

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 639 291**

51 Int. Cl.:

**A61N 5/06** (2006.01)

**A61B 18/20** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **15.04.2013 PCT/EP2013/057759**

87 Fecha y número de publicación internacional: **24.10.2013 WO13156421**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.04.2013 E 13719763 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.06.2017 EP 2838613**

54 Título: **Sistema médico y método para tratar objetivos de superficie profunda**

30 Prioridad:

**18.04.2012 EP 12164678**  
**23.05.2012 US 201261650638 P**  
**29.06.2012 EP 12174266**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**26.10.2017**

73 Titular/es:

**FATEMI, AFSCHIN, DR. (100.0%)**  
**Leuchtenberger Kirchweg 75d**  
**40474 Duesseldorf, DE**

72 Inventor/es:

**FATEMI, AFSCHIN, DR.**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU, S.L.P**

ES 2 639 291 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 médico y método para tratar objetivos de superficie profunda

**Campo técnico**

5 La presente memoria descriptiva está relacionada con novedosos sistemas y métodos médicos basados en láser, y más particularmente con tales sistemas y métodos para tratar estructuras de tejido de superficie profunda asociadas con ciertos trastornos usando múltiples haces de láser.

**Antecedentes de la técnica**

10 Las interacciones láser/tejido y las aplicaciones terapéuticas de luz láser son dos áreas de investigación que crecen rápidamente. Como saben bien los expertos en la técnica, los haces de láser de alta intensidad tienen el potencial de destruir tejido corporal, una propiedad que se puede transformar en finalidades útiles en el campo del tratamiento de ciertos trastornos. Algunos de estos trastornos implican estructuras celulares no deseadas que se pueden encontrar en tejidos de superficie profunda.

15 Sin embargo, estructuras y tejidos que están profundamente enterrados dentro de tejido sano suponen un especial problema para métodos basados en láser si se usan para un tratamiento transcutáneo. Más particularmente, como los láseres son en última instancia solo fuentes de luz coherentes, cualquier intento por "iluminar" una estructura enterrada en los tejidos de superficie profunda con luz láser debe necesariamente también iluminar el tejido que se encuentra entre la fuente de láser en la superficie y la estructura objetivo. Así, el calor de un láser que es dirigido a un objetivo enterrado tiene el potencial de destruir no únicamente la estructura, sino también el tejido que lo encierra, en particular la superficie de piel.

20 Por lo tanto, el uso de láseres en medicina o campos similares está limitado por varios factores; uno es la profundidad de penetración para energías controladas o significativas. La limitación global para llegar a objetivos transcutáneos más profundos (tales como dermis profunda, grasa, tendones, etc., sin quemar la piel al mismo tiempo), es el hecho de que la energía absorbida/temperatura se reduce exponencialmente cuanto más profunda llega la radiación de láser (ley de Lambert-Beer). Esto significa que la mayor parte de la energía lumínica es absorbida en la superficie de la piel. La intensidad se reduce rápidamente cuanto más profundo penetra el láser.

25 Además, el tratamiento transcutáneo de estructuras de tejido de superficie profunda tales como tumores puede inducir un excesivo grado de trauma a la piel, tal como la quemadura de la superficie de piel, que lleva a necrosis y cicatrización.

30 Algunos de los métodos y sistemas disponibles actualmente han intentado vencer estos efectos negativos incluyendo un sistema de refrigeración complejo para refrigerar la piel, en un intento por reducir el excesivo desarrollo de calor en la superficie de la piel y que da como resultado trauma a la capa epidérmica de la piel. Sin embargo, tales sistemas de refrigeración añaden complejidad a la implementación, a menudo requieren el aumento de la potencia láser, y también pueden no proporcionar un nivel de refrigeración deseado o uniforme y la reducción de trauma en la piel. La combinación de no uniformidad en refrigeración y mayor potencia láser pueden suponer para la piel un riesgo de daño incluso mayor. También, ajustar la fluencia (energía/área) entregada por un láser, especificada por procedimientos actuales, generalmente proporciona un nivel de control inadecuado y a menudo lleva a sobretratamiento o infratratamiento. El sobretratamiento puede provocar cicatrización, y el infratratamiento puede dar como resultado una mejora no observable en la situación que se está tratando.

40 El documento US-A-5.746.738 describe un sistema médico para el tratamiento transcutáneo de una estructura objetivo mediante luz láser, que comprende un sistema de entrega de haz de láser que produce una pluralidad de haces de láser para irradiar simultánea o alternadamente la estructura objetivo desde múltiples direcciones a través de la superficie de piel, en donde los haces de láser se ajustan individualmente para tener un nivel de energía insuficiente para realizar ablación y/o quemar la piel. Sin embargo, los sistemas descritos no reducen o resuelven los asuntos mencionados anteriormente.

45 El documento US 7.066.929 B1 describe un sistema médico para realizar fototrosmolisis selectiva de tejido subcutáneo. El sistema médico usa una pluralidad de haces de radiación electromagnética de banda estrecha, en la que cada uno de los haces tiene energía que es insuficiente para calentar el tejido a una temperatura que sea bastante alta como para destruir dicho tejido. Para destruir el tejido objetivo los haces individuales son dirigidos para superponerse en el objetivo para que se genere suficiente calor dentro del tejido objetivo.

