

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 554 612**

51 Int. Cl.:

A61B 18/20 (2006.01)

A61F 9/01 (2006.01)

B23K 26/40 (2014.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **31.08.2009 E 09740048 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.09.2015 EP 2341863**

54 Título: **Dispositivo láser multifuncional**

30 Prioridad:

29.08.2008 DE 102008044977

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

22.12.2015

73 Titular/es:

**STARMEDTEC GMBH (100.0%)
Kreuzstrasse 22
82319 Starnberg, DE**

72 Inventor/es:

**FALKENSTEIN, WERNER;
SCHUBERT, MICHAEL y
WEIDEMANN, GREGOR**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 554 612 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

Dispositivo láser multifuncional

5 La invención se refiere a un dispositivo láser multifuncional del tipo mencionado en el preámbulo de la reivindicación 1.

10 En el ámbito del procesamiento de materiales en general se utilizan cada vez más, láseres que retiran material. En este caso se trabaja normalmente con impulsos de luz, que debido a los láseres de cuerpo sólido que se utilizan en este caso, presentan una frecuencia de repetición de impulso baja, por ejemplo, en el intervalo de 1 a 500 Hz, no obstante, energías que se encuentran muy por encima de los umbrales para una retirada, para lograr una retirada lo suficientemente rápida.

15 También se utilizan dispositivos láser de los tipos más diferentes en el ámbito de la medicina, por ejemplo, en el ámbito de la urología, de la gastroenterología, de la ORL, como también en otras disciplinas médicas, para retirar obstrucciones médicas o muy en general tejidos o concreciones de todo tipo, ya que dificultan o impiden la salida de fluidos corporales o perturban de otra manera la salud o el bienestar y conducen de esta manera a importantes complicaciones en la salud.

20 En la urología se destruyen por ejemplo, cálculos urinarios de obstrucción en los riñones, en los uréteres o en la vejiga, pero también se retiran modificaciones en el tejido que obstruyen, como neoplasias, tumores o cicatrizaciones y agrandamientos de la próstata benignos.

25 De manera análoga se presentan en la gastroenterología concreciones, como también obstrucciones de tejidos blandos en los conductos de salida de la vesícula biliar, del hígado, en los que se produce el líquido biliar, a través de los conductos biliares, la vesícula biliar, hasta la entrada del conducto biliar en el duodeno. Algo parecido es válido en el caso del páncreas con cálculos pancreáticos. En la ORL aparecen obstrucciones en las glándulas y conductos salivales, en la oftalmología en los conductos lagrimales inferiores desde el ojo hasta la zona de la nariz.

30 Se intentó primeramente utilizar para la litotricia láser de onda continua (Nd:YAG). Esto codujo no obstante, a un calentamiento lento del cálculo, hasta temperaturas de más de 1000 °C, desintegrándose el cálculo, pero presentándose grandes daños en el tejido circundante debido a la alta temperatura producida durante mucho tiempo.

35 También han resultado no ser adecuados para ello los láseres de diodo en el intervalo de 800 – 1000 nm.

40 Ha podido comprobarse además, que los láseres Nd:YAG, como también los láseres de diodo en el intervalo de longitud de onda de 940 nm – 1540 nm producen en el funcionamiento CW (onda continua) durante la retirada de tejido zonas de necrosis profundas no controlables con una retirada reducida, acompañadas de una fuerte carbonización. Mientras que las primeras han de evitarse, dado que en este caso pueden verse afectados órganos próximos, las últimas no son necesariamente dañinas para la salud del paciente. En lo que al balance energético se refiere este es no obstante, un proceso con un consumo energético alto y con ello desventajoso en lo que se refiere a un proceso de retirada eficiente. En correspondencia el láser Nd:YAG por norma ya no se utiliza.

45 En lugar de ello, en estos momentos se utilizan en el ámbito médico principalmente láseres de holmio pulsados con una longitud de onda de 2080 nm, para destruir concreciones duras o también para vaporizar tejido duro y blando. Para ello se utilizan energías de impulso de 200 mJ hasta 4200 mJ, las tasas de repetición se encuentran en el intervalo de 3 Hz hasta 50 Hz, las duraciones de impulso se encuentran en el intervalo de 150 µs – 700 µs.

50 La potencia pico de impulso de un impulso de láser individual de un láser de holmio típico es de hasta 15 kW. Esta se toma como determinante, junto con la longitud de onda, para la interacción de la luz láser con el cálculo o con el tejido. La forma de actuación, da igual que sea cálculo o tejido, es en gran medida comparable: el agua que se encuentra en el cálculo/tejido sirve como absorbedor principal de la longitud de onda del láser de holmio con un coeficiente de absorción alto de 28 cm⁻¹, se lleva en el caso de aplicaciones de los impulsos de láser utilizados con las duraciones de impulso nombradas de golpe a una temperatura de varios 100 °C, que se encuentra por encima del punto de ebullición regular del agua (100 °C) (agua sobrecalentada). Este agua se convierte en vapor de agua altamente comprimido, que, dado que aún está limitado al pequeño volumen de radiación, se expande de manera extremadamente rápida y de esta manera arrastra consigo partículas de tejido, así como de cálculo. El proceso de retirada es tan interesante, porque solo ha de transformarse en vapor una fracción, las estimaciones dan como resultado aproximadamente un 30 % del volumen irradiado con el esfuerzo energético necesario para ello, el resto es arrastrado mecánicamente por el vapor de agua de expansión rápida. Este proceso solo funciona de manera óptima cuando se dan las condiciones del "confinamiento del calor", esto quiere decir, cuando la duración del impulso de la radiación aplicada es claramente más corta que el tiempo característico del material para la conducción del calor (tiempo de relajación térmica). Si se cumple esta condición, la totalidad de la energía aplicada sirve esencialmente para la retirada, mientras solo una fracción insignificante dentro de este tiempo puede fluir a áreas de tejido próximas. La retirada se produce correspondientemente en su mayor medida de manera atérmica, el

