



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 364 894**

51 Int. Cl.:

**A61B 18/20** (2006.01)

**A61B 17/00** (2006.01)

**A61B 18/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **08842409 .8**

96 Fecha de presentación : **27.10.2008**

97 Número de publicación de la solicitud: **2219547**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **25.08.2010**

54 Título: **Dispositivo láser para la ablación de tejidos biológicos.**

30 Prioridad: **25.10.2007 PCT/EP2007/061503**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**16.09.2011**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**16.09.2011**

73 Titular/es: **PANTEC BIOSOLUTIONS AG.  
Industriering 21  
9491 Ruggell, LI**

72 Inventor/es: **Bragagna, Thomas;  
Heinrich, Arne y  
Gross, Simon**

74 Agente: **Carpintero López, Mario**

ES 2 364 894 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 para la ablación de tejidos biológicos

**Campo de la invención**

La presente invención se refiere a un dispositivo láser para la ablación de tejidos biológicos.

**5 Antecedentes de la invención**

El documento WO2006/111526 del mismo solicitante describe un porador láser para crear microporos en un tejido biológico, tal como la piel. Este evaporador láser consta de un mecanismo de retroalimentación para analizar una característica de un poro. Una desventaja de este porador láser es que el mecanismo de retroalimentación no es lo suficientemente confiable para distinguir con facilidad y rapidez las diferentes propiedades de los tejidos.

10 La patente US 5.628.744 describe una pieza de mano de rayo de tratamiento que permite diferenciar entre el tejido normal de la piel y una lesión. La pieza de mano dispone de un rayo de tratamiento y un rayo de sonda. El coeficiente de reflexión del rayo de prueba permite distinguir el tejido normal de la piel y la lesión, de modo que el rayo de tratamiento puede ser activado sólo cuando hay una lesión. Esta pieza de mano tiene la desventaja de que no es capaz de analizar una característica del interior del poro. La pieza de mano sólo es capaz de distinguir la superficie de la piel.

15 El documento US 5.628.744 A describe una pieza de mano de dermatología que tiene la capacidad para determinar si el rayo de tratamiento está entregando energía óptica a una lesión o a tejido sano. Para definir un valor umbral la pieza de mano de dermatología tiene que ser ajustada, de modo que el rayo de tratamiento se entregue sólo cuando un umbral o señal de línea de referencia se supere. Para definir el valor umbral, la pieza de mano de dermatología tiene una ventana que se forma en un extremo distal y ofrece la posibilidad de que el médico vea el área objetivo, colocando  
20 la pieza de mano sobre la piel normal, cerca del sitio de tratamiento y luego calibra el dispositivo al coeficiente de reflexión de la piel no dañada. Utilizando un potenciómetro, el médico puede determinar el nivel de referencia de la piel mediante el ajuste del potenciómetro hasta que se enciende el LED, lo que indica una línea de referencia o el color de la piel normal. El rayo de tratamiento y el rayo de sonda se encuentran en la misma ubicación general, pero el rayo de sonda tiene una longitud de onda diferente. Para proporcionar un análisis del rayo de tratamiento de la piel en un  
25 patrón definido, se describe un dispositivo de lectura, donde una fibra óptica, que se acopla a la fuente óptica, se hace rotar sobre un eje óptico por medio de un sistema de manivela que es impulsado por dos motores.

El documento WO 02/089688 A1 describe un procedimiento y aparato para la eliminación y modificación de la piel humana y marcar capas de tejido, donde un sustrato que absorbe la radiación electromagnética se aplica a la  
30 superficie del material objetivo y dicha sustancia se expone a la radiación electromagnética. La sustancia absorbe la radiación electromagnética y la convierte en energía térmica, que a su vez actúa sobre la superficie del material objetivo, por lo que evapora o realiza la ablación de partes de la piel. La sustancia que absorbe alta energía se deposita en marcos, que además se depositan en una banda de película, capaz de conducir la energía térmica hacia adelante hacia el material objetivo, entonces la banda de película se avanza, marco por marco, para colocar un marco nuevo antes de cada nueva área de tratamiento. Además del elemento de acoplamiento de la energía, se proporciona un  
35 elemento de eliminación de energía, que es preferiblemente acoplado a la fuente de energía, de manera que la deposición de energía y la eliminación de energía están sincronizadas. Después de la introducción de la energía térmica al material objetivo, se activa un enfriamiento controlado y, por tanto elimina rápidamente el calor de la zona objetivo. Para refrescar el área objetivo, se descarga un aerosol refrigerante desde un eyector de refrigerante, lo que permite el enfriamiento inmediato de la zona objetivo a través de la película de material muy conductor. La energía de  
40 eliminación también se puede lograr mediante el uso de un refrigerador termo-eléctrico, un refrigerador Peltier, un aerosol de refrigeración, y un aerosol de criógeno, para eliminar la energía térmica después de producirse la ablación, minimizando el dolor y controlando la modificación del material objetivo.

Por lo tanto, un objeto de la presente invención proporcionar dispositivos y procedimientos para mejorar el reconocimiento de las propiedades de los tejidos, en especial para detectar diferentes capas de tejido debajo de la  
45 superficie de la piel durante el proceso de ablación. Es un objeto de la presente invención proporcionar un dispositivo barato y fiable y el procedimiento para la ablación del tejido.

**Sumario de la invención**

Este problema se resuelve con un dispositivo láser que comprende las características de la reivindicación 1.

50 En una realización preferida, la luz dispersa de retorno tiene la misma longitud de onda que la longitud de onda emitida, pero la luz dispersa de retorno también puede tener una longitud de onda diferente o rango de longitud de onda en comparación con la longitud de onda emitida, por ejemplo, causada por fluorescencia. Los tejidos biológicos muy a menudo comprenden una pluralidad de capas que tienen propiedades diferentes. La piel humana, por ejemplo, consta de capas de diferentes propiedades, tales como el estrato córneo, que es la capa superior, seguida de la epidermis y la

dermis. Cada una de estas capas tiene propiedades diferentes. El estrato córneo, por ejemplo, no permite pasar las sustancias de alto peso molecular. Por tanto, es de suma importancia, cuando por ejemplo se crean poros en la piel para la administración de un medicamento de alto peso molecular a través de la piel en el cuerpo humano, para asegurarse de eliminar por completo el estrato córneo preferentemente de cada poro individual antes de aplicar el medicamento sobre la piel, para permitir la introducción del medicamento en el cuerpo humano. Se sabe que la epidermis y/o la dermis pueden comprender, por ejemplo vasos sanguíneos y terminaciones nerviosas. Para prevenir el dolor o el sangrado, por lo es conveniente no entrar demasiado profundamente en estas capas al crear poros en la piel utilizando un rayo láser. Por otro lado resulta que el espesor del estrato córneo varía considerablemente entre individuos. Además resultó que la humedad del estrato córneo u otras capas de tejido que se exponen al aire varían de manera significativa del verano al invierno, debido a los cambios de humedad ambiente. Por tanto, es necesario establecer un dispositivo y procedimiento confiable y preferiblemente también rápido y barato para la detección de capas de la piel, o más generalmente, para detectar diferentes propiedades de los tejidos. En una realización preferida del dispositivo y el procedimiento se utilizan para la ablación completa del estrato córneo, pero dejar la epidermis o dermis tanto como sea posible. Por tanto, la realización de acuerdo con la invención debe ser capaz de detectar de forma fiable, rápida y precisa diferentes capas de piel durante la creación del poro, lo que significa profundizar en el poro. Por ejemplo, cuando el poro es tan profundo que llega a la epidermis, la realización de acuerdo con la invención debe reconocer la transición del poro incrustado en una nueva capa de piel, por lo que la poración puede ser detenida. Más preferentemente, la realización de acuerdo con la invención permite detectar el contenido de agua del tejido respectivo sobre el poro incrustado, para reconocer claramente las distintas capas de piel. Una de las ventajas de la medición del contenido de agua es que las capas de piel diferentes pueden detectarse de manera fiable, más preferiblemente, de forma independiente de los colores de piel. La realización de acuerdo con la invención por lo tanto se puede aplicar para todas las razas humanas, tales como personas blancas o negras, para la detección de varias capas de piel durante la creación de poros en su piel.

El dispositivo y el procedimiento según la invención permite el reconocimiento de las propiedades de los tejidos cuando un tejido biológico, tal como la piel es extirpada mediante un rayo láser. El nivel de energía del láser se encuentra dentro de un rango que realiza la ablación del tejido biológico.

El dispositivo según la invención consiste en un sensor dispuesto para recibir la luz dispersa de retorno desde el nuevo tejido biológico, comprende un controlador de tejido que se acopla al sensor para recibir una señal del sensor, y cuenta con un controlador de tejido que está configurado para comparar una serie de al menos dos señales de los sensores consecutivas y configurado para generar una señal de control del tejido cuando el valor de la serie de señales de sensores consecutivas cambia de un modo predeterminado, por ejemplo, disminuye. El sensor recibe la luz de retorno dispersa del rayo láser que realiza la ablación de la piel, lo que significa que el rayo de tratamiento, y no hay ningún otro rayo, tal como un rayo de sonda para medir las propiedades de capa de la piel. En la realización más preferida el sensor mide la intensidad de la luz dispersa de retorno. En la realización más preferida una pluralidad de pulsos de láser repetidos son necesarios para ser dirigidos al mismo poro para profundizar el poro y para extirpar por completo el estrato córneo, y si es necesario la epidermis. La luz dispersa de retorno del rayo láser está influenciada por el tejido respectivo que fue extirpado por el rayo láser, lo que significa que la luz dispersa de retorno contiene información sobre las propiedades del tejido del tejido extirpado. Por lo tanto, las propiedades de los tejidos del poro incrustado pueden ser detectadas. Mediante el uso de un sistema de láser continuo el detector podría medir de nuevo la luz dispersa de retorno de forma continua, y el sistema láser continuo podría desviar el rayo láser a una mancha siguiente de tejido cuando la intensidad de la luz dispersa de retorno cambia, por ejemplo disminuye, hasta que la capa de piel deseada se elimina.

