



(19)



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 282 202**

(51) Int. Cl.:
A61N 5/06 (2006.01)

(12)

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

(86) Número de solicitud europea: **01274058 .5**

(86) Fecha de presentación : **30.11.2001**

(87) Número de publicación de la solicitud: **1381429**

(87) Fecha de publicación de la solicitud: **21.01.2004**

(54) Título: **Dispositivo de tratamiento terapéutico.**

(30) Prioridad: **30.03.2001 DK 2001 00550**

(45) Fecha de publicación de la mención BOPI:
16.10.2007

(45) Fecha de la publicación del folleto de la patente:
16.10.2007

(73) Titular/es: **Cyden Ltd.**
Technium, Kings Road
Swansea SA1 8PH, GB

(72) Inventor/es: **Simonsen, Jan, Henning y**
Bjerring, Peter

(74) Agente: **Elzaburu Márquez, Alberto**

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 de tratamiento terapéutico.

La presente invención se refiere a un dispositivo de tratamiento terapéutico especialmente para el tratamiento de desórdenes de piel tales como eliminación de cabello no deseado, decoloración, suavización o arrugas.

Antecedentes de la invención

En la técnica anterior se conoce como usar la radiación electromagnética en una aplicación médica para usos terapéuticos tales como el tratamiento de desórdenes de la piel. Por ejemplo, la Patente de EE.UU. N° 4.298.005, de Mutzhas, describe una lámpara ultravioleta continua, con cosmético, para aplicaciones fotobiológicas y fotoquímicas. Un tratamiento basado en la utilización de la porción de UV del espectro y su interacción fotoquímica con la piel se describe en ella. La potencia suministrada a la piel usando la lámpara de Mutzhas se describe como de 150 W/m^2 , la cual no tiene efecto significativo en la temperatura de la piel.

En adición al tratamiento de la técnica anterior que implica luz UV, se han usado láseres para procedimientos dermatológicos, incluyendo láseres de Argón, láseres de CO_2 , láseres de Nd(Yag), láseres de vapor de Cobre, láseres de rubí y láseres de colorantes. Por ejemplo, la patente de EE.UU. N° 4.829.262, de Furumoto, describe un método de construcción de un láser de colorante usado en aplicaciones dermatológicas. Dos condiciones de la piel que pueden ser tratadas mediante la radiación láser son irregularidades de la piel externas tales como diferencias locales en la pigmentación o estructura de la piel, y desórdenes vasculares que se extienden más profundos bajo la piel los cuales pueden originar una diversidad de anomalías de piel que incluyen manchas rojizas, rubéolas, venas de pierna y angiomas rojos y estrellados. El tratamiento láserico de estos desórdenes de piel incluye generalmente el calentamiento localizado del área de tratamiento mediante la absorción de radiación láserica. Calentando la piel se cambia o corrige el desorden de piel y se origina la desaparición total o parcial de la anomalía de piel.

Ciertos desórdenes externos tales como lesiones pigmentadas pueden ser tratados también mediante el calentamiento de la piel muy rápido a una temperatura suficientemente alta para evaporar partes de la piel.

Desórdenes vasculares que se extienden más profundamente se tratan más típicamente calentando la sangre a una temperatura suficientemente alta para originar que se coagule. El desorden eventualmente desaparecerá. Para controlar la profundidad de tratamiento se usa a menudo una fuente de radiación pulsatoria. La profundidad que el calor penetra en el vaso sanguíneo se controla controlando la anchura de los impulsos de la fuente de radiación. Los coeficientes de absorción y dispersión de la piel afectan también a la penetración de calor. Estos coeficientes son una función de los constituyentes de la piel y de la longitud de onda de la radiación. Concretamente, el coeficiente de absorción de la luz en la epidermis y dermis tiende a ser una función monótonamente decreciente que varía lentamente de la longitud de onda. Por tanto, la longitud de onda de la luz debe ser la condición así como el tamaño de vaso que se trata.

La efectividad de los láseres para aplicaciones tales como la eliminación de tatuajes y la retirada de

marcas de nacimiento y edad es disminuida porque los láseres son monocromáticos. Un láser de una longitud de onda dada puede ser usado eficazmente para tratar un primer tipo de desorden de pigmentación de la piel, pero, si la longitud de onda concreta del láser no es absorbida eficientemente por la piel que tiene un segundo tipo de desorden, será ineficaz para el segundo tipo de desorden de la piel. Asimismo, los láseres son generalmente complicados, de fabricación cara, grandes en comparación con la cantidad de potencia suministrada, no fiables y difíciles de mantener.