cráter producido en el tejido solo es rodeado por una fina franja de tejido coagulado, que aunque en la mayoría de los casos es suficiente para sellar pequeños vasos sanguíneos, no conduce sin embargo, a un tratamiento completamente libre de hemorragias. Además de ello, el tamaño del cráter producido es dependiente de la energía del impulso, cuanto mayor es, mayor es también la profundidad y el diámetro del cráter. De esta manera pueden alinearse cráteres individuales, de manera parecida a las puntadas de una máquina de coser, pero no puede lograrse un corte liso, fino, como por ejemplo, al utilizar un bisturí.

De esta manera, los láseres de holmio son adecuados para destruir tanto cálculos, como también para retirar tejido o para cortarlo, todo ello no obstante, solo de una manera comparativamente basta.

Mientras que los láseres de holmio para el puro tratamiento de cálculos pueden construirse con rendimientos de 10-20 W, energías de 0,2-2 J y tasas de repetición de 3-10 Hz como dispositivos de sobremesa, con dimensiones de aproximadamente 50x50x30 cm³ y un peso de 30-40 Kg, para clases de rendimiento mayores de 60-100 W con energías de 0,2-4,2 J y tasas de repetición de hasta 50 Hz se necesitan dispositivos estacionarios grandes, que presentan dimensiones de 50x110x80 cm³ y que tienen un peso de hasta 160 Kg. Estos dispositivos grandes, pesados y también caros, son necesarios para producir tasas de repetición altas de 30-50 Hz para una retirada de tejido necesaria en muchos casos considerada necesaria. Normalmente se utilizan varias fuentes de haz de láser diferidas en el tiempo respectivamente con una frecuencia menor, para producir de esta manera la tasa de repetición externa alta necesaria, por ejemplo, 4 fuentes de haz de láser con respectivamente 10 Hz y 20 W para la producción de 40 Hz, 80 W.

Los láseres de holmio actuales se utilizan por lo tanto actualmente más preferiblemente para la litotricia y presentan tasas de fragmentación de 0,2 mg/impulso con una energía de 1000 mJ. Esto conduce a tasas de fragmentación de 120 mg/minuto a 1000 mJ/10 Hz y multiplicado a 240 mg/min a 2000 mJ/10 Hz. Los futuros dispositivos de litotricia tienen que poder compararse con estas tasas de fragmentación.

Además de ello, además de los láseres de holmio se utilizan láseres de onda continua (CW) en el intervalo de longitud de onda de 1,8 – 2,1 μm, que cortan los tejidos de manera fina y precisa y también los vaporizan, pero que por norma no pueden destruir cálculos, de manera que su ámbito de aplicación es limitado. Los láseres de CW actuales típicos de 2 μm son:

- láseres de tulio bombeados por diodo con una longitud de onda fija de 2010 nm
- láseres de fibra bombeados por diodo con longitudes de onda fija en el intervalo de 1900 – 2000 nm.
- Diodos láser en el intervalo de 1800 – 2100 nm basados en (AlGaIn) (GaSb).

Si bien es cierto que los láseres de tulio y de fibra que se encuentran en uso actualmente pueden sincronizarse, no se modifica debido a ello sin embargo, la potencia pico: un láser utilizado por ejemplo, a 100 W puede modularse externamente, ajustarse por ejemplo, a una duración de impulso de 10 ms, pero reduciéndose también en la misma medida la energía a 1 J, de manera que resulta por su parte una potencia pico de impulso de 100 W, reduciéndose en el caso de una tasa de repetición de por ejemplo, 10 Hz el rendimiento aportado de 100 W a 10 W.

Para un efecto quirúrgico preciso con efectos secundarios controlables reducidos o deseados en su tamaño (por ejemplo, zona de coagulación), tienen que elegirse de manera adecuada los parámetros de la fuente de energía (en este caso: dispositivo láser). Para siquiera lograr un efecto quirúrgico, tienen que existir en el material a procesar absorbentes, que absorban la longitud de onda de la luz aplicada para producir de esta manera el efecto deseado. En el cuerpo humano existen diferentes absorbentes, siendo los más importantes el agua, la sangre y la melanina.

En correspondencia con el grado de absorción en el caso de la longitud de onda de láser irradiada y con la concentración del absorbente, resultan la profundidad de penetración y los efectos (quirúrgicos). Parecen particularmente adecuados picos de absorción (por ejemplo, sangre a 540 nm o 580 nm) y los diferentes picos de absorción del agua en el intervalo de infrarrojos medios (1,5 / 2 / 3 μm), para producir un efecto lo más selectivo posible respetando en la mayor medida posible tejidos próximos o que se encuentran debajo. Los coeficientes de absorción y con ello las profundidades de penetración, varían en este caso de manera notable. La profundidad de penetración debería elegirse en este caso de tal manera, que se adaptase al tamaño de la estructura objetivo. Si ha de retirarse por ejemplo la epidermis, con un grosor de aproximadamente 100 μm, parece ser el más adecuado el láser de erbio con una longitud de onda de 2,94 μm, dado que permite retirar el tejido por capas de unas pocas 10 μm y de esta manera puede retirarse la epidermis de manera controlada en varias pasadas.

