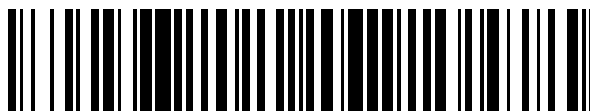


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 532 128**

51 Int. Cl.:

A61B 18/20

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.06.2007** **E 07789770 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.01.2015** **EP 2034920**

54 Título: **Dispositivo para tratamientos de la piel por láser**

30 Prioridad:

26.06.2006 EP 06116057

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

24.03.2015

73 Titular/es:

**KONINKLIJKE PHILIPS N.V. (100.0%)
HIGH TECH CAMPUS 5
5656 AE EINDHOVEN, NL**

72 Inventor/es:

**VERHAGEN, RIEKO;
VAN HAL, ROBBERT, A., M.;
GOTTENBOS, BART;
JANSSEN, JOZEF, J., M.;
ACKERMANS, PAUL, A., J.;
MORALES SERRANO, FRANCISCO;
NEERKEN, SIEGLINDE;
BROKKEN, DIRK y
ROOSEN, GUIDO**

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 532 128 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Dispositivo para tratamientos de la piel por láser

5 CAMPO TÉCNICO

La presente invención se refiere generalmente al tratamiento de la piel utilizando radiación electromagnética. Más concretamente, la invención se refiere a un dispositivo para el tratamiento de la piel, en concreto para un tratamiento no invasivo de tejido de la piel, comprendiendo el dispositivo una fuente de láser para generar un haz de láser durante un tiempo de pulso predeterminado, una superficie de contacto con la piel con la cual el dispositivo, en uso, se aplica a la piel que va a ser tratada, y un sistema óptico para enfocar el haz de láser en un punto focal.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

El deseo de mantener un aspecto juvenil evitando o reduciendo las arrugas en la piel es un problema importante en la sociedad humana. Se han desarrollado muchas técnicas para conseguir el objetivo anterior. Una de las técnicas es dañar parte de la dermis de la piel con el fin de inducir la formación de tejido conectivo y nueva epidermis de la piel. El documento US 5.964.749 da a conocer un procedimiento y un aparato para el suavizado de arrugas aplicando luz pulsada a la piel para calentar y encoger el colágeno. En ciertos modos de realización, se aplica luz con una longitud de onda en el intervalo de 600-1200 nm, en forma de pulsos, y con fluencias de, aproximadamente, 100 J/cm². Preferiblemente, la epidermis se enfría.

Una desventaja del procedimiento dado a conocer y del aparato correspondiente es que presenta un riesgo alto de dañar la epidermis, ya que toda la energía se suministra indiscriminadamente. El daño a la epidermis es altamente indeseable ya que puede conducir a complicaciones y riesgos para la salud de la persona que está siendo tratada.

Un dispositivo del tipo mencionado en el párrafo de apertura es conocido del documento US-A-5.586.981. El dispositivo conocido se utiliza en el tratamiento de enfermedades dérmicas, es decir, enfermedades presentes en la capa de dermis de la piel, por ejemplo lesiones vasculares y de pigmentación. El dispositivo conocido genera un microplasma en una región de blanco de la piel, alterando el microplasma la piel para permitir la retirada de la lesión objetivo. La generación del plasma es el resultado del fenómeno de cesión óptica, que tiene lugar cuando el campo eléctrico provocado por un pico de irradiancia óptica muy alto alcanza un cierto nivel umbral. Una desventaja del dispositivo conocido es que el tratamiento de enfermedades dérmicas puede conducir a efectos secundarios indeseados, en concreto sangrado intradérmico.

El documento US-A-6.482.199 da a conocer un sistema de fuente pulsada de energía electromagnética que es adecuado generalmente para la modificación y eliminación de material y tejido biológico, en el que el efecto de la modificación o eliminación del material o tejido se obtiene generalmente de distintas maneras, incluyendo mediante la inducción de cambios químicos y físicos, cambios en propiedades viscoelásticas, cambios en propiedades ópticas o térmicas, cambios en propiedades químicas, cambios en propiedades físicas o cesión física, fusión parcial o completa de la región de blanco, fusión, y vaporización parcial o completa del volumen de blanco. Ejemplos de áreas de aplicación del sistema conocido son el campo de la eliminación de tejido quemado y la renovación de la piel.

El documento US-A-2006/0004306 da a conocer un dispositivo para el tratamiento de tejido con radiación electromagnética (EMR) para producir redes de islotes tratados mediante EMR en el tejido. Los islotes se pueden inducir a diversas profundidades en el tejido, por ejemplo en las capas superficiales de un tejido, en capas más profundas de un tejido (por ejemplo, 50-500 µm), o en capas subsuperficiales muy profundas del tejido (por ejemplo, 500 µm-4 mm). El dispositivo produce una red de islotes dañados rodeados por volúmenes de tejido sin dañar. Los islotes dañados son el resultado de que el aumento de temperatura de un islote térmico tratado mediante EMR sea suficiente para dar como resultado la coagulación de proteínas, daño térmico, fotoalteración, fotoablación, o vaporización de agua.

