la pared envolvente (23) de la aguja hueca (2).

La abertura de salida lateral puede estar separada por ejemplo de la diana por una distancia que es mayor que la longitud de camino libre media del plasma en el espacio hueco de la aguja hueca y/o que es escogida con una magnitud tal que esencialmente no sale plasma del espacio hueco de la aguja hueca a través de la abertura de salida lateral.

El dispositivo conforme a la reivindicación 9 comprende al menos un aplicador conforme a la invención y una fuente de radiación láser.

La invención descansa sobre la consideración de proteger el tejido que no hay que destruir o tratar, en particular la pared del saco de cápsula del cristalino, frente a una exposición a plasma, que se genera en la diana como plasma inducido por láser.

En la aplicación habitual tal como la extracción de cristalino, este plasma inducido por láser no es dañino, ya que para un tejido que hay que destruir en cualquier caso más bien contribuye a su destrucción. En la aplicación especial, preferida conforme a la invención, de un tratamiento o evitación (profilaxis) de una opacificación PCO, en la que las células epiteliales deben ser separadas del saco de cápsula del cristalino, o al menos detenidas en su crecimiento, el tejido inmediatamente adyacente por detrás, delgado y sin soporte y por ello sensible, del saco de cápsula del cristalino no debe ser atacado sin embargo.

Conforme a la invención, se impide ya al plasma inducido por láser salir por la abertura de salida, prevista para los impulsos de presión, de la aguja hueca. Para ello, conforme a la invención, según una primera medida la aguja hueca es cerrada por el extremo con la diana, lo que significa en particular que, a diferencia del estado de la técnica, en el correspondiente extremo frontal axial de la aguja hueca precisamente no hay ninguna abertura. Según una segunda medida, en vez de una abertura de salida en el extremo de la aguja hueca es conformada y dispuesta una abertura de salida lateral a una distancia suficientemente grande del extremo de la aguja hueca y de la diana ahí dispuesta, de modo que el plasma ya no puede salir por la abertura de salida lateral, a diferencia del estado de la técnica, en el que la abertura de salida está dispuesta en la punta de la aguja hueca y limita directamente con la diana. Ciertamente, con estas medidas conforme a la invención se asume en principio también un debilitamiento de la intensidad de los impulsos de presión que salen por esta abertura de salida, pero esto es aceptable en aplicaciones, en las cuales la intensidad de los impulsos de presión de todos modos no puede ser escogida con un valor demasiado alto, tal como por ejemplo durante una limpieza de cápsula.

Por un impulso de presión se entiende en la presente solicitud un aumento de presión temporalmente limitado, en particular un flujo a presión o una onda de presión o una onda de choque, que se propaga en el interior del medio líquido hacia las células epiteliales. Aquí, junto a un transporte de energía y un transporte de impulsos tal como en una onda puede producirse adicionalmente también un transporte de materia tal como en un flujo o un chorro a presión.

El aplicador y el dispositivo encuentran una aplicación particularmente ventajosa para retirar (o: desprender, segregar, separar, derribar) o al menos desactivar, es decir en particular inhibir (impedir el crecimiento de), las células epiteliales de o respectivamente junto a la pared interior del saco de cápsula del cristalino de un ojo.

El aplicador está conformado preferentemente como herramienta manejable manualmente, en particular médica o quirúrgica, que puede ser introducida en el cuerpo de un organismo para el tratamiento de células de una zona de tejido prefijada. La aguja hueca, en particular quirúrgica, puede ser introducida con su punta, por ejemplo de forma percutánea, en el organismo, por ejemplo a través de la córnea hacia dentro del cristalino. El tratamiento de células puede ser llevado a cabo, según la profundidad de penetración, en células cutáneas, subcutáneas o situadas más hacia dentro.

En una forma de realización ventajosa, el emisor de radiación láser comprende una fibra de guía de radiación láser (resumidamente: fibra de láser o también fibra óptica), cuyo extremo libre forma una superficie de emisión para la radiación láser y cuyo segundo extremo está acoplado o es acoplable directa o indirectamente a una fuente de radiación láser para introducir por acoplamiento su radiación láser. La fibra de guía de radiación láser discurre en particular dentro del espacio hueco de la aguja hueca, preferentemente a lo largo de su eje longitudinal. El extremo libre, que forma la superficie de emisión, de la fibra de guía de radiación láser está dispuesto preferentemente en una zona, opuesta a la abertura de salida lateral y/o situada de forma más separada de la abertura de salida lateral que el eje longitudinal central, de la pared de la aguja hueca.

Además, la abertura de salida lateral está preferentemente dispuesta, visto a lo largo del eje longitudinal de la aguja hueca y/o de la dirección principal de emisión del emisor de radiación láser o de la dirección de propagación de los impulsos de presión, entre el extremo cerrado de la aguja hueca y/o la diana por un lado y la superficie de emisión del emisor de radiación láser, en particular el extremo libre de la fibra de guía de radiación láser, por otro lado. Adicionalmente, en particular la abertura de salida está conformada y/o dispuesta de forma simétrica con respecto a un plano de simetría que contiene el eje longitudinal de la aguja hueca.

Preferentemente, la dirección principal de emisión de la radiación láser es paralela al eje longitudinal de la aguja hueca.

Alternativa o también adicionalmente, dentro de la propia aguja hueca puede emplearse también un emisor de radiación láser activo. Por un emisor de radiación láser activo debe entenderse aquí una fuente de radiación láser que genera inmediatamente radiación láser, tal como por ejemplo un o una matriz de diodos láser.

La diana está conformada y ajustada para generar, al exponer la diana a radiación láser, una ruptura óptica, que bajo formación de plasma, en particular dentro del medio, genera una onda de presión o respectivamente una onda de choque.

La diana puede ser expuesta aquí a radiación láser por impulsos, es decir a impulsos de radiación láser individuales. Una exposición por impulsos debe significar que una fuente de radiación láser correspondiente es hecha funcionar

operando por impulsos. Para la aplicación al tratamiento de células epiteliales pueden emplearse por ejemplo tasas de impulsos de 1 a 10 impulsos por segundo para radiación láser en un intervalo o intervalos de longitud de onda de por ejemplo 532 a 1064 nm.

5 Preferentemente, al menos la diana, en cualquier caso una sección expuesta, o respectivamente a exponer, a radiación láser, está hecha de metal, en particular titanio o una aleación de titanio. Aquí es posible y puede ser ventajoso que toda la aguja hueca, en particular sus paredes, esté hecha de titanio. Sin embargo, entran en consideración también otros materiales inertes para la diana o respectivamente la pared de la aguja hueca, tal como por ejemplo (aleación de) circonio o acero para instrumentos, por ejemplo acero 316.

10 Al menos para la aplicación conforme a lo previsto del aplicador, la aguja hueca está preferentemente rellena, al menos en un espacio intermedio o interior que se encuentra entre la diana y la abertura de salida lateral, con un medio líquido, por ejemplo líquido de irrigación y/o solución salina tal como BSS (del inglés "Balanced Salt Solution", solución salina equilibrada o solución de Ringer), para la transmisión de los impulsos de presión, formándose preferentemente el plasma dentro del medio líquido. Preferentemente, la aguja hueca se encuentra totalmente dentro del medio líquido y/o el medio líquido limita con las células a tratar, en particular células epiteliales, o las cubre, de modo que los impulsos de presión pueden propagarse o se propagan a través del medio líquido hacia las células.