50 Además, el documento US 2011/0313408 A1 describe un proceso y un sistema de tratamiento de piel por láser. El sistema médico comprende medios para producir un primer haz de láser de larga duración de pulso y un segundo haz de láser de corta duración y un enfriador de piel para refrigerar la superficie de una región de la piel. La idea principal del sistema médico descrito es que el sistema se diseña para utilizar el primer haz de láser para calentar un volumen de tejido de piel por debajo de la región de superficie refrigerada a una temperatura para producir modificación de tejido de piel pero por debajo de un umbral de daño de tejido de piel. Dentro de esta región calentada del tejido el segundo haz de láser daña mecánicamente la estructura objetivo.

Por lo tanto, se necesitan sistemas y métodos eficaces y mejorados que puedan tratar transcutáneamente estructuras no deseadas en tejidos de superficie profunda.

**Descripción de la invención**

5 La invención y sus realizaciones ventajosas se definen en el grupo adjunto de reivindicaciones. Métodos mencionados en adelante en esta memoria no forman parte de la presente invención.

10 En un primer aspecto, realizaciones de la invención proporcionan sistemas médicos para el tratamiento transcutáneo de una estructura objetivo de tejido profundo mediante luz láser. Un sistema de entrega de haz de láser produce una pluralidad de haces de láser para irradiar simultánea o alternadamente la estructura objetivo desde múltiples direcciones a través de la superficie de piel. Adecuadamente, los haces de láser se ajustan individualmente para tener un nivel de energía insuficiente para realizar ablación y/o quemar la piel. La estructura objetivo comprende una estructura objetivo de tejido profundo. Los haces de láser tienen un nivel de energía combinado en su punto de intersección para lograr un gradiente térmico preseleccionado suficiente para tratar la estructura objetivo de tejido profundo. El sistema médico comprende además un dispositivo de refrigeración para refrigerar la superficie de piel durante la irradiación. Además, el sistema de entrega de haz de láser comprende múltiples láseres. Los láseres 12, 14, 16, 18 se montan adecuadamente en ejes 22, 24, 26, 28, y son rotatorios por motores. Los motores permiten ajustar orientación angular ( $\theta$ ; con respecto a la vertical) de los láseres 12, 14, 16, 18, para ajustar la dirección del haz de láser que emana desde el mismo.

20 La estructura objetivo de tejido profundo se puede seleccionar del grupo que consiste en fibras de colágeno, fibras septales, pelo, vasos sanguíneos, nervios, tejido glandular de cualquier tipo, fascia superficial o profunda, núcleo pulposo, uniones, cartílago, hueso, agua, grasa, glándulas sudoríparas, glándulas sebáceas, bacterias, venas varicosas y células tumorosas.

La estructura objetivo de tejido profundo se puede correlacionar con un trastorno seleccionado del grupo que consiste en celulitis, hiperhidrosis, cáncer, dolor de espalda, acné, tumores, hipertriosis, tejido adiposo, irregularidades de piel, estiramiento de la piel y trastorno ocular.

25 El sistema de entrega de haz de láser puede comprender un láser que usa espejos, elementos rotatorios, escáneres u otros dispositivos para dirigir los haces desde diferentes direcciones/ángulos hacia la estructura objetivo de tejido profundo.

En realizaciones, cada haz de láser puede ser continuo o pulsado.

30 Los haces de láser puede ser producidos al mismo tiempo o alternados o repetidos para lograr el gradiente térmico preseleccionado en la estructura objetivo de tejido profundo.

35 En todavía otro aspecto, se usan realizaciones de la invención en métodos para el tratamiento transcutáneo de una estructura objetivo de tejido profundo en un paciente que comprende las etapas de irradiar simultánea o alternadamente la estructura objetivo de tejido profundo con una pluralidad de haces de láser desde múltiples direcciones a través de la superficie de piel. Los haces de láser tienen individualmente un nivel de energía insuficiente para realizar ablación y/o quemar la piel. La estructura objetivo comprende una estructura objetivo de tejido profundo. Los haces de láser tienen un nivel de energía combinado en su punto de intersección para lograr un gradiente térmico preseleccionado suficiente para tratar la estructura objetivo de tejido profundo. El método comprende además refrigerar la superficie de piel durante la irradiación.

40 La estructura objetivo de tejido profundo se puede seleccionar del grupo que consiste en fibras de colágeno, fibras septales, pelo, vasos sanguíneos, nervios, tejido glandular de cualquier tipo, fascia superficial o profunda, núcleo pulposo, uniones, cartílago, hueso, agua, grasa, glándulas sudoríparas, glándulas sebáceas, bacterias, venas varicosas y células tumorosas.

45 La estructura objetivo de tejido profundo se puede correlacionar con un trastorno seleccionado del grupo que consiste en celulitis, hiperhidrosis, cáncer, dolor de espalda, acné, tumores, hipertriosis, tejido adiposo, irregularidades de piel, estiramiento de la piel y trastorno ocular.

Preferiblemente, la pluralidad de haces de láser son producidos por múltiples láseres.