El documento WO 2006/120635, que se considera el estado de la técnica para la presente solicitud bajo el artículo 54 (3) del EPC, da a conocer un dispositivo para el control del crecimiento de pelo por medio del cual se generan fenómenos de cesión óptica inducida por láser en tejido de la piel relacionado con el crecimiento de pelo que se sitúa entre 0,3 y 5 mm por debajo de la superficie de la piel.

OBJETO DE LA INVENCION

Un objeto de la invención es proporcionar un dispositivo del tipo mencionado en el párrafo de apertura, que es mucho más seguro para la persona que está siendo tratada ya que se reduce o incluso se impide sustancialmente los daños a la epidermis.

SUMARIO DE LA INVENCION

La invención se define en el conjunto adjunto de reivindicaciones.

El objeto se consigue de acuerdo con la invención por medio de un dispositivo del tipo mencionado en el párrafo de apertura, en el que dicho sistema óptico comprende un manipulador de haz de láser dispuesto para situar el punto focal en tejido de colágeno a una profundidad de tratamiento de entre 0,2 y 2 mm por debajo de la superficie de contacto con la piel, y en el que una dimensión del punto focal y una potencia del haz de láser generado son tales que, en el punto focal, el haz de láser tiene una densidad de potencia que se encuentra por encima de un valor umbral característico para el tejido de colágeno, valor por encima del cual, para el tiempo de pulso predeterminado, tiene lugar un fenómeno de cesión óptica inducida por láser en el tejido de colágeno, y en el que un nivel de energía suministrable en el pulso de haz de láser se encuentra entre 0,5 y 5 mJ medido en la superficie de contacto con la piel, y en el que el sistema óptico tiene una apertura numérica de al menos 0,4.

El dispositivo de acuerdo con la invención es capaz de proporcionar un fenómeno de cesión óptica inducida por láser (LIOB) en la piel al proporcionar pulsos de láser suficientemente intensos. Esta LIOB se basa en una fuerte absorción no lineal de la luz de láser por el tejido de la piel, que tiene lugar por encima de un cierto valor umbral para la densidad de potencia de la luz de láser. Esta fuerte absorción provoca un plasma muy localizado que es capaz de dañar o incluso eliminar tejido en la posición de dicho plasma. Esto es provocado por efectos secundarios principalmente mecánicos tales como una rápida expansión del plasma generado. Este efecto es muy local, debido a que por debajo del umbral, hay una absorción lineal y no lineal nula o muy pequeña, mientras que por encima del umbral se genera un plasma, que absorbe todavía más fuertemente la radiación. En otras palabras, efectos tales como la LIOB solo ocurren en el punto focal, mientras que por encima y por debajo del punto focal no tiene lugar ningún efecto o es mucho más débil. Esto significa que, por ejemplo, la epidermis se pueden proteger fácilmente frente a efectos o daños no deseados. Otro elemento de seguridad frente a daños a la epidermis es el hecho de que la LIOB es muy eficiente. Se necesita una cantidad muy limitada de energía para obtener los efectos locales deseados.

Se apreciará que la profundidad de tratamiento se puede fijar. El dispositivo tendrá una superficie de contacto con la piel, con la que el aparato, en uso, se aplicará a la piel que se va a tratar. Tal superficie de contacto con la piel puede comprender una ventana de salida del haz de láser, o, por ejemplo, una apertura en una carcasa del dispositivo. Una ventana tiene la ventaja de que la posición de la piel, y por tanto la dermis, se puede definir de modo más preciso con respecto dispositivo. Así pues, la posición del punto focal se puede determinar con precisión. En el caso de que el haz de láser y la posición del punto focal estén fijados, el punto focal puede estar presente, por ejemplo, fuera del dispositivo a la profundidad de tratamiento deseada.

Se apreciará que el documento WO 2005/011510 da a conocer un dispositivo para acortar pelos, que se basa en el fenómeno de LIOB. No se sugiere o se da a conocer ningún tratamiento de la piel. No obstante, detalles adicionales en relación con los antecedentes generales de la LIOB que no se dan a conocer en la presente solicitud se pueden encontrar en este documento.

En la presente solicitud, la expresión "una dimensión del punto focal" se puede referir a cualquier dimensión del punto focal basándose en la cual se puede determinar la densidad de energía. En concreto, la dimensión se puede referir al área en sección transversal o, por ejemplo, a diámetro o cintura del haz de láser.

En concreto, la profundidad de tratamiento se encuentra entre 0,2 y 2 milímetros, más concretamente entre 0,5 y 1,5 mm, por debajo de la superficie de contacto con la piel. Un grosor total típico de la epidermis con la capa córnea, en el rostro, se encuentra entre 0,06 y 0,2 mm y un grosor típico de la capa de dermis es de 2 mm. Así pues, la dermis se puede encontrar a una profundidad de entre 0,2 y aproximadamente 2 mm. Una profundidad de tratamiento de entre 0,5 y 1,5 mm ofrece un intervalo que permite el tratamiento de la dermis con suficiente expansión y aun así sin riesgos para las capas circundantes, tales como la epidermis.

