

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 456 327**

51 Int. Cl.:

A61B 18/18 (2006.01)

A61M 35/00 (2006.01)

A61B 17/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.03.2007 E 07754361 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.03.2014 EP 2007303**

54 Título: **Sistema para la microablación de tejido**

30 Prioridad:

12.04.2006 US 791194 P

25.07.2006 US 832964 P

11.10.2006 US 850628 P

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

22.04.2014

73 Titular/es:

**LUMENIS LTD. (100.0%)
YOKNEAM INDUSTRIAL PARK
20692 YOKNEAM, IL**

72 Inventor/es:

**LEMBERG, VLADIMIR;
EPSHTEIN, VITALL y
IGER, YONI**

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 456 327 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

Sistema para la microablación de tejido

Antecedentes de la invención

Campo de la invención

- 5 La presente invención se refiere generalmente al campo del tratamiento con láser de tejido, a un sistema para crear canales formados por microablación en la piel. La presente invención se dirige más particularmente al tratamiento de tejido subsuperficial a través de los canales tratados. Al realizar el tratamiento de tejido subsuperficial a través de canales creados especialmente, la piel se puede tratar con resultados hasta ahora no conseguidos.

Descripción de la técnica relacionada

- 10 La piel está formada principalmente por una capa externa, o epidermis, que tiene una profundidad de aproximadamente 100 fm desde la superficie externa de la piel, y una capa interna, o dermis, que tiene una profundidad de aproximadamente 3.000 fm desde la superficie externa de la piel. Según se usa en la presente memoria, "tejido dérmico" o "piel" se refiere a las capas tanto dérmica como epidérmica.

- 15 Existe una demanda continuada de procedimientos para mejorar defectos de la piel. Tales mejoras incluyen reducir las arrugas, reducir la discromía (una variedad de anomalías o irregularidades del color de la piel resultantes de, entre otras cosas, distribución irregular de pigmentos, vasos sanguíneos dilatados, etc.), etc. Se ha introducido en los últimos años una gran variedad de técnicas de tratamiento de la piel para intentar conseguir este objetivo. Las técnicas de tratamiento de la piel que se han empleado se pueden clasificar generalmente en dos tipos de tratamiento generales: renovación superficial cutánea con láser ("LSR", por sus siglas en inglés) y remodelación de colágeno no ablativa ("NCR", por sus siglas en inglés). La LSR generalmente puede dar como resultado un daño térmico bastante extenso a la epidermis y/o a la dermis. Por otra parte, la NCR está diseñada para evitar el daño térmico de la epidermis.

- 25 No obstante, la LSR es un tratamiento con láser eficaz para tratar la piel. Un procedimiento de LSR típico comprende dañar térmicamente una región de la epidermis 100 y una región inferior correspondiente de la dermis 110 para promover la curación de heridas. Se dirige energía 120 electromagnética hacia una región de la piel, sometiendo de ese modo la piel a ablación y retirando tanto el tejido epidérmico como el tejido dérmico. La combinación de la LSR con un láser pulsátil, por ejemplo un láser de CO₂ o Er:YAG, se denomina típicamente una renovación superficial con láser o renovación superficial ablativa. Se considera que este es un protocolo de tratamiento eficaz de piel fotoenvejecida o envejecida crónicamente, cicatrices, lesiones pigmentadas superficiales, estrías y/o lesiones cutáneas superficiales. Sin embargo, las principales desventajas incluyen edema, rezumamiento y malestar urente hasta los catorce (14) primeros días después del tratamiento. Tales desventajas son inaceptables para muchos pacientes. Un problema adicional con los procedimientos de LSR es que son relativamente dolorosos. Por lo tanto, generalmente requieren una aplicación de una cantidad significativa de analgesia. Aunque la LSR de áreas relativamente pequeñas se puede realizar bajo anestesia local, los procedimientos de LSR que incluyen áreas relativamente grandes requieren frecuentemente anestesia general o bloqueo nervioso mediante múltiples inyecciones anestésicas.

- 35 Otra limitación de la LSR es que la regeneración superficial con láser ablativa no se puede realizar sobre los pacientes que tienen taces oscuras. La ablación de tejido epidérmico pigmentado puede provocar una desfiguración cosmética grave a pacientes que tienen una tez oscura. Tal desfiguración puede durar de varias semanas hasta 40 años. Generalmente, esto es considerado inaceptable por la mayoría de los pacientes y médicos. Otra limitación más de la LSR es que la renovación superficial ablativa generalmente tiene un mayor riesgo de deformación cicatrizal en áreas distintas a la cara y da como resultado una incidencia incrementada de una formación de cicatrices inaceptable debido a que la recuperación de la lesión cutánea dentro de esas áreas no es muy eficaz.

- 45 Varias técnicas de NCR han intentado vencer los susodichos problemas asociados con los procedimientos de LSR. Estas técnicas se pueden denominar diversamente renovación superficial no ablativa, renovación subsuperficial no ablativa o remodelación cutánea no ablativa. Tales técnicas de NCR utilizan generalmente láseres no ablativos, lámparas de flash o una corriente de radiofrecuencia para dañar el tejido dérmico y evitar el daño al tejido epidérmico. Las técnicas de NCR aplican el concepto de que es el daño térmico de los tejidos dérmicos lo que se cree que induce la curación de heridas. Esto da como resultado una reparación biológica y la formación de nuevo colágeno dérmico que a su vez puede dar como resultado un daño estructural relacionado con el fotoenvejecimiento reducido. Evitar el daño epidérmico usando técnicas de NCR también puede disminuir tanto la gravedad como la duración de efectos secundarios relacionados con el tratamiento, por ejemplo, rezumamiento posterior al procedimiento, formación de costras, cambios pigmentarios y la incidencia de infecciones.

- 55 Tratar la piel usando el método de NCR implica calentar porciones selectivas de tejido dérmico dentro de la capa dérmica para inducir la curación de heridas sin dañar la epidermis superior. Enfriando la superficie de la piel y enfocando energía electromagnética, por ejemplo un rayo láser, se puede alcanzar una región dérmica dañada seleccionada mientras se deja sin dañar la epidermis. Usar láseres no ablativos para dañar la dermis mientras se

deja la epidermis sin dañar es común a los métodos de tratamiento de NCR. Generalmente, usar láseres no ablativos da como resultado profundidades de penetración dérmica mayores en comparación con los láseres ablativos y los láseres de EnYAG y CO₂ ablativos absorbidos superficialmente usados en procedimientos de LSR típicos. Por otra parte, cuando se usan técnicas de NCR, generalmente no tienen los efectos secundarios indeseables característicos del tratamiento de LSR, tales como el riesgo de deformación cicatrizal o infección. Ejemplos de técnicas y aparatos de NCR son divulgados por Anderson y cols. en la Publicación de Patente de EE. UU. n° 2002/0161357.

Aunque estas técnicas de NCR pueden evitar el daño epidérmico, una desventaja principal de este método es su eficacia limitada. Por ejemplo, esto mejora menos significativamente la piel fotoenvejecida o las cicatrices después del tratamiento de NCR que cuando se usan las técnicas ablativas de LSR. De hecho, incluso cuando se emplean múltiples tratamientos de NCR, la mejoría en la piel del paciente a menudo está muy por debajo de las expectativas. Además, la mejoría a menudo se retrasa varios meses cuando se usa una serie de procedimientos de tratamiento. Aunque se ha encontrado que las técnicas de NCR son moderadamente eficaces para la eliminación de arrugas, generalmente no se ha encontrado que sean eficaces para la discromía.

Otro problema con el uso de una técnica de NCR es la amplitud limitada de los parámetros de tratamiento aceptables para un tratamiento seguro y eficaz de trastornos dermatológicos. Esto se debe a que los procedimientos de NCR confían generalmente en una coordinación óptima de parámetros de energía láser y enfriamiento. Esto da como resultado un perfil de temperatura desfavorable en la piel. Un perfil de temperatura desfavorable no da como resultado, por consiguiente, ni un efecto terapéutico, por una parte, ni una formación de cicatrices debido al sobrecalentamiento de un volumen relativamente grande del tejido, por otra.

Un problema que es común a los procedimientos de renovación superficial tanto ablativos como no ablativos es que no usan significativamente queratinocitos, que representan un papel activo en la respuesta de curación de heridas. Los queratinocitos liberan citocinas cuando el queratinocito se daña. Las citocinas estimulan la curación de heridas. Por ejemplo, durante los procedimientos de renovación superficial ablativos, los queratinocitos se eliminan de la piel junto con la epidermis. Esto elimina los queratinocitos totalmente del procedimiento de curación en conjunto. Durante los procedimientos no ablativos, los queratinocitos, situados en la epidermis, no son dañados en absoluto y así no liberan citocinas para ayudar al proceso de curación.