En una realización, la pluralidad de haces de láser son producidos por un láser que usa espejos, elementos rotatorios, escáneres u otros dispositivos para dirigir los haces desde diferentes direcciones/ángulos hacia la estructura objetivo de tejido profundo.

50 En realizaciones, cada haz de láser es continuo o pulsado.

Los haces de láser puede ser producidos al mismo tiempo o alternados o repetidos para lograr el gradiente térmico seleccionado en la estructura objetivo de tejido profundo.

En un aspecto adicional, el sistema descrito en esta memoria puede ser usado para el tratamiento de una estructura

objetivo de tejido profundo y/o para el tratamiento de un trastorno seleccionado del grupo que consiste en celulitis, hiperhidrosis, cáncer, dolor de espalda, acné, tumores, hipertricosis, tejido adiposo, irregularidades de piel, estiramiento de la piel y trastorno ocular.

5 Según realizaciones, el uso puede implicar que la estructura objetivo de tejido profundo sea interrumpida, sometida a ablación, coagulada, calentada, emulsionada y/o licuada.

Según realizaciones, la estructura objetivo de tejido profundo se selecciona del grupo que consiste en fibras de colágeno, fibras septales, pelo, vasos sanguíneos, nervios, tejido glandular de cualquier tipo, fascia superficial o profunda, núcleo pulposo, uniones, cartílago, hueso, agua, grasa, glándulas sudoríparas, glándulas sebáceas, bacterias, venas varicosas y células tumorosas.

10 La tecnología descrita en esta memoria está relacionada con un sistema médico, y métodos y usos correspondientes, que comprende el novedoso uso de láseres para tratar tejido. Una ventaja de la presente invención es que se hace de una manera para transferir cantidades deseadas de energía a tejidos más profundos, tales como dermis profunda, grasa, vasos profundos, fascia, tumores y otros, sin quemar la piel, en particular la superficie de piel.

15 Se ha desarrollado un sistema de enfoque de láser para tratamiento transcutáneo que permite que una pluralidad de haces de láser se intersequen en un único punto focal dentro de un paciente. Una ventaja adicional de la invención es que, colectivamente, los haces tienen bastante energía para tratar tejido o estructuras no deseadas en el tejido en el punto focal sin quemar ni realizar ablación de la piel, en particular la superficie de piel.

20 Una ventaja adicional de la invención es que cada haz de láser individual no dañará por sí mismo el tejido, en particular el tejido de superficie de piel. El uso de varios láseres de potencia relativamente baja para tratar tejido únicamente cuando son dirigidos colectivamente a un único objetivo tiene rasgos inherentes de seguridad. Por ejemplo, un único láser que tiene un alto nivel de energía no se podría usar para el tratamiento de estructuras objetivo de superficie profunda dado que quemaría las capas superiores de la piel por el alto gradiente térmico provocado por el alto nivel de energía.

25 Una ventaja adicional de la invención es que evita o sustancialmente reduce la limitación anterior - para llegar a objetivos transcutáneos más profundos, tales como dermis profunda, grasa, tendones, etc., debido el hecho de que el energía absorbida/temperatura se reduce exponencialmente cuanto más profundo llega el láser (Ley de Lambert-Beer) - sin quemar la piel al mismo tiempo.

### Breve descripción de los dibujos

30 La figura 1 ilustra esquemáticamente un sistema médico para el tratamiento transcutáneo de tejido, según una realización de la invención;

La figura 2 muestra la función del sistema médico de la figura 1, en uso;

La figura 3 (TÉCNICA ANTERIOR) es un diagrama que muestra el efecto del uso de un sistema de láser tradicional en correlación con la profundidad de penetración, para tratamiento transcutáneo; y

35 La figura 4 es un diagrama que ilustra el efecto del uso de un sistema de láser médico según una realización de la presente invención, en correlación con la profundidad de penetración, para tratamiento transcutáneo.

### Descripción detallada de las realizaciones preferidas

40 A menos que se indique de otro modo en esta memoria, rasgos individuales de diseño de sistema, combinaciones de componentes, etapas de método u otras técnicas descritas en esta memoria se pueden combinar, según realizaciones de la presente invención, con cualquiera o todos los otros rasgos de diseño de sistema, combinaciones de componentes, etapas de método u otras técnicas descritos en esta memoria.

La figura 1 ilustra esquemáticamente un sistema médico 10 para el tratamiento transcutáneo de tejido, según una realización de la invención.

45 Una pluralidad (aquí 4) de dispositivos de láser 12, 14, 16, 18 se montan (p. ej. encima de un paciente para tratamiento del mismo), sobre un alojamiento o bastidor ilustrado esquemáticamente en 20. Colectivamente, más adelante en esta memoria se le hace referencia como sistema de entrega de haz de láser 21.

Como también se indica con respecto al dispositivo de láser 12, este comprende una fuente de láser 30 y óptica de enfoque 32. La construcción de los otros dispositivos de láser es preferiblemente la misma, pero puede ser diferente para adecuarse a diferentes tratamientos.

50 Los dispositivos de láser 12, 14, 16, 18 emiten respectivamente haces de láser 1a, 1b, 1c, 1d, para tratamiento de tejido, como se trata más adelante.