20 La pared de la aguja hueca tiene en el extremo cerrado de la aguja hueca un cierre, en el que está dispuesta o conformada la diana, en que el cierre está conformado por el lado exterior y/o por la pared interior en forma convexa y de cúpula. El cierre está conformado en forma convexa y de cúpula, preferentemente en lo esencial de forma esférica o parcialmente cónica y de forma parcialmente esférica o soló cónica, y/o está abombado o curvado preferentemente hacia fuera, en particular en la dirección de un eje longitudinal de la aguja hueca, con lo que se consigue preferentemente un efecto comparable a una lente o un efecto focalizador sobre el impulso de presión, en particular la onda de choque, en la dirección de propagación desde la diana hacia la abertura de salida. Un radio de curvatura del cierre curvo es entonces dependiente en general del grosor o del diámetro de la aguja hueca y es escogido por regla general con un valor menor o igual que el diámetro de la aguja hueca.

25 La pared de la aguja hueca a continuación del extremo cerrado, en particular el cierre, está conformada esencialmente de forma cilíndrica hueca o como pared envolvente cilíndrica, que está formada en torno al eje longitudinal de la aguja hueca como eje de cilindro, estando formada la abertura de salida lateral en esta pared envolvente.

30 Según otra estructuración particularmente ventajosa, el extremo cerrado es formado mediante un cierre monolítico de la aguja hueca. Debe entenderse con ello en particular que el cierre está conformado monolíticamente, es decir de una pieza y/o de un material, con la zona adyacente de la aguja hueca. En este caso, el cierre no es un elemento separado, fijado de forma separable a la aguja hueca. El cierre puede formar en este caso una sección, en particular curva, a asignar a la pared de la aguja hueca.

35 Sólo por motivos de completitud se hace notar que el primer extremo también puede estar cerrado mediante un cierre unido de forma separable a la aguja hueca, por ejemplo un tapón. La solución monolítica anteriormente mencionada ofrece sin embargo la ventaja de que no existe ninguna unión ni piezas separables, que podrían separarse como consecuencia de las ondas de choque generadas. Esto último es particularmente relevante, ya que la aguja hueca debe ser introducida por regla general en el organismo.

40 Una separación de la abertura de salida lateral respecto al extremo cerrado de la aguja hueca y la diana está ajustada de tal modo que la distancia es mayor que el diámetro exterior de la pared envolvente de la aguja hueca.

45 En otra estructuración particular, la abertura está dispuesta de forma separada de la diana en la dirección axial de la aguja hueca y preferentemente de forma inmediatamente adyacente a la superficie de emisión. Inmediatamente adyacente debe significar en particular que un primer borde, apartado del extremo cerrado de la aguja hueca, de la abertura toca a saber un plano perpendicular a la dirección axial a través de la superficie de emisión. El plano perpendicular a través de la superficie de emisión puede denominarse también plano de emisión.

50 En una forma de realización ventajosa, la abertura de salida está conformada esencialmente de forma circular con un diámetro en torno a un eje central que está orientado preferentemente de forma perpendicular al eje longitudinal. El diámetro es menor que el diámetro exterior, pero es preferentemente mayor que el diámetro interior de la aguja hueca, en particular de la pared envolvente. Preferentemente, una abertura de salida así es fabricada por taladrado con arranque de virutas a través de la pared, en particular la pared envolvente, desde fuera mediante un taladro en una dirección de taladrado orientada de forma esencialmente perpendicular al eje longitudinal.

55 En una forma de realización particularmente ventajosa, la abertura de salida está conformada como agujero alargado, que se extiende con una dirección longitudinal o la (mayor) dimensión longitudinal paralelamente al eje longitudinal (A) y que tiene en particular una forma ovalada o también una forma de estadio con dos segmentos de borde semicirculares unidos por segmentos de borde rectos que discurren paralelamente al eje longitudinal. Una

dimensión transversal de la abertura de salida, que es menor que la dimensión longitudinal, es entonces preferentemente menor que el diámetro exterior, pero preferentemente mayor que el diámetro interior de la aguja hueca, en particular de la pared envolvente.

5 En particular, entre el primer extremo, es decir la diana, y el segundo borde de la abertura puede obtenerse un volumen a modo de cuenco para un plasma que se produce en caso de ruptura óptica. La longitud de camino libre media del plasma es menor que la extensión axial del volumen a modo de cuenco, de modo que puede evitarse una salida del plasma desde el interior de la aguja hueca.

10 Otra estructuración del aplicador prevé que la aguja hueca disminuya en diámetro desde el extremo abierto axialmente hacia el extremo cerrado, preferentemente de forma escalonada. Preferentemente, una transición o respectivamente una zona de transición entre dos segmentos con diferentes diámetros está conformada cónicamente, es decir de forma troncocónica. Para diámetros correspondientes de los dos segmentos, el cono truncado forma un segmento intermedio que se estrecha cónicamente hacia el extremo cerrado.

15 Según una estructuración del aplicador, la superficie de emisión, al menos en lo referente al diámetro de la fibra óptica, en particular de toda la fibra óptica, es preferentemente menor, y preferentemente claramente menor, que el diámetro interior más pequeño de la aguja hueca. Para la fibra óptica resulta para esta configuración un espacio intermedio entre pared interior de la aguja hueca y fibra óptica. Este espacio intermedio puede emplearse por ejemplo como canal de comunicación.

20 En particular con las citadas estructuraciones puede influirse de modo ventajoso sobre la generación del plasma, y con ello sobre una generación de una onda de choque, así como sobre la propagación de la onda de choque, de modo que fuera de la aguja hueca, en particular mediante propagación de la onda de choque a través de la abertura, se obtiene un efecto de litotricia comparativamente ventajoso, en particular mejorado.

Según la reivindicación 9 está previsto un dispositivo para la litotricia de células in vivo. El dispositivo comprende un aplicador conforme a por lo menos una de las estructuraciones o respectivamente configuraciones descritas. En lo que respecta a ventajas y efectos ventajosos se hace referencia en particular a las realizaciones anteriores.

25 El dispositivo puede comprender una fuente de radiación láser que se encuentra fuera de la aguja hueca, cuya fuente puede ser acoplada ópticamente o está acoplada ópticamente a la fibra óptica para introducir por acoplamiento radiación láser. Además, el dispositivo puede comprender un sistema de control electrónico para el funcionamiento, en particular funcionamiento por impulsos, de la fuente de radiación láser.

30 A continuación se describen más detalladamente ejemplos de realización de la invención con referencia a los dibujos adjuntos. Muestran:

la figura 1 una vista en perspectiva de un aplicador para el tratamiento de células con una abertura de salida lateral circular;

la figura 2 una vista desde arriba sobre el aplicador según la figura 1;

35 la figura 3 un corte axial del aplicador según la línea III-III de la figura 2;

la figura 4 un detalle a escala aumentada, designado por IV en la figura 3, de la zona delantera del aplicador en un corte axial,

la figura 5 una vista en perspectiva de un aplicador para el tratamiento de células con una abertura de salida lateral alargada;

40 la figura 6 una vista desde arriba sobre la zona delantera del aplicador según la figura 5 y

la figura 7 la zona delantera del aplicador según las figuras 5 y 6 en un corte axial.

Partes y dimensiones correspondientes entre sí están indicadas en las figuras 1 a 7 con los mismos símbolos de referencia.

45 Las figuras 1 a 7 muestran ejemplos de realización de aplicadores 1 para el tratamiento de células, que tiene lugar en general *in vivo*, en particular para la destrucción o desactivación de células epiteliales junto al saco de cápsula del cristalino de un ojo, por ejemplo para el tratamiento o evitación de una opacificación PCO. El aplicador 1 no está limitado por principio al tratamiento de células epiteliales, pero es particularmente apropiado para ello.