El documento US5269778 divulga un láser para uso médico, que incluye un medio láser ópticamente bombeado, y la salida del láser se dirige a través de un sistema de suministro de fibra óptica hacia un objetivo tisular. La lámpara de flash está conducida por una señal de energía pulsátil que es selectivamente variable para producir impulsos láser de amplitud temporal y energía pulsátil predeterminadas, y estos valores se pueden seleccionar según el tipo de tejido que se trate y el efecto deseado en el tejido. El documento US6193711 divulga un sistema de láser de Er:YAG que tiene una cavidad resonante que incluye una varilla de Er:YAG bombeada por impulsos mediante una lámpara flash pulsátil. La velocidad de repetición de impulsos de la bomba y la potencia media se seleccionan para proporcionar una energía de lente térmica esencialmente constante conocida en la varilla de Er:YAG. Los parámetros de diseño de la varilla de Er:YAG y la cavidad resonante se seleccionan para compensar esta energía de lente térmica. Un obturador en la cavidad resonante, cuando se cierra o se abre, evita o permite respectivamente que se genere un impulso de salida láser en respuesta a un impulso de bomba. La duración del impulso de salida láser es continuamente variable y se controla controlando la duración de los impulsos de la lámpara flash. Una secuencia de impulsos de salida láser se controla abriendo y cerrando el obturador.

Según esto, se proporciona ahora con esta invención un sistema mejorado para tratar la piel que vence eficazmente las dificultades y los viejos problemas susodichos inherentes al uso de un procedimiento bien de LSR o bien de NCR. Estos problemas se han resuelto de un modo simple, cómodo y muy eficaz mediante el cual se trata la piel.

Compendio de la invención

La invención se define en las reivindicaciones adjuntas. Según un aspecto de la invención, un sistema para tratar un tejido comprende: una fuente de radiación electromagnética; un dispositivo emisor de radiación electromagnética configurado para aplicar la radiación electromagnética desde la fuente de radiación electromagnética hasta el tejido; y un controlador configurado para controlar la aplicación de la radiación electromagnética; en donde el controlador está configurado para dirigir el dispositivo emisor de radiación electromagnética para aplicar radiación electromagnética ablativa al tejido para formar por ablación un microcanal en el tejido, teniendo el microcanal una anchura predeterminada, una longitud predeterminada y una zona afectada térmicamente de volumen predeterminado próxima a dicho canal; en donde el controlador está configurado además para dirigir el dispositivo emisor de radiación electromagnética para aplicar un patrón alterno de radiación electromagnética térmica no ablativa y radiación electromagnética ablativa a través del microcanal a tejido subsuperficial próximo al microcanal y el sistema comprende además un dispositivo de estiramiento configurado para el estiramiento del tejido durante la formación del microcanal y la aplicación del patrón alterno de radiación electromagnética ablativa y no ablativa a la superficie interna del microcanal, y en donde la fuente de radiación electromagnética es un láser.

Como se apreciará por los expertos en la técnica, una ventaja principal proporcionada por la presente invención es el control total de: la profundidad del tratamiento; la cantidad y la ubicación del calor, y la cantidad y la ubicación de

los canales. Por lo tanto, un objetivo de la presente invención es rejuvenecer la piel y reducir las arrugas, las cicatrices, la discromía y otras afecciones tales como melasma e hiperpigmentación. Otro objetivo es proporcionar un canal con o sin calor para suministrar otra terapia (vitaminas, fármacos, etc.). Objetivos adicionales de la presente invención serán evidentes a partir de la siguiente descripción.

- 5 El aparato de la presente invención se entenderá mejor mediante referencia al siguiente análisis detallado de realizaciones específicas y las figuras adjuntas que ilustran y ejemplifican tales realizaciones.

Descripción de los dibujos

Una realización específica de la presente invención se describirá con referencia a los siguientes dibujos, en los que:

- 10 La Figura 1 es una ilustración esquemática de un sistema según una realización de la invención y de un método de microablación;

las Figuras 2A, 2B, 2C y 2D son ilustraciones esquemáticas de fases secuenciales de microablación y tratamiento;

las Figuras 3A, 3B, 3C y 3D son ilustraciones esquemáticas de fases secuenciales de microablación;

las Figuras 4A, 4B, 4C y 4D son ilustraciones esquemáticas de manipulación de tejidos;

la Figura 5 es una ilustración esquemática de un tratamiento de tejidos; y

- 15 la Figura 6 es un diagrama de flujo esquemático de un método para producir microablación en un tejido; y

la Figura 7 es un diagrama de flujo esquemático de un método para producir microablación en un tejido.

Descripción de la realización preferida

- 20 La siguiente realización preferida que se ejemplifica mediante los dibujos es ilustrativa de la invención y no pretende limitar la invención. Se divulga en la presente memoria un sistema y un método para tratar la piel. En el tejido cutáneo, por ejemplo, proteínas tales como colágeno residen en la capa dérmica de la piel. El microcanal divulgado en una realización de la presente invención puede orientar y alterar por sí mismo las fibras de colágeno dentro de la dermis como un tratamiento eficaz para las arrugas de la piel. Alternativamente, una realización del microcanal divulgado en la presente memoria puede crear un pasaje a través del cual se trata el tejido elegido.

- 25 La Figura 1 proporciona un sistema y un método para realizar ablación microscópica o microablación parcial de tejido, y formar un microcanal a través de una superficie de tejido para tratar tejido subsuperficial. El microcanal puede proporcionar acceso a tejido subsuperficial elegido como objetivo para un tratamiento prescrito, o el propio microcanal puede proporcionar un tratamiento prescrito. En algunos casos, el microcanal puede producir la desnaturalización parcial lateral de proteína (p. ej., colágeno) dentro de las paredes y/o en el fondo del canal.

- 30 Según algunas realizaciones de la invención, un sistema 1 de ablación tisular incluye una unidad 2 de láser y un dispositivo 3 emisor de láser para formar por ablación un microcanal 6 en un tejido 5, por ejemplo, para aplicar un tratamiento al mismo como se describirá posteriormente con detalle. El microcanal 6 puede ser, p. ej., una columna, un pozo, un orificio o similares, creados en el tejido 5 sometiendo a ablación el tejido 5 mediante un dispositivo 3 emisor de láser y el rayo 4 láser, por ejemplo, un rayo láser ablativo. La microablación del tejido 5 da como resultado la ablación del microcanal. La microablación del tejido también puede dar como resultado la disipación de calor del tejido calentado y evaporado por el tejido que rodea el microcanal 6 resultante. Así, la ablación del tejido 5, es decir la producción del microcanal 6, puede dar como resultado una zona 7 afectada térmicamente que rodea las paredes y/el fondo del microcanal 6. La zona 7 afectada térmicamente generalmente es indicativa de tejido dañado y de necrosis tisular (muerte de células) en particular. Según se usa en la presente memoria, "dañado" se define como la inducción de la muerte celular en una o más regiones del tejido dérmico de interés ("daño letal"), o la estimulación de la liberación de citocinas, proteínas de choque térmico y otros factores de curación de heridas sin estimular la muerte celular necrótica ("daño subletal").

- 45 La selección del rayo 4 láser también se puede basar en las cualidades absorbentes del tejido 5 que se va a tratar. Las propiedades absorbentes del tejido 5 que se va a tratar pueden dictar o influir en el tipo de láser específico o las características de ese láser adecuadas para un tratamiento particular para y/o un microcanal. Por ejemplo, ciertos láseres pueden alcanzar profundidades imposibles de alcanzar mediante otros tipos de láseres. Como un ejemplo, un láser ablativo puede alcanzar cualquier profundidad requerida mientras que los láseres no ablativos pueden ser incapaces de penetrar por debajo de la piel, por ejemplo, aproximadamente 50 μm . De forma similar, puede ser difícil alcanzar con un tipo de láser dosis de energía que se alcanzan fácilmente con otros. Por supuesto, como es muy conocido en la técnica, si la longitud de onda se altera, se alterará el nivel de absorción correspondiente del área de tratamiento de la piel. Por lo tanto, con tal de que se mantenga la fluidez descrita en la presente memoria para alcanzar la microablación divulgada en la presente memoria, se pueden usar diferentes láseres que tienen diferentes características para alcanzar los resultados iguales o similares divulgados.

- 50 El microcanal 6 puede estar caracterizado por ciertos parámetros, por ejemplo, el diámetro D y la profundidad h. El

diámetro D del microcanal y la profundidad h del microcanal generalmente se pueden controlar mediante las características energéticas del láser. Tales características energéticas incluyen, por ejemplo, longitud de onda, potencia y el perfil de rayo del láser. Características del perfil de rayo del láser incluyen, por ejemplo, anchura de los impulsos, duración de los impulsos y frecuencia de los impulsos. Por otra parte, el perfil y el volumen de la zona afectada térmicamente se pueden formar usando diferentes características del rayo láser, tales como la longitud de onda elegida, la energía del impulso individual o una secuencia de impulsos definida, la duración de cada impulso, la distribución de potencia, la conformación del punto del láser, y similares, como se esbozará con detalle posteriormente.