La longitud de onda de la luz afecta también al tratamiento del desorden vascular porque el contenido de sangre en la proximidad de los desórdenes vasculares varía, y el contenido de sangre afecta al coeficiente de absorción del área de tratamiento. La oxihemoglobina es el cromóforo principal que controla las propiedades ópticas de la sangre y tiene bandas de absorción intensas en la región visible. Más particularmente, el pico de absorción más alto de la oxihemoglobina se produce a 418 nm y tiene una anchura de banda de 60 nm. Dos picos de absorción adicionales con menores coeficientes de absorción se producen a 542 y 577 nm. El ancho de banda total de estos dos picos es del orden de 100 nm. Adicionalmente, luz en el margen de longitud de onda de 500 a 550 nm es conveniente para el tratamiento de desórdenes vasculares de la sangre de la piel puesto que esta es absorbida por la sangre y penetra a través de la piel. Mayores longitudes de onda de hasta 1000 nm son también eficaces puesto que pueden penetrar más profundamente dentro de la piel, calentando el vaso sanguíneo por conductividad térmica. Asimismo, longitudes de onda mayores son eficaces para tratar vasos de mayor diámetro porque el menor coeficiente de absorción es compensado por la trayectoria más larga de luz en el vaso.

Consecuentemente, una fuente de radiación electromagnética de banda ancha que cubra la UV próxima y la porción visible del espectro sería adecuada para el tratamiento de los desórdenes vasculares y la piel externa. El margen global de longitudes de onda de la fuente luminosa deberá ser suficiente para el tratamiento óptimo de cualquiera de cierto número de aplicaciones. Ese tipo de dispositivo de radiación electromagnético terapéutico deberá ser capaz de proporcionar un margen de longitudes de onda óptimo dentro del margen global para el desorden concreto que se trate. La intensidad de la luz deberá ser suficiente para originar el efecto térmico externo requerido elevando la temperatura del área de tratamiento a la temperatura requerida. Asimismo la anchura de impulsos deberá ser variable a lo largo de un margen bastante ancho para lograr la profundidad de penetración óptima para cada aplicación.

Por lo tanto, es conveniente proporcionar una fuente luminosa que tenga un amplio margen de longitudes de onda, que puedan ser seleccionadas según el tratamiento de piel requerido, con una anchura de impulsos controlada y una densidad de energía bastante alta para la aplicación al área afectada.

Fuentes luminosas de tipo no láserico, pulsatorias, tales como las lámparas flash lineales o bombillas flash proporcionan estos beneficios. La intensidad de la luz emitida puede ser suficientemente alta para lograr los efectos térmicos requeridos. La anchura de impulso puede ser modificada a lo largo de un amplio margen de modo que se puede efectuar el control de la profundidad de penetración térmica. El espec-

tro típico que cubre el margen de ultravioletas visible y las bandas ópticas más eficaces para aplicaciones concretas puede ser seleccionado o mejorado usando materiales fluorescentes.

Además, ninguna fuente luminosa de tipo no láserico, tal como una lámpara flash, es mucho más simple y fácil de fabricar que un láser, que es significativamente más económico para la misma potencia de salida y tienen el potencial de ser más eficiente y más fiable. Tienen un amplio margen espectral que puede ser optimizado para una diversidad de aplicaciones de tratamiento cutáneo concretas. Estas fuentes tienen también una longitud de impulso que puede ser modificada a lo largo de un amplio margen que es crítico para los diferentes tipos de tratamientos cutáneos.

Existe además otro problema con los dispositivos de tipo láserico conocidos para estas clases de tratamientos. En primer lugar, los dispositivos más grandes son de fabricación muy cara y solo pueden ser adquiridos por hospitales o grandes clínicas, que tienen muchos pacientes o tienen pacientes capaces de pagar el tratamiento que es muy caro.

A este respecto, el tratamiento es efectuado por personal especialmente entrenado puesto que los dispositivos lásericos son dispositivos que emiten una luz muy potente. Se requiere habilidad y entrenamiento para ajustar la potencia del láser y el espectro de la luz láserica para un tratamiento óptimo de los pacientes. La cantidad de energía que el dispositivo láserico debe transmitir a la piel del paciente depende de muchos factores tales como tipo de piel de paciente, humedad de la piel, color de piel, tipo de tratamiento que debe ser aplicado, etc.

Si la persona que efectúa el tratamiento no posee la habilidad necesaria el operador puede efectuar un mal tratamiento. Usando una herramienta con una alta intensidad de potencia en el láser, la piel se decolorará y además, los tratamientos lásericos son, como se ha mencionado anteriormente, monocromáticos lo cual significa que solamente se impulsa una longitud de onda de la luz en el área de tratamiento.

Además, las máquinas conocidas proporcionan solamente un impulso de luz corto pero intenso. En algunos tratamientos un impulso corto pero intenso puede generar mucho calor en la piel y originar de ese modo dolor en el paciente y también quemaduras importantes o decoloración en la piel del paciente.

Los documentos EP-A-0 565 331, EP-A-0 736 308, USA-A-5 989 283 y WO-A-91/15 264 describen dispositivos de tratamiento terapéutico según el preámbulo de la reivindicación 1.