El aplicador 1 comprende una aguja hueca 2, que está conformada de forma cerrada por un primer extremo 3 libre y tiene un segundo extremo 4 opuesto.

5 La aguja hueca 2 comprende en la dirección axial de un eje longitudinal A, partiendo del primer extremo 3 libre hacia el segundo extremo 4, preferentemente con conformación de una pieza, dispuestos uno a continuación de otro un primer segmento 5 con el primer extremo 3, un segmento intermedio 6 y un segundo segmento 7 con el segundo extremo 4. El primer segmento 5 tiene un diámetro exterior D menor que el segundo segmento 7, con lo que resulta en dirección al primer extremo 3 una configuración que disminuye en diámetro exterior y preferentemente también en diámetro interior. Para puentear los diferentes diámetros exteriores del primer segmento 5 y del segundo segmento 7, en las figuras 1 a 3 el segmento intermedio 6 está conformado estrechándose cónicamente hacia el primer extremo 3, mientras que en la figura 5 está conformado prácticamente en forma de un escalón o escalonadamente.

10 La pared 20 de la aguja hueca 2 puede tener en el primer segmento 5, para un grosor de pared de aproximadamente 0,1 mm, un diámetro exterior D de aproximadamente 0,8 mm, y en el segundo segmento 7 para un grosor de pared aproximadamente igual un diámetro exterior de aproximadamente 1,2 mm. Con los diámetros exteriores indicados, el segmento intermedio 6 puede tener, visto en la dirección desde el primer extremo 3 al segundo extremo 4, un ángulo de apertura de aproximadamente 10 grados.

15 Toda la aguja hueca 2 puede tener una longitud de aproximadamente 22,5 mm, en que el segundo segmento puede tener por ejemplo una longitud de 7 mm.

20 La pared 20 de la aguja hueca 2 rodea un espacio hueco (o: canal) 22 en el interior de la aguja hueca 2 y tiene en el primer extremo 3 libre un cierre 21 en forma de cúpula, en el que está dispuesta o conformada una diana (o: material sobre el que hay que disparar) 13 por el lado interior orientado hacia el espacio hueco 22. La pared interior del cierre 21 está designada por 24. A continuación del cierre 21 y del primer extremo 3 libre, la pared 20 de la aguja hueca 2 se prolonga en el primer segmento 5 como pared envolvente 23 cilíndrica, que se extiende a lo largo del eje longitudinal A de la aguja hueca 2 (como eje de cilindro). La pared envolvente 23 tiene un diámetro exterior D axialmente constante y un diámetro interior y, axialmente constante, que forma el diámetro de la zona, rodeada por la pared envolvente 23, del espacio hueco 22.

25 La diana 13 está formada preferentemente con una zona parcial del cierre 21 o también como segmento de pared de la pared 20 y el cierre 21 está hecho del material de diana, o sobre el que hay que disparar, de la diana 13. Además, el cierre 21 está formado preferentemente de una pieza o monolíticamente con las restantes zonas o está formado a partir del mismo material que la pared envolvente 23. El material de la diana 13 y dado del caso del cierre 21 así como de la pared envolvente 23 es preferentemente titanio o una aleación de titanio.

30 Durante el tratamiento *in vivo*, la aguja hueca 2 se encuentra en general dentro de un medio líquido M, en particular un líquido de irrigación, y está rellena con éste.

35 Adyacentemente al lado interior de la pared envolvente 23, dentro del espacio hueco 22 en el primer segmento 5 de la aguja hueca 2, está situada una fibra de guía de radiación láser 10 (en lo que sigue también resumidamente: fibra 10), que discurre paralelamente al eje longitudinal A. Dentro del espacio hueco 22 en el segmento intermedio 6 y en el segundo segmento 7, la fibra 10 no está fijada a la pared 20 de la aguja hueca 2 y sale del espacio hueco 22 de la aguja hueca 2 esencialmente en dirección axial por el segundo extremo 4 de la aguja hueca 2, que está abierto. Mediante la disposición suelta de la fibra 10 en el segmento intermedio 6 y en el segundo segmento 7 sin fijación a la pared 20, la fibra 10 puede discurrir de forma libremente curvada o doblada, y con ello puede ser acoplada de forma flexible sin mayores tensiones mecánicas a un dispositivo de acoplamiento no representado, en particular a una conexión óptica por enchufe, para el acoplamiento a una fuente de radiación láser no representada para la emisión de radiación láser L.

El aplicador 1 forma junto con la fuente de radiación láser y dado el caso el dispositivo de acoplamiento un dispositivo para el tratamiento de células, en particular el tratamiento de células epiteliales.

45 La fibra de guía de radiación láser 10 transmite la radiación láser L introducida por acoplamiento hasta un extremo libre de la fibra, por el que la radiación láser L sale nuevamente de la fibra 10 y cuyo lado frontal forma con ello una superficie de emisión 11 para la radiación láser L. La superficie de emisión 11 está situada en la figura 4 en un plano perpendicular al eje longitudinal A. Una dirección principal de emisión 12 de la radiación láser L está orientada en dirección al primer extremo 3 libre hacia la diana 13 en el cierre 21. La dirección principal de emisión 12 discurre en el presente caso paralelamente al eje longitudinal A y con ello ortogonalmente a la superficie de emisión 11. En consecuencia, la radiación láser L que sale de la fibra 10 hacia el espacio hueco 22 es transmitida a través del espacio intermedio dentro del espacio hueco 22 entre la superficie de emisión 11 y la diana 13 en la dirección principal de emisión 12 hacia la diana 13 en el cierre 21, en general a través del medio líquido M, que se encuentra dentro del espacio hueco 22 y también fuera de la aguja hueca 2, e incide sobre el material de diana.

55 Mediante esta exposición o irradiación de la diana 13 con radiación láser L, más exactamente con impulsos de radiación láser, de una energía correspondientemente alta, en particular 4 a 12 mJ para una longitud de onda de por ejemplo 1064 nm, o potencia alta, en la diana 13 puede ser generada y transmitida, mediante una ruptura óptica o ruptura de radiación láser que se produce entonces en el material de diana y un plasma P que se genera como

consecuencia de ello, una onda de choque o respectivamente una onda de presión S como impulso de presión, aquí en el medio líquido M. Las direcciones de propagación de la onda de choque S están ilustradas con dos flechas anchas.

5 La aguja hueca 2 tiene entonces una abertura de salida lateral 8, que atraviesa la pared 20 y que está orientada preferentemente de forma radial o perpendicular al eje longitudinal A hacia fuera, para la salida o el paso de la onda de choque o del impulso de presión S desde el espacio hueco 22 de la aguja hueca 2 hacia fuera. Esta abertura de salida lateral 8 está realizada o dispuesta en la zona del primer segmento 5 en la pared envolvente 23 de la aguja hueca 2. La abertura de salida 8 está conformada en torno a un eje central B orientado preferentemente de forma perpendicular al eje longitudinal A y que discurre radialmente respecto a éste.

10 La abertura de salida 8 es simétrica o está situada de forma simétrica preferentemente respecto a un plano de simetría que contiene el eje longitudinal A de la aguja hueca 2 y preferentemente respecto a un plano de simetría definido por el eje longitudinal A y el eje central B.

El borde formado por la pared 20 ó 23 de la abertura de salida 8 está designado por 80.

15 En las figuras 1 a 4, la abertura de salida 8 está conformada aproximadamente de forma circular en vista desde arriba o en corte transversal, con un diámetro (o en general: una anchura interior) b, que es menor que el diámetro exterior D, pero en general mayor que el diámetro interior y, de la aguja hueca 2 o de la pared envolvente 23, es decir $y < b < D$.