Según realizaciones de la invención, se puede usar una variedad de tipos de láseres 12, 14, 16, 18, p. ej., He:Ne,

Nd:YAG, Er:YAG y otros. El nivel de potencia, la duración de pulso, la frecuencia de los pulsos, y la distancia desde la punta del láser 12, 14, 16, 18 al punto donde convergen los haces de láser, se pueden variar.

5 El sistema de entrega de haz de láser 21 comprende múltiples láseres 12, 14, 16, 18 que proporcionan la pluralidad de haces de láser 1a, 1b, 1c, 1d; y puede haber dos, tres, cuatro o más haces. Según realizaciones de la presente invención, cada haz de láser 1a, 1b, 1c, 1d producido por el sistema de entrega de haz de láser 21 puede ser continuo o pulsado.

10 En una realización, los haces de láser 1a, 1b, 1c, 1d se producen al mismo tiempo, en otra realización los haces de láser 1a, 1b, 1c, 1d se producen alternados o repetidos para lograr el gradiente térmico preseleccionado en la estructura objetivo de tejido profundo. Como alternativa, el sistema de entrega de haz de láser 21 puede incluir dos o más tipos diferentes de fuentes de luz láser 30 para proporcionar una variedad de diferentes longitudes de onda o intervalos de longitudes de onda. Se pueden dirigir haces ópticos 1a, 1b, 1c, 1d de diferentes fuentes de luz láser 30 a la estructura pretendida de uno en uno o al mismo tiempo.

15 Como se ha mencionado anteriormente, ejemplos de fuentes de luz láser 30 incluyen, pero no se limitan a, láseres de diodo, láseres de estado sólido bombeados por diodo, láseres de Er:YAG, láseres de Nd:YAG, láseres de ion argón, láseres de He-Ne, láseres de dióxido de carbono, láseres excímeros, láseres de rubí, etc. Para ciertas realizaciones, una fuente de luz láser 30 es deseablemente un láser de diodo, tal como un láser de diodo de infrarrojos. Sin embargo, se debe reconocer que la selección de un tipo particular de fuente de luz láser 30 en el sistema de entrega de haz de láser depende de los tipos de la estructura objetivo y el tipo del tejido de superficie profunda a tratar usando el sistema médico según la presente invención. El sistema de entrega de haz de láser 21 puede incluir un tipo particular de fuente de luz láser 30 que puede proporcionar una longitud de onda o un intervalo de longitudes de onda.

20 Los láseres 12, 14, 16, 18 se montan adecuadamente en ejes 22, 24, 26, 28, y son rotatorios por motores (no se muestra), p. ej. motores paso a paso. Como se indica con respecto al láser 12, el funcionamiento de los motores permite ajustar la orientación angular ( $\theta$ ; con respecto a la vertical) del láser 12, para ajustar la dirección del haz de láser 1a que emana desde el mismo. El ajuste de los otros láseres 14, 16, 18 se logra de manera similar.

30 La posición espacial del bastidor 20, y por lo tanto de los láseres 12, 14, 16, 18 es ajustada por el mecanismo de posicionamiento 34, que se ilustra esquemáticamente para los propósitos actuales. Los expertos en la técnica apreciarán que el mecanismo de posicionamiento 34 puede comprender varios brazos, enlaces, ejes, bisagras, motores, engranajes y similares, con el fin de mover el bastidor a través del espacio para el posicionamiento óptimo de los láseres 12, 14, 16, 18 con respecto al tejido (no se muestra) a tratar. En particular, el mecanismo de posicionamiento 34 se adapta al menos para mover el bastidor 20 para posicionamiento vertical en la dirección y en la figura 1, pero preferiblemente se adapta para moverse en las direcciones x, y, z.

35 El funcionamiento del sistema 10 es controlado por el sistema de control basado en procesador 36, que incluye adecuadamente dispositivos de aporte de usuario e interfaz gráfica de usuario (no se muestra) para ayudar a un profesional a desarrollar un tratamiento. En uso, el sistema de control 36 envía señales de control y recibe señales (de posición) del mecanismo de posicionamiento 34 por medio de las líneas 38. Adicionalmente, el sistema de control 36 envía señales de control a los láseres 12, 14, 16, 18 por medio de las líneas 40.

40 En realizaciones, el sistema de control 36 se acopla electrónicamente al sistema de entrega de haz de láser 21 por medio de cualquier cable o canal de transmisión inalámbrica y funciona para controlar el funcionamiento del sistema de entrega de haz de láser 21, que incluye las fuentes de láser 30, el elemento de enfoque, o ambos. A modo de ejemplo, el sistema de control 36 puede activar una o más fuentes de luz láser 30 del sistema de entrega de haz de láser así como controlar una variedad de parámetros ópticos asociados con una fuente de luz láser activada 30. Como otro ejemplo, el sistema de control 36 puede controlar elementos de enfoque 32 para controlar o ajustar un patrón de energía óptica que es dirigida a la estructura objetivo.