En algunas realizaciones de la invención, el diámetro del microcanal 6 formado por ablación puede variar de aproximadamente 10 μm a aproximadamente 500 μm , preferiblemente en el intervalo de aproximadamente 50 μm a aproximadamente 250 μm . El diámetro D del microcanal puede depender del tipo del láser usado y otros parámetros, por ejemplo, la elasticidad de la piel. Se ha encontrado que el fondo del microcanal formado a menudo es cónico debido a las fuerzas elásticas de la piel así como la distribución de energía del punto formado por el láser.

La profundidad del microcanal puede ser determinada por el médico responsable basándose en el tratamiento requerido o ser seleccionada por el médico. Por ejemplo, se puede desear el tratamiento de colágeno (remodelación de colágeno) típicamente situado a una profundidad en el intervalo de aproximadamente 200 μm a aproximadamente 2 mm desde la superficie del tejido cutáneo. El tratamiento de los vasos sanguíneos puede necesitar un microcanal que se extienda hasta aproximadamente 0,5 mm, que es donde los vasos sanguíneos están ubicados típicamente. Por lo tanto, el microcanal 6 se puede crear según una realización de esta invención hasta una profundidad predeterminada para efectuar el tratamiento al colágeno o los vasos sanguíneos o cualquier otra porción de la dermis seleccionada por el médico responsable. Según algunas realizaciones de la presente invención, el dispositivo 4 de láser puede producir el microcanal 6 que alcanza, por ejemplo, en el intervalo de aproximadamente 100 μm a aproximadamente 3 mm de profundidad por debajo de la superficie del tejido 5.

Se puede usar cualquier tipo adecuado de láser para formar por ablación el microcanal, por ejemplo, láser de CO_2 , Er:YAG, Tm:YAG, láser de fibra de Tm, láser de fibra de Er, láser de fibra de Ho, etc. o cualquier otro tipo de láser que sea bien conocido en la técnica que se pueda adaptar a un parámetro funcional predeterminado tal como, por ejemplo, que la absorción óptica por el tejido y la intensidad del láser sean suficientemente fuertes para someter a ablación pequeños volúmenes con un daño lateral mínimo. Por lo tanto, el dispositivo 3 emisor de láser se puede adaptar para emitir un rayo 4 láser ablativo que tenga cualquier nivel de potencia y/o tamaño del punto y/u otras características asociadas adecuadas. El nivel de potencia del láser puede variar, por ejemplo, en el intervalo de aproximadamente 0,5 mJ a aproximadamente 250 mJ. El tamaño del punto del rayo 4 láser sobre la superficie del tejido puede variar, por ejemplo, en el intervalo de aproximadamente 10 μm a aproximadamente 500 μm . Por ejemplo, un láser de CO_2 puede usar un tamaño del punto que varía de aproximadamente 80 μm a aproximadamente 150 μm para un tratamiento ablativo y preferiblemente aproximadamente 80 μm .

En algunas realizaciones de la presente invención, la ablación se puede producir mediante un láser de onda continua, mediante un solo impulso de un láser o mediante una serie de impulsos. La selección de estas formas puede depender, por ejemplo, de la profundidad del microcanal requerido, el diámetro del microcanal, así como el tamaño de la zona afectada térmicamente, esto es, la anchura del daño lateral. En una realización que usa un láser de onda continua, por ejemplo, un láser ablativo que funciona en una longitud de onda de 10,6 μm , el dispositivo 3 emisor de láser se puede hacer funcionar a un nivel de potencia de, p. ej., en el intervalo de aproximadamente 1,0 W a aproximadamente 250 W durante un tiempo de, p. ej., en el intervalo de aproximadamente 0,02 ms a aproximadamente 500 ms. En una realización que usa un láser de CO_2 pulsátil, por ejemplo, se puede disparar una serie de, por ejemplo, 10 impulsos, que tienen cada uno una duración de, por ejemplo, en el intervalo de aproximadamente 0,05 ms a aproximadamente 100 ms a un nivel de energía de, p. ej., en el intervalo de aproximadamente 0,2 mJ a aproximadamente 20 mJ. En una realización que usa un láser pulsátil, se puede disparar una serie de impulsos, que tiene cada uno una duración de aproximadamente 0,05 ms a aproximadamente 100 ms a un nivel de energía de en el intervalo de aproximadamente 0,2 mJ a aproximadamente 20 mJ. En la piel, por ejemplo, aplicar un láser pulsátil como el indicado anteriormente puede dar como resultado un microcanal 6 de un diámetro en el intervalo de aproximadamente 80 μm a aproximadamente 100 μm , una profundidad en el intervalo de aproximadamente 300 μm a aproximadamente 500 μm y una zona afectada térmicamente de anchura lateral en el intervalo de aproximadamente 20 μm a aproximadamente 300 μm . Adicionalmente, según se describe posteriormente en una realización de la invención, se puede disparar una serie de impulsos de láser pulsátil al tejido 5 para profundizar adicionalmente el microcanal 6, creado como se identificó anteriormente. El microcanal 6 se puede profundizar hasta una profundidad deseada, preferiblemente hasta el nivel del tejido que se va a tratar no ablativamente. Se debe apuntar que el diámetro del microcanal 6 profundizado puede estar en el mismo intervalo o un intervalo diferente que el microcanal creado previamente en la misma ubicación.

En algunas realizaciones de la invención, el canal 6 de microablación se puede esculpir empleando diferentes características de los impulsos del rayo láser. Las características de los impulsos de un rayo láser, p. ej. el rayo 4 láser, pueden incluir además diferentes perfiles energéticos. Según se mencionó anteriormente, la profundidad h del microcanal y la anchura resultante del daño lateral y el perfil de la zona 7 afectada térmicamente se pueden controlar mediante las diferentes características del rayo láser. Por ejemplo, el rayo 4 láser puede tener características que den como resultado que la zona 7 afectada térmicamente tenga una anchura 7 sustancialmente constante (perfil

lineal). Se identificará que algunas realizaciones de la invención pueden tener un perfil de la zona 7 afectada térmicamente diferente del representado en la Fig. 1. Por otra parte, ahora es posible producir un microcanal 6 según las realizaciones de la presente invención con una zona 7 afectada térmicamente mínima, p. ej. una anchura en el intervalo de aproximadamente 1 μm a aproximadamente 5 μm , con el uso del láser de Er:YAG.

- 5 En algunas realizaciones de la presente invención, la unidad 2 de láser puede incluir un controlador 12 capaz de controlar el dispositivo 3 emisor de láser, y una interfaz 13 de entrada capaz de recibir parámetros de entrada del usuario del sistema 1. Tales parámetros de entrada pueden ser para definir parámetros del tratamiento de microablación, por ejemplo. Los parámetros de entrada del usuario a la interfaz 13 pueden incluir además la anchura del microcanal, la ubicación espacial del microcanal 6 sobre la superficie 1 tisular, etc. Los parámetros pueden ser proporcionados a la interfaz 13 de entrada por un operador del sistema, por ejemplo, un médico, o alternativamente, a través de un programa de obtención de imágenes detallado posteriormente. El controlador 12 puede ser capaz de realizar al menos una de las siguientes funciones, como se describirá con más detalle posteriormente: (a) identificar al menos una ubicación para el tratamiento; (b) seleccionar el tratamiento o los tratamientos para cada una de al menos una ubicación; (c) hacer funcionar un láser y dirigir el mecanismo para producir la al menos una microablación; y (d) suministrar el tratamiento o los tratamientos seleccionados en la al menos un lugar.

Se hace ahora referencia a las Fig. 2A, 2B, 2C y 2D que ilustran esquemáticamente fases secuenciales de la microablación y el tratamiento según una realización de la invención. Según una realización de la invención, puede ser deseable aplicar un tratamiento a tejido que puede estar, por ejemplo, en la hipodermis 10 de un modo que mantenga sustancialmente el perfil de la zona afectada térmicamente a lo largo de todo el protocolo de tratamiento. Como es deseable minimizar la necrosis de tejido en la superficie 11, puede ser beneficioso aplicar un número de impulsos de láser sobre el tejido 5 a fin de alcanzar una profundidad del área de tratamiento en la hipodermis 10. Como se ilustra en la Fig. 2A, el microcanal 6 creado por un primer impulso de láser ablativo puede tener la zona 7 afectada térmicamente deseada, p. ej. un perfil lineal de anchura constante, por ejemplo, una anchura mínima, y puede tener una anchura de h_1 que no sea suficientemente profunda para proporcionar tratamiento a la hipodermis 10. Un segundo impulso de láser ablativo se puede aplicar a través del microcanal 6 de la Fig. 2A para profundizar el microcanal 6 que tiene una zona afectada térmicamente mínima hasta una profundidad h_2 hasta, por ejemplo, la dermis 9 del tejido 5, mientras se mantiene el perfil predeterminado de la zona afectada térmicamente mínima, según se ilustra en la Fig. 2B. Finalmente, según se indica en la Fig. 2C, se puede aplicar un tercer impulso de láser ablativo a través del microcanal 6 de la Fig. 2B para profundizar adicionalmente el microcanal 6 que tiene una zona 7 afectada térmicamente mínima hasta una profundidad h_3 en la capa 10 hipodérmica elegida, mientras se mantiene el perfil 7 predeterminado de la zona afectada térmicamente. Alternativamente, si se aplica un impulso no ablativo después del perfil representado en la Figura 2B, el perfil puede aparecer como se representa en la Figura 2D.