Se ha encontrado que la luz dispersa de retorno, en particular, la intensidad de la luz dispersa de retorno depende de las propiedades de los tejidos biológicos. La piel humana, por ejemplo, consta de capas de diferente contenido de agua, teniendo el estrato córneo un contenido de agua de aproximadamente 15-20%, la epidermis teniendo un contenido de agua de aproximadamente 60-70%, y la dermis teniendo un contenido de agua de aproximadamente 70-80%. Se ha encontrado que el agua tiene el mayor coeficiente de absorción a una longitud de onda de alrededor de 3  $\mu\text{m}$ , y un láser Er: YAG emite un rayo láser con una longitud de onda de alrededor de 2,95  $\mu\text{m}$ . Este tipo de láser preferido emite un rayo láser del cual la luz dispersa de retorno es muy sensible al contenido de agua del tejido biológico extirpado. En una realización preferida, la luz dispersa de retorno de cada pulso láser emitido en el mismo poro es medido por el sensor y por lo menos dos señales de los sensores consecutivas se almacenan en una memoria. Mientras el estrato córneo es extirpado por el rayo láser, el sensor recibe una luz dispersa de retorno de alta intensidad relativa, debido al bajo contenido relativo de agua del estrato córneo. En una realización preferida, la señal del sensor es de al menos muestreada una vez dentro de cada pulso del láser. La serie de pulsos discretos de tiempo obtenido, por ejemplo, una serie de señales, es además derivada para obtener información sobre el cambio de amplitud de la señal que se utiliza para determinar la capa de tejido. Tan pronto como el rayo láser golpea la epidermis, la intensidad de la luz dispersa de retorno desciende porque la epidermis absorbe más el rayo láser debido al alto contenido de agua relativo. La medición de la luz reflejada por tanto, permite determinar si el pulso láser extirpa tejido biológico en el estrato córneo o en la epidermis, y permite detectar claramente la transición del estrato córneo a la epidermis en que se produce una disminución en la intensidad de la luz del láser dispersada de retorno, lo que puede ser detectado y

- 5 medido por un sensor. En una realización preferida, la ablación del poro respectivo con un rayo láser se detiene tan pronto como se llega a la epidermis, por ejemplo, para garantizar un poro con el estrato córneo eliminado por completo y pequeño impacto en la epidermis. En otra realización de la ablación se detiene cuando se llega a la dermis, por lo que también elimina completamente la epidermis. De manera más general el contenido de agua del tejido extirpado se determina durante la ablación del tejido, y la profundidad y la profundidad final de la ablación es controlada mediante la monitorización del contenido de agua. Aparte de la piel, este concepto también es adecuado para otros materiales biológicos, como una uña del dedo, donde por ejemplo la transición entre la uña del dedo y la piel que yace por debajo de la uña del dedo se puede detectar claramente. Este concepto es incluso adecuado para huesos, para detectar el contenido de agua en los huesos, que puede variar dependiendo de la profundidad de un poro.
- 10 A modo de ejemplo, el dispositivo de acuerdo con la invención ha sido descrito anteriormente en relación con la formación de poros de la piel. Pero es obvio que el dispositivo y el procedimiento según la invención también se pueden utilizar para modificar o extirpar otro tejido biológico, detectando de las propiedades de los tejidos biológicos. El dispositivo y el procedimiento pueden ser utilizados en combinación con rayos láser pulsados, así como con láseres de onda continua.
- 15 Una ventaja del dispositivo según la invención, es que es muy barato, muy fiable, muy rápido, y permite detectar de forma fiable cambios en las propiedades de los tejidos biológicos, más preferiblemente el contenido de agua de los tejidos. En particular, para un rayo láser en el rango de entre 2,9  $\mu\text{m}$  y 3  $\mu\text{m}$  la intensidad del rayo láser reflejado depende del contenido de agua del tejido, en donde el tejido absorbe mayor intensidad del rayo láser a más agua contenga el tejido, por el contrario el tejido refleja más la intensidad del rayo láser a menos agua contenga el tejido.
- 20 El dispositivo según la invención permite el uso de un láser que tiene una longitud de onda en el rango entre 1,5  $\mu\text{m}$  y 12  $\mu\text{m}$ , más preferiblemente en el rango de entre 2,5  $\mu\text{m}$  y 3,5  $\mu\text{m}$ , y aún más preferiblemente en el rango de entre 2,9  $\mu\text{m}$  y 3  $\mu\text{m}$ .
- 25 En una realización adicional el dispositivo comprende un rayo de tratamiento y una fuente adicional de iluminación, un rayo de sonda, que de preferencia se dirige hacia la zona donde el tejido es extirpado, y que preferentemente ilumina esta área durante y/o entre dos pulsos consecutivos, para recibir luz dispersa de retorno y/o reflejada desde el tejido que contiene información sobre las propiedades del tejido. En una realización preferida, la fuente de iluminación es una luz emisora de láser. Más preferiblemente el láser emite una luz cuya longitud de onda de 200 nm a 700 nm, por lo que la longitud de onda se selecciona preferiblemente para distinguir claramente cambios más pequeños en las propiedades de los tejidos, tales como el cambio de la epidermis a la dermis, donde por ejemplo, la estructura de los tejidos cambia y por lo tanto sus características ópticas. Una adecuada selección de la longitud de onda permite detectar el paso de la epidermis a la dermis.
- 30 Tal como se usa en el presente documento, "poración" indica la formación de un pequeño orificio o poro o una pluralidad de orificios o poros a una profundidad deseada en o a través de la membrana biológica o tejido, tales como la piel, las mucosas o de un órgano de un ser humano o un mamífero, o la capa externa de un organismo o una planta, para disminuir las propiedades de barrera de la membrana biológica para el paso de permeantes o medicamentos en el cuerpo. La poración a que se refiere en este documento es preferiblemente no inferior a 1 micra de ancho y al menos una micra de profundidad.
- 35 Tal como se usa en el presente documento "ablación", significa la eliminación controlada de material mediante un rayo láser. Como se usa aquí, "tejido biológico" significa todo componente de un organismo, incluyendo pero no limitado a, piel, células, membranas biológicas, hueso, colágeno, uñas, vasos sanguíneos, fluidos y similares, que comprenden una parte del organismo.
- 40 Tal como se usa en el presente documento "sensor" significa cualquier tipo de dispositivo de percepción o detección de radiación incluyendo pero no limitado a foto diodos, foto resistores, foto transistores, termopilas (por ejemplo, sulfuro de plomo, seleniuro de plomo) detectores bolométricos, detectores piroeléctricos (por ejemplo, turmalina, litio-tantalato, triglicina-sulfato, polivinildifluoruro, polímeros, nitrato de galio, nitrato de cesio, fluoruros de vinilo, derivados de fenilpirazina, ftalocianina de cobalto), detectores ferroeléctricos, detectores piezoeléctricos, tubos foto multiplicadores, detectores CCD y matrices.
- 45 Tal como se usa en el presente documento "luz dispersa de retorno" significa la luz reflejada o desviada que se envió a un tejido y se recibe a través de un sensor debido a los reflejos directos o indirectos causados sobre o en el tejido. Esto también incluye la recepción de la luz que se genera cuando se utiliza una primera longitud de onda para estimular la emisión de una al menos segunda longitud de onda sobre o en el tejido.
- 50 El término "poro individual", tal como se utiliza en el contexto de la presente solicitud se refiere a un poro, en general, un pasaje que se extiende desde la membrana biológica. La membrana biológica, por ejemplo, siendo la piel, luego los poros individuales extendiéndose desde la superficie de la piel a través de todo o parte significativa del estrato córneo.
- 55 En la realización más preferida el pasaje del poro individual se extiende a través de todo el estrato córneo y parte de la

epidermis, pero no se extiende en la dermis, por lo que no se produce sangrado. En la realización más preferida el poro individual tiene una profundidad de 10  $\mu\text{m}$  (para los recién nacidos 5  $\mu\text{m}$ ) y 150  $\mu\text{m}$ .

Después de la perforación de una sustancia como un medicamento se aplica sobre la piel, preferiblemente en forma de un parche transdérmico.

- 5 En una realización preferida, por lo menos dos pulsos de rayo láser se dirigen al mismo poro. El deflector se construye o controla de tal manera que un segundo, tercero o incluso más rayos láser se dirigen hacia el mismo poro. Este ataque múltiple del mismo poro permite el uso de un rayo láser de baja energía relativa. Esto tiene sentido porque la profundidad de penetración óptica máxima es, por ejemplo de 2 a 4 micrómetros en la piel humana en longitudes de onda de alrededor de 3 micrómetros. Por tanto, es muy ineficiente para crear poros muy profundos de 70 a 200 micrómetros con un único pulso láser. Tales poros profundos de 70 a 200 micrómetros son necesarios para las tasas de penetración más alta de, por ejemplo permeantes lipófilicos y grandes hidrófilicos a través de la epidermis a los vasos sanguíneos en la dermis. El rayo láser se puede dirigir hasta diez veces o hasta cincuenta veces en el mismo poro, por lo que es preferentemente el rayo dirigido consecutivamente en el mismo poro, de tal modo para "perforar" microorificios en la membrana biológica. El rayo también puede ser redirigido en uno solo, de una pluralidad de poros, después de impactar al menos uno de la pluralidad de los otros poros.

- 10 En una realización preferida, el porador láser consta de un circuito de retroalimentación basado en la luz dispersa de retorno. En la realización más preferida, el circuito de retroalimentación está continua y operativamente acoplado a un controlador de poración que acciona la fuente láser. El regulador de poración compara la característica medida de un poro individual con un valor predeterminado y deja de emitir más pulsos de láser en el poro individual si la característica del poro individual se corresponde con el valor preseleccionado. La profundidad más preferida del poro individual se controla. Esto permite la creación de un poro individual semejante a la perforación de un orificio en un material, en el que la profundidad del orificio por ejemplo, el poro es medido repetidamente. La precisión de la profundidad final del poro individual puede, por ejemplo, mejorarse si se aplica energía del láser reducida por pulso, lo que provoca que una cantidad de tejido biológico menor se extirpe por impulso.