45 La figura 2 muestra el principio del sistema médico de la figura 1, en uso. Cada uno de los haces de láser (1a, 1b, 1c, 1d) está entregando irradiación de baja energía a la estructura objetivo 5 en un tejido profundo 4 a través de la superficie de piel 2. Ejemplos de la estructura objetivo de tejido profundo 5 son fibras de colágeno, fibras septales, pelo, vasos sanguíneos, nervios, tejido glandular de cualquier tipo, fascia superficial o profunda, núcleo pulposo, uniones, cartílago, hueso, agua, grasa, glándulas sudoríparas, glándulas sebáceas, bacterias, venas varicosas y células tumorosas.

50 Ejemplos de trastornos correlacionados con las estructuras objetivo no deseadas de tejido profundo son celulitis, hiperhidrosis, cáncer, dolor de espalda, acné, tumores, hipertricosis, tejido adiposo, irregularidades de piel, estiramiento de la piel y trastorno ocular.

55 Para proteger la superficie de piel 2 y llegar a objetivos incluso más profundos 5 la superficie de piel 2 es refrigerada mediante refrigeración por contacto (p. ej. usando un intercambiador de calor o disipador térmico) o el uso de técnicas criogénicas u otras; en particular, la superficie de piel 2 puede ser refrigerada con un dispositivo de refrigeración tal como una plaquita de contacto o una pulverización de criógeno (en cada caso, no se muestra).

5 Colectivamente, los haces 1a, 1b, 1c, 1d tienen bastante energía para tratar la estructura objetivo de tejido profundo 5 en su punto focal (intersección). Sin embargo, cada haz de láser individual 1a, 1b, 1c, 1d no dañará por sí mismo tejido por encima de la intersección de los haces de láser 1a, 1b, 1c, 1d. El uso de varios láseres de potencia relativamente baja 12-18 para tratar tejido de superficie profunda únicamente cuando son dirigidos colectivamente a un único objetivo 5 tiene rasgos inherentes de seguridad.

La figura 3 (TÉCNICA ANTERIOR) es un diagrama que muestra el efecto del uso de un sistema de láser tradicional en correlación con la profundidad de penetración, para tratamiento transcutáneo. El valor de potencia normalizado de la radiación incidente sobre el tejido cae exponencialmente con la profundidad de penetración en el tejido.

10 La figura 4 es un diagrama que ilustra el efecto del uso de un sistema de láser médico según la presente realización de la invención en correlación con la profundidad de penetración para tratamiento transcutáneo. El efecto del uso de múltiples láseres enfocados sobre el mismo punto/zona es que la potencia es máxima ( $P_M$ ) en la profundidad  $d_m$ , mientras, por ejemplo, un intervalo operacional utilizable puede estar disponible entre  $d_l$  y  $d_u$ , correspondiente a la potencia  $P_O$ . El sistema de control 36 puede funcionar en uso para mantener el sistema de entrega de haz de láser 21 funcionando entre  $P_O$  y  $P_M$ , y/o para ajustar  $d_l$ ,  $d_m$  y  $d_u$ . Preferiblemente, el intervalo de profundidad  $d_l$  a  $d_u$  se encuentra dentro del intervalo de profundidad de la estructura objetivo 5 en esa ubicación ( $x, z$ ).

20 Debido a la refrigeración de la superficie de piel por ejemplo mediante un dispositivo de refrigeración tal como una plaquita de refrigeración por contacto o una pulverización de criógeno, el tejido suprayacente como la superficie de piel no se quema ni es sometido a ablación. En una realización ventajosa, en la piel se produce quemadura no más profunda que una de segundo grado, en particular en la superficie de piel, y preferiblemente una quemadura no más profunda que una de primer grado.

25 En realizaciones ventajosas el sistema médico 10 según la presente descripción comprende un sistema de entrega de haz de láser 21 para producir múltiples haces de láser profundos 1a, 1b, 1c, 1d que son dirigidos desde múltiples direcciones a través de la piel 2 hacia el objetivo 5 como un tejido de superficie profunda o una estructura de tejido de superficie profunda. En una realización ventajosa, los haces de láser 1a, 1b, 1c, 1d son haces de láser enfocados.

30 Sorprendentemente se encontró que las energías de los haces 1a, 1b, 1c, 1d se añaden hasta una energía total mayor, para lograr la intención deseada de tratar el objetivo 5, alcanzar un gradiente térmico, interrumpir, realizar ablación, coagular, calentar, emulsionar, licuar, etc.; pero debido a la refrigeración y el uso de una pluralidad de haces de láser 1a, 1b, 1c, 1d, la piel superior 2 no es dañada (quemada o sometida a ablación). Según realizaciones de la presente invención, la refrigeración de la superficie de piel 2 permite al profesional tratar estructuras de tejido de superficie muy profundas 5, ya que se pueden usar haces de láser de mayor energía 1a, 1b, 1c, 1d.

35 Realizaciones adicionales de la presente descripción atañen a métodos para el tratamiento transcutáneo de una estructura objetivo de tejido profundo en un paciente que comprenden las etapas de irradiar simultánea o alternadamente la estructura objetivo de tejido profundo con una pluralidad de haces de láser desde múltiples direcciones a través de la superficie de piel, en donde los haces de láser tienen individualmente un nivel de energía insuficiente para realizar ablación y/o quemar la piel, y los haces de láser tienen un nivel de energía combinado en el punto de intersección para lograr un gradiente térmico suficiente para tratar la estructura objetivo de tejido profundo, y en donde la superficie de piel es refrigerada durante la irradiación.