Un nivel de energía suministrable en el pulso de haz de láser se encuentra entre 0,5 y 5 mJ, medida en la superficie de contacto con la piel, y típicamente de, aproximadamente, 1 mJ. Tales niveles de energía han resultado ser útiles en el tratamiento, es decir, generan un daño suficiente para estimular el crecimiento de tejido nuevo. En las indicaciones de nivel de energía anteriores, la energía se mide en la superficie de la piel, es decir, se refiere a la energía realmente emitida en la piel.

El sistema óptico tiene una apertura numérica de al menos 0,4, y en un modo de realización concreto, al menos 0,6. Tales valores para la apertura numérica tienen que ver con la seguridad para las capas de piel situadas por encima, en concreto la epidermis. Como la epidermis, en concreto, contiene muchos cromóforos tales como melanina, la absorción lineal residual en la epidermis no es despreciable. Así pues, es ventajoso mantener la fluencia, o densidad energética, en tales capas lo suficientemente baja. Esto se puede conseguir proporcionando un haz de láser fuertemente enfocado, es decir, con un gran ángulo de convergencia, y por tanto con una apertura numérica grande del sistema óptico. El haz de láser cubre así un área lo suficientemente grande para mantener la fluencia en la epidermis dentro de un intervalo aceptable. En concreto, la fluencia de la epidermis debe ser como máximo de 3 J/cm². Nótese que la apertura numérica depende de la profundidad de tratamiento y de la energía real en el pulso. Cálculos modelizados muestran que una apertura numérica de al menos 0,4 es suficiente para una profundidad de

tratamiento de 0,5 mm y una energía de 1 mJ en el plasma (en el área de foco), mientras que se necesitan ANs mayores para niveles de energía mayores y menores profundidades de tratamiento, y viceversa.

En un modo de realización especial, el dispositivo comprende además un sensor de imagen de la superficie de la piel, que se dispone para determinar información topográfica de la superficie de la piel que va a ser tratada. En concreto, el sensor se dispone para determinar la curvatura y/o un mapa de altura de la piel que va a ser tratada con respecto al dispositivo. Ejemplos de tales sensores son conocidos en sí mismos, aunque se hace mención especial de un sistema de sensor que comprende un proyector dispuesto para proyectar un patrón sobre la superficie de la piel y un sensor que se dispone para detectar la imagen del patrón sobre la piel, y para determinar la información topográfica deseada a partir de la imagen detectada. Entre las posibles alternativas se contempla igualmente un sistema de dos o más cámaras, tales como cámaras CCD, que pueden estar provistas con una unidad de control que puede derivar información topográfica (3D) a partir de las imágenes de las cámaras respectivas.

En un modo de realización especial, el sensor de imagen de la superficie de la piel se dispone para determinar una posición de una línea de una depresión localmente de máxima profundidad de la piel. Tal línea de una depresión localmente de máxima profundidad corresponde a una arruga. Puede haber más de una de tales líneas al mismo tiempo en una imagen, y dos o más líneas pueden estar interconectadas. El sensor de imagen de la superficie de la piel comprende, por ejemplo, una unidad de control que se dispone para determinar dicha posición, por ejemplo basándose en las curvas más fuertes en el patrón proyectado, la sombra más profunda, o cualquier otra técnica conocida por el experto en la materia. Tal modo de realización ayuda a encontrar una posición correcta para el tratamiento. Esto se puede indicar, por ejemplo, mediante una señal audible o visual, etc.

En un modo de realización especial, el dispositivo comprende además un monitor para mostrar la información topográfica. Esta puede ser en forma de un mapa u otra representación visual de una imagen de la piel, o solo de las arrugas. Es igualmente posible indicar la posición momentánea del haz de láser, o, si se emite, la posición proyectada del mismo. El operario puede a continuación colocar manualmente el dispositivo para un tratamiento adecuado, de acuerdo con la información mostrada.

En un modo de realización concreto, el sistema óptico se puede ajustar, basándose en la información topográfica, de tal modo que el punto focal sea suministrable a la profundidad de tratamiento. En virtud de esta característica, es posible, por ejemplo, tener en consideración que la dermis en una arruga puede estar presente a algo más de profundidad que en la piel circundante. Tal diferencia se puede encontrar cuando la piel no puede ser alisada completamente por una ventana de salida del haz de láser o similar.

En concreto, el sistema óptico comprende una lente ajustable o un espejo ajustable. Ambos elementos, o una combinación de los mismos, pueden proporcionar la acción de enfoque. Ambos se pueden hacer ajustables para ajustar la posición del punto focal, tanto en profundidad con respecto a la superficie de la piel como en posición a lo largo de la superficie de la piel. La lente ajustable puede comprender una lente con un ajuste de distancia, o puede ser una lente de zoom. El espejo ajustable puede comprender un espejo que puede girar en una o más, preferiblemente dos, direcciones. El espejo puede ser plano, por ejemplo cuando se combina con una lente, o puede ser cóncavo, en concreto si el espejo proporciona una acción de enfoque.

Ventajosamente, la lente ajustable comprende una lente autofocus. Tal lente se ajusta automáticamente con respecto a la superficie de la piel. Esto asegura una profundidad de tratamiento correcta en casi todas las circunstancias.