20 Una abertura de salida 8 circular así puede ser realizada mediante taladrado con arranque de virutas a través de la pared envolvente 23 desde fuera mediante un taladro en una dirección de taladrado orientada esencialmente de forma perpendicular al eje longitudinal A.

El borde 80 de la abertura de salida 8 resulta del corte geométrico de un cilindro de diámetro b a lo largo del eje central B a través del cilindro de diámetro D a lo largo del eje longitudinal A de la pared envolvente 23 y está conformado por ello en forma de casco, como se representa.

25 En las figuras 5 a 7, la abertura de salida lateral 8 está conformada por el contrario como agujero alargado, que se extiende con una dirección longitudinal paralelamente al eje longitudinal A. La dimensión longitudinal de la abertura de salida 8 paralelamente al eje longitudinal A está designada por c y la dimensión transversal de la abertura de salida 8 perpendicularmente al eje longitudinal A y a la dimensión longitudinal c está designada por d. El borde 80 de la abertura de salida 8 está formado en esta forma de realización por dos segmentos de borde semicirculares 80B unidos por segmentos de borde rectos 80A que discurren paralelamente al eje longitudinal A, de modo que resulta una forma a modo de estadio.

30 Hay que hacer notar que las dimensiones tales como la anchura interior b o la dimensión longitudinal c y la dimensión transversal d de la abertura de salida 8 están modificadas o respectivamente adaptadas en función de las ondas de choque generadas o a generar.

35 El cierre 21 está conformado en forma convexa, en particular en forma de cúpula. Conforme a las figuras 1 a 4, el cierre 21, preferentemente en lo esencial esférico, en particular con un punto central sobre el eje longitudinal A, está curvado o doblado hacia fuera, en particular en la dirección del eje longitudinal A. La pared exterior del cierre 21 forma por lo tanto una punta roma en forma de bola de la aguja hueca 2. También la pared interior 24 del cierre 21 con la diana 13 está conformada esféricamente, como puede reconocerse en la figura 4, preferentemente con un punto central sobre el eje longitudinal A, preferentemente el mismo punto central que la pared exterior.

40 Conforme a las figuras 5 a 7, el cierre 21 está compuesto por su lado exterior por una zona de pared parcial exterior 21A (o: cono exterior) conformada cónicamente en torno al eje longitudinal A con el ángulo de cono exterior α , que se escoge entre 80° y 100° , en particular aproximadamente 90° , y por una zona de pared parcial interior 21B central y curvada esféricamente, que forma una punta roma de la aguja hueca 2. Las zonas de pared parcial 21 A y 21B se conectan entre sí de forma suave (siempre diferenciable). Por el lado interior o la pared interior 24 del cierre 21 está realizada una forma de cono interior con una punta y un ángulo de cono interior β , que se escoge entre 100° y 160° , en particular aproximadamente 120° , que puede ser formada en particular con una punta de taladro al taladrar el espacio hueco 22.

50 Con ambas formas del cierre 21 se consigue como consecuencia del curvamiento o al menos de la convexidad un efecto focalizador, comparable a una lente, sobre el impulso de presión, en particular la onda de presión S, en la dirección de propagación desde la diana 13 hacia la abertura de salida lateral 8. Se obtiene también en ambos casos un extremo 3 libre romo de la aguja hueca 2, lo que reduce el riesgo de dañar tejido al mover la aguja hueca 2.

El impulso de presión o la onda de choque S se propaga desde la diana 13 primeramente a través del espacio hueco 22 y luego a través de la abertura de salida lateral 8 hacia fuera entrando en el medio M que se encuentra también fuera de la aguja hueca 2, y puede emplearse fuera de la aguja hueca 2 en un tejido, contiguo a la abertura de salida

8, para el tratamiento de células, en particular la destrucción, desactivación o retirada de células correspondientes, en particular células epiteliales junto al saco de cápsula del cristalino del ojo.

5 La abertura de salida lateral 8 está separada entonces con su borde 80, en dirección axial respecto al eje longitudinal A, del primer extremo 3 o respectivamente del lado interior del cierre 21 o de la diana 13 por una distancia axial a, o respectivamente su eje central B está separado por una distancia $a + b/2$.

10 Preferentemente, la distancia a, entre el primer extremo 3 y la abertura 8, se escoge con un valor mayor que la longitud de camino libre central del plasma P, que se genera en la diana 13. De este modo puede evitarse, al menos ampliamente, de modo ventajoso una salida del plasma P por la abertura de salida 8, lo que puede tener efectos positivos sobre el efecto de tratamiento de células del aplicador 1, ya que el plasma P no puede atacar el tejido celular circundante que no hay que tratar, pero tampoco directamente el tejido celular a tratar. Con ello, el tejido celular a tratar es expuesto sólo a la onda de choque S en el medio circundante M.

15 La distancia a está escogida con un valor mayor que el diámetro interior y, del espacio hueco 22 de la aguja hueca 2, es decir $a > y$, y preferentemente también mayor que el diámetro exterior D de la aguja hueca 2, es decir $a > D$, así como además también mayor que el diámetro o la dimensión longitudinal b de la abertura de salida 8, es decir $a > b$. Valores absolutos para la distancia a son preferentemente de al menos 0,7 mm, y están preferentemente entre 0,8 mm y 1,9 mm. Además, la distancia a está escogida en general con un valor mayor cuando la energía del impulso de radiación láser es mayor y/o el impulso es más corto, y con un valor menor cuando la energía es menor o respectivamente el impulso es más largo.

20 Como puede verse en particular a partir de la figura 4, la dimensión exterior de la superficie de emisión 11, y en el caso presente también el diámetro x de la fibra 10, es menor que el diámetro interior y del primer segmento 5. Debido a las geometrías presentes, el diámetro x de la fibra 10 es también menor que el diámetro interior del segmento intermedio 6 y del segundo segmento 7. Un diámetro de fibra x apropiado es de aproximadamente 350 μm .

25 Como se muestra en la figura 4, la superficie de emisión 11, y de forma concomitante con ello al menos un segmento adyacente de la fibra 10, está situada por el lado interior, opuesto a la abertura de salida 8, de la pared 20 y de su pared envolvente 23, y/o está dispuesta a una distancia axial de la diana 13 o del lado interior del cierre 21, cuya distancia axial tiene un valor de al menos $a + b$, y es preferentemente igual a $a + b$, es decir que cierra de forma enrasada con el borde, apartado de la diana, de la abertura de salida 8. Se evita con ello que pueda salir radiación láser L directamente por la abertura 8.

30 En las figuras 6 y 7, la distancia axial de la superficie de emisión 11 respecto a la diana 13 o la pared interior 24 es correspondientemente igual o mayor que $a + c$. En particular, con las relaciones geométricas indicadas, resulta entre el primer extremo 3 y la abertura de salida 8 una zona aproximadamente en forma de cuenco o de copa en el interior de la aguja hueca 2. Esta zona en forma de copa es ventajosa en la medida en que el plasma queda encerrado ahí al menos parcialmente, es decir se impide esencialmente una salida hacia fuera de la aguja hueca. Para una potencia de radiación correspondiente de la fuente de radiación láser se genera un plasma, cuya longitud de camino libre es menor que la longitud axial de la zona en forma de copa, y se consigue que el plasma se mantenga esencialmente dentro de la aguja hueca 2.

35 Para evitar daños a la fibra 10, los bordes de la aguja hueca 2, es decir del segundo segmento 7, están conformados de forma libre de aristas en la zona del segundo extremo 4.