40 Además, algunas realizaciones están relacionadas con usos del sistema médico según la presente descripción para el tratamiento de una estructura objetivo de tejido profundo.

Según los métodos y usos, seleccionando la longitud de onda láser apropiada, el vataje, la tasa de pulsos, la distancia desde cada fuente de láser 30 al punto de intersección, y el número de láseres 12-18, el efecto sobre el tejido corporal se puede controlar cuidadosamente y con precisión.

45 Se ofrece el siguiente ejemplo únicamente a modo ilustrativo, y no está pensado para limitar el alcance de la presente descripción en de ninguna manera.

### Ejemplos

50 A continuación, se proporciona un ejemplo de la presente descripción que muestra el tratamiento mejorado de estructuras objetivo de superficie profunda 5 cuando se usa un sistema médico 10 según la presente invención. Se debe entender que este ejemplo es únicamente a modo ilustrativo y no se debe interpretar como limitativo de esta descripción de ninguna manera.

Ejemplo 1:

Se implementaron tres láseres de pulso largo de 1064 nm 12-16 en un tratamiento de tejido de cadáver reciente. Se usaron configuraciones de fluencia subclínica.

Se colocó un termómetro a 3 mm de profundidad, y en un segundo estudio a 5 mm de profundidad. El disparo de un

único láser de 1064 nm con una fluencia subclínica no aumentó significativamente la temperatura a 3 mm de profundidad. A 5 mm de profundidad, no se observó cambio de temperatura.

5 El disparo de tres láseres de 1064 nm 12-16 desde diferentes ángulos, usando refrigeración de superficie, y apuntando todos los haces 1a-1c a un punto a 3 mm de profundidad produjo un aumento significativo observable en la temperatura en ese punto.

La histología con tinción Azan (véase Mallory FB (1900) Contribución a métodos de tinción. Journal de Experimental Medicine 5: 15-20) de esa zona no mostró daño a estructuras superficiales tales como epidermis o dermis superficial. En la dermis profunda - aprox. 3 mm de profundidad - se pudo ver colágeno desnaturalizado.

10 En otro procedimiento, los tres haces 1a-1c se apuntaron a 5 mm de profundidad. Se dispararon las mismas energías de láser; y se observó un cambio significativo de la temperatura.

La histología no mostró cambios significativos.

Realizaciones adicionales de la invención serán evidentes para expertos en la técnica.

15 En una realización ventajosa, el sistema médico 10 incluye un sistema de entrega óptico tal como un sistema de entrega de haz de láser, que incluye una fuente óptica, en particular un láser o un diodo láser. La fuente óptica funciona para proporcionar energía óptica que puede ser dirigida a una estructura objetivo de superficie profunda, tal como un tumor. En algunas realizaciones, la fuente óptica proporciona energía óptica en forma de uno o más haces ópticos, en particular haces de láser, que pueden ser de onda pulsada o continua y coherentes o incoherentes.

20 En ciertas realizaciones, la fuente óptica puede ser implementada, al menos en parte, usando una o más luz fuentes, tales como fuentes de luz láser. Para ciertas aplicaciones, la fuente óptica deseablemente incluye múltiples fuentes de luz láser, que se pueden disponer en una distribución, tal como una distribución unidimensional o una distribución bidimensional. Una fuente de luz láser puede proporcionar uno o más haces ópticos que tienen parámetros ópticos particulares, tales como fluencia óptica, potencia, temporización, duración de pulso, duración entre pulsos, longitud(es) de onda, etc., para producir un efecto de tratamiento deseado para la estructura objetivo. A modo de ejemplo, una fuente de luz láser puede proporcionar un haz óptico que tiene una longitud de onda o intervalo de longitudes de onda entre aproximadamente 200 nm y 20000 nm, tales como entre aproximadamente 600 nm y 4000 nm.

25 En una realización ventajosa, el sistema de entrega de haz de láser también puede incluir un elemento de enfoque que se acopla ópticamente al láser(es). El elemento de enfoque funciona para dirigir energía óptica desde el láser a la estructura objetivo. En una realización, el elemento de enfoque dirige energía óptica a la estructura objetivo enfocando la potencia de la energía óptica a una o más estructuras objetivo de tejido de superficie profunda.

30 El uso de un patrón de energía óptica también puede facilitar múltiples tratamientos que pueden ser necesarios para producir un efecto deseado completo al permitir que un tratamiento individual sea más leve y con menor riesgo para el paciente. Además, se pueden reducir las impresiones visibles del tratamiento usando un patrón de tratamiento donde una zona de tratamiento individual está a la misma escala o es más pequeña que la textura visible normal o constituyentes de la propia piel.

35 Se acaba de describir la presente invención según varias realizaciones ejemplares, que están pensadas para ser ilustrativas en todos los aspectos, en lugar de restrictivas. Así, la presente invención puede recibir muchas variaciones en implementación detallada, que pueden ser derivadas de la descripción contenida en esta memoria por experto en la técnica en la técnica. Se considera que todas dichas variaciones están dentro del alcance de la presente invención como definen las siguientes reivindicaciones y sus equivalentes legales.