En un modo de realización especial, el sistema óptico comprende además un manipulador del haz de láser para colocar el punto focal. Tal manipulador del haz de láser puede comprender, por ejemplo, un espejo movable y un actuador del espejo para mover el espejo, así como una unidad de control del mismo. El manipulador de haz laser puede comprender asimismo la lente o espejo ajustables. El manipulador del haz de láser se puede utilizar para colocar el punto focal sobre y en la piel. El operario puede controlar el manipulador del haz de láser, por ejemplo, basándose en la información topográfica mostrada sobre la piel.

En un modo de realización concreto, el manipulador del haz de láser se dispone para colocar el punto focal con respecto a la línea de una depresión localmente de máxima profundidad, y en concreto sobre dicha línea, por supuesto dentro de la dermis. A este efecto, una unidad de control puede controlar adecuadamente el manipulador del haz de láser basándose en información de posición de dicha línea, por ejemplo basándose en información topográfica acerca de la superficie de la piel. Este modo de realización es muy fácil y seguro de utilizar, especialmente para uso doméstico. Un usuario puede aplicar el aparato a la piel. El sensor de imagen determina información topográfica, que es evaluada, por ejemplo, por el sensor o la unidad de control. La unidad de control controla entonces el manipulador del haz de láser para dirigir la emisión de uno o más pulsos de haz de láser en la(s) dirección(es) adecuada(s). Tan pronto como el dispositivo ha finalizado el tratamiento, se puede dar una señal.

La invención en su conjunto utiliza la circunstancia de que la piel transmite radiación electromagnética que se va a enfocar en la dermis, en un punto focal muy pequeño. Para maximizar este efecto, una longitud de onda del haz de láser se encuentra entre 800 y 1100 nm. En este intervalo, la transmisión es alta y la dispersión y absorción lineal

son bajas. Así pues, se puede conseguir fácilmente la LIOB, de modo preciso (es decir, muy localmente) y eficientemente. No obstante, esto no excluye el uso de otras longitudes de onda.

En concreto, el tiempo de pulso predeterminado es de entre 100 ps y 10 ns. En este intervalo, el plasma generado por la LIOB es muy local, es decir, tiene una pequeña extensión espacial, lo que minimiza el riesgo de daños inintencionados a los tejidos circundantes. Además, la potencia pico necesaria para obtener la LIOB es sustancialmente independiente del tiempo de pulso en este intervalo. No obstante, se pueden utilizar igualmente otros tiempos de pulso, por ejemplo en el intervalo de, aproximadamente, 100 fs a 100 ps.

En todo lo anterior, se debe entender que en lugar de un único pulso, es posible igualmente proporcionar un número de pulsos, en tanto en cuanto los pulsos generen un fenómeno de LIOB.

Un procedimiento de tratamiento de la piel, en concreto un tratamiento no invasivo del tejido de la piel, comprende proporcionar un haz de láser que tiene una potencia de láser durante un tiempo de pulso predeterminado, enfocar dicho haz de láser en un punto focal con una dimensión tal que, en el punto focal, el haz de láser tiene una densidad de potencia que se encuentra por encima de un valor umbral característico para el tejido de la piel, valor por encima del cual, para el tiempo de pulso predeterminado, tiene lugar un fenómeno de cesión óptica inducida por láser (LIOB) en el tejido de la piel, en el que el punto focal se sitúa en una capa de dermis de la piel. Tal tratamiento cosmético es deseable, por ejemplo, para personas que desean reducir las arrugas en la piel. El mecanismo se ha presentado en la discusión del dispositivo de acuerdo con la invención, y por tanto no se repite aquí. Asimismo, elementos técnicos específicos pueden ser utilizados por consiguiente en el procedimiento, a menos que se relacionen específicamente con el dispositivo. No todos los mencionados elementos se repetirán a continuación, aunque se consideran dadas a conocer explícitamente las combinaciones. Además se hace hincapié en que el procedimiento proporciona un modo de tratar las arrugas de un modo seguro, que puede ser utilizado por usuarios no profesionales de un modo seguro y conveniente.

En concreto, el punto focal se sitúa a una profundidad de entre 0,2 y 2 milímetros por debajo de la superficie de contacto con la piel, en concreto entre 0,5 y 1,5 mm, con el fin de estar en la dermis, con un margen de seguridad para evitar daños indeseados a otro tejido de la piel.

En concreto, una fluencia del pulso de haz de láser es como máximo de 3 J/cm² en la piel entre la superficie de la piel y la capa de dermis. Tal fluencia se considera segura para dichas capas de piel. Junto con los niveles de energía preferidos para el pulso de haz de láser, esto conduce a ángulos apicales preferidos del haz de láser, en concreto de al menos 11° (medio ángulo) para 1 mJ y una profundidad de tratamiento de 0,5 mm. Dependiendo de la profundidad de tratamiento deseada y la energía del pulso, el experto en la técnica puede determinar fácilmente el ángulo apical preferido, o la apertura numérica relativa, preferiblemente con la ayuda del gráfico de la fig. 2.