- 25 En una realización, el ancho del rayo láser y/o la densidad de energía del rayo láser se pueden modular, lo que permite modular el ancho del poro individual, así como la profundidad extirpada por impulso.

- El láser micro-porador de preferencia utiliza una fuente de láser que tiene una longitud de onda entre 0,05 micras (micrómetros) y 15 micrómetros, preferiblemente entre 2 y 10 micrómetros, en particular entre 2,8 y 3,1 micrómetros o 3, 15 micrómetros. Se utiliza una longitud de onda más preferida de alrededor de 2,95 micrómetros debido a que el máximo de absorción del agua está en el rango infrarrojo medio, como se describe en la figura 14.

- 30 El láser micro-porador preferentemente utiliza un aparato óptico que genera un rayo láser que tiene un ancho entre 0,05 y 0,5 mm o 1 mm. En una realización preferida, el rayo láser tiene una forma circular, elíptica o rectangular, siendo el ancho del rayo láser circular el diámetro, siendo el ancho del rayo láser rectangular una de las longitudes del rectángulo o una elipse.

- 35 El láser micro-porador de preferencia utiliza una fuente de láser que tiene un ancho de pulso temporal que está entre 1 ns y 1000  $\mu\text{s}$ , en particular, entre 1 ns y 1  $\mu\text{s}$  y más preferido entre 10 ns y 50 ns o 50 ns y 150 ns.

El láser micro-porador también preferiblemente utiliza una fuente de láser que tiene una densidad de energía del rayo láser entre 1  $\text{mJ}/\text{cm}^2$  y 100000  $\text{J}/\text{cm}^2$ , en particular, entre el 10  $\text{mJ}/\text{cm}^2$  y 5  $\text{J}/\text{cm}^2$ .

#### **Breve descripción de los dibujos**

- 40 La presente invención se puede entender mejor y sus ventajas apreciadas por los expertos en la técnica haciendo referencia a los dibujos adjuntos. Aunque los dibujos ilustran algunos detalles de ciertas realizaciones, la invención divulgada en este documento no se limita sólo a las realizaciones así ilustradas.

La figura 1 muestra un primer ablador para extirpar tejido biológico;

La figura 2 muestra una sección transversal esquemática de un poro de una piel con poros formados por láser;

- 45 La figura 3 muestra un gráfico de la intensidad de luz dispersa de retorno en función del tiempo;

La figura 4 muestra una vista superior de un corte en la piel creada con el ablador;

La figura 5 muestra una sección longitudinal del corte en la piel de acuerdo con la figura 4;

La figura 6 muestra un detalle de un segundo ablador para la ablación de tejido biológico;

La figura 7 muestra una sección transversal esquemática de otro poro de una piel porada por láser;

La figura 8 muestra una sección transversal esquemática de otro poro de una piel porada por láser;

La figura 9 muestra una sección transversal esquemática de otro poro de una uña de dedo y dedo porados por láser;

La figura 10 muestra un tercer ablador para la ablación de tejido biológico en detalle;

Las figuras 11 y 12 muestran una sección longitudinal de puntas presionadas sobre la piel;

5 La figura 13 muestra una punta presionada sobre la uña del dedo;

La figura 14 muestra un gráfico del coeficiente de absorción de agua en comparación con la longitud de onda;

La figura 15 muestra el pasaje de una serie de pulsos de láser aplicados sobre el tejido biológico para la ablación de un área;

La figura 16 muestra una sección longitudinal de la piel que contiene un tejido defectuoso;

10 La figura 17 es una sección de acuerdo con la figura 16 después de la ablación del tejido defectuoso;

Las figuras 18 y 19 muestran más gráficos de la intensidad de luz dispersa de retorno en función del tiempo;

La figura 20 muestra un detalle de un ablador adicional para la ablación de tejido biológico, similar a la Figura 6;

La figura 21 muestra un ablador adicional para la ablación de tejido biológico.

### Descripción detallada

15 La figura 1 muestra un ablador 10, que es un dispositivo láser 10 para la ablación de un tejido biológico 1, que comprende una fuente de láser 7 que está configurada para emitir un rayo láser 4, que comprende ópticas 8a configuradas para modificar el rayo láser 4 de tal manera que el rayo láser 4 tiene un diámetro de preferencia inferior a 1 mm, que incluye un controlador de 11 que está configurado para controlar la fuente de láser 7 para emitir el rayo láser 4 para crear una ablación 2 en el tejido biológico 1, en donde un sensor 19 está configurado para recibir luz dispersa de  
20 retorno BSL del tejido biológico 1. El dispositivo ablador o láser 10 se describe en la figura 1 comprende una pieza de mano 10a, donde se disponen la fuente de láser 7 y el sensor 19, y comprende además componentes electrónicos 10b, en particular, el controlador 11, que está conectado con un controlador de tejido 18 y un dispositivo de entrada- salida 15 o interfaces 15. La pieza de mano 10a y los componentes electrónicos 10b se comunicana través de cables de conexión 11a, 18b. En una realización preferida, las partes 10a y 10b están dispuestas juntas en un alojamiento común  
25 10c. La figura 20 muestra una realización adicional de un ablador 10, similar al que se describe en la figura 1. El ablador de acuerdo a la figura 20 comprende un láser de ablación 4 que emite un rayo láser 4, que comprende una óptica 8a y un escáner 8 para dirigir el rayo láser 4 sobre la piel 1. Hay un desechable 8 que tiene un alojamiento y una ventana de protección 8i. El rayo láser 4 se refleja desde la piel hasta el sensor 19.

En la realización más preferida, el ablador 10, respectivamente, la fuente láser 7 emite una serie de pulsos láser. La  
30 figura 2 muestra una vista en sección transversal de un poro 2 creado en la piel 1 utilizando el ablador 10 que se describe en la figura 1. La piel 1 comprende varias capas de tejidos, de las cuales se muestran el estrato córneo 1a, la epidermis 1b y la dermis 1c. El ablador emite una serie consecutiva de pulsos láser. El rayo láser 4 se dirige a la superficie 1e de la piel 1, y golpea en la superficie de la piel 1e en la zona B. El primer disparo S 1 del pulso láser extirpa un volumen de tejido VS1, dejando por lo tanto después del primer disparo S1 del pulso láser un poro 2 con un  
35 fondo BS1. Siguen disparos adicionales S2, S2, S3, S4, S5 de los pulsos láser, que extirpan volúmenes de tejido VS2, VS3, VS4, VS5 creando un poro 2 con profundidad cada vez mayor, por el que se indica el fondo BS2, BS3, BS4, BS5 del poro 2 después de cada cierre.

Cada disparo S1, S2, S3, S4, S5 del rayo láser 4 hace que algunas emisiones dispersas de retorno originadas desde  
40 dentro del poro 2, como parte del rayo láser 4 siendo dispersado de retorno por el volumen de tejido extirpado VS, la parte inferior BS del poro 2, o el tejido por debajo de la parte inferior BS del poro 2. El término "luz dispersa de retorno" que se usa aquí significa que las emisiones dispersadas de retorno de un rayo láser 4 u otro dispositivo emisor, dispersado de retorno desde el tejido, donde el término luz no se limita a la luz visible, sino que también puede abarcar las emisiones electromagnéticas de otra longitud de onda. La luz dispersa de retorno es detectada por el sensor 19 y la señal del sensor recibida Si se almacena en el controlador de tejido 18.

45 La piel humana 1 comprende diferentes capas de tejido, teniendo cada capa de tejido un contenido de agua diferente, el estrato córneo 1a con un contenido de agua de aproximadamente 15-20%, la epidermis 1b con un contenido de agua de aproximadamente 60-70%, y la dermis 1c con un contenido de agua de aproximadamente 70-80%. Se ha encontrado que el agua tiene el mayor coeficiente de absorción a una longitud de onda de alrededor de 3  $\mu\text{m}$ , y un láser de Er:YAG emite un rayo láser con una longitud de onda de alrededor de 2,95  $\mu\text{m}$ . Un láser Er:YAG que emite un  
50 rayo láser de alrededor de 2,95  $\mu\text{m}$  por lo tanto es muy adecuado para la detección de diferentes capas de tejidos. Este

láser preferido emite un rayo láser 4 del cual la luz dispersa de retorno es muy sensible al contenido de agua del tejido biológico extirpado, lo que permitirá detectar el contenido de agua del tejido extirpado. En una realización preferida, la luz dispersa de retorno de cada pulso láser S1, S2, ... emitida en el mismo poro 2 es medida por el sensor 19 y al menos dos señales de los sensores consecutivos BSL1, BSL2, .... se almacenan en una memoria del controlador de tejido 18.

La figura 3 muestra un gráfico de la intensidad de luz dispersa de retorno en función del tiempo del poro 2 creado de acuerdo a la figura 2. Mientras que el estrato córneo 1a es extirpado por el rayo láser 4, el sensor 19 recibe una luz dispersa de retorno de alta intensidad relativa, debido al relativo bajo contenido de agua del estrato córneo. Más preferido por lo menos el primer pulso de láser S 1 causa una deshidratación del tejido 1 que rodean el poro 2 y/o el tejido 1 por debajo del fondo respectivo BS1, BS2, BS3, BS4, lo que reduce el contenido de agua del tejido 1, y que por lo tanto aumenta la intensidad de la luz dispersa de retorno. Este efecto se muestra en la figura 3, donde la intensidad de la luz dispersa de retorno BSL1, BSL2 aumenta de un disparo 1 al disparo 2, porque el primer disparo 1 redujo del contenido de agua en el estrato córneo 1a, con lo cual se realiza una menor absorción del rayo láser 4 en el fondo BS2, BS3, BS4 y por lo tanto causando una mayor intensidad de la luz dispersa de retorno BSL2, BSL3, BSL4.

