

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 846 856**

51 Int. Cl.:

A61N 5/06 (2006.01)

A61B 18/20 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **06.01.2017 PCT/EP2017/000014**

87 Fecha y número de publicación internacional: **13.07.2017 WO17118607**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.01.2017 E 17700149 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.06.2020 EP 3400058**

54 Título: **Dispositivo de tratamiento dermatológico**

30 Prioridad:

07.01.2016 FR 1600037

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

29.07.2021

73 Titular/es:

**URGO RECHERCHE INNOVATION ET
DÉVELOPPEMENT (100.0%)
42, rue de Longvic
21300 Chenove, FR**

72 Inventor/es:

**LAMOISE, MICHEL y
LE LOUS, GUIREC**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 846 856 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 de tratamiento dermatológico

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere a un dispositivo de tratamiento dermatológico que comprende un cabezal láser capaz de emitir un haz láser.

10 Técnica anterior

Se conocen unos dispositivos de tratamiento dermatológicos, que se emplean, normalmente, para crear un calentamiento determinado y localizado de una zona diana correspondiente a una herida de un paciente, que comprende unos tejidos dérmicos y esto con el fin de acelerar la cicatrización de ello. Un dispositivo de tratamiento dermatológico de este tipo se ilustra, por ejemplo, por el dispositivo descrito en la solicitud internacional PCT WO 2009/071592 del solicitante.

Para que un efecto de cicatrización de este tipo se produzca de manera óptima, conviene que la emisión láser caliente los tejidos dérmicos iluminados por este hasta que se acerquen a una temperatura óptima (comprendida entre 45 y 55 °C), pero sin rebasar una temperatura máxima (del orden de 60 °C) que puede ocasionar unas quemaduras o unos daños irreversibles de los tejidos dérmicos.

Con vistas a determinar la temperatura de los tejidos dérmicos durante la emisión, es posible agregar un pirómetro al dispositivo de tratamiento dermatológico. Un dispositivo de este tipo se describe, por ejemplo, en la solicitud internacional PCT WO 2011/080574 del solicitante.

En este momento y con vistas a controlar la temperatura de la piel al nivel de la zona diana de la emisión láser, conviene emplear un medio de dirección de la emisión láser capaz de activar o desactivar selectivamente una emisión láser.

Se conoce en el campo de los dispositivos de tratamiento dermatológico que se controla la cantidad de calor transmitido a los tejidos por medio de emisión láser limitando la duración de una emisión a un valor constante. De este modo, un modelo anterior del solicitante aplica unas emisiones de potencia constante, por ejemplo, de 6 W, según una duración configurable de entre dos valores: 10 o 13 seg. En este momento, un enfoque de este tipo descuida demasiados parámetros, tales como la variabilidad de los comportamientos de la piel de un paciente a otro y conduce a una variabilidad demasiado grande de la temperatura alcanzada. Entonces, existen dos riesgos: se alcanza una temperatura demasiado importante de la piel que ocasiona unas quemaduras o, a la inversa, una temperatura demasiado escasa hace que el tratamiento sea ineficaz. Por lo tanto, conviene proponer un medio de dirección de la emisión láser más preciso.

40

Sumario de la invención

La invención se define en las reivindicaciones anexas. La presente invención remedia estos diferentes inconvenientes y propone un medio de dirección capaz de controlar la emisión láser en función de la temperatura de la piel y de una duración de emisión variable.

45

La invención tiene como objeto un dispositivo de tratamiento dermatológico que comprende un cabezal láser capaz de emitir un haz láser en dirección de una zona diana de la piel de un paciente, un pirómetro capaz de medir la temperatura (T) de la piel al nivel de dicha zona diana, un temporizador capaz de medir la duración (D) de la emisión del láser y un medio de dirección capaz de activar o desactivar selectivamente una emisión láser, donde el medio de dirección está configurado para desactivar la emisión láser cuando la duración (D) de la emisión alcanza un umbral de duración en segundos (Sd), tal como se determina por la función afín de la forma $Sd=(T_o-T-b)/C$, con T que es la temperatura medida (T) de la piel, T_o una temperatura objetiva, siendo b un desvío de temperatura y C un coeficiente de calentamiento medio de la piel.

50

La temperatura objetiva T_o corresponde al objetivo de temperatura o temperatura contemplada.