El procedimiento puede comprender además una etapa de proporcionar una sustancia entre la piel que va a ser tratada y el dispositivo, teniendo dicha sustancia un índice de refracción de entre aproximadamente 1,3 y 1,6, en concreto aproximadamente 1,4. Tal sustancia de adaptación de índices contribuye a evitar efectos de curvado óptico por la piel, tanto macroscópicamente por la curvatura en una arruga, aunque asimismo microscópicamente por la estructura superficial de la propia piel. Además reduce pérdidas debido a reflexiones en las interfaces.

El dispositivo de acuerdo con la invención para el tratamiento de la piel, en concreto una reducción no invasiva de arrugas en la piel, utiliza la ventaja que presenta la LIOB en el tratamiento de la piel, es decir, puede proporcionar pequeñas cantidades de energía muy localmente, y a una profundidad deseada sin afectar a las capas por encima. El dispositivo es así inherentemente seguro, en concreto en comparación con otros dispositivos que aplican radiación electromagnética.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La fig. 1 muestra esquemáticamente las partes más importantes del dispositivo en uso al tratar la piel, la fig. 2 muestra un gráfico modelo de AN mínima como función de la profundidad de tratamiento, la fig. 3 muestra esquemáticamente un modo de realización del dispositivo de acuerdo con la invención, y la fig. 4 muestra esquemáticamente un patrón de imagen ejemplar en una piel arrugada.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LOS EJEMPLOS

La fig. 1 muestra esquemáticamente las partes más importantes del dispositivo en uso al tratar la piel. Por medio del número de referencia 10, se designa una parte del dispositivo, mientras que 20 designa la piel que va a ser tratada. El dispositivo 10 comprende una carcasa 12 con una ventana de salida 14 del haz de láser, a través de la cual se emite un haz de láser 16 que se enfoca en un punto focal 18.

La piel 20 comprende una epidermis 22 y una dermis 24. La piel 20 tiene una arruga 30, que está rellena con un medio de adaptación de índices.

En uso, el dispositivo 10, o al menos la parte mostrada aquí, se aplica a la piel 20. Un haz de láser 16 se emite a través de la ventana de salida 14 del haz de láser, que puede estar hecha de un material transparente o puede ser simplemente una apertura en la carcasa 12. Sin embargo, una ventana de material transparente presenta la ventaja de que define mejor la posición de la piel 20 con respecto al dispositivo 10.

El haz de láser 16 recuerda aproximadamente a un hiperboloide, con un ángulo apical α y una cintura o punto focal 18. El punto focal es igualmente la posición del fenómeno de LIOB, indicado por medio del símbolo de explosión. La convergencia del haz de láser en un punto focal contribuye a localizar el fenómeno de LIOB y contribuye a impedir daños a la epidermis 22, ya que la densidad de potencia es mucho más baja que en el punto focal 18 en la dermis 24.

El punto focal 18 se sitúa por debajo de la arruga 30 y en la dermis 24. Para impedir un efecto de lente por la piel y la curvatura de la arruga 30, se aplica un medio de adaptación de índices a la piel con el fin de rellenar la arruga entre la epidermis 22 y la ventana 14. El material de adaptación de índices debe tener un índice de refracción aproximadamente entre el índice de refracción de la ventana 14 y el de la epidermis 22, preferiblemente aproximadamente igual al índice de refracción del epidermis 22. En el caso ideal, la ventana 14 y el material de adaptación de índices tienen el mismo índice de refracción que la epidermis, aproximadamente 1,4.

La fig. 2 muestra un gráfico de un cálculo de modelo de la apertura numérica (AN) mínima necesaria para generar un fenómeno de cesión óptica inducida por láser mediante la aplicación de una energía de 1 mJ en el plasma en el área de enfoque sin provocar daños a las capas de epidermis por encima, como una función de la profundidad de tratamiento por debajo de la superficie de la piel. Por ejemplo, la AN del sistema óptico necesaria para conseguir una LIOB a 0,5 mm por debajo de la superficie de la piel con 1 mJ es de aproximadamente 0,4. Con el fin de tener un margen de seguridad para evitar daños a las capas epidérmicas, la AN debe ser por tanto al menos 0,4. Nótese que la AN necesaria para profundidades de tratamiento mayores es por supuesto menor que para profundidades de tratamiento pequeñas, debido a la mayor distancia a las capas epidérmicas que no deben ser dañadas. Sin embargo, la intensidad total y la energía necesaria para conseguir una formación suficiente de plasma por LIOB a la profundidad de tratamiento se vuelve mayor, debido a la absorción residual y la dispersión en las capas situadas por encima.

El cálculo anterior y el gráfico son para una energía típica de 1 mJ. En el caso de mayores energías, el gráfico se desplazará hacia valores mayores de la AN, mientras que para energías menores el valor mínimo de la AN será menor.

La fig. 3 muestra esquemáticamente un modo de realización del dispositivo de acuerdo con la invención. En esta figura, así como en cualquier otra figura, partes similares se denotan mediante los mismos números de referencia.