Tan pronto como el rayo láser 4 golpea la epidermis 1b, la intensidad de la luz dispersa de retorno disminuye significativamente debido a que la epidermis 1b absorbe más el rayo láser 4 debido al alto contenido de agua relativa. La intensidad de la luz dispersa de retorno BSL5 por lo tanto disminuye en una cantidad predeterminada. El controlador de tejido está configurado para comparar una serie de al menos dos señales de sensores consecutivos BSL4, BSL5, y está configurado para generar una señal de control de los tejidos TCS cuando el valor de la serie de señales de sensores consecutivos BSL4, BSL5 disminuye en una cantidad predeterminada. Hay varias maneras de detectar la disminución, por ejemplo mediante el cálculo del diferencial o el integral de la serie temporal de la intensidad de luz dispersa de retorno. Por lo tanto, la medición de la luz dispersa de retorno permite determinar si el pulso láser extirpa tejido biológico en el estrato córneo o de la epidermis, y permite detectar claramente la transición desde el estrato córneo a la epidermis en que se mide una disminución en la intensidad de la luz láser dispersa de retorno. Como se indica en la figura 2, en una realización preferida de la ablación del respectivo poro 2 con un rayo láser 4 se detiene tan pronto como se alcanza la epidermis 1b, lo que significa que tan pronto como se genera la señal de control de tejido TCS, por ejemplo para garantizar un poro 2 con el estrato córneo 1a completamente eliminado y poco impacto en la epidermis 1b.

El procedimiento descrito anteriormente tiene la ventaja de que se mide la luz dispersa de retorno procedente de dentro del poro, lo que permite por lo tanto, aun cuando el poro tiene un diámetro muy pequeño de menos de 1 mm, detectar claramente las propiedades del tejido dentro del respectivo poro 2. En una realización preferida, la luz dispersa de retorno del rayo láser 4 es suficiente para detectar las propiedades del tejido. Debido a que no es necesaria otra fuente de luz, la medida es la luz dispersa de retorno es muy rápida y muy fiable, lo que permite una frecuencia de repetición de pulso alta de por ejemplo 200 a 1000 Hz. Otra ventaja de la realización más preferida es que no es necesaria la calibración respecto a pieles de diferentes individuos, tales como el nivel de melanina en la piel, o como la piel de color negro o blanco, ya que el procedimiento de detección se basa en el contenido de agua de las capas de la piel y no en el color visible de la piel.

La figura 18 muestra otro gráfico de la intensidad de la luz dispersa de retorno en función del tiempo de una pluralidad de poros 2 creada de acuerdo a la figura 2. El dispositivo láser es operado de manera que el estrato córneo 1a es completamente extirpado por el rayo láser 4, mediante la emisión de una pluralidad de pulsos de láser S 1 en el mismo poro 2, y que el rayo láser 4 se dirige a otro lugar para crear un poro nuevo 2 tan pronto como se alcanza la epidermis 1b. Empezando en el lado izquierdo del eje de tiempo t, el rayo láser 4 se dirige sobre el mismo lugar para crear un poro 2, donde cada punto representa la intensidad de la luz reflejada de un pulso láser. Análogo a la gráfica de acuerdo a la figura 3, la intensidad de la luz reflejada de acuerdo a la figura 18 primero aumenta, debido al relativo bajo contenido de agua del estrato córneo. Tan pronto como se alcanza la epidermis 1b la intensidad de la luz reflejada disminuye significativamente, debido al contenido de agua relativamente alto de la epidermis 1b, lo que hace que el rayo láser sea absorbido en la epidermis 1b. El alcance de la epidermis 1b puede, por ejemplo, ser detectado por la fuerte disminución de la intensidad. El último pulso de láser dirigido en el mismo poro 2 se indica mediante IM. Debido a que la epidermis 1b es alcanzada ahora, el rayo láser 4 se dirige a otra ubicación y el pulso láser siguiendo el pulso indicado por IM comienza a crear un nuevo poro 2 en el tejido biológico. Como se indica en la figura 18 una serie de pulsos láser se dirigen hacia el mismo poro 2, hasta que es alcanzada la epidermis 1b, lo cual es indicado por el próximo IM. Este procedimiento se continúa hasta que se crean todos los poros 2. El ejemplo descrito en la figura 18 muestra la creación de cuatro poros 2, en donde el rayo láser se dirige a una nueva ubicación creando un nuevo poro 2 después de cada pulso de láser indicado con IM. Este procedimiento tiene la ventaja de que es tan seguro de que el estrato córneo ha sido completamente extirpado en cada poro 2. Una ventaja adicional es que la profundidad de cada poro 2 es sólo tan profunda como sea necesario para eliminar completamente el estrato córneo y llegar a la epidermis 1b, por lo tanto evitando el dolor y permitiendo que el poro 2 muy pronto sea cubierto con el estrato córneo de nuevo. Lo más importante es entender que el espesor del estrato córneo depende de varios factores introindividuales e interindividuales, lo que significa que no es posible sólo extirpar un cierto espesor del estrato córneo, por ejemplo, 0,2

mm, para asegurarse que el estrato córneo es extirpado. Sólo mediante la detección de propiedades del tejido cuando se profundiza el poro es posible detectar claramente cuando termina el estrato córneo, respectivamente, cuando comienza la epidermis. Cada poro 2 puede necesitar un número diferente de pulsos láser para eliminar completamente el estrato córneo, lo que puede ser fácilmente alcanzado por el procedimiento según la invención. Un procedimiento similar al descrito anteriormente podría ser utilizado para crear poros 2 con epidermis 1b completamente eliminada, donde los poros 2 son sólo tan profundos como sea necesaria para llegar a la dermis 1c. La transición de la epidermis 1b a la dermis 1c en el poro 2 también se puede detectar, como se describe en la figura 18, mediante la detección de un pulso láser con una intensidad mínima reflejada, porque la dermis 1c tiene un contenido de agua relativamente alto, por lo que causa un pulso láser reflejado con baja intensidad. Este procedimiento también puede ser utilizado para otros tejidos que contienen agua, incluso para los huesos, que contienen sólo poca agua.

El ablador 10 que se divulga en la figura 1 puede ser usado por ejemplo para cortar un tejido hasta una profundidad con propiedades de tejido predeterminadas. La Figura 4 muestra una vista superior de la piel 1, a lo largo de la cual el ablador 10 de acuerdo a la figura 1 se mueve con un escáner o de forma manual en la dirección 2d. Suponiendo que el ablador 10 está fijado en un escáner móvil en la dirección 2d, el ablador 10 emite un primer disparo S1, creando un poro 2 de poca profundidad. El ablador 10 emite una serie de disparos en el poro 2, midiendo la luz dispersa de retorno preferentemente después de cada disparo Si. Supongamos que después de veinte disparos en total, la parte inferior del poro 2 alcanza la epidermis b1, lo que hace que el controlador de tejido 18 emita la señal de control de tejido TCS, y la serie consecutiva de disparos se detiene, hasta que el escáner ha movido el ablador 10 a una posición tal, que el próximo disparo 21 golpeará la piel una justo al lado del poro 2 creado anteriormente. Después de un número total de disparos de 22, se emite una nueva señal de control de tejido TCS, y el escáner mueve el ablador 10 a una posición tal, que el siguiente número de disparo 33 golpeará la piel 1 justo al lado del poro 2 creado anteriormente. Este procedimiento se continúa hasta que se crea toda la incisión 2b. La Figura 5 muestra una sección longitudinal de la incisión 2b creada en la piel 1 acuerdo con la figura 4. Como se indica el espesor del estrato córneo 1a puede variar. Hay una frontera 1f entre el estrato córneo 1a y la epidermis 1b. El procedimiento anteriormente descrito permite, por ejemplo, crear una incisión 2b con una profundidad 2c de poco más del espesor del estrato córneo, por lo que el estrato córneo se elimina por completo con la incisión 2b, pero se deja la mayor parte de la epidermis 1b.

La Figura 6 muestra un detalle esquemático de un segundo ablador 10 para la ablación de tejidos biológicos. Este ablador 10 abarca todas las realizaciones descritas en la Figura 1, en particular el láser 7 y el sensor 19. Además del primer ablador 10, el segundo ablador 10 según la figura 6 incluye también un divisor de rayo 9e y un sensor 9b, donde el sensor 9b y el divisor de rayo 9e se configuran para recibir la luz del rayo láser 4, dispersa de retorno del poro 2. Este arreglo permite detectar de forma aún más fiable la luz dispersa de retorno del poro 2. La figura 21 muestra una disposición muy similar a la de las figuras 6 y 20. Además de la realización de acuerdo con la figura 20, la realización de acuerdo con la figura 21 comprende un módulo láser adicional 40, por ejemplo, un módulo de láser verde, y comprende una lente de enfoque 41, para dirigir el rayo láser 42 sobre el escáner 8, que dirige ambos rayos láser 4 y 42 en un poro de la piel 1. Parte de los rayos láser 4 y 42 son dispersos de retorno a los sensores 19, por lo que la luz dispersa de retorno del módulo de láser verde 40 puede ser medida por los sensores 19.

En otra realización adicional, se puede utilizar una fuente adicional de luz 9a, donde la fuente de luz 9a está colocada de manera que el sensor 9b o el sensor 19 recibe la luz de la fuente de luz 9a dispersa de retorno del poro 2. Más preferentemente la fuente de luz 9a emite luz, que es dispersada de retorno por el poro 2, y se emite como rayo 9d sobre el sensor 9b. Preferiblemente, la longitud de onda de la fuente de luz 9a difiere de la longitud de onda del rayo láser 4. La fuente de luz 9a, más preferiblemente una fuente láser, puede, por ejemplo, emitir luz verde en el rango de por ejemplo 530 +/- 20 nm, o luz azul en el rango de por ejemplo 400 +/- 30 nm, o luz roja en el rango de por ejemplo 630 +/- 30 nm. La longitud de onda de la fuente de luz 9a es, por ejemplo de importancia para detectar tejidos de diferentes propiedades. Dependiendo de las propiedades espectrales del tejido por lo general una longitud de onda específica, adecuadamente seleccionada, permite la detección de diferentes tejidos con una disposición como se describe en la figura 6.