El desvío de temperatura corresponde a un valor corrector, valor que se ha determinado por los inventores para tener en cuenta la sensibilidad/precisión de los materiales, en concreto. Puede tratarse de una constante o de un valor que varía en función de la temperatura, preferentemente, este desvío de temperatura es una constante.

60

El coeficiente de calentamiento medio de la piel es un valor que da cuenta de la variación de la temperatura medida T de la piel en función del tiempo (en °C por seg^{-1}), este valor se puede determinar para una población de pacientes dada.

65

En el dispositivo según la invención, la variación de la temperatura de la piel se sigue con el tiempo y de forma

dinámica por el pirómetro. Ventajosamente, el umbral de duración S_d se determina inmediatamente antes o inmediatamente después del inicio de la emisión láser, preferentemente después inmediatamente del inicio de la emisión láser, es decir, preferentemente en el segundo siguiente al inicio de la emisión láser. Ventajosamente también, el umbral de duración se puede reevaluar durante la emisión láser una, dos o varias veces.

5 Ventajosamente, el medio de dirección está configurado, igualmente, para desactivar la emisión láser cuando la temperatura (T) alcanza un umbral de temperatura (St).

10 El medio de dirección está configurado, entonces, para desactivar el láser desde el momento que se alcanza uno de los dos umbrales, ya sea que la temperatura (T) de la piel ha alcanzado el umbral de temperatura (St), ya sea que la duración de la emisión ha alcanzado la duración máxima S_d , tal como se determina por la función afín definida anteriormente.

15 La invención tiene como objeto, igualmente, un sistema de tratamiento dermatológico, comprendiendo dicho sistema un dispositivo, tal como se ha descrito más arriba y unos medios de interacción entre dicho cabezal láser y la zona de piel a tratar, estando dichos medios de interacción dispuestos para cooperar con dichos medios de servomando.

20 La divulgación muestra, igualmente, un procedimiento de tratamiento dermatológico que implementa un dispositivo o un sistema, tal como se ha descrito anteriormente.

Descripción de las figuras

La figura 1 esquematiza el dispositivo según la invención.

La figura 2 representa un diagrama de la duración en función de la temperatura.

25

Descripción detallada de la invención

Otras características, detalles y ventajas de la invención surgirán más claramente de la descripción detallada dada a continuación a título indicativo.

30

Tal como se ilustra en la figura 1, el dispositivo de tratamiento dermatológico 1 comprende un cabezal láser 2, un pirómetro 6, un temporizador 7 y un medio de dirección 8. El cabezal láser 2 es capaz de emitir un haz láser 3 en dirección de una zona diana 4 situada sobre la piel 5 de un paciente. Esta iluminación tiene como finalidad producir un calentamiento controlado de la piel 5 al nivel de la zona diana 4. El pirómetro 6 es capaz de medir la temperatura T de la piel 5 al nivel de dicha diana 4, esto es, en línea con la superficie de piel que recibe la emisión del haz láser 3. El temporizador 7 es capaz de determinar la duración D de emisión del cabezal láser 2. El medio de dirección 8 es capaz de controlar la configuración y el funcionamiento del cabezal láser 2. De este modo, está encargado de la activación o de la desactivación de la emisión láser y, muy particularmente, de la gestión de la seguridad asociada.

35

40 El medio de dirección 8 puede ser electrónico, informático o una combinación de los dos. La configuración del medio de dirección 8 está asegurada, por cableado o, más normalmente, por un programa o software que el medio de dirección 8 es capaz de ejecutar.

45 El dispositivo 1 también puede comprender una interfaz hombre-máquina 9. Esta interfaz hombre-máquina puede permitir a un operador configurar el dispositivo 1 indicando los ajustes deseados y permite mandar su utilización. Durante la utilización del dispositivo 1, el inicio o activación de una emisión láser se desencadena, normalmente, por un mando del operador. En cambio, con el fin de asegurar, el final o desactivación de la emisión se manda por el medio de dirección 8. De este modo, la cantidad de energía máxima transmitida a la zona diana 4 permanece permanentemente bajo el control del medio de dirección 8.

50

Ventajosamente, el haz láser presenta una longitud de onda comprendida entre $0,8 \mu\text{m}$ y $2 \mu\text{m}$, preferentemente entre $0,9$ y $1,8 \mu\text{m}$ y de manera particularmente preferida entre 1 y $1,6 \mu\text{m}$.