El dispositivo comprende una carcasa 12 con una fuente de láser 40 que emite un haz de láser 42 sin enfocar, y se conecta a una unidad de control 44 que controla asimismo un manipulador de haz de láser 48 con un espejo 46. El sistema óptico 50 enfoca el haz de láser 42 sin enfocar en un haz de láser 16 enfocado con un punto focal 18.

Un proyector de franjas y una óptica de proyección de franjas se han designado respectivamente como 52 y 54, mientras que un sensor de imagen de arrugas y una óptica de imagen de arrugas se han denotado respectivamente como 56 y 58.

El número de referencia 60 denota medios de visualización, mientras que 62 denota un medio de adaptación de índices.

Debe apreciarse que las partes en el cuadro en línea discontinua se pueden proporcionar de modo que se conecten a la fuente de láser 40 por medio de, por ejemplo, una fibra óptica. Esto proporciona una unidad de aplicación pequeña y de peso ligero, con la fuente de láser, etc., más voluminosas y pesadas en una unidad estacionaria y separada.

La unidad de control 44 controla la fuente de láser 40 para emitir radiación de láser en un haz 42 sin enfocar. Esto se puede hacer de un modo pulsado con un tiempo de pulso predeterminado, por ejemplo entre 0,1 y 100 ns, sin descartar otros tiempos de pulso. El haz de láser se puede enfocar por medio del sistema óptico 50, indicado aquí tan solo muy esquemáticamente por medio de una única lente. Esta lente 50 puede ser igualmente una lente compleja, y puede ser preferiblemente una lente de zoom. Una lente de zoom puede tener una longitud focal variable o puede ser una lente con una posición ajustable. En cualquier caso, la posición del punto focal 18 con respecto a la piel puede ser ajustada.

Además, el espejo 46, que puede ser manipulado por el manipulador de haz de láser 48, que a su vez está controlado mediante la unidad de control 44, se dispone para situar el punto focal 18 con respecto a la piel, en concreto con respecto a una arruga 30.

La posición de tal arruga 30 se puede determinar como sigue. El proyector de franjas 52 proyecta un patrón de una o más franjas sobre la piel mediante una óptica de proyección de franjas 54. El patrón, como se presenta sobre la piel con arrugas, es convertido en imagen mediante el sensor de imagen 56 de la arruga mediante la óptica de imágenes de la arruga 58. La imagen así detectada es evaluada por la unidad de control 44 por medio de procedimientos (de programación) conocidos en la técnica. De este modo, se obtiene información topográfica de la piel, en concreto la altura como función de la posición en la piel. Basándose en esta información, la unidad de control 44 controla el manipulador de haz de láser 48 para dirigir el punto focal 18 hasta una posición por debajo de la arruga 30.

Nótese que es posible igualmente obtener la información de otras maneras. Por ejemplo, ambas partes 52 y 56 pueden ser cámaras con ópticas 54 y 58 correspondientes. Ambas cámaras obtienen imágenes de la superficie de la piel, que por medio de programas de imagen conocidos se pueden convertir en mapas 3D de superficie.

El dispositivo descrito anteriormente se automatiza fácilmente, ya que al aplicar el dispositivo a la piel se puede realizar un mapa de superficie de la piel. Basándose en cualquiera de las arrugas detectadas en dicho mapa de superficie, la unidad de control 44 dirige pulsos de haz de láser a la dermis bajo dichas arrugas. Tras tratar todas o un número seleccionado de las arrugas, se puede dar una señal que indica que el tratamiento se ha completado. No se requiere de ningún operario para realizar el tratamiento, determinar las arrugas, etc. Tal dispositivo está bien adaptado para su uso por el consumidor.

La información, o una imagen de la piel que se va a tratar, se puede mostrar asimismo en la pantalla 60. Esto ofrece la posibilidad de una comprobación visual antes de tratar realmente la piel. Esto ofrece asimismo la posibilidad de utilizar un dispositivo con una posición fija del punto focal, es decir, sin un manipulador de láser y/o sin una lente de zoom. Por ejemplo, si el punto focal se dispone a una profundidad fija de 1,5 mm, así como en una posición fija con respecto al dispositivo, lo que se puede indicar en la pantalla por una cruz o similar, un operario puede colocar manualmente el dispositivo sobre una arruga. A continuación aplica la cantidad necesaria de energía de láser, tras lo cual se puede seleccionar un nuevo punto de tratamiento.

La fig. 4 muestra esquemáticamente un patrón de líneas ejemplar de líneas oscuras 70 y líneas claras alternadas sobre la piel, que son el resultado de proyectar un patrón de líneas paralelas sobre una piel sin una arruga. La arruga es claramente visible como un valle, indicado por la línea discontinua 72. Un protocolo de tratamiento típico, en forma de puntos que van a ser irradiados por el láser, se indicado mediante una serie de cruces. Obviamente, cualquier punto en o cerca de la línea discontinua se puede seleccionar para tratar la arruga.