40 Como las fibras ópticas necesitan comparativamente poco espacio de montaje, pueden emplearse agujas huecas comparativamente delgadas en sección transversal para el aplicador. Debe indicarse sin embargo que es posible también el empleo de fuentes de radiación láser en el interior de la aguja hueca, siempre que exista suficiente espacio de montaje.

45 En lo que sigue se describe como aplicación particularmente ventajosa del aplicador y del dispositivo una operación de cataratas con profilaxis post-catarata. Una operación de cataratas comprende por regla general los siguientes pasos de procedimiento:

50 Primeramente es abierto mediante un instrumento quirúrgico, por ejemplo una cánula, el saco de cápsula delantero, siendo generada una abertura con un tamaño por regla general de 4,5 mm a 5,5 mm (*Capsulorrhexis*). Se realizan entonces, por regla general en lados opuestos, incisiones en la córnea, en particular en el limbo, para un instrumento manual de láser fotolítico por un lado y para un instrumento manual de irrigación por otro lado. Mediante introducción de un líquido de lavado, por ejemplo solución BSS, es separado el cristalino del saco de cápsula y es movilizado con ello (hidrodisección). Mediante el instrumento de irrigación se introduce entonces líquido de lavado, en general igualmente solución BSS, en el saco de cápsula y se evita mediante la presión acumulada del líquido de lavado con ello que la pared trasera del saco de cápsula llegue demasiado cerca del instrumento manual de láser, y al mismo tiempo es lavado el saco de cápsula.

Preferentemente, mediante el aplicador conforme a la invención o dado el caso también mediante otro aplicador, que puede ser por ejemplo un instrumento manual de láser de la compañía A.R.C. Laser GmbH o puede estar conformado según los documentos US 5.324.282 A o US 5.906.611 A citados al principio, el cristalino es disgregado fotolíticamente y aspirado sucesivamente mediante los impulsos de presión u ondas de choque generados mediante impulsos de láser. Aquí, el cristalino, en particular su núcleo tratado al final, puede ser movido mediante la herramienta de irrigación y optimizado en su posición con relación al aplicador. Mediante una multiplicidad de impulsos de láser y las ondas de choque desencadenadas con ello, el tejido del cristalino es destruido poco a poco y las distintas partes de tejido pueden ser aspiradas. A continuación, tras una retirada completa del cristalino natural, es colocada entonces una lente ocular artificial en el saco de cápsula. El cirujano trabaja con ambos instrumentos según una técnica bimanual.

Conforme a la invención, o bien antes de colocar la lente artificial o bien preferentemente después de colocar la lente artificial, ya que entonces la lente artificial cierra la abertura generada por la *Capsulorrhexis* en el saco de cápsula delantero, mediante el aplicador o mediante un dispositivo conforme a la invención es limpiado de células epiteliales el lado interior del saco de cápsula para evitar una opacificación PCO.

Entonces, la pared del saco de cápsula del cristalino es relativamente delgada y sensible. Por ello, el saco de cápsula del cristalino, tras la retirada del cristalino natural, no está en disposición de mantener su forma, de modo que incluso al introducir líquido de lavado sin embargo el saco de cápsula puede colapsar al menos parcialmente y con ello existe el riesgo de un daño por el aplicador.

Se ha demostrado sin embargo que las ondas de choque o los impulsos de presión generados, comparativamente fuertes, no son sin embargo por regla general dañinos para la pared del saco de cápsula, cuando la pared del saco de cápsula está suficientemente relajada y puede ceder por deformación. Debe evitarse por lo tanto que la pared del saco de cápsula esté bajo tensión o sea relativamente rígida cuando incide la onda de choque para la retirada o destrucción de las células epiteliales. Por ello, durante la retirada de células epiteliales no se emplea ninguna o se emplea sólo una limitada función de aspiración y no se genera ninguna o se genera sólo una ligera depresión mediante una bomba o similar, para que la onda de choque no incida sobre la pared del saco de cápsula en el estado fuertemente aspirado, o ya debido a la depresión durante la aspiración sea aspirada la pared del saco de cápsula y se forme una fisura o una abertura.

En general, la tasa de repetición de impulsos para los impulsos de radiación láser, es decir el número de impulsos de radiación láser aplicados por unidad de tiempo, por ejemplo por segundo, es mantenida con un valor tan bajo que la pared del saco de cápsula pueda retornar o bascular de vuelta otra vez a un estado relajado tras un impulso de radiación láser y una onda de choque generada con ello y nuevamente antes del siguiente impulso de radiación láser y la onda de choque correspondiente, y que al incidir el siguiente impulso de radiación láser no se encuentre precisamente en la posición deformada y sometida con ello a tensión (máxima), en la que el saco de cápsula es susceptible de romperse. El saco de cápsula debe poder, por así decir, oscilar conjuntamente con los impulsos de presión repetidos.

Conforme a la invención se ha observado sorprendentemente que también el plasma, que se produce durante la generación óptica de los impulsos de presión mediante la radiación láser, y que en el caso de aplicadores conocidos sale del aplicador, puede incidir a través del medio líquido sobre la pared del saco de cápsula y puede llevar ahí sorprendentemente a daños celulares también en el tejido contiguo a las células epiteliales.

Conforme a la invención, se impide por ello esencialmente una salida así de plasma mediante la conformación constructiva particular descrita de la aguja hueca del aplicador. Al mismo tiempo, la intensidad de los impulsos de presión se mantiene suficientemente alta como para retirar las células epiteliales.

Con ello, en esta aplicación preferida se consigue una retirada cuidadosa y efectiva o al menos una desactivación de células epiteliales junto al saco de cápsula del cristalino de un ojo, en particular en el marco de una profilaxis de una catarata secundaria u opacificación PCO, con ayuda del aplicador y del dispositivo asociado.

La tasa de repetición de impulsos de los impulsos de presión del dispositivo es limitada, preferentemente ya en la unidad de mando, mediante un correspondiente control de los impulsos de radiación láser en particular a como máximo 10 Hz, es decir 10 impulsos por segundo, en particular como máximo 4 Hz. Son fundamentalmente posibles sin embargo también frecuencias más altas. Hacia abajo no es necesaria ninguna limitación y pueden ajustarse sin embargo tasas de repetición de impulsos de hasta prácticamente 0 Hz. Los impulsos de presión pueden ser ondas de choque u ondas de presión o pueden ser flujos a presión o chorros a presión ligados a transporte de material.

El espectro de frecuencias de la onda de presión antes de la formación de la onda de choque por efectos no lineales puede ir desde en torno a unos pocos Hz hasta en torno a 100 Hz, siendo posibles junto a oscilaciones acústicas en el intervalo audible también ondas u oscilaciones ultrasónicas.