55 En este momento y en un modo de realización preferente, el haz láser presenta una longitud de onda del orden de 1.200 nm (p. ej., 1.210 nm).

60 Según una característica ventajosa, el medio de dirección 8 está configurado para desactivar la emisión láser desde el momento de la sobrevenida de una al menos de dos condiciones. Una primera condición está relacionada con la temperatura T , de la zona diana 4, tal como se mide por el pirómetro 6. La primera condición de detención de la emisión láser se realiza cuando la temperatura T alcanza un umbral de temperatura St .

Una segunda condición está relacionada con la duración D de la emisión láser, tal como se mide por el temporizador 7. La segunda condición de detención de la emisión láser se realiza cuando la duración de la emisión láser alcanza un umbral de duración S_d .

65

La emisión láser se detiene desde el momento en que al menos una de estas dos condiciones y, por lo tanto, la más

rápida, se realiza.

El umbral de temperatura St es ventajosamente una constante.

- 5 Según un modo de realización específico, el umbral de temperatura St aplicado por el medio de dirección 8 ponderado por el desvío de temperatura ($St - b$) es inferior o igual a la temperatura objetiva To y el coeficiente de calentamiento medio C es inferior a 3, preferentemente inferior a 2,2.

- 10 Ventajosamente, el umbral de temperatura St está comprendido, entonces, entre 50 y 56 °C, el coeficiente de calentamiento medio C está comprendido entre 1,10 y 2,10, preferentemente comprendido entre 1,30 y 1,90, estando el desvío b comprendido entre 2,5 y 4,5, preferentemente igual a 3,5 y la temperatura objetiva está comprendida entre 53,5 y 59 °C, preferentemente igual a 56 °C.

- 15 Ventajosamente, el umbral de temperatura St es igual a 50 °C, el coeficiente de calentamiento medio C es igual a 1,6, el desvío b es igual a 3,5 y la temperatura objetiva es igual a 56 °C.

- 20 En el presente documento, la temperatura T se mide regularmente por el pirómetro 6 y se actualiza durante el desarrollo de una emisión láser. Este valor de temperatura actualizado T se compara, en cada reactualización, con el valor umbral de temperatura St , con el fin de probar la realización de la primera condición.

El umbral de duración Sd es ventajosamente una función decreciente de la temperatura T . De este modo, cuanto más elevada es inicialmente la temperatura T , más corta es la duración Sd de la emisión láser.

- 25 En lo que respecta a la implementación de las dos seguridades (en relación con St y Sd respectivamente) que inducen la desactivación del láser, se tienen dos escenarios posibles.

- 30 En el escenario donde es la seguridad relativa a la temperatura umbral St la que induce la desactivación del láser, la temperatura T se mide en una ocasión al inicio de la emisión láser y se utiliza, mediante dicha función, para determinar una duración máxima Sd de la emisión. La temperatura de la piel se mide regularmente a partir del momento del inicio de la emisión láser. Desde el momento que la piel alcanza la temperatura umbral (St) e incluso si la duración de la emisión no ha alcanzado el umbral Sd , la emisión del láser se para (primera seguridad).

- 35 En el segundo escenario, donde es la seguridad relativa a la duración máxima de la emisión la que induce la desactivación del láser, la temperatura T se mide, igualmente, en una ocasión al inicio de la emisión láser y se utiliza, también ahí mediante dicha función, para determinar una duración máxima Sd de la emisión. La temperatura de la piel se mide regularmente a partir del momento del inicio de la emisión láser. Desde el momento que se alcanza la duración máxima de emisión Sd e incluso si la temperatura de la piel no ha alcanzado la temperatura umbral, la emisión del láser también ahí se para (segunda seguridad). En este momento y en lo que respecta a la duración de la emisión, es factible reevaluarla en una o varias ocasiones durante la emisión. Con esta reevaluación, es posible realizar un seguimiento lo más cercano posible de cualquier variación que pueda producirse en el desarrollo de la emisión láser y/o en el comportamiento de la piel en respuesta.

- 45 La función que determina el umbral de duración es ventajosamente una función afin de la forma $Sd=(To-T-b)/C$, con Sd el umbral de duración, T la temperatura, To una temperatura objetiva, siendo b un desvío de temperatura y C un coeficiente de calentamiento medio de la piel.

Ventajosamente, el coeficiente de calentamiento medio C y la temperatura objetiva To son unas constantes.