Existe por lo tanto, una necesidad de desarrollar un dispositivo que pueda ser transportado para un tratamiento terapéutico de los tipos mencionados anteriormente pero que sea económico para el paciente, de manejo fácil y seguro y preferiblemente que pueda ser manejado por el propio paciente, lo cual lo hará fácilmente disponible para un público numeroso y de ese modo esta clase de tratamientos no estará reservada para los pocos que puedan satisfacer los caros tratamientos en los hospitales.

La presente invención resuelve este problema proporcionando un dispositivo según la reivindicación 1.

La presente invención ha sido desarrollada para poder aplicar tratamiento terapéutico de todos los tipos relacionados anteriormente. La invención es especialmente útil para eliminar el cabello no deseado y para suavizar las arrugas. Proporcionando un disposi-

tivo de tratamiento que comprende una fuente de luz incoherente desechable que una vez usada/gastada es sustituida por otra fuente de luz desechable, por ejemplo, de una categoría diferente. De este modo se facilita que fuentes de luz con diferentes características para diferentes tratamientos puedan ser usadas con el mismo dispositivo económico.

Durante el desarrollo del presente dispositivo, se ha comprobado que especialmente para la eliminación del crecimiento de cabello no deseado fueron necesarios muy pocos impulsos luminosos en el cabello en cada sesión de tratamiento. Por otra parte, cuando el tratamiento fue para suavizar arrugas, fueron necesarias luces de diferentes longitudes de onda así como de un nivel más bajo de energía y más impulsos resultaron ser útiles. Es por lo tanto conveniente poder cambiar las características de la fuente de luz del dispositivo de acuerdo con el tratamiento deseado.

La diferencia en el número de impulsos luminosos así como en la intensidad de los impulsos luminosos debe verse en el efecto que la energía luminosa tiene respectivamente sobre el folículo piloso en la piel.

Siendo posible dirigir luz con una cierta intensidad hacia la piel, esta estimulará la producción de colágeno que mantiene la piel suave y elástica y de ese modo mejora y suaviza las arrugas en la piel.

Por otra parte, cuando se desea eliminar cabello no deseado y evitar el recrecimiento inmediato de cabello, es conveniente usar una intensidad más alta para eliminar el folículo. Esto puede conseguirse más ventajosamente creando un primer impulso luminoso que recalentará el área y que después de un cierto periodo irá seguido por el impulso luminoso de destrucción real.

Puesto que la presente invención es capaz de efectuar el tratamiento terapéutico con respecto a los diferentes tratamientos mencionados anteriormente con una densidad de energía bastante baja, el riesgo de producir quemaduras decoloraciones u otros efectos laterales no deseados se minimiza.

Con los dispositivos que tratan la piel con luz láserica es difícil determinar la cantidad exacta de potencia láser que se debe usar para tratar el único paciente pues hay muchos factores relativos a la piel del paciente que tienen efecto en el éxito del tratamiento. Especialmente, en esta conexión el contenido de la piel de melanina que absorbe y distribuye la luz dentro de la piel es muy importante.

En lo expuesto resulta evidente que con la presente invención es importante proporcionar fuentes de luz desechables que puedan proporcionar uno o más impulsos luminosos con niveles relativamente bajos de energía dentro de las anchuras de banda de la longitud de onda deseada. Esto se consigue según la invención proporcionando una fuente luminosa desechable que comprende uno o más materiales que pueden arder y en la que las capas están separadas por un fusible de retardo de modo que cuando la fuente luminosa desechable se enciende o dispara una primera capa creará un primer impulso luminoso, una vez que este impulso luminoso ha ardido el fusible de retardo transmitirá el encendido del disparador con un cierto retardo a la segunda capa, la cual arderá de ese modo y creará otro impulso luminoso y después de que este impulso luminoso se haya producido la capa de fusible de retardo retardará el encendido de una tercera capa, etc. De esta manera se crea una fuente luminosa de-

sechable que tiene capacidad para emitir uno o más impulsos luminosos.

Además, la intensidad así como la duración del impulso luminoso pueden ser modificadas variando la corriente de disparador. Así como disponiendo más dispositivos de encendido, es decir, electrodos que puedan encender partes diferentes o separadas del material combustible.

En una realización alternativa los materiales que pueden arder pueden tener la forma de una o más mezclas metálicas que se disponen con electrodos separados de modo que estos, o cada mezcla, se puede encender separadamente mediante el dispositivo de encendido de modo que una mezcla puede arder seguida por la mezcla siguiente y de ese modo crear una serie de impulsos luminosos.

La luz emitida será denominada luz blanca pero que depende de los materiales que sean usados como materiales combustibles, la longitud de onda de la luz emitida puede ser algo controlada. Además, seleccionando una cantidad apropiada de material así como aditivos apropiados a los materiales, la longitud del impulso luminoso puede ser modificada. Para el tratamiento terapéutico según la invención se ha hallado que son preferibles los impulsos luminosos que duran de 15 milisegundos a 2 segundos.