Según algunas realizaciones de la invención, puede tener lugar un retardo que representa un tiempo mínimo, p. ej. de 1 a 100 ms, entre cada impulso de láser, permitiendo de ese modo que porciones relevantes de tejido 5 se enfríen entre cada impulso. Este retardo puede estar entre cualquier sucesión de impulsos de láser ya sean ablativos o no ablativos. Es preferible tener un retardo después de un impulso de láser ablativo. Para permitir el enfriamiento del tejido 5, el tiempo mínimo entre impulsos se puede determinar según, por ejemplo, un tiempo de relajación tisular predeterminado que puede definir, p. ej. el tiempo requerido para disipar una cierta cantidad de calor absorbido por, p. ej., el tejido 5, durante un impulso de láser aplicado mediante el dispositivo 3 de láser. El retardo también puede permitir la puesta en comunicación con la atmósfera de tejido ablativo y/o gases que se puedan haber desprendido durante un impulso de luz ablativo. Según esto, si un tiempo de un impulso aplicado es más corto que el tiempo de relajación tisular y el rayo tiene un perfil de sombrero de copa, se puede disipar una cantidad de calor muy baja a través de las paredes del microcanal 6.

Un perfil del rayo que se ajustaría a un sombrero de copa invertido puede ser preferible en algunas realizaciones de la presente invención para formar un canal con paredes laterales bien definidas, diámetro mínimo del microcanal y una zona afectada térmicamente mínima. Típicamente, un rayo tiene una distribución de potencia gaussiana a través del diámetro de su punto. Puesto que la potencia en los bordes de tal punto es menor que la potencia en el centro del punto, a menudo es difícil formar un canal u orificio de paredes rectas. Teniendo un perfil del rayo que tenga una distribución de potencia uniforme a través de su punto (un perfil de sombrero de copa) será más fácil formar un canal de paredes rectas.

En algunas realizaciones de la invención, al producir el microcanal y despejar un camino hasta el lugar de tratamiento, se puede aportar al lugar una gran variedad de tipos de tratamiento, según se detalla posteriormente. En algunas realizaciones, el tratamiento puede ser un tratamiento con láser no ablativo. Tal tratamiento con láser no ablativo se puede usar, por ejemplo, para remodelar colágeno. Como se ilustra más particularmente en la Fig. 2D, un tratamiento con láser no ablativo se puede aportar al tejido 5 en la dermis 9 después de que se haya creado el microcanal 6. El camino creado para el calentamiento no ablativo del tejido elegido como objetivo puede seguir realizaciones de la invención detalladas anteriormente con respecto a las Fig. 2A o 2B y/o 2C. Esto es, el calentamiento de tejido subsuperficial mediante un láser no ablativo a través del microcanal creado puede ser a través de un microcanal que se creaba mediante uno o más de uno impulsos ablativos. El tratamiento con láser mediante el rayo 4 láser se puede aplicar al tejido 5 en la dermis 9, con lo que el tejido 5 se calienta hasta una temperatura por debajo de aquella a la que el tejido sufre ablación aunque se calienta hasta una temperatura suficiente para desnaturalizar colágeno, por ejemplo, en el intervalo de aproximadamente 50°C a aproximadamente

67°C. El rayo 4 láser no ablativo puede crear además una zona afectada térmicamente de colágeno desnaturalizado 17, sin ablación de tejido, con lo que el colágeno se calienta. Acto seguido, el colágeno se contrae, eliminando así las arrugas. El rayo 4 láser no ablativo se puede aplicar además a tejido elegido como objetivo para eliminar la pigmentación, tratar vasos sanguíneos y otros tratamientos, como se conoce bien por los expertos en la técnica.

5 Según esto, se apreciará que el uso del microcanal 6 de la presente invención como un conducto para aplicar calor no ablativo a tejido subsuperficial elegido, permite el calentamiento del tejido subsuperficial que se va a tratar sin dañar excesivamente tejido no elegido como objetivo, por ejemplo, el tejido superficial. Por otra parte, la zona afectada térmicamente se puede controlar adicionalmente al tener aplicaciones de calor no ablativas intercaladas entre tratamientos ablativos para crear una profundidad de la zona 17 afectada térmicamente mayor en el tejido, por ejemplo en la dermis 9.

10 Se hace ahora referencia adicionalmente a las Fig. 3A, 3B, 3C y 3D que ilustran esquemáticamente fases secuenciales de tratamiento en canales de microablación según realizaciones de la invención. Según algunas realizaciones de la invención puede ser deseable crear un perfil no uniforme de la zona afectada térmicamente predeterminada y/o un área dañada de una anchura lateral a lo largo de la profundidad del canal. En otras realizaciones de la invención, un área de tejido de la dermis 9 se puede tratar para formar una zona afectada térmicamente predeterminada que tiene un perfil diferente del perfil de la zona afectada térmicamente en la epidermis 8 cerca de la superficie. Como se ilustra más particularmente en la Fig. 3A, el microcanal 6 que tiene una zona afectada térmicamente predeterminada y/o un perfil 7a y una profundidad h1 se puede crear mediante un primer impulso de láser ablativo. Según se ilustra en la Fig. 2D, un segundo impulso de láser no ablativo puede calentar el fondo del microcanal 6 dañando de ese modo un área esférica que rodea el fondo del canal hasta una profundidad h3, llegando, por ejemplo, más allá de la dermis 9. Este segundo impulso puede tener características diferentes del primer impulso, produciendo una zona afectada térmicamente que tiene un área y/o perfil diferente del primer impulso y dando como resultado el perfil ilustrado en la Figura 2D. Cuando se aplica un segundo impulso de láser ablativo (esto es, el tercer impulso para esta área de tratamiento) a través del tejido dañado en el fondo del microcanal, se forma un perfil 7b como el representado en la Figura 3B. Así, la Figura 3B representa un impulso de láser ablativo posterior al impulso de láser no ablativo que formaba el perfil representado en la Figura 2D. El tratamiento con láser ablativo alternado con tratamiento láser no ablativo puede dar como resultado, por ejemplo, un microcanal que tiene un perfil afectado térmicamente como el ilustrado en la Fig. 3C. Se entenderá que se puede producir un microcanal hasta cualquier profundidad y mediante cualquier número de impulsos para crear una serie de zonas afectadas térmicamente predeterminadas que pueden variar a lo largo de la profundidad del microcanal. De este modo, se forma un perfil de la zona afectada térmicamente predeterminada junto con el microcanal 6. Así, es posible construir una variedad de áreas y/o perfiles de la zona afectada térmicamente predeterminada a lo largo de la pared y/o el fondo del canal formado por microablación, usando una secuencia de impulsos con diferentes parámetros (p. ej. energía y duración o longitud de onda) y empleando la conductividad térmica natural del tejido. Por ejemplo, en otra realización de la invención, un impulso de láser ablativo aplicado al tejido 5 puede tener características que produzcan una zona afectada térmicamente que tenga un área y/o perfil 7d como los ilustrados en la Fig. 3D. La zona 7 afectada térmicamente en la Fig. 3D ilustra que el área de la zona afectada térmicamente puede disminuir a lo largo de la profundidad del canal, según parámetros del rayo láser predeterminados. Por supuesto, una vez que se alcanza la profundidad del tejido elegido como objetivo para el tratamiento, debe comenzar preferiblemente el calentamiento no ablativo del tejido.