Frente a ello, el pico de absorción en 2 μm con una profundidad de penetración de la radiación láser de aproximadamente 0,1 a 0,5 mm (se corresponde con un coeficiente de absorción de 100 cm⁻¹ a 20 cm⁻¹) se adecua bien para intervenciones quirúrgicas de cualquier tipo, en las que el tamaño de las estructuras objetivo se encuentra en el intervalo de unos pocos milímetros o hasta centímetros (al cortar).

El estado de la técnica actual es utilizar dos láseres de diferente longitud de onda (1,06 μm y 1,32 μm o 980 nm y 2,0

µm), para producir diferentes interacciones de luz-tejido.

Del documento EP-B-1079897 se conoce además, en caso de una longitud de onda no modificada (por ejemplo, 2,94 µm), cambiar mediante modulación de la emisión de un láser de Er, dentro de unos determinados límites, de impulsos puramente de retirada a impulsos con una determinada actuación térmica superficial limitada (zonas de coagulación 100 µm). Esta zona de coagulación es suficiente por ejemplo, para sellar las hemorragias capilares más pequeñas de la dermis superior, pero no para coagular de manera segura vasos sanguíneos mayores. La modificación de la interacción luz-tejido es en este caso por lo tanto muy limitada.

Para una retirada eficiente también es necesario sin embargo, que la energía aplicada esté a disposición en la mayor medida posible para la retirada y no se pierda debido a procesos en competencia, como conducción de calor y modificación de la estructura. Para cumplir con los requisitos del “confinamiento térmico” – “inclusión térmica”, la duración del impulso debe ser claramente más reducida que el tiempo de relajación térmica, que en el caso de material biológico viene dada esencialmente por el coeficiente de absorción de agua. Para una duración de impulso, que se encuentre en un factor >2 por debajo de este tiempo de relajación calculado, se concentra hasta el final del impulso láser la totalidad de la energía aplicada en el volumen irradiado, mientras que en el caso de duraciones de impulso, que se encuentran en un factor >2 por encima de esta magnitud calculada, la energía absorbida se distribuye hasta el final del impulso láser por un volumen mayor y de esta manera se ha reducido notablemente la temperatura pico en el volumen irradiado.

Ha de calcularse, que para un intervalo de 1920 nm – 1940 nm de agua el tiempo de relajación térmica es de aproximadamente 8 ms y como consecuencia de ello, se dan las condiciones de la inclusión térmica en el caso de duraciones de impulso de por debajo de 4 ms. Esto significa en concreto, que para una retirada eficiente, da igual si es cálculo o tejido, se prefieren duraciones de impulso de <4 ms.

Dado que por norma no solo absorbe la luz irradiada el agua que se encuentra en el tejido, sino también el tejido mismo, resulta otro límite: la absorción de los impulsos de láser conduce directamente tras el proceso de absorción en sí a efectos de expansión mecánicos, que eliminan la energía irradiada aún antes de que se inicien los efectos de la conducción térmica. En el caso de estas duraciones de irradiación claramente más cortas, puede conducir a llamadas ondas de estrés, y si se logra limitar el efecto de las ondas de estrés al volumen irradiado, esto conduce a ondas de presión y de tracción máximas, que fisuran la unión del tejido. Esto puede conducir por su parte a un nuevo aumento de la eficiencia de retirada de tejido. Normalmente se requieren, en dependencia de la estructura del tejido, duraciones de impulso de fs hasta ns, para cumplir con esta condición.

Dado que los tejidos normalmente están estructurados a partir de estructuras de diferente tamaño (excepción: cornea), solo pueden formularse observaciones generales, del tipo, que un acortamiento de las duraciones de impulso en el intervalo de los milisegundos, pasando por los microsegundos hasta el intervalo de los nano y picosegundos, hacen esperar mejoras en la eficiencia de ablación, ésta ha de determinarse para cada tipo de tejido y longitud de onda en dependencia de la duración de impulso de manera separada in vivo.

Debido a la continuación del desarrollo de los láseres de diodo en dirección hacia un rendimiento mayor y un grado de actuación general mayor, se utilizan cada vez más también diodos de láser, dado que pueden concebirse como dispositivos de mesa. Es esencial en este caso adicionalmente, que no solo es relevante el rendimiento nominal producido por el dispositivo láser, sino que ha de tenerse en cuenta el rendimiento que se encuentra a disposición realmente en el tejido. Éste resulta del rendimiento total tras quitarse la reflexión de la superficie y la retrodispersión. Ésta última es de aproximadamente un 55 % con 1064 nm, un 25 % con 940-980 nm, pero de solo un 5 % con 2µm de longitud de onda, lo cual significa por su parte, que se prefiere un intervalo de infrarrojos medio de 1,4 a 3,5 µm.

Actualmente se encuentran a disposición diodos de láser basados en (AlGaIn) (GaSb) o (AlGaIn) (InP), que irradian en parte directamente en el intervalo de longitud de onda de 1800-2300 nm. Estos diodos de láser se ofrecen como láseres de onda continua puros con rendimientos de hasta 18 W. Unos rendimientos mayores no se esperan antes de algunos años.

Del documento US 2008/0086118 A1 se conoce un láser de cuerpo sólido bombeado por diodo para la utilización en caso de la ablación explosiva térmica inducida por láser para operaciones de próstata. Este láser de cuerpo sólido bombeado por diodo trabaja en funcionamiento casi de conmutación CW con una frecuencia de repetición baja de 5 kHz a 20 kHz, para lograr una energía de impulso mayor de 2,5 mJ a 10 mJ, mientras se mantiene un rendimiento medio óptimo. En este caso se utilizan dos conmutadores acusto ópticos o un conmutador electroóptico, para lograr una duración de impulso más corta de 40 ms a 150 ms y una potencia pico mayor de 50 kW a 100 kW, continuando la utilización de un control electrónico para reprimir oscilaciones en la amplitud. El esfuerzo de rendimiento y correspondientemente las exigencias de refrigeración son muy altos en este proceso conocido.