55

Lista de símbolos de referencia

	1	Aplicador
	2	Aguja hueca
	3	Primer extremo
5	4	Segundo extremo
	5	Primer segmento
	6	Segmento intermedio
	7	Segundo segmento
	8	Abertura de salida
10	10	Fibra
	11	Superficie de emisión
	12	Dirección principal de emisión
	13	Diana
	20	Pared
15	21	Cierre
	21A	Pared parcial
	21B	Pared parcial
	22	Espacio hueco
	23	Pared envolvente
20	24	Pared interior
	75	Transición
	80	Borde
	80A	Segmento de borde
	80B	Segmento de borde
25		
	A	Eje longitudinal
	B	Eje central
	a	Distancia
	b	Diámetro
30	c	Dimensión longitudinal
	d	Dimensión transversal
	D	Diámetro exterior
	x	Diámetro de fibra
	y	Diámetro interior
35	L	Radiación láser
	M	Medio líquido

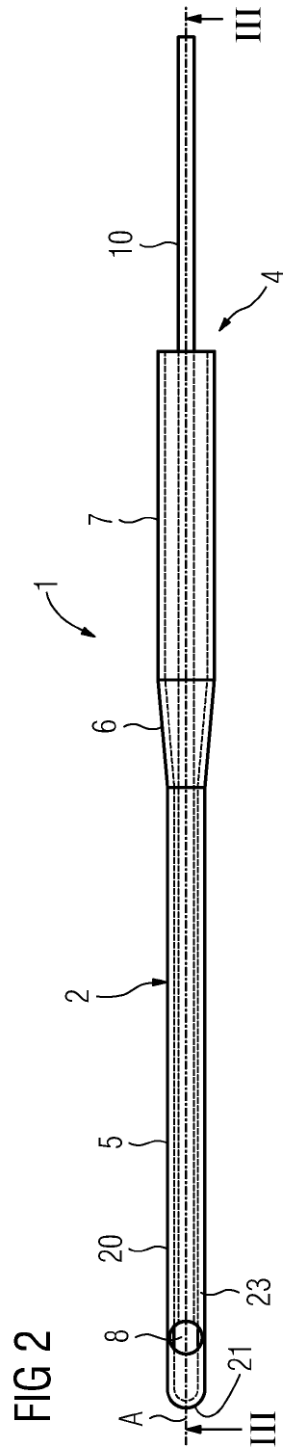
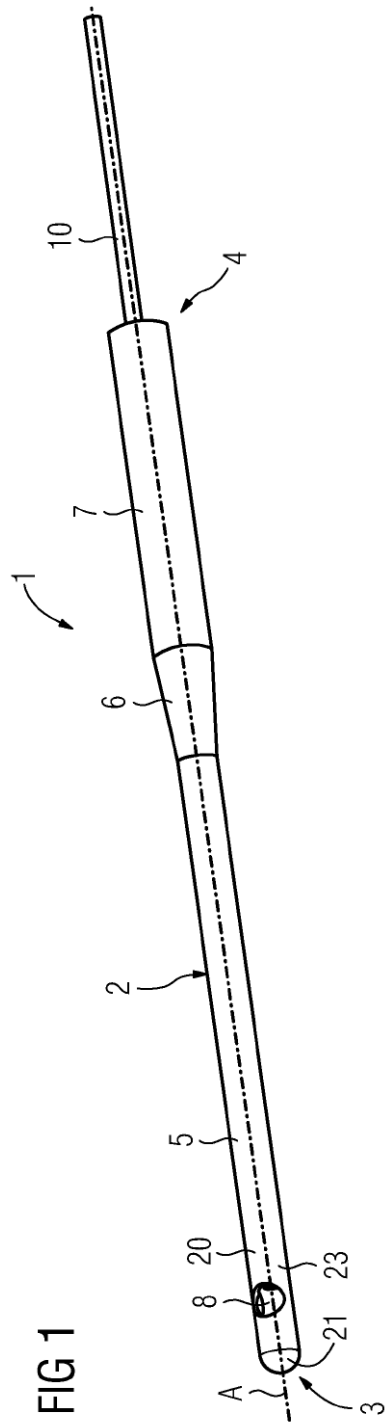
P	Plasma
S	Impulso de presión, en particular onda de choque
α	Ángulo de cono exterior
β	Ángulo de cono interior

REIVINDICACIONES

1. Aplicador (1) conformado para y destinado al tratamiento de células, en particular a la retirada o desactivación de células epiteliales, preferentemente en el ojo humano o animal, mediante impulsos de presión, y que

- 5 a) comprende una aguja hueca (2) con una pared (20), que rodea un espacio hueco (22) y está conformada de forma cerrada por un extremo cerrado (3),
- b) en que en el extremo cerrado (3) está dispuesta o conformada una diana (13) por el lado interior de la pared (20),
- 10 c) en que en el espacio hueco (20) de la aguja hueca (2) está dispuesto, de forma separada de la diana (13) y/o del extremo cerrado (3), un emisor de radiación láser (10, 11) para emitir radiación láser (L), preferentemente por impulsos,
- d) en que el emisor de radiación láser (10, 11) está dispuesto de tal modo que la radiación láser (L) saliente incide directamente sobre la diana (13) a través de un espacio intermedio que se encuentra entre el emisor de radiación láser (10, 11) y la diana (13),
- 15 e) en que por exposición de la diana (13) a radiación láser (L) del emisor de radiación láser (10, 11) puede generarse o se genera al menos un impulso de presión (S) bajo formación de un plasma (P) en la diana (13),
- 20 f) en que la pared (20) de la aguja hueca (2) tiene una abertura de salida lateral (8) para la salida del impulso de presión (S) hacia fuera del espacio hueco (22) de la aguja hueca (2), y está completamente cerrada entre la abertura de salida lateral (8) y la diana (13) o el extremo cerrado (3),
- g) en que la pared (20) tiene en el extremo cerrado (3) de la aguja hueca (2) un cierre (21), en el que está dispuesta o conformada la diana (13), en que el cierre (21) está conformado en forma convexa y de cúpula por el lado exterior y/o la pared interior (24),
- 25 h) en que la pared (20) de la aguja hueca (2) forma a continuación del cierre (21) esencialmente una pared envolvente cilíndrica (23) en torno al eje longitudinal (A) de la aguja hueca (2) como eje de cilindro,
- i) en que la abertura de salida lateral (8) está formada en la pared envolvente (23) y
- j) en que la abertura de salida lateral (8) está separada del cierre (21) de la aguja hueca (2) y de la diana (13) por una distancia (a) axial respecto al eje longitudinal (A), la cual es mayor que un diámetro exterior (D) de la pared envolvente (23) de la aguja hueca (2).
- 30 2. Aplicador según la reivindicación 1, en el que la aguja hueca (2) está rellena, al menos en un espacio intermedio que se encuentra entre la diana (13) y la abertura de salida lateral (8), con un medio líquido para la transmisión de los impulsos de presión (S), formándose preferentemente el plasma (P) en el medio líquido (M).
3. Aplicador según la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en el que el cierre (21), al menos parcialmente, es en lo esencial esférico, está abombado o curvado, y/o al menos está conformado cónicamente, en particular en la
- 35 dirección de un eje longitudinal (A) de la aguja hueca (2).
4. Aplicador según una de las reivindicaciones precedentes, en el que el emisor de radiación láser comprende una fibra de guía de radiación láser (10), cuyo extremo libre forma una superficie de emisión (11) para la radiación láser (L) y cuyo segundo extremo está acoplado o es acoplable a una fuente de radiación láser para introducir por acoplamiento radiación láser de la fuente de radiación láser en la fibra de guía de radiación láser (10), en que la fibra
- 40 de guía de radiación láser (10) discurre en particular dentro del espacio hueco (22) de la aguja hueca (2), preferentemente a lo largo de su eje longitudinal (A), y/o en que el extremo libre, que forma la superficie de emisión (11), de la fibra de guía de radiación láser (10) está dispuesto preferentemente en una zona, opuesta a la abertura de salida lateral (8) y/o situada de forma más separada de la abertura de salida lateral (8) que el eje longitudinal (A) central, de la pared (20) de la aguja hueca (2), y/o en que preferentemente la abertura de salida lateral (8), visto a lo
- 45 largo del eje longitudinal (A) de la aguja hueca (2), está dispuesta entre el extremo cerrado (3), en particular el cierre (21), de la aguja hueca (2) y/o la diana (13) por un lado y la superficie de emisión (11) del emisor de radiación láser (10, 11), en particular el extremo libre de la fibra de guía de radiación láser (10), por otro lado.
5. Aplicador según una de las reivindicaciones precedentes, en el que la abertura de salida (8) está conformada y/o dispuesta de forma simétrica con respecto a un plano de simetría que contiene el eje longitudinal (9) de la aguja
- 50 hueca (2) y preferentemente también un eje central (B) de la abertura de salida (8).