45 En algunos casos, la creación del microcanal 6 con el perfil 7 deseado de la zona afectada térmicamente a lo largo de las paredes y/o el fondo del microcanal 6 puede ser el propio método de tratamiento deseado. Adicionalmente o alternativamente, crear el propio microcanal 6 puede facilitar el método de tratamiento deseado, proporcionando acceso directamente a un punto subcutáneo para el tratamiento. Por ejemplo, al terminar el microcanal, una sustancia se puede suministrar al lugar de tratamiento por cualquier medio, incluyendo, por ejemplo, suministro ultrasónico. Adicionalmente o alternativamente, el microcanal puede servir como un conducto para el suministro transdérmico de sustancias, por ejemplo, para difusión, electroforesis, pomadas, ácidos, sustancias curativas, agentes de quimioexcoriación, agentes de modificación de colágeno, cargas, células madre, o cualquier variedad de medicinas de administración y similares. Se apreciará que la profundidad del microcanal no necesita ser el único o ni siquiera el principal lugar de tratamiento; en cambio el lugar de tratamiento pueden ser todos y cada uno de los lugares a lo largo de las paredes y/o el fondo del microcanal adyacentes o próximos al microcanal.

55 En algunas realizaciones de la invención, el controlador 12 puede proporcionar un comando a través de una señal 14 hasta el dispositivo de láser para aplicar un impulso o una serie de impulsos al tejido 5. El controlador puede proporcionar una variedad de comandos al dispositivo 3 de láser, por ejemplo, la secuencia y la duración de los impulsos para aplicar al tejido 5. El controlador también se puede seleccionar de una variedad de fuentes de láser para aplicar una secuencia deseada de aplicaciones de láser ablativas y no ablativas a un lugar particular. El controlador también puede prescribir el retardo deseado entre las aplicaciones de láser. Por otra parte, el controlador 12 permite que el dispositivo 3 emisor de láser suministre una ablación multipuntual precisa a porciones selectivas de tejido según protocolos de tratamiento preseleccionados que son bien conocidos por el médico.

60 En algunas realizaciones, se puede producir más de un microcanal de forma sustancialmente simultánea o en secuencia rápida sobre el tejido 5, por ejemplo, dirigiendo el dispositivo 3 emisor de láser desde un lugar predeterminado a otro del tejido 5, aplicando un impulso en cada lugar y volviendo exactamente al lugar previamente

tratado a fin de aplicar el siguiente impulso secuencialmente. Así, mientras el tejido 5 en un microcanal se está enfriando, el controlador 12 puede enviar un comando a un dispositivo 3 de láser para moverse entre uno o más lugares del tejido 5 para crear una pluralidad de microcanales en una pluralidad de lugares. Tal dispositivo puede usar, por ejemplo, un explorador de láser. Tales exploradores pueden funcionar según las enseñanzas de las Patentes de EE. UU. n° 5.713.902, 5.957.915 y 6.328.733. Por ejemplo, a una primera secuencia de exploración, el dispositivo 3 de láser puede proporcionar el rayo 4 láser en el primer lugar dando como resultado un microcanal de profundidad h1. El controlador 12 puede mover a continuación el dispositivo 3 de láser a un segundo lugar para producir en el mismo un microcanal que tiene una profundidad h1. Este procedimiento puede continuar hasta que el dispositivo 3 de láser realice en cada ubicación un microcanal dando como resultado la profundidad h1. El controlador 12 puede avanzar a continuación para proporcionar el rayo 4 láser sobre un lugar del microcanal formando por ablación adicionalmente un microcanal dando como resultado otro microcanal de profundidad h2 directamente debajo del primer lugar del microcanal. Alternativamente, la segunda aplicación de láser puede ser un rayo láser no ablativo. El controlador 12 puede mover a continuación el dispositivo 3 de láser hasta un segundo lugar para producir un microcanal de profundidad h2. Este procedimiento puede continuar hasta que el dispositivo 3 de láser realice en cada ubicación del microcanal de profundidad h1 un segundo impulso de rayo láser dando como resultado un microcanal de profundidad h2. Por supuesto, el orden del segundo rayo a través de los lugares de tratamiento seleccionados puede estar en un orden o una secuencia diferente del primer paso. Secuencias de exploración alternativas pueden aplicar impulsos de rayo láser repetidamente a una ubicación, moviéndose a continuación hasta otra ubicación para aplicar impulsos de láser. Puede no ser necesario que se aplique la misma serie de impulsos (incluyendo las características duración y potencia) en cada ubicación secuencialmente y cualquier número de series de impulsos se puede aplicar al tejido en diversas ubicaciones.

En algunas realizaciones de la invención, el tejido 5 puede manipularse y el dispositivo 3 emisor de láser ubicarse para aplicar el rayo 4 láser al tejido 5. Por ejemplo, el tejido cutáneo que se va a tratar se puede elevar y el rayo 4 láser se puede aplicar desde el costado. Por otra parte, el controlador 12 puede dirigir el dispositivo 3 emisor de láser para aplicar el rayo 3 láser al tejido 5 desde una variedad de ángulos con respecto a la perpendicular.

En otra realización de la invención, puede ser deseable incrementar la cantidad de radiación por unidad de superficie del tejido 5. Por ejemplo, el tejido 5 se puede estirar antes de aplicar el rayo 4 láser al tejido. En referencia a la Fig. 4A, el rayo 4 láser se puede aplicar a tejido 5 no estirado sobre una superficie 19 de tejido. El tejido 5 se puede estirar en una variedad de direcciones que son seleccionadas por el médico, por ejemplo, la dirección lateral, manualmente o mediante un dispositivo que aplica un estiramiento 20, antes de producir el microcanal 6 según se detalló anteriormente en una realización de la invención. En referencia a la Fig. 4B, la aplicación de un estiramiento 20 al tejido 5 incrementa eficazmente la cantidad de radiación por unidad de superficie 19 del tejido 5. El microcanal 6 (Fig. 4C) creado en el tejido 5 estirado poseerá dimensiones y características como las detalladas anteriormente. La liberación del estiramiento 13 del tejido puede dar como resultado un tejido 5 relajado en el que el microcanal 6 posee ahora un diámetro D' menor (es decir, $D' < D$; Ref. Fig 4D). La reducción en el diámetro del microcanal también puede ser una función de las propiedades del tejido, por ejemplo, la elasticidad del tejido, las condiciones de hidratación del tejido y el espesor del estrato córneo. Así, estirando la piel antes de que se aplique un rayo láser, se puede reducir adicionalmente el área de piel dañada. Estirar la piel tiene muchas ventajas aparte de solo minimizar la cantidad de piel dañada. Por ejemplo, estirando la piel durante la aplicación de un láser ablativo para crear un microcanal, el diámetro del microcanal se reducirá adicionalmente. De este modo, una infección tiene un punto de entrada menor y la posibilidad de una infección se puede minimizar adicionalmente. Estirar la piel durante la aplicación del rayo láser (tanto un rayo láser ablativo como un rayo láser no ablativo) proporciona ventajas adicionales, por ejemplo, mejor penetración, mejor evacuación de vapores, y ser menos sensible respecto a la posición del objetivo con relación al rayo aplicado.

El sistema también puede incluir un dispositivo de obtención de imágenes para permitir a un usuario observar el área de tejido y elegir un lugar de tratamiento. Por ejemplo, se pueden usar el dispositivo de obtención de imágenes y un procesador de imágenes para determinar la topología de las arrugas de un tejido. Por ejemplo, usando el dispositivo de obtención de imágenes combinado con la aplicación de luz polarizada, el contorno, la profundidad y el perfil de la topología de la piel se pueden determinar más precisamente. La topología de las arrugas se puede proporcionar a la interfaz 13 de entrada para comunicar con el controlador 12 y enviar una señal 14 al dispositivo 3 de láser para maximizar la puntería del dispositivo 3 de láser al tejido 5 elegido como objetivo. La topología de las arrugas se puede usar para medir la eficacia del tratamiento así como para identificar lugares elegidos como objetivo que puedan requerir tratamiento adicional.

También se puede usar un dispositivo de obtención de imágenes para generar retroalimentación óptica, bien manualmente al ojo del usuario o bien automáticamente a un procesador de imágenes, a fin de devolver el láser a un lugar previamente tratado. El procesador puede procesar la imagen obtenida del dispositivo de obtención de imágenes para proporcionar información al controlador para variar las ubicaciones de tratamiento, el láser particular que se va a usar, el tamaño del punto del láser, la ubicación del punto, etc. De este modo, si el paciente se mueve entre impulsos, un dispositivo de obtención de imágenes y un procesador pueden permitir devolver el láser al lugar preciso del impulso previo. El uso de un dispositivo de obtención de imágenes para seguir o determinar ópticamente la posición del tejido se puede usar conjuntamente con el procedimiento descrito anteriormente de la creación secuencial de microcanales, como es bien conocido por los expertos en la técnica.