Del documento DE 199 12 992 se conoce además, un procedimiento para la radiación de luz puntual o superficial mediante la utilización de diodos láser, en el que pueden modificarse el rendimiento de impulso y/o la duración de impulso y/o la frecuencia de repetición en caso de un rendimiento medio en su mayor medida constante, por parte del usuario o automáticamente en dependencia del efecto buscado, utilizándose una cantidad de diodos láser al

mismo tiempo o de manera alterna. Los rendimientos que se utilizan en este caso se encuentran por debajo del límite de la retirada. En este caso el objetivo es dar como resultado un efecto terapéutico mediante la modificación de las condiciones electroquímicas de moléculas en células. Además de ello, se utiliza en este caso una única longitud de onda fija, que está fijada por el tipo del diodo láser o diodos láser.

5 A partir de lo anterior puede verse que hasta ahora eran necesarios para los correspondientes fines de aplicación dispositivos láser diferentes o dispendiosos, que tienen un requerimiento de espacio y de rendimiento relativamente grande y son costosos.

10 La invención se basa en la tarea de poner a disposición un dispositivo láser multifuncional, que con una estructura sencilla y con ahorro de espacio y con una exigencia de rendimiento reducida da como resultado otro ámbito de aplicación.

15 Esta tarea se soluciona según la invención, partiendo de un dispositivo láser multifuncional para el procesamiento de material, particularmente material biológico, con una fuente de luz láser, que ofrece luz con una longitud de onda, que se corresponde con una longitud de onda con un coeficiente de absorción alto ($>10 \text{ cm}^{-1}$) del material a procesar, ofreciendo la fuente de luz láser impulsos de luz con una duración de impulso y una frecuencia de repetición de impulso correspondientes, debido a que los impulsos de luz son al menos un diodo láser alimentado a partir de un suministro de corriente controlable, que el suministro de corriente comprende una instalación de control, que está configurada para el control del al menos un diodo láser con corriente modificable y permite una modificación rápida de la longitud de onda, estando configurada la instalación de control para el control de la corriente hacia el al menos un diodo láser de tal manera, que resulta una modificación de la longitud de onda a través de un intervalo de longitud de onda de funcionamiento, que comprende la longitud de onda de al menos un intervalo con una modificación esencial del coeficiente de absorción del material, y que los impulsos de luz presentan una energía que se encuentra entre una y veinte veces la energía de umbral del material para una retirada, y una frecuencia de repetición en el intervalo de más de 300 Hz.

20 Según una configuración de la invención, la fuente de luz láser es un diodo láser alimentado desde un suministro de corriente controlable, estando caracterizada la instalación de control para el control de la corriente al como mínimo un diodo láser por la modificación de la duración de impulso y/o de la frecuencia de repetición de impulso.

30 En este caso, la corriente del diodo láser puede administrarse durante los impulsos con una corriente aumentada a razón de un factor de más de dos frente al funcionamiento de CW.

35 Preferiblemente la corriente de los diodos de láser puede estar aumentada durante los impulsos en un tiempo de repetición de impulso con duraciones de impulso de 1 a 50 μs a razón del factor 5 a 50 frente a la corriente nominal del diodo láser.

40 En otra configuración de la invención, está previsto que la duración del impulso de los impulsos de luz del diodo láser se encuentre en el intervalo de los pico hasta nanosegundos.

45 En este caso, la corriente de los diodos de láser puede estar aumentada durante los impulsos en un tiempo de repetición de impulso con duraciones de impulso de 10-1000 ns a razón del factor 10 a 100 frente a la corriente nominal del diodo láser (1).

50 En el caso de duraciones de impulso de los impulsos en un tiempo de repetición de impulso de 10ps- 10 ns, la corriente de diodos de láser puede estar aumentada a razón del factor 50 a 1000 frente a la corriente nominal del diodo láser (1).

55 Además de ello, se prevé preferiblemente que la longitud de onda del dispositivo láser pueda modificarse rápidamente y que la instalación de control para el control de la corriente al como mínimo un diodo láser (1) esté configurada de tal manera, que resulte una modificación rápida de la longitud de onda por un intervalo de longitud de onda de funcionamiento, que comprenda la longitud de onda de al menos un intervalo con una modificación esencial del coeficiente de absorción (pico de absorción, fuerte aumento o caída de la absorción) del material.

60 La modificación de la longitud de onda puede producirse en este caso durante un tiempo en el intervalo de menos de un segundo.

65 El diodo láser puede formar en otra configuración de la invención la fuente de luz de bombeo de un segundo láser, cuya luz de salida forma la luz de salida de la fuente de luz láser.

El segundo láser puede ser en este caso un láser de cuerpo sólido o un láser de fibra.

Según otra configuración de la invención, la fuente de luz láser es un láser de fibra de alta frecuencia con una frecuencia de repetición de 20 a 100 kHz y duraciones de impulso de 10 a 50 μs .

Según una configuración preferida de la invención, está previsto que haya configurada una instalación de regulación para la modificación de la energía de los impulsos de luz y su longitud de onda en dependencia de la señal de salida de un sistema de detección, que está configurado para la detección de concreciones, de vasos sanguíneos, de nervios, de capas límite (tumor, cápsula prostática, u otros) a través de la detección de autofluorescencia de tejido, 5
detección de una fluorescencia tras la estimulación mediante una segunda fuente de luz y/o en combinación con OCT.