6. Aplicador según una de las reivindicaciones 1 a 5, en el que la abertura de salida (8) está conformada esencialmente de forma circular con un diámetro (b) en torno a un eje central (B), que está orientado preferentemente de forma perpendicular al eje longitudinal (A), en que en general el diámetro (b) es menor que el diámetro exterior (D), pero es preferentemente mayor que el diámetro interior (y) de la aguja hueca (2), en particular de la pared envolvente (23), y/o en que la abertura de salida (8) es fabricada preferentemente por taladrado con arranque de virutas a través de la pared (20), en particular la pared envolvente (23), desde fuera mediante un taladro en una dirección de taladrado orientada de forma esencialmente perpendicular al eje longitudinal (A).
7. Aplicador según una de las reivindicaciones 1 a 6, en el que la abertura de salida (8) está conformada como agujero alargado, que se extiende con una dirección longitudinal o la dimensión longitudinal (c) paralelamente al eje longitudinal A y que tiene en particular una forma ovalada o también una forma de estadio con dos segmentos de borde semicirculares (80B) unidos por segmentos de borde rectos (80A) que discurren paralelamente al eje longitudinal (A), en que en general una dimensión transversal (d) de la abertura de salida (8), que es menor que la dimensión longitudinal (c), es menor que el diámetro exterior (D), pero preferentemente mayor que el diámetro interior (y) de la aguja hueca (2), en particular de la pared envolvente (23).
8. Aplicador según una de las reivindicaciones precedentes, en el que la aguja hueca (2) disminuye en diámetro desde el segundo extremo (4) hacia el primer extremo cerrado (3), en que está conformada una transición entre dos segmentos (5, 7), con diámetros constantes pero respectivamente diferentes entre sí, mediante un segmento intermedio (6) que se estrecha cónicamente hacia el extremo cerrado o que forma también un escalón, en que preferentemente la fibra de guía de radiación luminosa (10) está fijada a la pared (20) en el primer segmento (5) y no está fijada a la pared (20) en el segundo segmento (7) y en el segmento intermedio (6), y/o en que un primer segmento (5) axial, que comprende el extremo cerrado (3), de la aguja hueca (2) tiene un diámetro exterior menor, y un segundo segmento (7) axial, que comprende el extremo abierto (4), de la aguja hueca (2) tiene un diámetro exterior mayor.
9. Dispositivo para la aplicación al tratamiento de células, o conformado para y destinado al tratamiento de células, en particular para la retirada o desactivación de células epiteliales, preferentemente en el ojo humano o animal, mediante impulsos de presión, en particular ondas de choque (S), que comprende un aplicador (1) según una de las reivindicaciones 1 a 10 y al menos una fuente de radiación láser para la generación de radiación láser (L).
10. Dispositivo según la reivindicación 9, en que la radiación láser es emitida por impulsos con una duración de impulso entre 5 ns y 20 ns, preferentemente de 8 ns a 12 ns, y/o con una energía de impulso entre 1 y 20 mJ, preferentemente entre 4 y 12 mJ, en que cada impulso de láser genera al menos un impulso de presión, y/o en que la aguja hueca (2) está rellena al menos predominantemente con el medio líquido y está dispuesta dentro de éste.



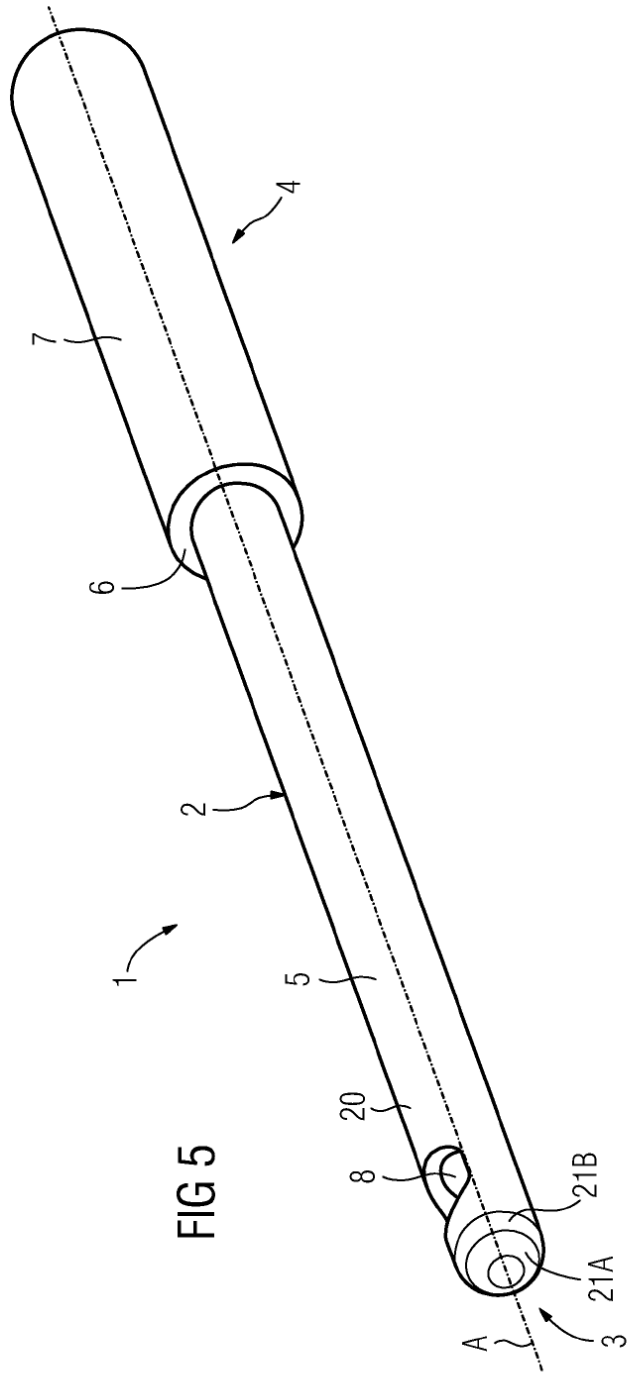
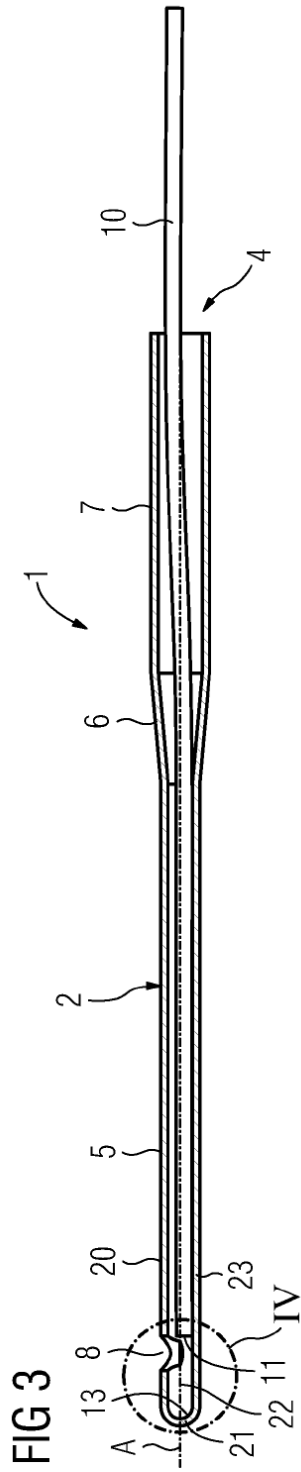
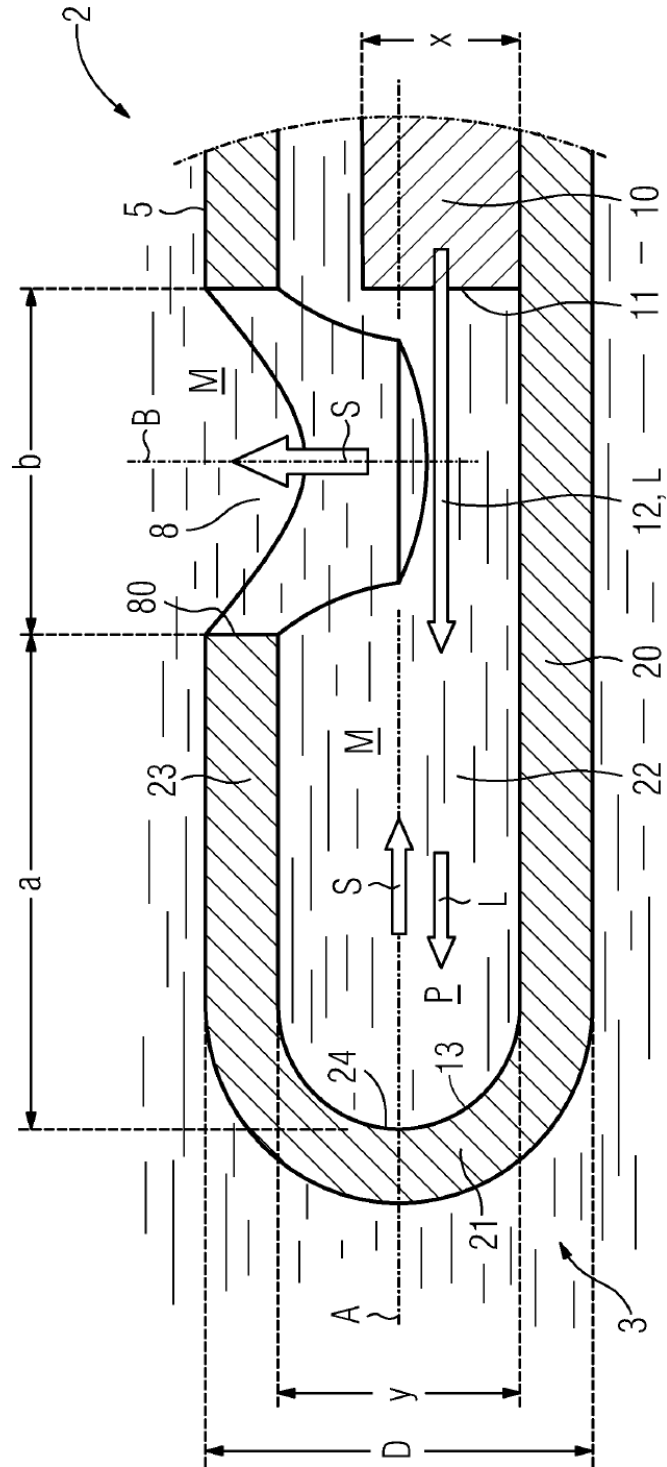