La invención como se ha dado a conocer aquí no pretende limitarse a los modos de realización descritos. Antes bien, ya que el experto en la técnica puede adaptar y modificar tales modos de realización dentro de su conocimiento, el ámbito de la invención se determina mediante las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo (10) para el tratamiento de la piel, en concreto para un tratamiento no invasivo del tejido de la piel, comprendiendo el dispositivo:

- una fuente de láser (40) para generar un haz de láser (42) durante un tiempo de pulso predeterminado,
- una superficie de contacto con la piel (14) con la cual el dispositivo (10), en uso, se aplica a la piel que va a ser tratada, y
- un sistema óptico (46, 48, 50) para enfocar el haz de láser (42) en un punto focal (18), comprendiendo dicho sistema óptico un manipulador de haz de láser (46, 48) dispuesto para situar el punto focal (18) en una capa de dermis de la piel a una profundidad de tratamiento entre 0,2 y 2 milímetros por debajo de la superficie de contacto con la piel (14),
- en el que una dimensión del punto focal (18) y una potencia del haz de láser (42) generado son tales que, en el punto focal, el haz de láser tiene una densidad de potencia que está por encima de un valor umbral característico para el tejido de la piel en la capa de dermis de la piel, valor por encima del cual, para el tiempo de pulso predeterminado, tiene lugar un fenómeno de cesión óptica inducida por láser en el tejido de la piel (22, 24),
- en el que un nivel de energía suministrable en el pulso de haz de láser se encuentra entre 0,5 y 5 mJ medido en la superficie de contacto con la piel (14), y en el que el sistema óptico tiene una apertura numérica de al menos 0,4,

caracterizado porque el sistema óptico comprende una unidad de control configurada para controlar el manipulador de haz de láser basándose en información de posición de una línea de depresión localmente de máxima profundidad de la piel, y porque el manipulador de haz de láser se dispone para situar el punto focal con respecto a dicha línea.

2. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además un sensor (52, 56) de imagen de la superficie de la piel que es capaz de determinar información topográfica acerca de una superficie de la piel que va a ser tratada.

3. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 2, en el que el sensor (52, 56) de imagen de la superficie de la piel se dispone para determinar una posición de la línea de una depresión localmente de máxima profundidad de la piel.

4. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 2, en el que el sistema óptico (46, 48, 50) se puede ajustar basándose en la información topográfica.

5. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 3, en el que el manipulador de haz de láser (46, 48) se dispone para situar el punto focal (18) sobre o por debajo de dicha línea.

6. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, en el que una longitud de onda del haz de láser (42) está entre 800 y 1100 nm.

7. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el tiempo de pulso predeterminado está entre 100 ps y 10 ns.

8. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el tiempo de pulso predeterminado está en un intervalo de 100 fs a 100 ps.

9. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la profundidad de tratamiento está entre 0,5 y 1,5 mm por debajo de la superficie de contacto con la piel (14).

10. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, en el que una fluencia del pulso de haz de láser es como máximo de 3 J/cm² en un área de la piel entre una superficie de la piel y la capa de dermis (24).

11. Un dispositivo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el sistema óptico (50) tiene una apertura numérica de al menos 0,6.