Colocando las mezclas como se ha descrito anteriormente en una atmósfera controlada se puede obtener una banda más refinada de longitudes de onda. La atmósfera controlada puede ser por ejemplo de Xenón u Oxígeno.

La investigación con la presente invención ha mostrado que lámparas flash desechables en una forma modificada se usan ventajosamente en dispositivos según la invención. Las lámparas flash desechables tradicionales pueden ser diseñadas para que tengan la longitud de impulso luminoso requerida mencionada anteriormente de 15 milisegundos, ya que un relámpago electrónico es mucho más rápido y no es útil para los propósitos dentro del alcance de la presente invención.

Como las lámparas flash tradicionales son comparables a las bombillas luminosas normales porque la luz es emitida con una distribución uniforme en los alrededores, puede ser ventajoso para el propósito de la presente invención recoger la luz emitida y guiarla hacia el área que ha de ser tratada. Esto puede hacerse en una realización ventajosa de la invención disponiendo un prisma entre la fuente luminosa y el objeto que ha de ser tratado de modo que el dispositivo de prisma recoja y guíe la luz emitida hacia el objeto que se ha de tratar.

Proporcionando ese tipo de prisma para recoger y de ese modo concentrar la luz emitida desde la fuente luminosa disponible sobre la superficie del área de tratamiento, es posible realizar el tratamiento con un consumo de energía inferior pues se recoge y transmite más luz sobre la zona de tratamiento de la que podría esperarse, si la luz fuese justamente transmitida libremente a los alrededores.

En una realización más ventajosa el dispositivo de prisma se compone de una pluralidad de pequeños prismas separados dispuestos para recoger, concentrar y guiar la luz emitida hacia una superficie de tratamiento. Dividiendo el prisma en cierto número de prismas separados es posible distribuir la luz emitida más uniformemente sobre la superficie que ha de ser tratada y de ese modo se crea un nivel de energía

más controlado y uniforme transmitido a la superficie de tratamiento que si la luz fuese solo emitida libremente y transmitida a la superficie de tratamiento. Además, recogiendo y distribuyendo uniformemente la luz, será posible tratar mayores superficies con cada impulso.

En una realización ventajosa más de la invención el prisma tiene dos usos más importantes. Uno de estos es mantener la fuente luminosa a una distancia fija de la superficie de tratamiento. Encolando un prisma de un cierto espesor es posible garantizar que hay una cierta distancia entre la superficie que se ha de tratar y la fuente que emite la luz.

En la utilización práctica esto se hace teniendo una fuente luminosa disponible con un prisma bastante extendido que está destinado a estar en contacto con la piel durante el tratamiento. De ese modo el prisma actúa como una clase de regulador de la distancia para poder controlar el suministro de energía preciso al área de tratamiento.

La segunda función de este dispositivo de prisma es la de ofrecer una medida de seguridad. Haciendo la fuente luminosa disponible más potente en la dirección que se supone estar en contacto con el área de tratamiento, es menos probable que la fuente de luz disponible se fracture en la lente y de ese modo hiera el paciente que es tratado. Esto es importante pues las lámparas flash tradicionales se hacen usualmente de vidrio bastante delgado y tienen un material colocado dentro de la lámpara que se enciende y de ese modo explota, se puede fracturar y fragmentar debido a defectos en el vidrio. El material combustible puede causar explosiones que sean demasiado potentes para que el vidrio bastante fino las resista lo cual puede originar la fractura del vidrio.

En otra realización más ventajosa todavía de la invención, los lados del prisma están revestidos con un tinte láserico. Los colorantes lásericos se usan para transformar luz de una longitud de onda en luz de otra longitud de onda. Seleccionando el material combustible para que arda y emitir luz de una longitud de onda apropiada, esta puede ser además refinada aplicando un colorante láserico, que limitará más la banda de la longitud de onda que es emitida a través del prisma como tal. Es posible de ese modo mejorar la transmisión de energía mejorada de la luz desde la fuente de luz desechable en el área de tratamiento sobre el paciente. Esto es importante como se describe anteriormente porque de ese modo es posible realizar tratamientos satisfactorios con niveles de energía más bajos.

En una realización ventajosa más, un elemento reflectante cóncavo está dispuesto cerca de la fuente luminosa de modo que puede reflejar la luz en una dirección general hacia el área de tratamiento.

Disponiendo un reflector alrededor de la fuente luminosa se logran ventajas similares a las de disponer un prisma enfrente de la fuente luminosa, en particular, que la luz sea recogida y guiada en una dirección general hacia la superficie de tratamiento. Mediante esta disposición se utiliza una mayor parte de la energía luminosa emitida y de ese modo es posible que funcione el dispositivo con niveles más bajos de energía, lo cual hace de nuevo más segura la utilización del dispositivo.