40

**REIVINDICACIONES**

1. Un sistema médico (10) para el tratamiento transcutáneo de una estructura objetivo (5) con una estructura objetivo de tejido profundo mediante luz láser, que comprende un sistema de entrega de haz de láser (21) que produce una pluralidad de haces de láser (1a-1d) para irradiar simultánea o alternadamente la estructura objetivo (5) desde múltiples direcciones a través de la superficie de piel (2), en donde los haces de láser (1a-1d) se ajustan individualmente para tener un nivel de energía insuficiente para realizar ablación y/o quemar la piel (2); en donde los haces de láser (1a-1d) tienen un nivel de energía combinado en su punto de intersección, que es suficiente para interrumpir, realizar ablación, coagular o licuar tejido, y por que el sistema médico (10) comprende además un dispositivo de refrigeración para refrigerar la superficie de piel (2) durante la irradiación, sobre el que un sistema de control (36) se acopla electrónicamente al sistema de entrega de haz de láser (21) por medio de cualquier cable o canal de transmisión inalámbrica y funciona para controlar el funcionamiento del sistema de entrega de haz de láser (21) así como para controlar una variedad de parámetros ópticos asociados con una fuente de luz láser activada (30) de los sistemas de entrega de haz de láser (21), sobre el que el sistema de entrega de haz de láser comprende múltiples láseres (12, 14, 16, 18) que proporcionan la pluralidad de haces de láser (1a-1d)
- 5
- 10
- 15 caracterizado por que los láseres (12, 14, 16, 18) se montan sobre ejes respectivos (22, 24, 26, 28) y son rotatorios por motores para ajustar la orientación angular del láser respectivo y la dirección del haz de láser que emana desde el mismo.
2. El sistema médico (10) según la reivindicación 1, en donde los haces de láser (1a-1d) tienen un nivel de energía combinado en su punto de intersección para lograr un gradiente térmico preseleccionado suficiente para tratar la estructura objetivo de tejido profundo (5) seleccionada del grupo que consiste en fibras de colágeno, fibras septales, pelo, vasos sanguíneos, nervios, tejido glandular de cualquier tipo, fascia superficial o profunda, núcleo pulposo, articulaciones, cartílago, hueso, agua, grasa, glándulas sudoríparas, glándulas sebáceas, bacterias, venas varicosas y células tumorosas.
- 20
3. El sistema médico (10) según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 2, en donde los haces de láser (1a-1d) tienen un nivel de energía combinado en su punto de intersección para lograr un gradiente térmico preseleccionado suficiente para tratar la estructura objetivo de tejido profundo (5) que se correlaciona con un trastorno seleccionado del grupo que consiste en celulitis, hiperhidrosis, cáncer, dolor de espalda, acné, tumores, hipertrichosis, tejido adiposo, irregularidades de piel, estiramiento de la piel y trastorno ocular.
- 25
4. El sistema médico (10) según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en donde el sistema de entrega de haz de láser (21) comprende un láser que usa espejos, elementos rotatorios, escáneres u otros dispositivos para dirigir los haces desde diferentes direcciones/ángulos hacia la estructura objetivo de tejido profundo (5).
- 30
5. El sistema médico (10) según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en donde cada haz de láser (1a-1d) es continuo o pulsado.
- 35
6. El sistema médico según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en donde los haces de láser (1a-1d) se producen al mismo tiempo o alternados o repetidos para lograr el gradiente térmico preseleccionado en la estructura objetivo de tejido profundo (5).