FIG 4



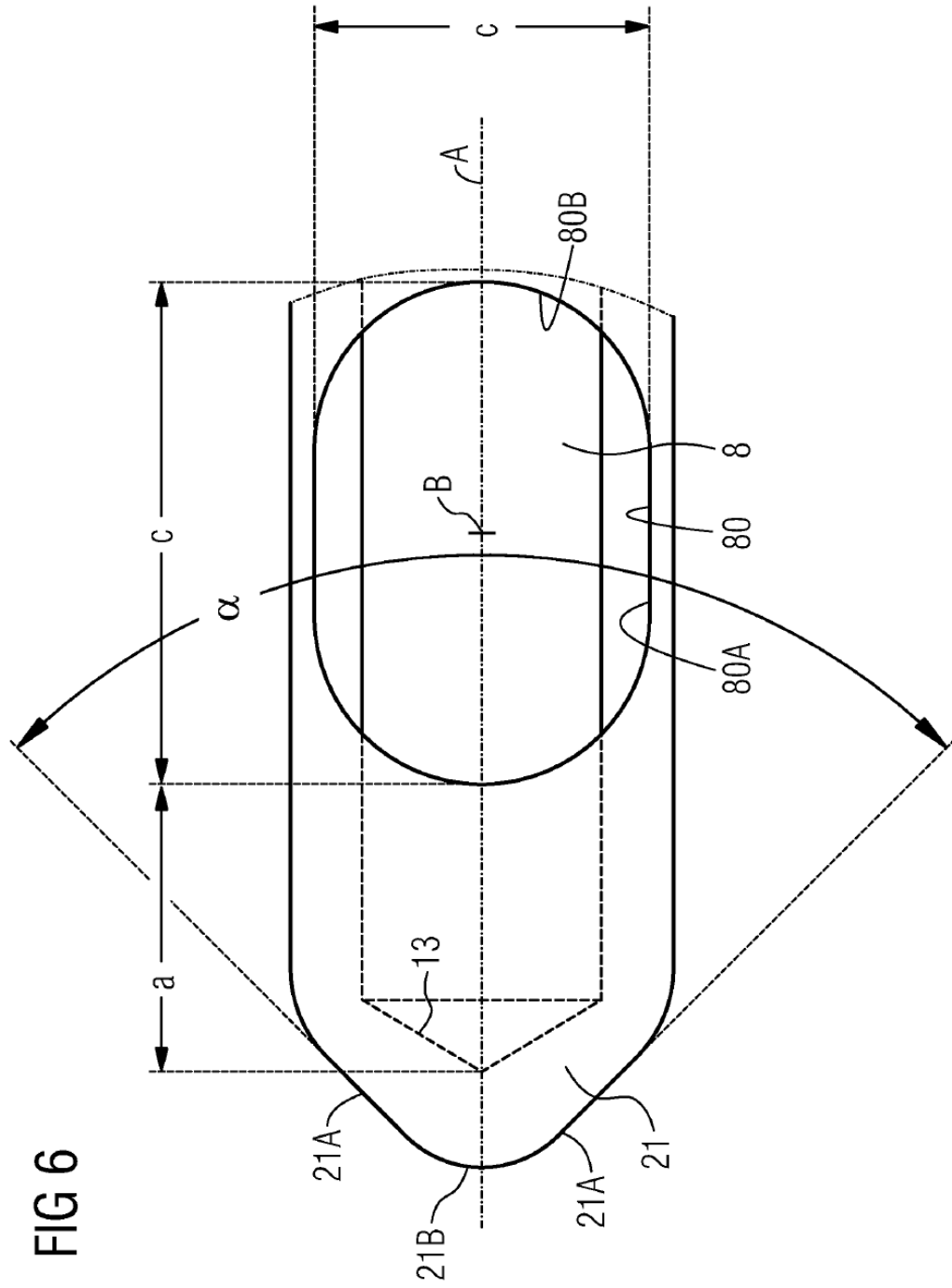


FIG 7