En una realización más el dispositivo es a la vez suministrado con un dispositivo de reflexión dispuesto en un alojamiento alrededor de la fuente lumino-

sa así como con un diafragma o prisma enfrente de la fuente luminosa, en la que el diafragma o prisma puentea la abertura en el alojamiento a través de la cual la luz es emitida hacia la superficie de tratamiento de modo que la luz emitida desde la fuente luminosa desechable es reflejada desde el reflector a través del prisma y sobre la superficie de tratamiento. De esta manera, sustancialmente toda la luz emitida desde la fuente luminosa desechable se utiliza en el tratamiento de la piel o cabello.

En una realización especialmente ventajosa el dispositivo de reflexión se hace con una pluralidad de endentaciones de superficie cóncavas. Estas endentaciones sirven para recoger y distribuir la luz emitida. Disponiendo una multitud de estas endentaciones uniformemente sobre el reflector la luz emitida resultante procedente del dispositivo será de un carácter más uniforme pues la multitud de endentaciones difundirá la luz uniformemente sobre la abertura en el dispositivo.

En otra realización ventajosa el dispositivo se construye como una unidad autocontenida, que puede ser comparada con un dispositivo de lámpara flash bien conocido en el que se suministra una fuente de energía con la forma de una o más pilas y conecta a la fuente de iluminación incoherente desechable en forma de lámpara flash y en el que entre la fuente de energía y la lámpara flash se dispone un dispositivo disparador. Este dispositivo disparador puede tener la forma de un conmutador que es un mecanismo de conexión/desconexión de modo que o se suministra corriente al dispositivo relámpago o no se suministra.

En otras realizaciones de la invención especialmente lámparas flash que contienen mezclas de metales que tienen conjuntos separados de electrodos, el dispositivo de disparo puede tener la forma de un circuito que se disparará cuando el circuito sea activado y disparará los conjuntos de electrodos según una rutina preestablecida con intervalos preestablecidos entre cada ignición de un conjunto de electrodos.

En realizaciones más avanzadas de la invención, se pueden disponer medios de sensor en el extremo delantero del dispositivo en estrecha proximidad con el área de tratamiento. Estos medios de sensor pueden detectar el tipo de piel, el color de la piel, las características de reflexión de la piel, etc., y a través de estos datos calcular, recoger y procesar medios para controlar el encendido de la fuente de luz desechable de modo que se efectúa un tratamiento óptimo de acuerdo con el tipo de piel que ha de ser tratada. Alternativamente, el dispositivo puede comprender medios para indicar la fuente luminosa más adecuada en relación con los datos recogidos por los medios de sensor.

Esta es una realización muy ventajosa porque el propio dispositivo tiene en cuenta los tipos y exigencias de pieles especiales de los usuarios individuales que por lo tanto garantiza un tratamiento óptimo de acuerdo con las circunstancias.

En un desarrollo más de los medios de sensor, el sensor puede ser capaz de reconocer, si el dispositivo de tratamiento está o no en contacto con el área de tratamiento de la piel o está erróneamente colocado por ejemplo en una proximidad demasiado estrecha con un ojo u otro órgano que pueda ser dañado por la intensa luz. En esta conexión los medios de sensor actúan como una especie de medida de seguridad para asegurar que el dispositivo de tratamiento se usa solamente sobre áreas de piel del cuerpo humano. Los

medios de sensor son medios de seguridad que trabajan entonces bloqueando el mecanismo de disparo en todos los casos en que los medios de sensor no detectan piel.

5 También puede ser ventajoso disponer medios de refrigeración en el extremo delantero del dispositivo. Cuando la lámpara flash se enciende y emite luz genera calor. Este calor es generado tanto por la combustión del dispositivo de la lámpara flash como por la penetración de la luz a través de la capa de piel. Disponiendo medios de enfriamiento en el extremo delantero del dispositivo este calor es mitigado de modo que el paciente no siente la sensación de calor y la sensación de quemadura que de otra manera puede acompañar a este tipo de tratamiento.

10 Usando el dispositivo según la invención, se proporciona un método de tratamiento con energía luminosa que trata especialmente desórdenes de la piel tales como eliminación de cabello no deseado, decoloración de la piel, y suavización de arrugas.

15 El método comprende las operaciones de proporcionar una salida de luz pulsatoria de un dispositivo no láserico. Se usa una fuente luminosa incoherente cuya luz es dirigida en la forma de impulsos luminosos hacia un área de la piel que se desea tratar. Enfocando la luz por medio de un reflector y filtrando la luz a través de un prisma o diafragma, y opcionalmente revistiendo los lados del prisma, la longitud de onda de la luz emitida puede ser controlada para que esté comprendida en el margen de 550 a 1050 nm, y seleccionando además los materiales combustibles en la fuente de luz incoherente de modo que la energía luminosa emitida se controla y se consigue un método amigable para el usuario de un tratamiento terapéutico, muy seguro y exento de efectos laterales.