A menudo el intervalo de longitud de onda de 1800-2100 nm se ve solo como el intervalo de un pico de absorción de agua, sin tener en cuenta la estructura detallada del coeficiente de absorción del agua ni sus efectos sobre la interacción de luz-material. El pico de absorción presenta desde 1,92-1,94 μm valores altos de 120-130 cm^{-1} . La totalidad del intervalo parece ser igualmente adecuado. Un coeficiente de absorción alto significa un umbral de retirada reducido y con ello una retirada eficiente con una energía y rendimiento dados. 10

Según la invención, partiendo del coeficiente a absorción más alto y con ello de umbrales de retirada más reducidos con energías de impulso comparativamente más reducidas (1 a 50 mJ), pero con unas frecuencias de repetición correspondientemente más altas (1 a 100 kHz), se logra una retirada suficiente también en cálculos duros. Si se presupone que en este intervalo limitado de 1,8 a 2,3 μm el coeficiente de absorción y el umbral de retirada se comportan de manera inversamente proporcional, esto hace esperar, partiendo de valores de la literatura en 2080 nm, un umbral de retirada de aproximadamente 1,3 mJ, un valor, que puede lograrse con dispositivos que se encuentran a disposición con clase de rendimiento 50 W y una duración de impulso de 20 μs . 15
20

Los valores que se indican en la literatura para el coeficiente de absorción, se determinan por norma para temperatura ambiente (20 °C). Ha podido comprobarse no obstante, que el coeficiente de absorción del agua es dependiente de la temperatura y que la curva de absorción aumenta ligeramente en caso de temperaturas mayores y se desplaza hacia longitudes de onda más cortas. Dado que la retirada de cálculo o de tejido se produce normalmente a temperaturas alrededor del punto de ebullición, es mucho más realista recurrir al coeficiente de absorción a 80 °C como base para la optimización de las especificaciones del dispositivo. Si se quiere hacer uso de las ventajas de un coeficiente de absorción lo más alto posible, resulta de ello, que teniendo en cuenta el coeficiente de absorción dependiente de la temperatura, del agua, se prefiere una longitud de onda de 1,92 μm frente a otras 25
30 longitudes de onda, dado que éste, con un aumento de temperatura de 20 °C a 80 °C aumenta incluso ligeramente de 128 1/cm a 145 1/cm, mientras que por ejemplo, 1,94 μm – a 20 °C en su mayor parte igual a 1,92 μm , cae frente a ello claramente de 124 1/cm a 120 1/cm.

Mediante la configuración según la invención del dispositivo láser multifuncional es posible un ámbito de aplicación más con un consumo de energía reducido y con ello estructura con ahorro de espacio y de peso. 35

De esta manera puede crearse un dispositivo económico con pequeñas dimensiones como dispositivo de sobremesa con propiedades optimizadas no solo para el corte preciso (funcionamiento CW), sino también para la retirada o trituración de obstrucciones de todo tipo de cálculos, diferentes tipos de tejidos, con pequeñas 40
dimensiones y un peso reducido, unos costes de producción económicos, con longitud de onda y/o duración de impulso modificables rápidamente de manera intraoperativa.

Una litotricia puede continuar llevándose a cabo con energías reducidas, duraciones de impulso cortas, pero con tasas de repetición altas sin un esfuerzo adicional para un conmutador, sin que exista el riesgo de una adhesión de una punta de fibra al tejido o de un sobrecalentamiento extremo y de una separación de la punta de fibra, dado que en el caso del funcionamiento pulsado/conmutado las pausas pueden elegirse lo suficientemente largas para evitar de manera segura estas altas temperaturas en la punta de la fibra. 45

Mientras que los láseres de cuerpo rígido en la zona del intervalo de infrarrojos cercano o medio, como el láser de neodimio, de holmio o de tulio, están fijados esencialmente en su longitud de onda condicionados físicamente, pero también los láseres de fibra en el extremo de la fibra debido a la rejilla de Bragg determinante de la longitud de onda, los láseres de diodo presentan normalmente un determinado desplazamiento de la temperatura de la longitud de onda dependiente del correspondiente sistema. Por norma se intenta minimizarlo, ya sea mediante una configuración específica de la sucesión de las capas en la estructura del sistema del diodo, ya sea mediante una 50
55 unión térmica fuerte a refrigeradores (de microcanal) y a su refrigeración activa o pasiva. Naturalmente, de esta manera puede ajustarse por ejemplo mediante una temperatura de medio refrigerante externo o mediante la cantidad del paso de aire durante la refrigeración del aire, también dentro de unos determinados límites, la longitud de onda de emisión a un valor teórico deseado. Este proceso es no obstante lento (normalmente más de un minuto).

Un sistema de diodos con una dependencia de la temperatura comparativamente mayor puede ajustarse frente a ello mediante otro intervalo de longitud de onda y de esta manera desplazarse la fuente de luz por una zona mayor de una curva de absorción, de manera que la dependencia de la temperatura por lo demás no deseada, puede aprovecharse de manera ventajosa para lograr el efecto deseado. 60

La invención se explica con mayor detalle mediante una representación esquemática de un dispositivo láser mostrado en el dibujo. 65

En el dibujo se muestra una forma de realización de un dispositivo láser, que presenta al menos un diodo láser 1 con una capa límite 2 dispuesto sobre un elemento refrigerador 4 en conexión conductora de calor con éste.

El elemento refrigerador 4 puede presentar una capacidad de refrigeración controlable.

5 La luz de salida del al menos un diodo láser 1 se acopla mediante un elemento de desacoplamiento 5 en una fibra de conducción de luz 3, cuyo extremo libre se dirige hacia un material 30 a procesar o se pone en contacto con éste.