- 50 De este modo calculado, considerando que el calentamiento de la piel 5 puede modelarse por un modelo lineal de ganancia igual al coeficiente de calentamiento medio C , el umbral de duración Sd constituye una estimación del tiempo necesario para que la piel 5 pase de la temperatura T a la temperatura objetiva To . Si todo se desarrolla como está previsto, la segunda condición de detención se realiza cuando la piel 5 alcanza la temperatura objetiva (menos el desvío de temperatura).

- 55 La figura 2 presenta un diagrama de temperatura T / duración D . En un diagrama de este tipo, se puede simular un punto de funcionamiento de la piel 5 sometida a una emisión láser y su evolución en la duración. Un límite de temperatura St determina la primera condición de detención de una emisión láser. Un punto de funcionamiento no puede situarse por encima de este límite horizontal St . Un límite de duración Sd determina la segunda condición de detención de una emisión láser. Un punto de funcionamiento no puede situarse a la derecha de este límite vertical.

- 60 Aparece que las dos condiciones de terminación de la emisión láser están íntimamente relacionadas por que contribuyen, juntas, a asegurar el dispositivo 1. De este modo, todos los parámetros, de la primera condición: St y de la segunda condición: C , To , deben ser considerados y determinados juntos, con el fin de cooperar eficazmente.

- 65 Según un primer modo de realización, la segunda condición, que determina un umbral de duración Sd de la forma $Sd=(To-T-b)/C$, emplea un coeficiente C más elevado y una temperatura objetiva To inferior al umbral de

temperatura St . La temperatura T de la piel sigue, entonces, un calentamiento C más rápido según la curva 10, de pendiente C más importante. La temperatura objetiva es $To1$, inferior al umbral de temperatura St . De ello se deduce que el umbral de duración se determina igual a $Sd1$.

5 En un modo de realización de este tipo, la temperatura objetiva $To1$ se alcanza justo en la duración $Sd1$, donde se detiene la emisión láser. En el presente documento, es la segunda condición, de duración, la que limita la emisión láser. La primera condición, de temperatura, no se presenta, en el presente documento, más que como respaldo, con el fin de evitar, por ejemplo, un sobrecalentamiento de la piel que puede conllevar una quemadura. Los puntos de funcionamiento se pueden situar en la zona de la cuadrícula.

10 Un ejemplo funcional y utilizable de un modo de realización de este tipo, utiliza los siguientes parámetros: un umbral de temperatura St igual a $53\text{ }^{\circ}\text{C}$, un coeficiente de calentamiento medio C igual a $1,60$, un desvío b igual a $3,5$ y una temperatura objetiva To igual a $56\text{ }^{\circ}\text{C}$. Este ejemplo es funcional y se utiliza de manera experimental. Sin embargo, algunas incidencias encontradas han conducido a modificarlo.

15 Según un segundo modo de realización, la segunda condición, que determina un umbral de duración Sd de la forma $Sd=(To-T-b)/C$, emplea un coeficiente C más escaso, pero una temperatura objetiva To superior al umbral de temperatura St . La temperatura T de la piel sigue, entonces, un calentamiento C más lento según la curva 11, de pendiente C más escasa. La temperatura objetiva es $To2$, superior al umbral de temperatura St . De ello se deduce que el umbral de duración se determina igual a $Sd2$.

20 En un modo de realización de este tipo, la temperatura objetiva $To2$, en principio, no se alcanza. Se supone que la subida de temperatura es más lenta y se acompaña de un umbral de duración, en el presente documento, $Sd2$, más largo. Una emisión dura, potencialmente, más largo tiempo. En el presente documento, la primera condición, de temperatura, que limita la emisión láser y lo termina en la duración final Df , correspondiendo al alcance de la temperatura St . La segunda condición, de duración, está también, sin embargo, presente y permite, llegado el caso, prolongar la duración de la emisión hasta la duración $Sd2$, para aumentar las posibilidades de alcanzar la temperatura St . Los puntos de funcionamiento se pueden situar en la zona sombreada según un primer modo de sombreados que va hasta Df , que, de este modo, puede extenderse, al máximo, hasta $Sd2$ e incluir la zona sombreada según un segundo modo de sombreados.