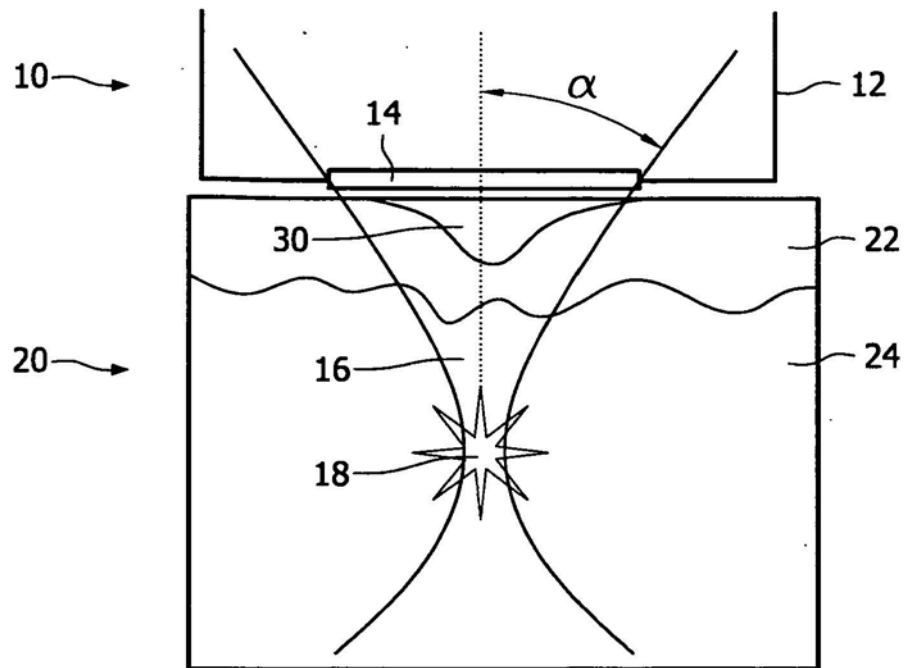


FIG. 1

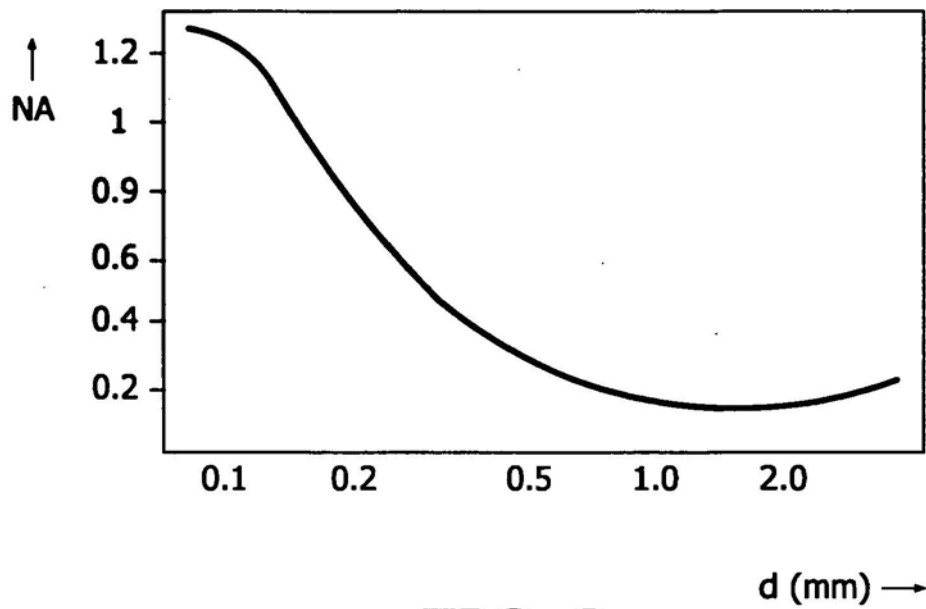


FIG. 2

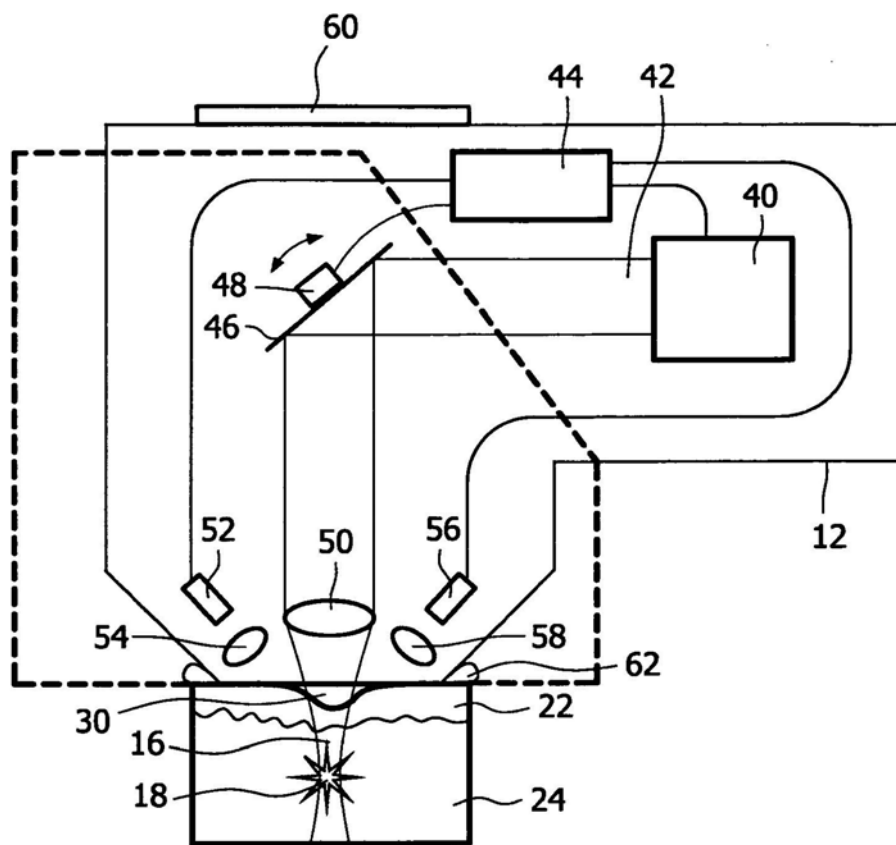


FIG. 3

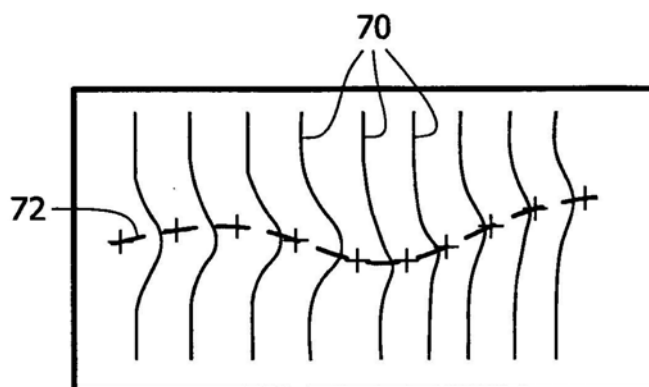


FIG. 4