Por ejemplo, la figura 7 se muestra una sección transversal de un poro 2 en una piel porada por láser 1. Después de 9 disparos la línea de fondo BS9, lo que significa la dermis 1c es alcanzada. La epidermis 1b tiene un contenido de agua de aproximadamente 60-70%, mientras que la dermis 1c tiene un contenido de agua de aproximadamente 70-80%. Para reconocer claramente la capa de la dermis 1c utilizando la realización descrita en la figura 6, la fuente de luz 9a utilizada es un láser azul. La luz dispersa de retorno es recibida por el sensor 9b y la señal del sensor medida transmitida al controlador de tejido 18. Tan pronto como el valor de la serie consecutiva de señales del sensor disminuye en una cantidad predeterminada, el controlador de tejido 18 genera una señal de control de tejido TCS, que indica que se ha alcanzado la dermis 1c. Después de que se genera la señal de control de tejido TCS, el ablador 10 deja de emitir pulsos láser 4, o el rayo láser 4 se dirige sobre otro lugar.

La realización de acuerdo con la figura 6 permite la detección de varios tejidos diferentes. La sección transversal esquemática de la figura 8 muestra un tejido no deseado 1g en el estrato córneo y en parte dentro de la epidermis 1b. Este tejido no deseado 1g puede ser por ejemplo una alteración en la piel, tales como un tumor o un tatuaje. El

procedimiento y el aparato de acuerdo a la figura 1 o 6 permite crear un poro 2 de tal profundidad, que mediante el número de disparos 6 se crea una pared inferior BS6, siendo un poco más profunda que la línea fronteriza 1h entre el tejido no deseado 1g y la epidermis 1b. El controlador de tejido 18 reconoce el tejido de la epidermis 1b, por lo que permite detener el rayo láser 4. Esto permite la creación automática de un poro 2 a la profundidad necesaria para eliminar el tejido no deseado 1g. Dos poros 2 adicionales se crean en el lado izquierdo y derecho del tejido no deseado 1g restante, para eliminar por completo el tejido no deseado 1g.

El dispositivo según la invención permite la poración de una amplia variedad de diferentes tejidos. La Figura 9 muestra una sección transversal parcial de un dedo con una uña de dedo 1i. El dispositivo y el procedimiento según la invención permiten, por ejemplo la detección del final de la uña de dedo 1i, o el principio o el final del estrato córneo 1a, lo que permite la creación de poros que penetran en predeterminadas capas de tejido. Podría ser ventajoso no entrar en la epidermis 1b de la piel 1 debajo de la uña de dedo 1i, porque esta epidermis 1b contiene terminaciones nerviosas, lo que causaría dolor, si el poro 2 creado penetrara tan profundamente como la epidermis 1b.

La figura 10 muestra un láser micro-porador 10 que comprende una fuente de láser de conmutación de Q 7 y un dispositivo de configuración y guía del rayo láser 8. La fuente de laser 7 tiene una fuente de luz 7c para la excitación óptica de un material activo al láser 7b, y un conjunto de espejos de reflexión 7d, 7e. La fuente de laser 7 comprende una cavidad láser 7a que contiene un cristal láser 7b, preferentemente Er y opcional adicionalmente, Pr dopado YAG, que es bombeado por un excitador 7c, el excitador 7c siendo un diodo emisor de láser o un conjunto de matrices de diodos emisores únicos de láser como barras emisoras o pilas de barras emisoras. La fuente de laser 7 también incluye un resonador óptico compuesto por un espejo de alta reflectancia 7d ubicado por detrás del cristal láser 7b y un espejo de acoplamiento de salida 7e colocado delante del cristal láser 7b, y un absorbedor saturable 7f colocado detrás del cristal láser. El absorbedor saturable 7f funciona como un conmutador Q. Una lente de enfoque 8 y una lente divergente 8b se colocan más allá del espejo de acoplamiento de salida 7e, para crear un rayo láser paralelo o cuasi-paralelo 4 o un rayo láser enfocado 4. En lugar de las lentes 8a, 8b, el micro-porador 10 podría incluir diferentes medios ópticos 8a, 8b, que, por ejemplo, enfocaran el rayo láser 4 sobre la superficie de la piel 1. La lente divergente 8b puede ser movida por un motor 8c en la dirección indicada. Esto permite una ampliación o reducción del rayo láser 4, que permite cambiar el ancho del rayo láser 4 y el flujo de energía del rayo láser 4. Un absorbedor variable 8d, impulsado por un motor 8e, se coloca más allá de la lente divergente 8b, para variar el flujo de energía del rayo láser 4. Un deflector 8f, un espejo, conducido por un accionador xy 8g, se coloca más allá del absorbedor 8d para dirigir el rayo láser 4 en varias direcciones, para crear poros individuales 2 en la piel 1 en posiciones diferentes. Un dispositivo de control 11 está conectado por cables 11a con la fuente de láser 7, elementos de accionamiento 8c, 8e, 8g, sensores y otros elementos no descritos en detalle.

En una realización preferida, el porador láser 10 también incluye un circuito de retroalimentación 13, respectivamente, un circuito de retroalimentación. En la figura 10, el circuito de retroalimentación 13 cuenta con un remitente 9a con ópticas que producen un rayo láser 9d, y un receptor con ópticas 9b. El rayo láser 9d puede tener un ancho menor que el diámetro del poro individual 2, por ejemplo, cinco veces más pequeño, por lo que el rayo láser 9d puede alcanzar el extremo inferior del poro individual 2. El espejo de desvío 8f dirige el rayo del remitente 9a al poro individual 2 a medir, y guía el rayo reflejado 9d de retorno al receptor 9b. Este dispositivo de medición 9, que se pueden construir en forma diferente, permite medir las propiedades de la parte inferior por ejemplo, el contenido de agua del tejido respectiva. En una realización preferida, las propiedades del poro individual 2 se miden cada vez después que un rayo láser pulsado 4 se ha emitido al poro individual 2, permitiendo controlar el efecto de cada pulso de láser sobre la profundidad del poro individual 2. El circuito de retroalimentación 13 se puede construir de varias formas para poder medir una señal de retorno de un poro individual 2. El circuito de retroalimentación 13 puede, por ejemplo, comprender un emisor 9a y un receptor 9b, construido como un dispositivo de medición de intensidad de luz, o como un espectrógrafo 14, para detectar cambios en la intensidad o el espectro de la luz reflejada por el extremo inferior del poro individual 2. Esto permite, por ejemplo, detectar si el extremo inferior real 3a, 3b, 3c, 3d del poro individual 2 es parte del estrato córneo 1a o de la epidermis 1b. El porador láser 10 también cuenta con una memoria de poración 12 que contiene datos específicos de los poros individuales 2, en particular, el conjunto de datos inicial de micro-poración. El láser porador 10 de preferencia crea los poros individuales como se predescribió 2 en la memoria de poración 12. El láser porador 10 también comprende uno o más dispositivos de entrada-salida 15 o interfaces 15, para permitir el intercambio de datos con el porador 10, en particular para permitir la transferencia de los parámetros de los poros individuales 2, el conjunto de datos inicial de micro-poración, en la memoria de poración 12, o para obtener datos como la profundidad real o el total de la superficie Ai de un poro individual específico 2i. El dispositivo de entrada-salida 15 puede ser un lector de tarjetas, un escáner, una interfaz con cable o por ejemplo una conexión inalámbrica como Bluetooth.

El porador puede comprender además uno o más dispositivos de entrada-salida o de interfaces de usuario 15 para intercambiar datos de forma manual, como los datos de sustancias, individuos y muchos más. La interfaz de usuario puede comprender, por ejemplo, pantallas, botones, control de voz o un sensor de huellas digitales.

Hay diferentes maneras de construir una fuente de láser 7. La fuente láser 7 puede, por ejemplo, construirse como un diodo láser con ópticas que crean un rayo 4 de ancho fijo, por ejemplo, un ancho de 250  $\mu\text{m}$ . La fuente láser 7

ventajosamente puede también comprender un absorbedor 8d. En una versión simple, el porador láser 10 puede sólo comprender la fuente de laser 7 con un sistema de lentes incorporado, y un espejo de desvío 8f para dirigir el rayo láser 4 en varias direcciones. En lugar del absorbedor 8d, la intensidad del rayo láser 4 puede ser modulada directamente por la conducción del diodo láser 7 como corresponde.

- 5 La frecuencia de repetición de pulso de la fuente láser 7 está dentro de un rango de 1 Hz a 1 MHz, preferentemente dentro de 100 Hz a 100 kHz, y más preferentemente dentro de 500 Hz a 10 kHz. Dentro de una aplicación del porador láser 10, entre 2 y 1 millón de poros individuales 2 pueden ser producidos en la membrana biológica 1, preferiblemente 10 a 10.000 poros individuales 2, y más preferentemente de 10 a 1000 poros individuales 2, cada poro 2 teniendo un ancho en el rango entre 0,05 mm y 0,5 mm o de hasta 1 mm, y cada poro 2 teniendo una profundidad en el rango entre 5 µm y 200 µm, pero estando el extremo inferior del poro individual 2 preferentemente en la epidermis 1b. Si es necesario el porador 10 es también capaz de crear poros de más de 200 µm de profundidad.

15 El porador láser 10 también cuenta con un mecanismo de bloqueo, de modo que un pulso láser es emitido sólo cuando se dirige a la piel 1. El circuito de retroalimentación 13 podría ser usado por ejemplo para detectar si el pulso se dirige sobre la piel 1. Los expertos en la técnica podrán apreciar que hay muchas maneras de crear un mecanismo de bloqueo, y todas dichas maneras se contemplan.

20 El contenido de agua del poro individual 2 puede ser medido antes y después de aplicar un pulso láser, y debido al hecho de que el estrato córneo, la epidermis y la dermis tienen propiedades diferentes, por ejemplo, una cantidad diferente de agua, y en función del cambio de la cantidad de la ablación por pulso láser aplicado, si se utiliza la misma energía por pulso, se puede determinar si el extremo inferior del poro se encuentra en el estrato córneo, la epidermis o la dermis. En una realización preferida, el espesor del estrato córneo 1a, o si es necesario la epidermis 1b puede ser determinado con base en la información sobre el cambio de la cantidad de la ablación en profundidad por impulso. En otra realización las capas de tejido se pueden diferenciar con procedimientos espectroscópicos.