25 Este segundo modo de realización aumenta, de este modo, ventajosamente, de manera significativa, la probabilidad de alcanzar el umbral de temperatura St , que, entonces, se fija ventajosamente a un valor óptimo de tratamiento. Esto permite obtener una mejor eficacia por que, de este modo, se toma en cuenta la variabilidad del comportamiento térmico de la piel de un paciente al otro. Este segundo modo de realización ofrece una duración aumentada para intentar alcanzar una temperatura eficaz St . De este modo, si un paciente presenta un coeficiente de calentamiento inferior al coeficiente de calentamiento medio C , su respuesta térmica más lenta se compensa por una duración de emisión aumentada. Esto aumenta las posibilidades de tratar correctamente a un paciente de este tipo.

40 Un ejemplo funcional y utilizable de un modo de realización de este tipo, utiliza los siguientes parámetros: un umbral de temperatura St igual a $50\text{ }^{\circ}\text{C}$, un coeficiente de calentamiento medio C igual a $1,6$, un desvío b igual a $3,5$ y una temperatura objetiva To igual a $56\text{ }^{\circ}\text{C}$. El coeficiente de calentamiento C es un coeficiente medio obtenido por una campaña de medición realizada sobre una población de pacientes. El anterior coeficiente de calentamiento medio C de $1,98$ se determinaba por medio de una población mayoritariamente compuesta por pacientes sanos. El nuevo coeficiente de calentamiento medio C de $1,6$ es más realista por que se determina por medio de una población mayoritariamente compuesta por pacientes susceptibles de ser tratados por el dispositivo 1.

45 La utilización del umbral de temperatura St , ya no como una seguridad, sino como una condición que determina nominalmente la detención de la emisión láser conduce a revisar su valor a la baja. Al contrario, se ha aumentado la temperatura objetiva, con el fin de aumentar el umbral de duración Sd y, de este modo, las posibilidades de alcanzar el umbral de temperatura St .

50 Las dos condiciones de parada de emisión láser del dispositivo 1 no son ventajosamente configurables por el operador, con el fin de evitar cualquier riesgo de quemadura y/o de ineficacia del tratamiento.

55 Sin embargo, una posibilidad de configuración de la temperatura objetiva To se implanta ventajosamente en el medio de dirección 8, para permitir un ajuste de tipo de fabricante o de mantenimiento, accesible únicamente a un personal habilitado y que conoce los riesgos. Sin embargo, la latitud de configuración de la temperatura objetiva To está estrictamente limitada a un intervalo limitado, según una variación de $\pm 0,7\text{ }^{\circ}\text{C}$ alrededor del valor nominal de To .

60 De manera preferente, todavía se puede implantar otra seguridad en el dispositivo de tratamiento dermatológico 1. Esta seguridad observa la velocidad de variación de la temperatura T de la piel, tal como se mide por el pirómetro 6 y manda una detención inmediata de la emisión láser si esta elevación de la temperatura T de la piel es ya sea demasiado rápida, ya sea demasiado lenta en relación con su valor teórico.

65

Esto permite detectar un comportamiento atípico de la piel y, de este modo, evitar ya sea una falta de eficacia del tratamiento en caso de elevación de la temperatura demasiado lenta, ya sea, al contrario, un riesgo de quemadura en caso de elevación de la temperatura demasiado rápida.

5 La velocidad de variación de la temperatura T de la piel se determina observando la variación de la temperatura medida T de la piel en función del tiempo / de la duración D. Esta variación se mide regularmente durante una utilización del dispositivo 1 y se compara con su valor teórico. Este valor teórico, retomando un modelo lineal $D = \Delta T/C$, sea $\Delta T = C.D$, tal como anteriormente, es la pendiente de la curva de variación de la temperatura T en función de la duración D es igual al coeficiente de calentamiento medio C.

10 También, desde el momento en que la variación de la temperatura en función del tiempo es ya sea demasiado escasa, ya sea demasiado importante, en relación con el valor del coeficiente de calentamiento medio retenido C, la emisión láser se para inmediatamente.

15 A título indicativo, se considera que un valor es demasiado importante o demasiado escaso si difiere en más de un 10 % de su valor teórico.

20 La invención tiene como objeto, igualmente, un sistema de tratamiento dermatológico por haz láser, comprendiendo dicho sistema un dispositivo, tal como se ha descrito anteriormente y unos medios de interacción entre dicho dispositivo y la zona diana a tratar, estando dichos medios de interacción dispuestos para cooperar con dicho medio de dirección.