Como se muestra en la Figura 5, en otra realización de la invención, el microcanal se puede usar para facilitar el tratamiento a tejido subcutáneo por un medio que no sea a través del propio microcanal. El hueco del microcanal puede actuar como una barrera, o separación aislante de aire, entre capas de tejido en cualquier cara del microcanal. Por lo tanto, un microcanal se puede usar junto con tratamiento por energía de radiofrecuencia (RF) para permitir conducir una corriente por debajo del microcanal. Según se ilustra, el microcanal 6 se crea según una realización de la presente invención detallada anteriormente, teniendo una anchura W , una longitud L y una profundidad h . En esta realización, la profundidad h del microcanal alcanza la dermis del tejido y el tejido elegido como objetivo está por debajo del microcanal 6 en la dermis 9. Se pueden aplicar electrodos 15 y 16 de radiofrecuencia al tejido en caras opuestas del microcanal 6. Cuando se aplica una corriente 18 de RF, la propiedad aislante (no conductora) del microcanal 6 requiere que la corriente fluya entre los electrodos 15 y 16, por debajo de la profundidad h del microcanal, dirigiendo la corriente a un tejido más profundo de lo que habría ocurrido en ausencia del microcanal 6. La longitud L del microcanal preferiblemente debe ser al menos dos veces su profundidad ($2D$) de modo que la corriente aplicada pueda pasar a través del tejido elegido como objetivo y no encontrar un camino alternativo de menos resistencia. La longitud del microcanal en esta realización de la invención puede estar en el intervalo de aproximadamente 100 μm a aproximadamente 500 μm , y preferiblemente aproximadamente 300 μm . Según esto, se apreciará que usando los microcanales de la presente invención, se puede conseguir el calentamiento de las capas de tejido más profundas sin dañar el tejido superficial. Se apreciará además que controlar las dimensiones del microcanal, p. ej., la profundidad, la anchura y/o la longitud de los microcanales, puede definir el tratamiento proporcionado por el dispositivo de tratamiento, p. ej., los electrodos de RF, a la capa de tratamiento del tejido. Se apreciará que concentrando la corriente, el microcanal puede proporcionar una densidad de corriente incrementada en el lugar de tratamiento deseado. Un sistema similar se puede usar para el calentamiento y la contracción posterior de fibras de colágeno a una profundidad predeterminada.

Crear un microcanal en el tejido para alcanzar un área de tratamiento elegido también se puede conseguir sin un láser ablativo. Por ejemplo, se puede crear un microcanal mecánicamente con una microaguja calentada. Después de que se forme así el microcanal, se puede aplicar un tratamiento no ablativo.

Se hace ahora referencia a la Fig. 6, que ilustra esquemáticamente un diagrama de flujo de un método para realizar una microablación en un tejido. Según se indica en el bloque 601, el método puede incluir, por ejemplo, situar el dispositivo láser para realizar una ablación en forma de microcanal. Por ejemplo, el usuario del sistema 1 puede situar inicialmente el dispositivo 3 láser con relación a la piel 5 para permitir crear el microcanal en una ubicación deseada. Según se indica en el bloque 602, el método también puede incluir, por ejemplo, determinar la profundidad del microcanal. Por ejemplo, el usuario puede determinar que la profundidad deseada del microcanal 6 (Fig. 2A, 2B y 2C) sea h_3 . Según se indica en el bloque 603, el método también puede incluir, por ejemplo, determinar la anchura del microcanal y/o la zona afectada térmicamente. Por ejemplo, el usuario puede determinar que la anchura deseada del microcanal 6 sea D (Fig. 1) y el perfil deseado de la zona afectada térmicamente puede variar como en 7a, 7b, 7c y 7d (Fig. 3A, 3B, 3C y 3D). También se puede determinar la densidad de microcanales (p. ej., número de canales por superficie). También se puede determinar la longitud de onda para las diferentes fases de la ablación. Según se indica en el bloque 604, el método también puede incluir, por ejemplo, producir un microcanal. Por ejemplo, el dispositivo 3 láser puede emitir un rayo láser y de ese modo puede producir el microcanal 6 en el tejido 5. Según se indica en el bloque 605, el método también puede incluir, por ejemplo, aplicar un tratamiento sobre una ubicación de microcanal. Por ejemplo, aplicar un tratamiento térmico para afectar al colágeno en el fondo del microcanal 6 (Fig. 2D). Se identificará que el paso de aplicar un tratamiento es opcional y no se necesita poner en práctica en todas las realizaciones de la invención.

La Fig. 7 representa un diagrama de flujo de un método para tratar un tejido. En el bloque 700, la orientación del tejido 5 se selecciona para el tratamiento, el tejido, p. ej. piel, se estira, se eleva o se deja natural. En el bloque 701, se realiza el análisis de imágenes de la superficie del tejido, por ejemplo, para crear la topología de las arrugas, para proporcionar información al controlador 12 (Fig. 1) a fin de maximizar la orientación del láser. Se identificará que el paso de análisis de imágenes es opcional y no se necesita poner en práctica en todas las realizaciones de la invención. En los bloques 702 y 703, se puede determinar la profundidad y la anchura de los microcanales, respectivamente, por ejemplo, basándose en el programa de tratamiento seleccionado, o se puede seleccionar por el operador. En el bloque 704, se puede determinar la zona afectada térmicamente (p. ej. área y/o diámetro de necrosis), por ejemplo, fijando la duración de los impulsos, la energía de los impulsos, el número de impulsos o la densidad de las impulsos basándose en el programa de tratamiento, o basándose en la selección del operador. En el bloque 705, se puede determinar el área de contracción de colágeno (es decir, la zona 17 afectada térmicamente) (Fig. 2D). En el bloque 706, un patrón o programa de tratamiento, por ejemplo, puede ser determinado por el operador del dispositivo seleccionando un programa apropiado. En el bloque 707, se puede determinar el tamaño del patrón de los microcanales, por ejemplo, automáticamente mediante exploración, o basándose en el programa de tratamiento, o por un operador que selecciona el tamaño de patrón apropiado. En el bloque 708, se puede determinar el factor de relleno, por ejemplo, la densidad de los microcanales en el tejido, por ejemplo, automáticamente mediante el dispositivo, p. ej., basándose en el programa de tratamiento, o mediante selección por el operador del dispositivo. En el bloque 709, el dispositivo se puede situar sobre el tejido, y, en el bloque 710, se puede realizar el tratamiento formando los microcanales y/o aplicando cualquier otro tratamiento deseado.

5 Se apreciará por las personas de experiencia normal en la técnica que según algunas realizaciones de la presente invención son posibles otras aplicaciones según los principios de la presente invención y están dentro del alcance de esta solicitud. Aunque se han ilustrado y descrito en la presente memoria ciertas características de la invención, muchas modificaciones, sustituciones, cambios y equivalentes se harán ahora evidentes para los expertos normales en la técnica. Por lo tanto, se entenderá que las reivindicaciones adjuntas están destinadas a cubrir todas estas modificaciones y cambios que entran dentro del verdadero espíritu de la invención.

Ejemplo

10 Se debe entender que el siguiente ejemplo de la presente invención no pretende restringir la presente invención ya que se pueden realizar muchas más modificaciones dentro del alcance de las reivindicaciones sin apartarse de su espíritu.

15 Se realizó un estudio que consistía en dos criterios de investigación. El primer criterio evaluaba diferentes dosis de energía láser sobre 47 muestras consecutivas de piel. Las dosis variaban de 5 mJ a 200 mJ. Se midió la anchura y la profundidad de la "columna" formada por ablación así como la anchura y la profundidad de la necrosis circundante. El segundo criterio comparaba los efectos de dosis que variaban de 5 mJ a 20 mJ sobre los brazos de voluntarios seleccionados. Estas evaluaciones se registraron inmediatamente después del disparo del láser; en una hora; un día y cuatro días.

Compendio de resultados o hallazgos

20 La profundidad y el diámetro de las columnas formadas por ablación se correlacionaban de un modo lineal con la dosis. La profundidad de la columna se podía controlar directamente y variaba de 180 a 1.378 micras, dependiendo del nivel de dosis. A pesar del amplio intervalo de parámetros de dosificación, el diámetro de la columna estaba estrechamente confinado y variaba solo de 34-106 micras, estando la mayoría de los diámetros de columna en el intervalo de 50-70 micras. La profundidad de la necrosis variaba de 27-213 micras. La anchura de la necrosis estaba extremadamente confinada y variaba solo de 19-55 micras. Histológicamente, las columnas formadas por ablación producidas por impulsos de 5 mJ y 10 mJ alcanzaban la dermis de media a profunda; las columnas solo penetraban hasta la grasa a la dosis más alta (200 mJ). Con dosis de 5, 10 y 20 mJ, el eritema y el edema cutáneo resultante era evidente en 1-2 días, pero el eritema de medio a moderado desaparecía para el cuarto día. No había casos de necrosis.

Conclusiones alcanzadas

30 Utilizando la evaluación histológica, hay un nuevo dispositivo de microablación basado en dióxido de carbono que puede producir una lesión digital selectiva a colágeno dérmico usando niveles de energía muy bajos. La necrosis colateral es muy limitada. Una evaluación clínica preliminar que usa dosis de energía bajas demuestra eritema de leve a moderado que desaparece en cuatro días. Estos hallazgos se usarán para determinar la dosificación para futuros estudios clínicos.