25 La figura 10 describe un rayo láser circular 4 que crea un poro cilíndrico individual 2. El poro individual 2 puede tener otras formas, por ejemplo, en que el rayo láser 4 no tiene una forma circular, sino elíptica, un cuadrado o un rectángulo. El poro individual 2 también se puede formar por un movimiento adecuado del deflector 8f, que permite la creación de poros individuales 2 con una gran variedad de formas.

30 La figura 11 muestra una punta 8 presionada sobre la piel 1, teniendo la punta 8 un elemento de inclinación de tejido convexo 8a. Más preferentemente la curvatura del elemento de inclinación de tejido 8a se adapta para desviar la piel 1 de tal manera que preferentemente todos los rayos láser desviados 4, 4a, 4b,... golpean la piel 1 alrededor del mismo punto de enfoque, lo que permite golpear a la piel 1 con un rayo láser 4 o un pulso de láser con energía similar. Esto permite la creación de una pluralidad de poros 2 con forma y propiedades reproducibles. La figura 12 muestra otra punta 8 presionada sobre la piel 1. La punta 8 cuenta con un elemento de inclinación de tejido plano 8a, así como una lente F-Theta 8i. Según lo divulgado la lente F-Theta 8i hace que varios rayos láser desviados 4, 4a, 4b golpeen la piel en un punto definido de foco. La figura 13 muestra otra punta 8 presionada sobre la uña de dedo 1e de un dedo 1d. La punta 8 cuenta con elemento de inclinación de tejido cóncavo 8a adaptado a la forma de la uña del dedo. La punta 8 incluye un elemento de corrección de pasaje óptico 8i que se adapta de modo que los rayos láser desviados 4, 4a, 4b golpean la uña del dedo 1e con su punto focal. Un experto en la técnica entiende cómo adoptar y elegir un elemento de corrección de pasaje óptico (por ejemplo forma, índice de refracción, espesor, etc.) de tal manera que el rayo láser desviado 4, 4a, 4b se centre en el tejido afectado por el rayo láser 4, 4a, 4b, también cuando el elemento de inclinación de tejido 8a tiene una forma plana, convexa o cóncava. El elemento de corrección del pasaje óptico 8i puede ser parte de la punta 8, pero más preferentemente el elemento de corrección del pasaje óptico 8i es parte del porador láser 10, por lo que el mismo elemento de corrección del pasaje óptico 8i puede ser utilizado muchas veces. Una uña del dedo de un ser humano contiene aproximadamente 5 a 15% de agua. El lecho de la uña debajo de la uña del dedo contiene aproximadamente 25% a 60% de agua. El procedimiento según la invención por lo tanto permite determinar con claridad cuando el poro de profundización llega al lecho de la uña, a fin de detener el porado del poro tan pronto como se llega al lecho de la uña. El lecho de la uña contiene vasos sanguíneos y nervios. Por tanto, es ventajoso detener el porado tan pronto como se llega al lecho de la uña, para evitar el sangrado y el dolor.

50 La figura 10 describe un deflector 8f que permite la creación de una pluralidad de poros 2 en un tejido biológico. La Figura 4 describe un escáner capaz de mover el rayo láser 4 de tal manera sobre la piel 1, que se puede crear una incisión, por ejemplo a lo largo de una línea recta. De forma similar, el dispositivo láser 10 descrito en la figura 1 permite la creación de un pasaje 2d de poros 2, como se describe en la figura 15, yaciendo los poros individuales 2, uno al lado del otro, sin dejar la pared lateral entre dos poros consecutivos. El pasaje 2 indica por ejemplo cómo los poros 2 pueden ser extirpados para crear toda una zona de tejido extirpado. El dispositivo y procedimiento de la invención por lo tanto permiten, por ejemplo, eliminar completamente el estrato córneo de un área predeterminada de la piel 1, no eliminando mientras o sólo muy poco la epidermis. La Figura 5 describe una eliminación del estrato córneo sólo por una incisión de dos dimensiones. El procedimiento descrito en la figura 15 permite una eliminación en tres dimensiones del estrato córneo. En otro procedimiento para hacer funcionar el dispositivo láser, podría ser ventajoso medir el reflejo

del poro 2 no para cada poro consecutivo, pero sólo después de que unos pocos poros 2 se crean sin medir la luz reflejada. En el procedimiento descrito en la figura 15, por ejemplo, sólo por los poros 2 que aparecen en la luz dispersa de retorno negra se mide para la detección de una capa de tejido. Suponiendo que para el primer poro negro 2, fueron necesarios 15 pulsos láser 4 para eliminar completamente el estrato córneo, por lo tanto, se puede suponer que el próximo poro 2, dispuesto justo al lado del poro creado 2, tiene propiedades similares, por lo que se aplica la misma cantidad de 15 pulsos de láser.

El dispositivo según la figura 10 también puede ser adecuado para eliminar el tejido 1g no deseado, por ejemplo dentro de la piel 1. La figura 16 muestra una sección longitudinal de la piel 1, con un tejido no deseado 1g. La figura 17 muestra la misma sección longitudinal de la piel 1 con el tejido no deseado 1g extirpado. El tejido no deseado 1g era de forma tridimensional y puede ser eliminado por completo, destruyendo así el tejido sano lo menos posible, y dejando un orificio 11 en la piel 1. La serie consecutiva de poros individuales 2 creados por el procedimiento según la invención puede ser reconocida en que el fondo del orificio 11 muestra escalones. Los escalones que se forman por la línea de fondo del poro respectivo 2, y el total de los poros extirpados 2 deja un área inferior en el orificio 11 que muestran estos escalones.

A pesar de que sólo la ablación de la piel se expone en las figuras anteriores, el procedimiento y el dispositivo se pueden utilizar para la detección de tejidos de diferentes propiedades en una amplia variedad de tejidos biológicos, y por tanto no está limitado a la piel.

Para reconocer las propiedades del tejido dentro de un poro 2, también puede ser utilizado un sensor de dos dimensiones, el sensor recibe luz dispersa de retorno de la piel y del poro, y la piel y el poro siendo iluminados, por ejemplo por una fuente de luz. Tan pronto como la profundidad del poro llegue a la epidermis, el poro se vuelve muy oscuro, porque el alto contenido de agua de la epidermis omite la reflexión de la luz. Además debido a que el rayo láser deshidrata el tejido, hay un fuerte contraste entre el tejido que no está directamente afectado por el rayo láser, pero siendo deshidratado, este tejido reflejando altamente la luz debido al efecto de que el tejido está seco. Las propiedades de los poros, respectivamente, de la piel dentro del poro, pueden ser reconocidas mediante un sensor de dos dimensiones para recibir la luz dispersa de retorno desde el poro y la superficie de la piel. Tan pronto como un poro se vuelve muy oscuro en el sensor, lo que indica que el poro llegó a la epidermis. Hay una pluralidad de procedimientos conocidos para el análisis de imagen bidimensional, lo que sería conveniente para ser utilizado para la detección de poros, y en particular para la detección que el poro ha alcanzado una capa de tejido diferente, tal como la epidermis o la dermis.

## REIVINDICACIONES

1. Dispositivo láser (10) para la ablación de un tejido biológico (1), que comprende:
- a) una fuente láser (7) que está configurado para emitir un rayo láser (4);
- 5 b) ópticas (8a, 8b, 8x) configuradas para modificar el rayo láser (4), como para dirigir el rayo láser (4) sobre el tejido biológico (1);
- d) un controlador (11) que está configurado para controlar la fuente de laser (7) para emitir el rayo láser (4) para crear una ablación en el tejido biológico (1),
- caracterizado porque** el tejido biológico es piel y en el que
- e) un sensor (19) configurado para recibir luz difusa de retorno del rayo láser que extirpa la piel desde la piel que se extirpa;
- 10 f) un controlador de tejido (18) que está operativamente unido al sensor (19) para recibir una señal del sensor (R<sub>i</sub>) del sensor (19); y
- g) un controlador de tejido (18) configurado para comparar una serie de al menos dos señales de los sensores consecutivas (R<sub>1</sub>, R<sub>2</sub>, R<sub>3</sub>, ...) y que está configurado para generar una señal de control del tejido (TCS) cuando el valor de la serie de señales de los sensores consecutivas (R<sub>1</sub>, R<sub>2</sub>, R<sub>3</sub>,...) disminuye en una cantidad determinada.
- 15 2. Dispositivo láser según la reivindicación 1, que comprende además
- un deflector (8f) configurado para dirigir el rayo láser (4) en varias direcciones;
- un controlador de poración (11) configurado para controlar el deflector (8f) y crear una poración que comprende una pluralidad de poros individuales (2), y configurado además para dirigir los pulsos para impactar un solo poro de la pluralidad de poros (2) por lo menos dos veces, y
- 20 el controlador de tejido (18) estando configurado para comparar la serie de al menos dos señales de los sensores consecutivas (R<sub>1</sub>, R<sub>2</sub>, R<sub>3</sub>, ...) del mismo único poro de la pluralidad de poros (2).
3. Dispositivo láser según una de las reivindicaciones 1 ó 2, en el que el controlador de tejido (18) está configurado para modificar al menos uno de la intensidad y el diámetro del rayo láser (4) o está configurado para detener la emisión del rayo láser (4) sobre el mismo lugar del tejido biológico (1), basado en la señal de control del tejido (TCS).
- 25 4. Dispositivo láser según la reivindicación 1, que comprende además un deflector (8f) configurado para dirigir el rayo láser (4) en varias direcciones;
- el controlador de poración (11) que está configurado para controlar el deflector (8f) para mover el rayo láser (4) a lo largo del tejido biológico (1),
- 30 y el controlador de tejido (18) configurado para modificar al menos uno de intensidad, diámetro, dirección de movimiento y velocidad de movimiento del rayo láser (4), basado en la señal de control del tejido (TCS).
5. Dispositivo láser según una de las reivindicaciones anteriores, en el que por lo menos un sensor (19) está al menos parcialmente dispuesto dentro del dispositivo láser (10).
6. Dispositivo láser según una de las reivindicaciones anteriores, que comprende una punta desprendible (8n),
- 35 en el que por lo menos un sensor (19) está dispuesto en la punta desprendible (8n).
7. Dispositivo láser según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el sensor (19) está configurado para medir la intensidad de la luz solamente.
8. Dispositivo láser según una de las reivindicaciones anteriores, en el que la longitud de onda del rayo láser (4) está en el rango de entre 1,5 μm y 12 μm, preferiblemente en el rango de entre 2,5 μm y 3,5 μm, y muy preferiblemente en el rango de entre 2,9 μm y 3 μm.
- 40 9. Dispositivo láser según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el controlador de tejido (18) está configurado para controlar el sensor (19), como para medir la luz dispersa de retorno del rayo láser (4).
10. Dispositivo láser según una de las reivindicaciones anteriores, que comprende además por lo menos una fuente de iluminación (9a), dicha fuente de iluminación (9a) es una fuente de láser, y en el que el controlador de tejido (18) está

configurado para controlar al menos uno de la fuente de iluminación (9a) y el sensor (19), para medir la luz dispersa de retorno de la fuente de iluminación (9a).