20 Seleccionando y controlando la luz emitida dentro de las longitudes de onda de 550 a 1050 nm se consiguen aspectos de seguridad importantes. Con longitudes de onda superiores a 1050nm el agua absorberá gran parte de la energía emitida lo cual puede originar que el agua hierva. Cuando el agua está presente en la piel que se trata, esta puede tener efectos laterales serios y perjudiciales en el tratamiento. Por otra parte cuando se filtran longitudes de onda inferiores a 550 nm, se consigue que sea absorbida menos energía en la corriente sanguínea. Si se absorbe demasiada energía en la corriente sanguínea la sangre se expandirá y estallarán algunos de los diminutos vasos en la piel. Esto dará lugar a la decoloración y puede ser a dolores para el paciente en tratamiento. Es por lo tanto conveniente mantener la luz emitida dentro de las longitudes de onda de 550 nm a 1050 nm.

25 En la descripción anterior, el dispositivo de fuente luminosa ha sido descrito como conteniendo materiales combustibles. Estos materiales combustibles pueden estar en las versiones estratificadas separadas por capas de fusión de retardo que retardarán la combustión de la capa siguiente. Alternativamente, fueron descritas disposiciones de mezclas. Otra posibilidad es disponer de gases combustibles en el dispositivo de lámpara de iluminación. Los diferentes tipos de gas pueden estar separados por delgadas membranas de modo que cuando un gas se inflama arde el mismo y la membrana y de ese modo inflama el siguiente espacio que contiene gas. Este tipo de fuente luminosa es no obstante de uso menos atractivo que los gases que usualmente se inflaman creando una violenta explosión cuando emiten la luz. Los dispositivos de fuen-

te luminosa de paredes bastante delgadas raramente pueden hacer frente a la presión interior de las explosiones de gas y arderán y se fragmentarán y originarán que fragmentos de vidrio estén presentes en la proximidad del área de tratamiento. Esta situación no es deseable.

Los ensayos han indicado que antes del tratamiento puede ser ventajoso tratar la piel en el área de tratamiento con un denominado gel ultrasónico. El ensayo indica que ese tipo de tratamiento permite que penetre alrededor de un 20% más de luz en las capas de la piel. Esto a su vez hace el tratamiento más eficiente con niveles de energía bajos.

Descripción del dibujo

La invención se explicará ahora con referencia al dibujo que se acompaña, en el que:

la figura 1 ilustra un dispositivo autocontenido según la invención;

la figura 2a ilustra una fuente luminosa que tiene más etapas de encendido, y

la figura 2b ilustra otra fuente luminosa que tiene múltiples etapas de encendido y

la figura 2c ilustra otra realización de una fuente luminosa que tiene múltiples etapas de encendido, y

la figura 3 ilustra de forma esquemática una construcción del dispositivo según la invención, y

la figura 4 ilustra propiedades que mantienen la distancia del dispositivo de prisma.

En la figura 1 se ilustra una versión autocontenida del dispositivo según la invención. El dispositivo en algunos aspectos puede ser comparado con una lámpara flash ordinaria. Las baterías 1 representan la fuente de energía en esta versión y el mecanismo 2 de disparo está montado en forma de conmutador sobre un cable que conduce desde las baterías a una fuente luminosa 3 no coherente desechable. La fuente luminosa desechable en esta realización tiene la forma de una lámpara flash desechable, que se monta en un enchufe hembra 4. El sistema puede ser comparado con el antiguo modo de realizar la fotografía instantánea usado antes de que los dispositivos de flash electrónico se extendiesen e hiciesen populares. Antes de cada utilización una nueva lámpara flash adecuada, que es un dispositivo que emite una luz no coherente, se monta en el enchufe hembra 4. Estableciendo el contacto eléctrico mediante el dispositivo 2 de disparo la corriente es conducida a la lámpara flash 3, por lo que el material combustible 3 arde y emite luz. En esta realización de la invención se ilustra una fuente luminosa que tiene un prisma o diafragma 6 montado enfrente del material combustible. Parte de la luz emitida que surge de la combustión del material 5 que emite luz pasa directamente a través del prisma 6 y dentro del área de tratamiento. El resto de la luz es reflejada fuera del reflector 7 y guiada de una manera comparable a la de la luz principal en un coche fuera a través del prisma 6 y dentro del área de tratamiento. Mediante esta disposición sustancialmente toda la luz emitida por la combustión del material 5 será guiada hacia el área de tratamiento sobre un paciente. Esto permite que los niveles de energía relativamente bajos usados en el sistema, resulten seguros para el paciente que los usa.

En estos ejemplos, el prisma o diafragma es una parte integral del dispositivo luminoso desechable. El prisma puede, no obstante, ser una parte del dispositivo, lo cual hace la fuente de iluminación desechable una parte más simple, y de ese modo más económica.

Todos los componentes anteriormente mencionados del dispositivo están en esta realización de la invención dispuestos en un alojamiento 8. El alojamiento puede ser de cualquier material adecuado, por ejemplo, de metales o plástico.