35 Aunque las realizaciones particulares mostradas y descritas anteriormente resultarán ser útiles en muchas aplicaciones en la especialidad del tratamiento de la piel de la que trata la presente invención, modificaciones adicionales de la presente invención se harán evidentes para los expertos en la especialidad. Se considera que todas estas modificaciones están dentro del alcance de la presente invención según se define mediante las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema (1) para tratar un tejido (5), que comprende:

una fuente (2) de radiación electromagnética que comprende un láser, un dispositivo (3) emisor de radiación electromagnética configurado para aplicar la radiación electromagnética desde la fuente (2) de radiación electromagnética hasta el tejido (5); y

un controlador (12) configurado para controlar la aplicación de la radiación electromagnética;

en donde el controlador (12) está configurado para dirigir el dispositivo (3) emisor de radiación electromagnética para aplicar radiación electromagnética ablativa al tejido (5) para formar por ablación un microcanal (6) en el tejido (5), teniendo el microcanal (6) una anchura predeterminada, una profundidad predeterminada y una zona (7) afectada térmicamente de volumen predeterminado próxima a dicho canal (6);

en donde el controlador (12) está configurado además para dirigir el dispositivo (3) emisor de radiación electromagnética para aplicar un patrón alterno de radiación electromagnética calorífica no ablativa y radiación electromagnética ablativa a través del microcanal (6) hasta tejido subsuperficial (5) próximo al microcanal (6), y

en donde el sistema comprende además un dispositivo de estiramiento configurado para el estiramiento del tejido (5) durante la formación del microcanal (6) y la aplicación del patrón alterno de radiación electromagnética ablativa y no ablativa a la superficie interna del microcanal (6).

2. El sistema (1) según la reivindicación 1, en el que el controlador (12) está configurado para dirigir dicho dispositivo (3) emisor de radiación electromagnética para aplicar una pluralidad de impulsos de parámetros predeterminados para formar dicha zona (7) afectada térmicamente que comprende un volumen no uniforme a lo largo de la profundidad de dicho canal (6) o que comprende un perfil no uniforme a lo largo de la profundidad de dicho canal (6).

3. El sistema (1) según la reivindicación 1, en el que el patrón alterno de radiación electromagnética ablativa y no ablativa incluye un primer impulso ablativo para crear un microcanal (6) seguido por un segundo impulso no ablativo aplicado a una superficie de fondo del microcanal (6), seguido por un tercer impulso ablativo aplicado a la superficie de fondo del microcanal (6).

4. El sistema (1) según la reivindicación 1, en el que cada una de la radiación electromagnética ablativa y no ablativa está configurada para producir una zona (7) afectada térmicamente correspondiente adyacente al microcanal (6); en donde un perfil de una zona (7) afectada térmicamente producida por la radiación electromagnética ablativa es diferente de un perfil de una zona (7) afectada térmicamente producida por la radiación electromagnética no ablativa.

5. El sistema (1) según la reivindicación 1, que comprende además un dispositivo de suministro configurado para suministrar una sustancia al tejido del interior del microcanal (6).

6. El sistema (1) según la reivindicación 1, en el que el controlador (12) está configurado para hacer que el dispositivo (3) emisor de radiación electromagnética aplique cada una de la radiación electromagnética ablativa y no ablativa a través de uno o más impulsos; en donde el controlador (12) está configurado para fijar un retardo prescrito entre impulsos de radiación electromagnética para permitir que el tejido se enfríe.

7. El sistema (1) según la reivindicación 1, que comprende además:

un dispositivo de obtención de imágenes configurado para proporcionar información al controlador para seguir la posición y/o evaluar un estado de tratamiento de puntos elegidos como objetivo en los que se producen los microcanales.

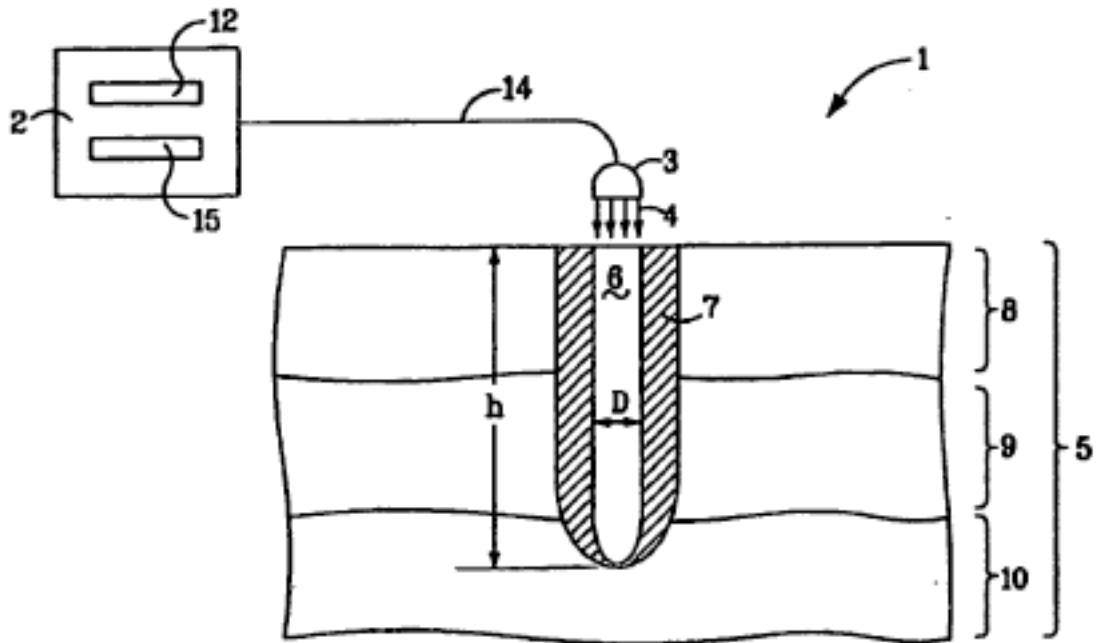
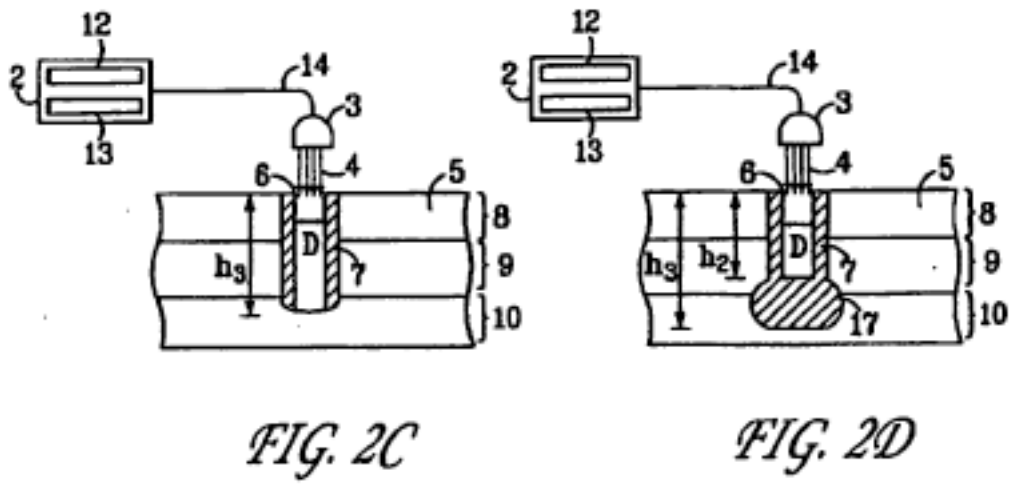
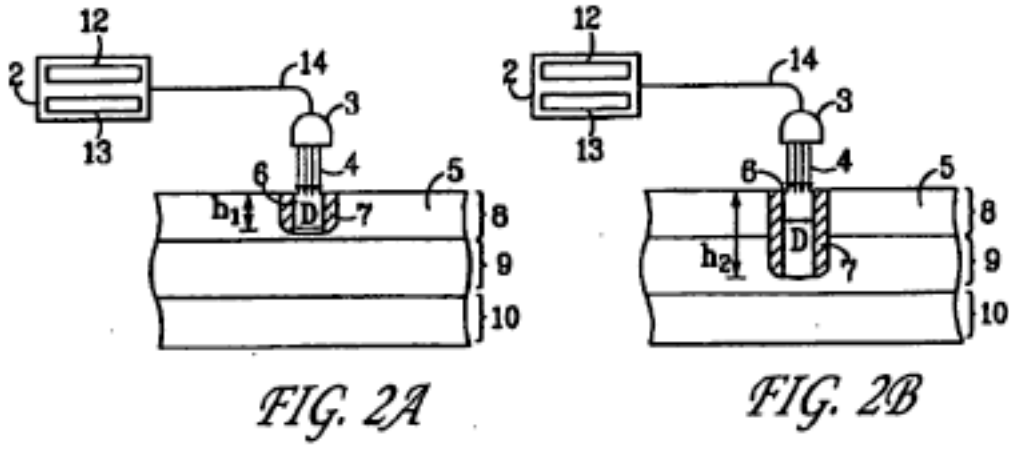