5 11. Dispositivo láser según la reivindicación 10, en el que la fuente de iluminación (9a) comprende ópticas para la creación de un rayo de iluminación (9d), en el que el controlador de tejido (18) está adaptado para dirigir el rayo de iluminación (9d) a las zonas donde el tejido biológico ha sido extirpado, en particular a la zona del último impacto del rayo láser (4).

12. Dispositivo láser según la reivindicación 11, en el que el deflector (8f) está configurado para dirigir el rayo de iluminación (9d) en varias direcciones, y en el que el controlador de tejido (18) está configurado para dirigir el rayo de iluminación (9d) sobre el tejido biológico (1).

10 13. Dispositivo láser según una de las reivindicaciones 10 a 12, en el que la longitud de onda de la fuente de iluminación (9a) está en el rango de entre 1,5  $\mu\text{m}$  y 12  $\mu\text{m}$ , preferiblemente en el rango de entre 2,5  $\mu\text{m}$  y 3,5  $\mu\text{m}$ , y muy preferiblemente en el rango de entre 2,9  $\mu\text{m}$  y 3  $\mu\text{m}$ .

15 14. Dispositivo láser según una de las reivindicaciones 10 a 13, en el que el controlador del tejido (18) está configurado para comparar una serie de al menos dos señales consecutivas (S1, S2, S3,...) de la fuente de iluminación (9a) y está configurado para generar una segunda señal de control de tejido (TCS2) cuando el valor de la serie de señales de los sensores consecutivos (S1, S2, S3, ....) disminuye según una cantidad predeterminada.

15. Dispositivo láser según una de las reivindicaciones anteriores, en el que por lo menos una de las ópticas (8a, 8b, 8x) y el deflector (8f) están configurados de tal manera que al menos dos de la fuente láser (7), el sensor (19) y la fuente de iluminación (9d) utilizan al menos parcialmente el mismo pasaje óptico.