10 También es posible no obstante, acoplar la luz de salida del o de los diodos de láser 1 primeramente como luz bombeada en un láser de cuerpo sólido o de fibra, cuya luz de salida se acopla en la fibra de conducción de luz.

El diodo de láser 1 es alimentado desde un suministro de corriente 20 a través de una instalación de control 10, con una corriente que puede modificarse mediante la instalación de control de múltiples maneras en lo que al control y a la programación se refiere.

15 Puede llevarse a cabo de una manera muy sencilla una modificación de la longitud de onda, cuando se tiene en cuenta que la longitud de onda de la luminiscencia de este tipo de sistemas de diodo de láser, es decir, la longitud de onda en caso de un rendimiento bajo y la longitud de onda de trabajo son claramente diferentes debido a la dependencia de la temperatura del correspondiente sistema de material. De esta manera, la longitud de onda de la luminiscencia de diodos de láser (AlGaIn) (GaSb) en el intervalo de longitud de onda de 2000 nm difiere a razón de hasta 55 nm de la longitud de onda de trabajo que queda definida en caso de corriente máxima y con ello rendimiento máximo. De esta manera, mediciones propias en un

módulo de diodos con un rendimiento máximo nominal de 13W dieron como resultado los siguientes valores:

25 70A/ 13W/1940nm
30A/ 5W/1905nm
15A/ 2,3W/1885nm

30 En el caso de una longitud de onda de 1920 nm en un rendimiento máximo, es de esperar como consecuencia de ello una longitud de onda de 1865 nm para un rendimiento de 2,3 W. El coeficiente de absorción del agua cambia en este caso de 128 cm^{-1} a aproximadamente 17 cm^{-1} .

35 La longitud de onda del diodo 1 sigue sin un retardo temporal esencial la temperatura de la capa límite para el paso de láser, de manera que mediante una modificación rápida de la corriente del diodo, puede modificarse igual de rápido la longitud de onda, no obstante, modificándose el rendimiento óptico emitido. Esto no obstante, puede ser absolutamente deseado, cuando por ejemplo, primeramente se trabaja con una longitud de onda en la que se presenta una absorción de material alta, pero después, al incidir sobre otro material 30 con otras propiedades, ha de trabajarse con longitud de onda modificada e incluso quizá rendimiento reducido.

40 La longitud de onda de la luminiscencia no se presenta sin embargo solo en el caso de rendimientos muy reducidos, sino también en el caso de duraciones de impulso muy cortos claramente por debajo de aproximadamente $1 \mu\text{s}$, un valor por encima de aquel que se presenta para el diodo de láser esencialmente en el intervalo de funcionamiento CW. Pero si ha de mantenerse constante sin embargo por ejemplo, el rendimiento óptico emitido, y solo ha de modificarse la longitud de onda, esto puede ocurrir de forma que no se trabaje con el rendimiento máximo, pero con impulsos de diferente duración de impulso y frecuencia de repetición: por ejemplo, para la longitud de onda 1 con impulsos en el funcionamiento casi CW con impulsos $\gg 1 \mu\text{s}$, por ejemplo, $20 \mu\text{s}$, pero frecuencia de repetición reducida y para la longitud de onda 2 con impulsos cortos $\ll 1 \mu\text{s}$, por ejemplo, 200 ns , pero con frecuencia de repetición más alta.

50 De esta manera, un sistema de láser puede ser modificado ahora de una manera sencilla y eventualmente también más rápida ($< 1 \text{ seg}$) en este intervalo no solo en lo que se refiere a su energía emitida, sino también en lo que se refiere a su longitud de onda, de manera que la interacción luz-material (agua/tejido) puede modificarse en una medida aún mayor y de esta manera adaptarse mejor al fin de aplicación previsto. De esta manera puede cambiarse de una alta absorción y con ello profundidad de penetración menor buena para un corte de tejido preciso con escasez de efectos secundarios, de manera rápida a una absorción reducida con una profundidad de penetración mayor y con ello a efectos térmicos reforzados, por ejemplo, para la hemostasis mejorada de vasos más grandes.

60 Actualmente se encuentran a disposición diodos de láser basados en (AlGaIn) (GaSb) o (AlGaIn) (InP), que irradian parcialmente de manera directa en el intervalo de longitud de onda 1800-2300 nm. Estos diodos de láser se ofrecen como láseres de onda continua puros con rendimientos de hasta 18 W.

Estos láseres de diodo pueden obtenerse actualmente en dependencia del intervalo de longitud de onda en diferentes variantes de rendimiento:

65 940-980 nm: rendimientos de hasta 150 W / 200 W

1800-2200 nm: rendimientos de hasta 18 W

5 Es conocido, que los láseres de diodo con controles adecuados pueden manejarse de manera pulsada sin conmutadores externos adicionales. Dado que las fundas de los diodos por norma solo resisten rendimientos máximos determinados, en este caso resulta solo un sobreimpulso típico moderado de 20-50 % (QW: 120 W, conmutado en el intervalo de duraciones de impulso de más de 10 ms: 150 W).

10 Ha podido comprobarse sin embargo según la invención, que por ejemplo, los diodos de láser basados en (AlGaIn) (GaSb) pueden sobrepulsarse en el intervalo de duración de impulso de unos pocos ps hasta más de 100 ns hasta aproximadamente 100 μ s a razón de factores importantes (en estos momentos factor 50 a 50 ps hasta factor 10 a 10 μ s), sin que se dé un daño de las fundas ni una reconducción térmica irreversible, esto quiere decir, que frente al rendimiento CW la potencia pico del impulso aumenta a razón de un factor correspondiente. De esta manera pueden compensarse al menos en parte reducciones de rendimiento, como son inevitables durante la sincronización de por ejemplo, láseres de fibra bombeados por diodo o láseres de cuerpo sólido bombeados por diodo.