En las figuras 2a, 2b y 2c se ilustran tres realizaciones diferentes de una fuente de luz no coherente adecuada.

En la figura 2a se ilustra una fuente luminosa, en la que una estructura estratificada de materiales combustibles 9, está separada por fusibles 10 de retardo. Además el dispositivo 11 de encendido se ve colocado en la capa más baja del material combustible. La parte más baja de la fuente luminosa está equipada con un pie 12, que está destinado a ser montado en el enchufe hembra 4 del dispositivo ilustrado en la figura 1. Enfrente de los materiales combustibles, vistos en la dirección de montaje de la fuente luminosa en el dispositivo, en la figura 1, está dispuesto un prisma o diafragma 6.

En la figura 2b se ilustra un dispositivo similar que tiene un pie 12 y un prisma o diafragma. En vez de los materiales combustibles estratificados los materiales combustibles en la realización mostrada en la figura 2b están en la forma de mezclas metálicas 13 con electrodos separados 14, por lo que un circuito dispuesto en el dispositivo mostrado en la figura 1 controlará el encendido de las mezclas separadas según un programa de impulsos luminosos preprogramado.

La fuente luminosa ilustrada en la figura 2c se compone del pie 12, un prisma/diafragma 6 y un dispositivo 11 de encendido. El interior de la fuente luminosa se ilustra en esta realización teniendo dos cámaras separadas 15, 16. Se considera que dos gases diferentes pueden estar dispuestos en las cámaras 15, 16, de modo que una vez encendido el primer gas en la cámara 16 aparecerá un destello inicial que encenderá también el gas dispuesto en la cámara 15. De esta manera se conseguirá un impulso luminoso de dos etapas.

En la figura 3 se ilustra una presentación esquemática del dispositivo mostrado en la figura 1. La fuente 1 de energía está conectada a unos medios 17 de transformación, que controlan la corriente en el circuito. Opcionalmente, se puede disponer un circuito que controla el impulso de corriente que se envía a la fuente luminosa 3. Esto es particularmente importante en las realizaciones, en las que se usa un dispositivo de encendido multietapa, o en las que es conveniente tener medios de detección dispuestos para que determinen las características de la piel antes del tratamiento. En esta realización el circuito 18 se ilustra como estando conectado tanto al dispositivo 3 de fuente de iluminación como a los medios 19 de detección.

Los medios 19 de detección determinan las características de la piel sobre la que se ajusta el tratamiento. Además, los medios 19 de detección constituyen una medida de seguridad porque el sensor puede detectar si la fuente luminosa 3 está colocada o no enfrente de un área de piel que ha de ser tratada o por error está colocada enfrente de un ojo u otro órgano que pueda ser dañado por el tratamiento de luz intensa. En este caso los medios de sensor no permiten el progreso del tratamiento, cuando los medios de disparador 2 son activados. Estos pueden ser considerados como un mecanismo de seguridad/fallos que mejoran además la utilización del dispositivo.

En la figura 4 se ilustra un dispositivo en la si-

tuación de tratamiento. La fuente luminosa 3 se ilustra como una lámpara de iluminación de etapa única tradicional, pero puede ser cualquiera de las otras fuentes luminosas descritas anteriormente. El prisma 8 dispuesto en la parte delantera de la fuente luminosa tiene también la función de mantener la distancia. Proporcionando al prisma/diafragma un cierto espesor se mantendrá siempre una distancia mínima entre la fuente luminosa y la superficie de la piel que

se ha de tratar. Así se garantizará que se transmite el nivel correcto de energía luminosa sobre la superficie de tratamiento, por lo que se evitarán quemaduras u otros daños que puedan surgir de un tratamiento demasiado intenso. Disponiendo el prisma/diafragma como una pluralidad de lentes separadas, la luz se distribuirá uniformemente sobre la superficie 20 del prisma, por lo que puede ser tratada una mayor superficie con una energía luminosa igual.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo de tratamiento terapéutico especialmente para el tratamiento de desórdenes de pie tales como cabello no deseado, decoloración y suavización de arrugas, comprendiendo dicho dispositivo una fuente (3) de luz no coherente desechable, una fuente (1) de energía y un dispositivo (2) disparador, comprendiendo dicha fuente luminosa (3) no coherente desechable uno o más materiales combustibles (5) o gases, **caracterizado** porque dicha fuente luminosa (3) no coherente es una fuente de uso único en la que el material combustible (5) o gas arde durante la utilización y por tanto dicha fuente luminosa (3) no coherente expira después de dicho único uso, de modo que dicha fuente luminosa no coherente necesita ser sustituida antes del uso siguiente de dicho dispositivo.

2. Dispositivo según la reivindicación 1, **caracterizado** porque los materiales combustibles se disponen en capas (9), estando separada cada capa por un fusible (10) de retardo.