FIG. 1



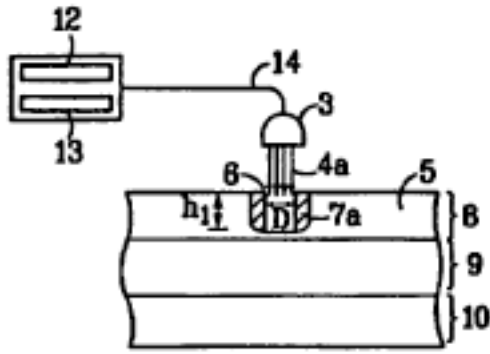


FIG. 3A

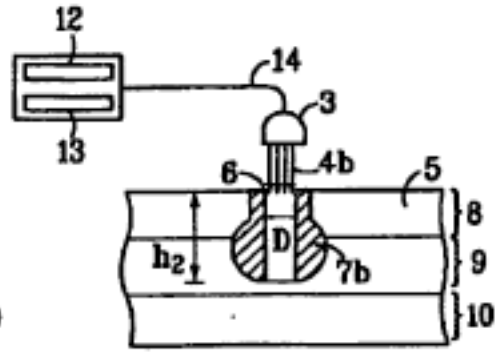


FIG. 3B

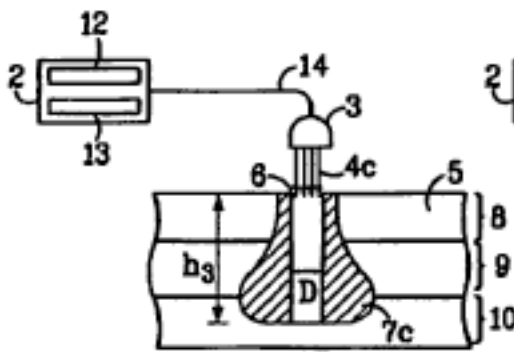


FIG. 3C

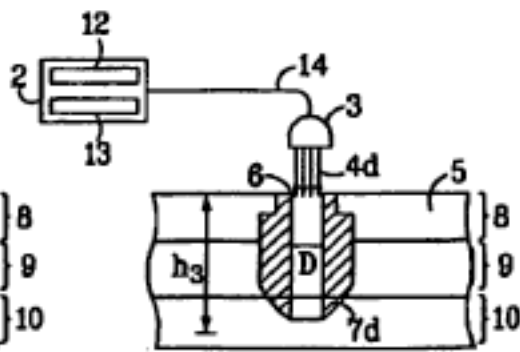


FIG. 3D

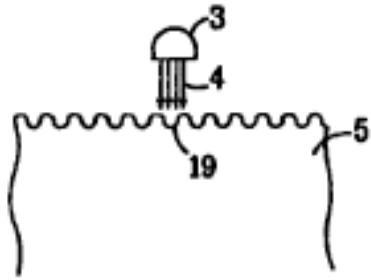


FIG. 4A

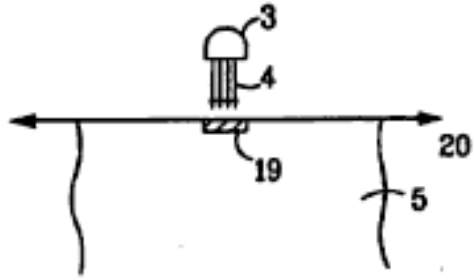


FIG. 4B

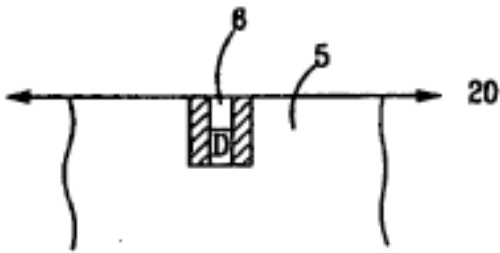


FIG. 4C

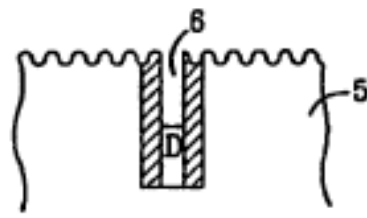


FIG. 4D

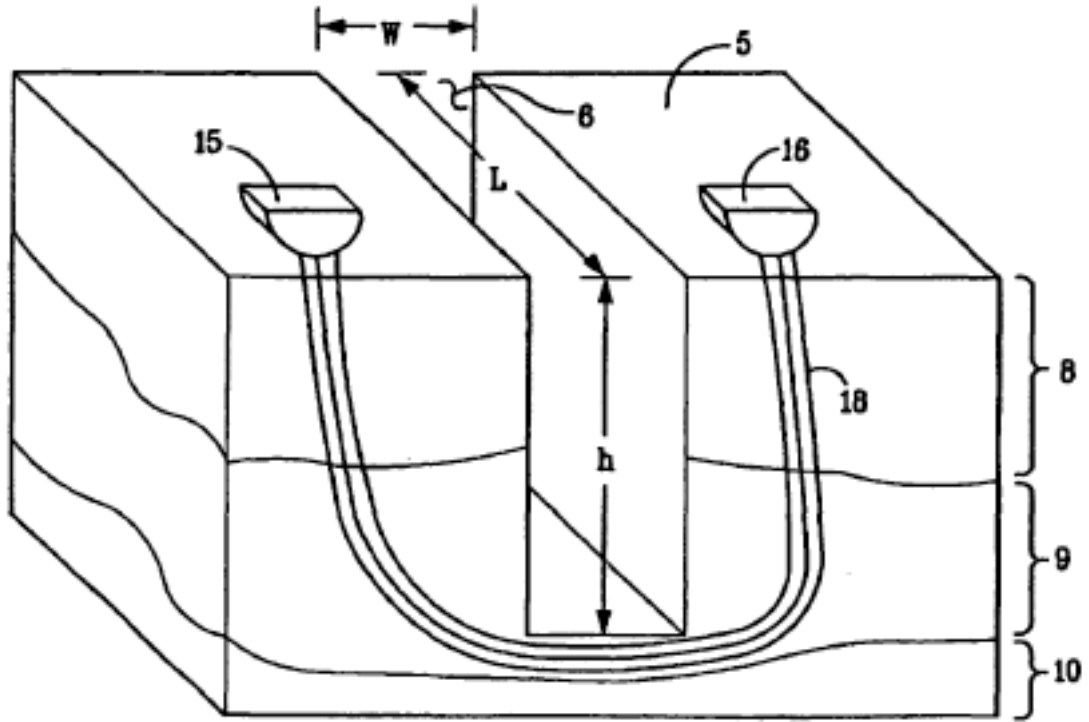


FIG. 5

FIG. 6

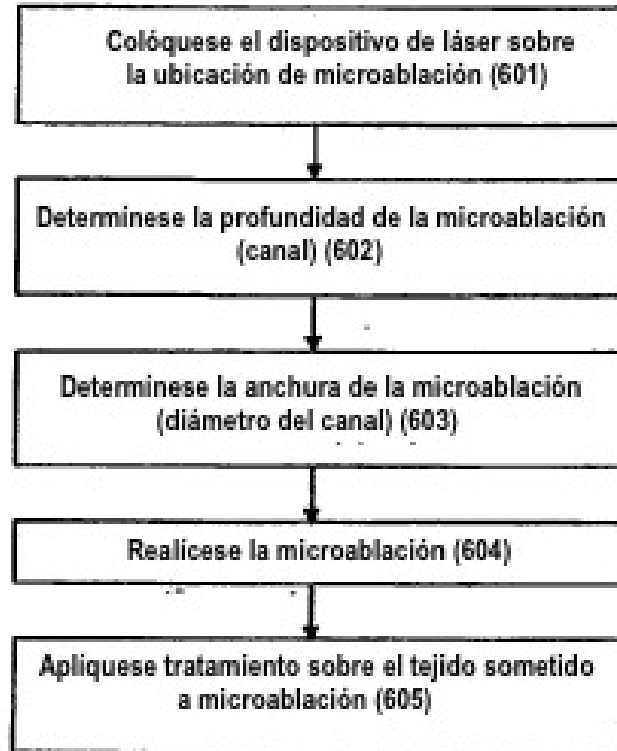


FIG. 7