15 En caso de una optimización adecuada para el funcionamiento con sobrepulsado, frente al funcionamiento CW, son de esperar mejoras adicionales en lo que se refiere a un rendimiento mayor de los emisores individuales y la medida de sobrepulsabilidad.

20 La duración del impulso puede desplazarse de esta manera de forma sencilla a un intervalo, en el que se dan las condiciones de confinamiento de calor o incluso de confinamiento de estrés y lograrse una correspondiente retirada altamente eficiente.

25 Frente a lo que se ha supuesto hasta el momento, ha podido probarse que puede lograrse una retirada suficiente con energías de impulso individual claramente más reducidas de 10-50 mJ, esto por su parte con una tasa de repetición claramente mayor de 1-100 kHz. La refrigeración solo tiene que estar configurada para el rendimiento medio efectivo, mediante conmutaciones adicionales adecuadas pueden almacenarse la energía y el rendimiento de una parte de red configurada para el funcionamiento CW y utilizarse con descargas cortas con correspondientes corrientes sobreelevadas, de manera parecida a como ocurre en el caso de láseres de holmio bombeados por lámparas de destello.

30 Según la invención, se logra basado en el coeficiente de absorción más alto y con ello umbrales de retirada más reducidos con energías de impulso comparativamente reducidas, pero con frecuencias correspondientemente más altas, una retirada suficiente también de cálculos duros. Si se supone que en este intervalo limitado de 1,8 a 2,3 μ m el coeficiente de absorción y el umbral de retirada se comportan de manera inversamente proporcional, esto hace esperar un umbral de retirada de aproximadamente 1,3 mJ, un valor, que puede lograrse con dispositivos puestos a disposición de tipo de rendimiento 50 W y una duración de impulso de 20 μ s utilizando una sobrepulsación.

40 Las pruebas realizadas utilizando un láser de fibra de CW dan como resultado lo siguiente:

Umbral de retirada con 1,92 μ m y 230 μ m de fibra: 0,15 mJ/2000 Hz; 0,23 mJ/1000 Hz; 0,32 mJ/500 Hz;

Umbral de retirada con 1,92 μ m y 365 μ m de fibra: 0,25 mJ/2000 Hz; 0,51 mJ/1000 Hz; 1,02 mJ/500 Hz;

45 (Inclusión de la superficie: aumento a razón del factor 2,5; experimento: en el medio 2,357).

De esto puede desprenderse que el umbral de retirada llega al intervalo de 0,2-1,3 mJ.

50 En la práctica se trabaja para lograr una buena retirada, notablemente por encima del umbral de ablación. Si se utiliza un dispositivo de 50 W con un ciclo de trabajo de 50 %, es decir, efectivo de 25 W y 500 Hz, entonces resulta una energía de impulso individual de 50 mJ con una duración de impulso de 1 ms (factor 250-400 por encima del umbral de retirada).

55 Con 500 Hz/25 W pudo lograrse de esta manera en un cálculo de oxalato cálcico monohidrato natural (cálculo muy duro), una tasa de fragmentación de 52 mg/min y con ello una duplicación de la eficiencia de retirada frente a los valores de la literatura.

60 Una medición comparativa con un láser CW de tulio bombeado por diodos (longitud de onda de 2,01 μ m, coeficiente de absorción en agua: 64 cm^{-1}), dio como resultado con una fibra de 230 μ m y una potencia de láser de 20,5 W, una retirada en un cálculo artificial de 8,6 mg/min (fragmentación total), mientras que en el caso de una longitud de onda de 1,92 μ m y 25 W pudo lograrse una retirada de 45,8 mg/min, después de todo a razón de un factor 4 por encima que en el caso de 2,01 μ m. Un factor 2 puede atribuirse al coeficiente de absorción más reducido a razón del factor 2, de la longitud de onda TM de 2,01 μ m, el factor 2,5 restante se asocia a la duración de impulso reducida.

65 Las mediciones representadas se refieren a láseres de fibra bombeados por diodo sin sobreelevación de impulso. En el caso de diodos basados en (AlGaIn) (GaSb) pudo mostrarse que pueden lograrse sobrepulsaciones a razón

de importantes factores, sin destruirlos. De esta manera, utilizando múltiples emisores (barras de por ejemplo 19 emisores), resulta el acoplamiento de varias de estas barras, posibilitándose también en caso de una sobrepulsación correspondientemente alta en el caso de emisores individuales, compensar de manera completa opcionalmente la reducción de energía condicionada por un acortamiento de la duración del impulso, con el efecto adicional de que vuelve a aumentar la eficiencia de retirada.

De manera parecida, la luz de 3 barras puede acoplarse de manera sencilla en una fibra. Utilizando diferentes polarizaciones, puede acoplarse la luz de 6 barras en fibras y escalarse de esta manera hacia arriba la energía y el rendimiento. En caso de duraciones de impulso correspondientemente cortas de picosegundos, son de esperar sobrepulsabilidades a razón del factor 1000 y más.

En la siguiente tabla se indican ejemplos de la retirada de cálculo con láseres de diodo, como se determinaron en comparación con un láser de Ho:YAG.