3. Dispositivo según la reivindicación 1, **caracterizado** porque la fuente luminosa (3) comprende una o más mezclas metálicas (13), estando conectada cada

mezcla por medio de un dispositivo de control de encendido a la fuente (1) de energía por medio de electrodos separados por cada mezcla (13).

4. Dispositivo según la reivindicación 3, en el que las una o más mezclas (13) están dispuestas en una atmósfera de oxígeno o xenón.

5. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizado** porque un prisma (6) o un diafragma está dispuesto entre la fuente luminosa (3) y el objeto que ha de ser tratado, recogiendo y guiando dicho prisma la luz emitida hacia la superficie que se ha de tratar.

6. Dispositivo según la reivindicación 5, **caracterizado** porque el prisma (6) se compone de una pluralidad de prismas separados dispuestos para recoger y guiar la luz emitida.

7. Dispositivo según las reivindicaciones 5 ó 6, **caracterizado** porque el prisma (6) funciona como un medio para mantener la distancia, mediante el cual la distancia entre la fuente luminosa (3) y la superficie que se ha de tratar se mantiene constante.

8. Dispositivo según las reivindicaciones 5 a 7, **caracterizado** porque los lados del prisma (6) no destinados a contactar la piel o la fuente luminosa (3) están revestidos con tinte láserico.

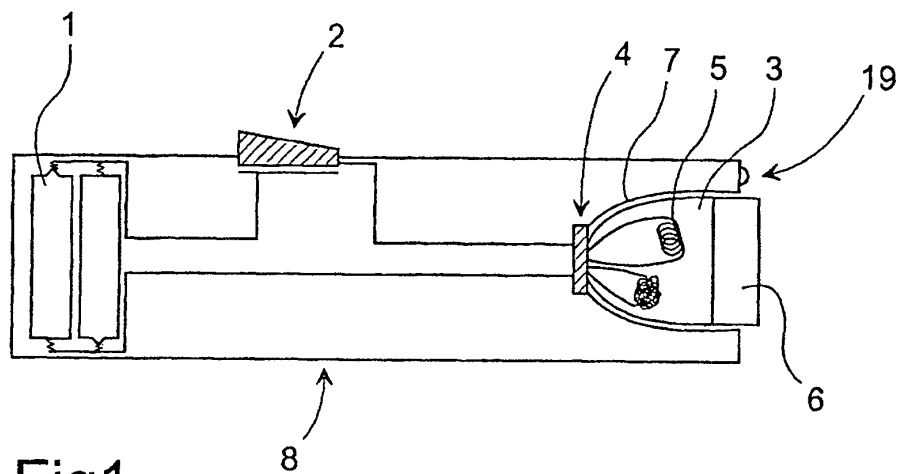
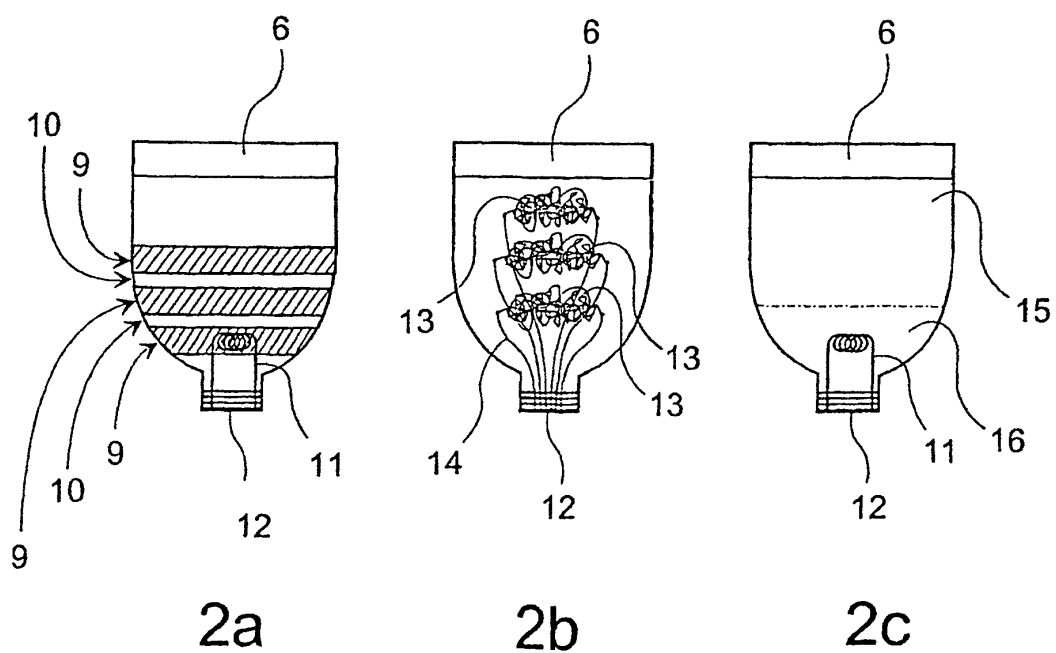


Fig1



2a

2b

2c