Figura 1

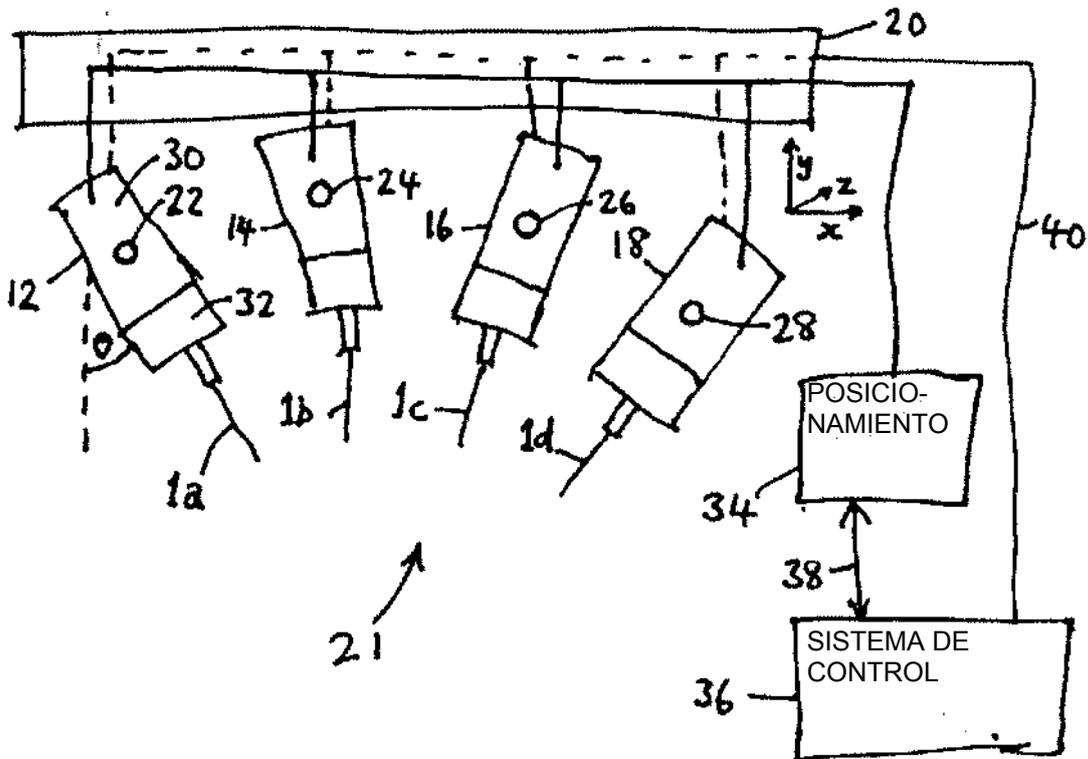


Figura 2

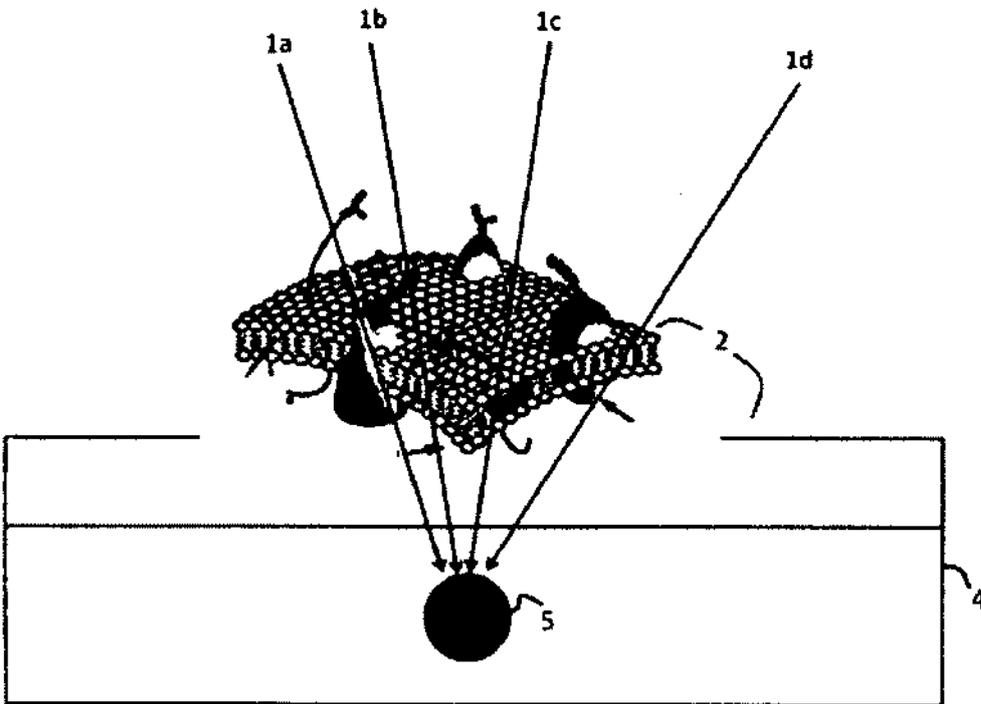
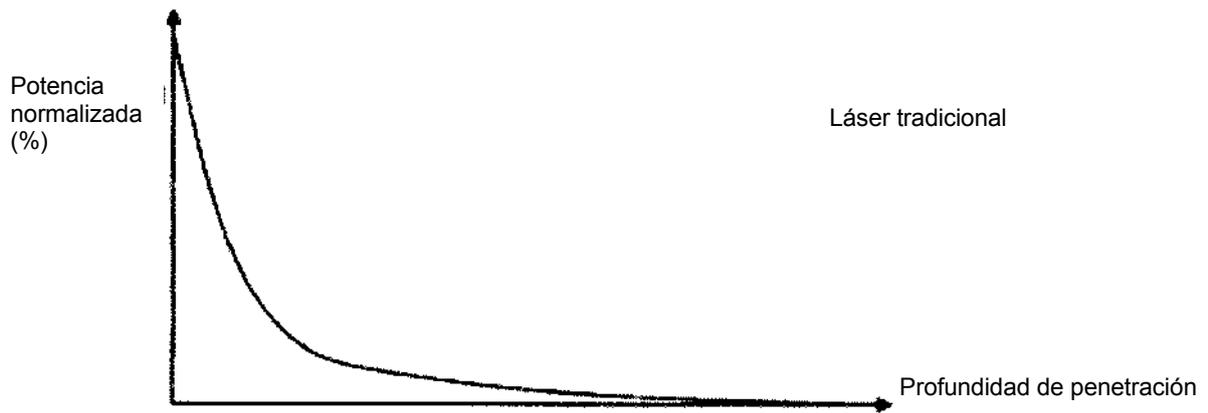


Figura 3



(TÉCNICA ANTERIOR)

Figura 4