Láser	Energía mJ	Duración de impulso μ s	Potencia pico de imp. W	Frecuencia de repetición Hz	Rendimiento medio W	Factor de sobrepulsación
Ho:YAG	400	200	2000	15	6	NA
Diodo 20 E	20	10	2000	300	6	10
Diodo 20 E	2	1	2000	3000	6	50
Diodo EE	2	0,5	4000	3000	6	100
Diodo EE	1	0,5	2000	6000	6	50

Diodo EE significa en este caso valores para emisores individuales, diodo 20 E la utilización de una barra con 20 emisores individuales. De manera parecida, puede acoplarse de una manera sencilla la luz de 3 barras en una fibra, utilizando diferentes polarizaciones puede acoplarse la luz de 6 barras en fibras y de esta manera escalarse hacia arriba la energía y el rendimiento. En el caso de duraciones de impulso correspondientemente cortas, de picosegundos, son de esperar sobrepulsabilidades de a razón del factor 1000 o más. Las longitudes de onda que se utilizaron en este caso se encontraban en el intervalo de 1,92 μ m hasta 1,94 μ m.

De igual manera pueden bombearse con diodos sobrepulsables los láseres de cuerpo sólido y de fibra y aumentarse de esta manera claramente la potencia pico del impulso frente al funcionamiento CW.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo láser multifuncional para el procesamiento de material, particularmente material biológico (30), con una fuente de luz láser (1), que suministra luz con una longitud de onda, que se corresponde con una longitud de onda de un coeficiente de absorción alto de más de 10 cm^{-1} del material a procesar, suministrando la fuente de luz láser impulsos de luz con una duración de impulso y una frecuencia de repetición de impulso correspondientes, **caracterizado por que** la fuente de luz láser es al menos un diodo láser (1) alimentado por un suministro de corriente (10, 20) controlable, por que el suministro de corriente comprende una instalación de control (10), que está configurada para el control del al menos un diodo láser (1) con corriente modificable y permite una modificación rápida de la longitud de onda, estando configurada la instalación de control (10) para el control de la corriente al como mínimo un diodo láser (1), de tal manera que resulta una modificación de la longitud de onda en un intervalo de longitud de onda de funcionamiento, que comprende la longitud de onda de al menos un intervalo con una modificación esencial del coeficiente de absorción del material y por que los impulsos de luz presentan una energía que se encuentra entre una vez y veinte veces la energía umbral del material para una retirada y una frecuencia de repetición en el intervalo de más de 300 Hz.
2. Dispositivo láser según la reivindicación 1, **caracterizado por que** la instalación de control (10) está configurada para una modificación de la longitud de onda durante un tiempo en el intervalo de menos de un segundo.
3. Dispositivo láser según la reivindicación 1, **caracterizado por que** la instalación de control (10) está configurada para el control de la corriente al como mínimo un diodo láser (1) mediante la modificación de la duración del impulso.
4. Dispositivo láser según una de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado por que** la instalación de control (10) está configurada para el control de la corriente al como mínimo un diodo láser (1) mediante la modificación de la frecuencia de repetición de impulso.
5. Dispositivo láser según una o varias de las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizado por que** la frecuencia de repetición es superior a 3 kHz, preferiblemente superior a 6 kHz y más preferiblemente superior a 20 kHz.
6. Dispositivo láser según la reivindicación 5, **caracterizado por que** la corriente de diodos láser se aumenta a razón del factor 5 a 50 frente a la corriente nominal del diodo láser durante los impulsos en un tiempo de repetición de impulso con duraciones de impulso de 1-100 μs .
7. Dispositivo láser según la reivindicación 5, **caracterizado por que** la duración de impulso de los impulsos de luz del diodo láser (1) se encuentra en el intervalo de los pico a nanosegundos.
8. Dispositivo láser según la reivindicación 7, **caracterizado por que** la corriente de diodos láser se aumenta a razón del factor 10 a 100 frente a la corriente nominal del diodo láser (1) durante los impulsos en un tiempo de repetición de impulso con duraciones de impulso de 10-1000 ns.
9. Dispositivo láser según la reivindicación 7, **caracterizado por que** la corriente de diodos láser se aumenta a razón del factor 50 a 1000 frente a la corriente nominal del diodo láser (1) durante los impulsos en un tiempo de repetición de impulso con duraciones de impulso de 10 ps-10 ns.
10. Dispositivo láser según una de las reivindicaciones 7 a 9, **caracterizado por que** se proporciona un segundo láser cuya luz de bombeo forma el diodo láser y cuya luz de salida forma la luz de salida de la fuente de luz láser y por que el segundo láser es un láser de cuerpo sólido o láser de fibra.
11. Dispositivo láser según la reivindicación 10, **caracterizado por que** la fuente de luz láser es un láser de fibra de funcionamiento con alta frecuencia con una frecuencia de repetición de 20 a 100 kHz y duraciones de impulso de 10 a 50 μs .
12. Dispositivo láser según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** está configurada una instalación de regulación para la modificación de la energía de los impulsos de luz y su longitud de onda dependiendo de la señal de salida de un sistema de detección, que está configurado para la detección de concreciones, de vasos sanguíneos, de nervios, de capas límite (tumor, cápsula prostática u otros) a través de una detección de autofluorescencia de tejido, detección de una fluorescencia tras la estimulación mediante una segunda fuente de luz y/o en combinación con OCT.
13. Dispositivo láser según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** el material es tejido biológico y por que el absorbedor contenido en el tejido es agua.
14. Dispositivo láser según la reivindicación 12, **caracterizado por que** la longitud de onda de la luz láser se encuentra en el intervalo medio IR de 1,4 a 3,3 μm
15. Dispositivo láser según la reivindicación 12, **caracterizado por que** la longitud de onda de la luz láser se

encuentra en 1,92 μm .