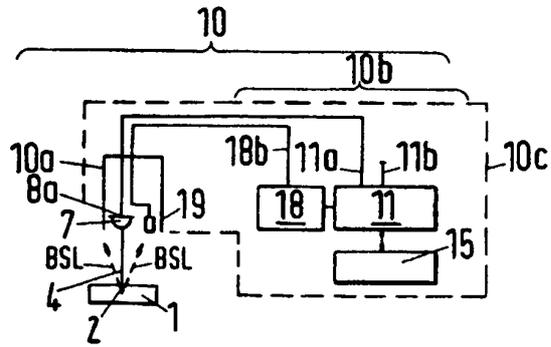


Fig.1

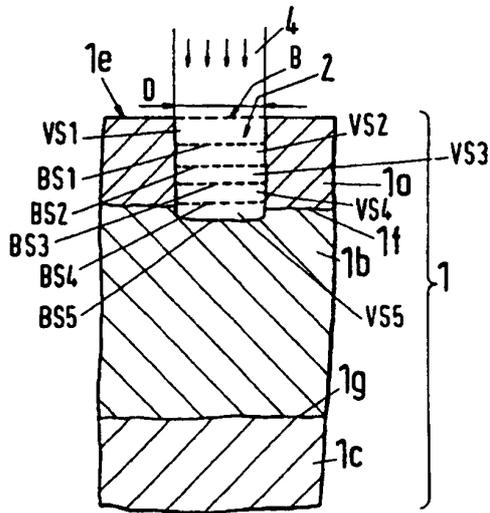


Fig.2

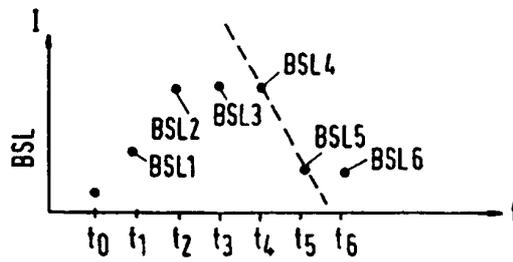


Fig.3

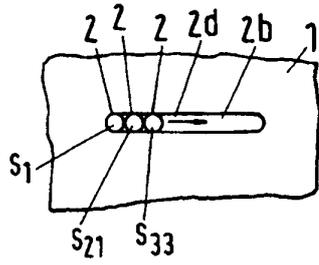


Fig.4

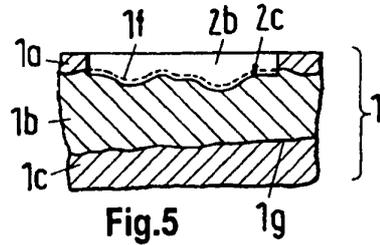


Fig.5

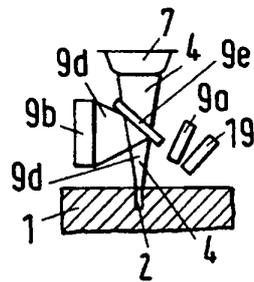


Fig.6

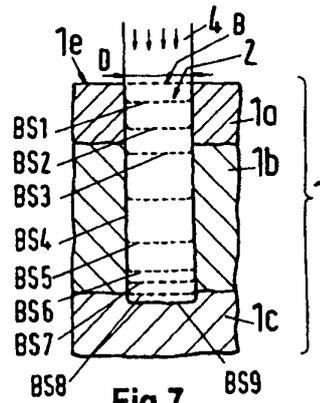


Fig.7

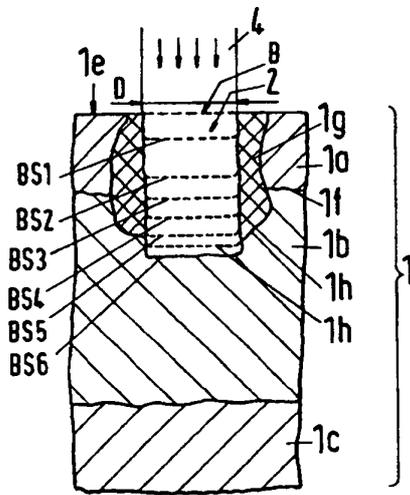


Fig.8

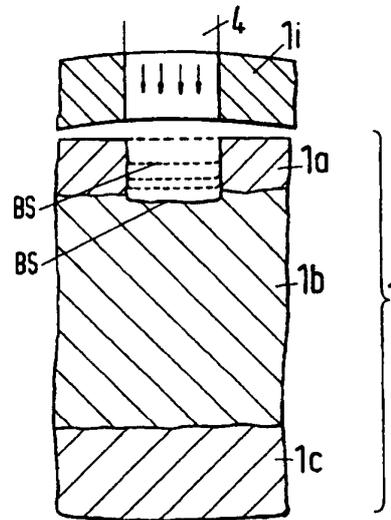


Fig.9

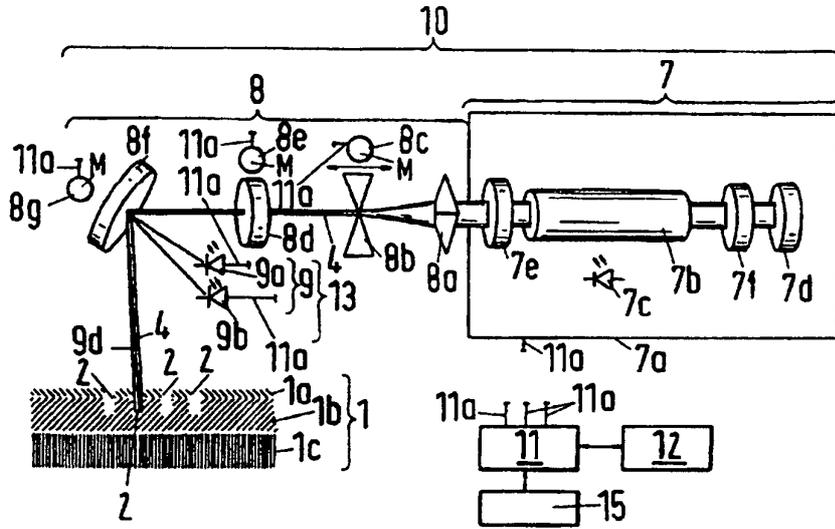


Fig.10

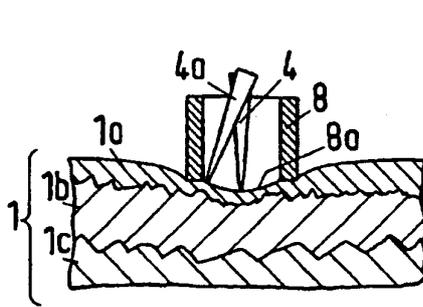


Fig.11

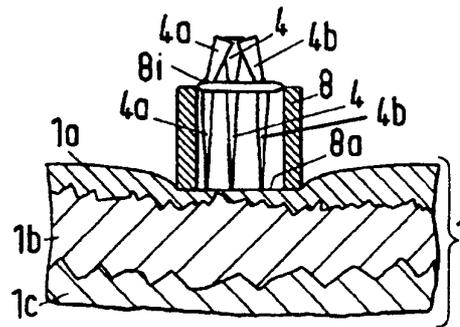


Fig.12

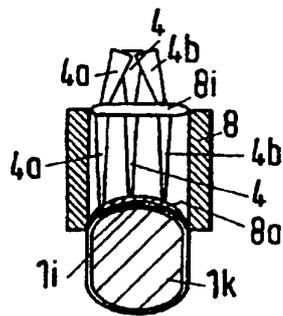


Fig.13

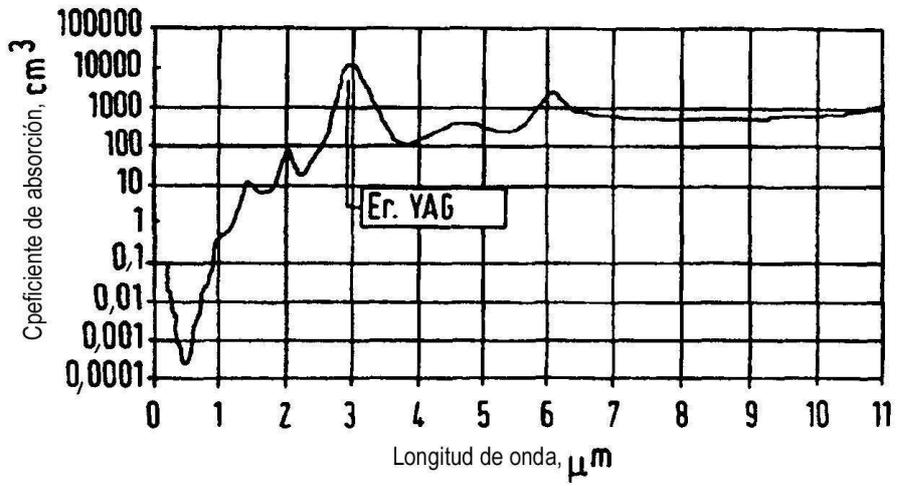


Fig.14

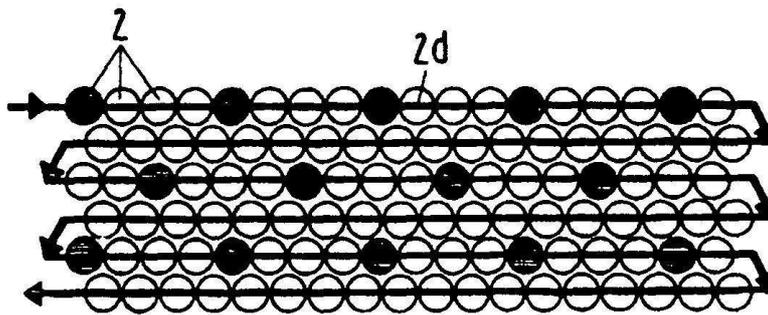


Fig.15

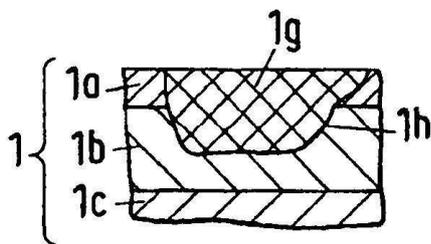


Fig.16

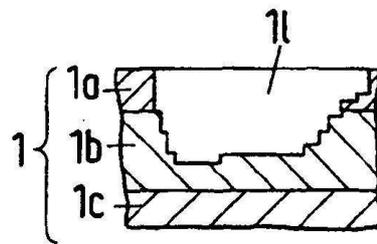


Fig.17

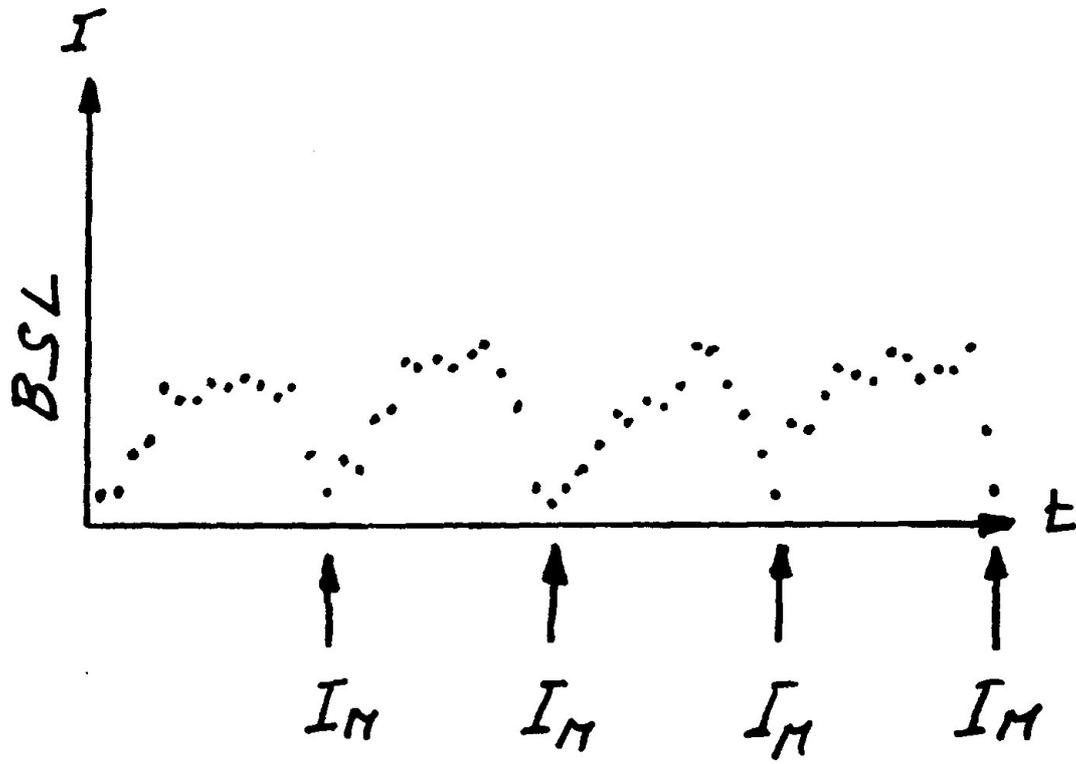


Figura 18

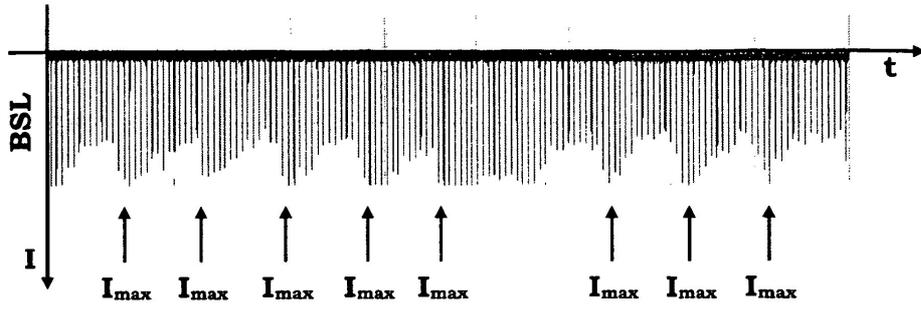


Figura 19

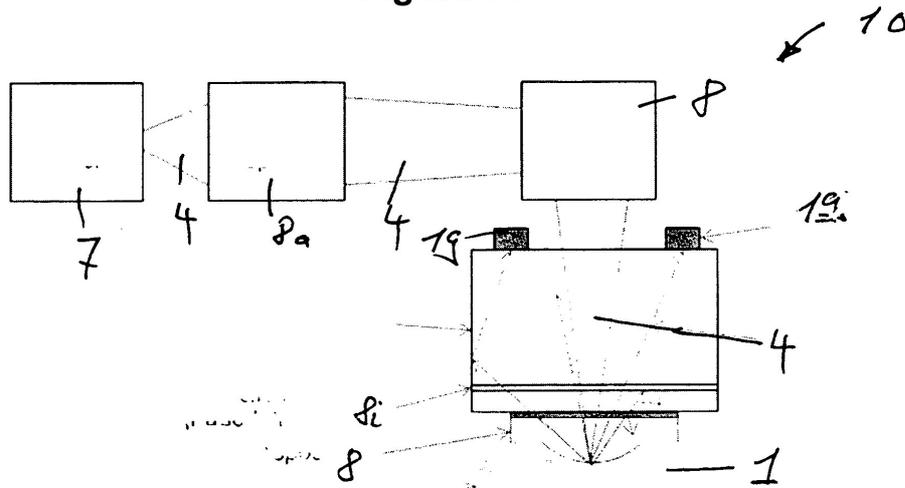


Figura 20

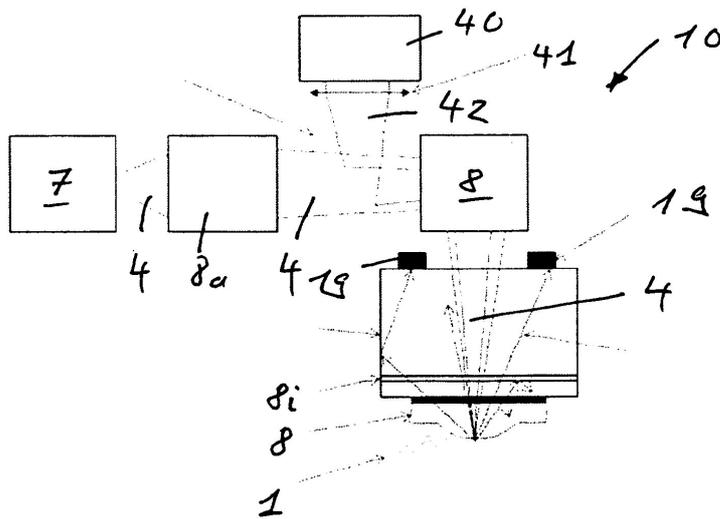


Figura 21