25 Más particularmente, dichos medios de interacción pueden comprender un soporte adhesivo provisto de medios de identificación (p. ej., chip RFID) y susceptible de fijarse en la proximidad de la zona diana a tratar y que se comunica con una interfaz (p. ej., por radiofrecuencias) en conexión con dicho medio de dirección.

Unos medios de interacción de este tipo se conocen por las solicitudes internacionales PCT WO 2007/080239 y PCT WO 2008/107563 y, por lo tanto, no se describirán, en el presente documento, con más detalle.

30 La divulgación permite implementar un procedimiento de tratamiento dermatológico que comprende las etapas que consisten en:

- dirigir el haz láser de un dispositivo, tal como se ha descrito anteriormente sobre una superficie de la zona diana de piel a tratar de un paciente,
- 35 - medir, con la ayuda del pirómetro descrito anteriormente, la temperatura de la superficie de piel contenida en su campo de visión, superficie de piel que está íntegramente comprendida en la zona de piel tratada por dicho dispositivo y
- servomandar dicha fuente luminosa a dichos medios de medición, de modo que la temperatura de la zona de piel tratada esté comprendida entre 45 y 60 °C.

40

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo de tratamiento dermatológico (1) que comprende un cabezal láser (2) capaz de emitir un haz láser (3) en dirección de una zona diana (4) de la piel (5) de un paciente, un pirómetro (6) capaz de medir la temperatura (T) de la piel (5) al nivel de dicha zona diana (4), un temporizador (7) capaz de medir la duración (D) de la emisión del láser y un medio de dirección (8) capaz de activar o desactivar selectivamente una emisión láser, en donde el pirómetro (6) permite seguir la variación de la temperatura de la piel (5) con el tiempo y de forma dinámica y el medio de dirección (8) está configurado para desactivar la emisión láser cuando la duración (D) de la emisión alcanza un umbral de duración en segundos (Sd) **caracterizado por que** el umbral de duración (Sd) se determina inmediatamente antes o inmediatamente después del inicio de la emisión láser mediante una función afín de la forma $Sd=(T_o-T-b)/C$, con T que es la temperatura medida (T) de la piel, T_o la temperatura contemplada, b un desvío de temperatura correspondiente a un valor corrector y C un coeficiente de calentamiento medio de la piel que da cuenta de la variación de la temperatura medida T de la piel en función del tiempo (en °C por seg^{-1}).
2. El dispositivo según la reivindicación 1, donde el medio de dirección (8) está configurado, igualmente, para desactivar la emisión láser cuando la temperatura (T) alcanza un umbral de temperatura (St).
3. El dispositivo según la reivindicación 2, donde el umbral de temperatura (St) ponderado por el desvío de temperatura (St - b) es inferior o igual a la temperatura objetiva (T_o) y el coeficiente de calentamiento medio (C) es inferior a 3, preferentemente inferior a 2,2.
4. El dispositivo según la reivindicación 3, donde el umbral de temperatura (St) está comprendido entre 50 y 56 °C, el desvío de temperatura b está comprendido entre 2,5 y 4,5, el coeficiente de calentamiento medio (C) está comprendido entre 1,1 y 2,1 y la temperatura objetiva (T_o) está comprendida entre 53,5 y 59 °C.
5. El dispositivo según la reivindicación 4, donde el coeficiente de calentamiento medio (C) está comprendido entre 1,3 y 1,9.
6. El dispositivo según la reivindicación 5, donde el umbral de temperatura (St) es igual a 50 °C, el coeficiente de calentamiento medio (C) es igual a 1,6, el desvío de temperatura b es igual a 3,5 y la temperatura objetiva (T_o) es igual a 56 °C.
7. El dispositivo según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, donde la temperatura objetiva (T_o) es configurable según una variación de +/- 0,7 °C alrededor de su valor nominal.
8. El dispositivo según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, donde el medio de dirección está configurado, igualmente, para desactivar la emisión láser cuando la variación de la temperatura medida (T) de la piel en función de la duración (D) es demasiado importante o demasiado escasa en relación con su valor teórico igual al coeficiente de calentamiento medio (C).
9. El dispositivo según la reivindicación 8, donde demasiado importante o demasiado escasa significa que difiere en más de un 10 %.
10. Un sistema de tratamiento dermatológico por haz láser, comprendiendo dicho sistema:
 i) el dispositivo, tal como se define en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9 y
 ii) unos medios de interacción entre dicho dispositivo y la zona diana a tratar, estando dichos medios de interacción dispuestos para cooperar con el medio de dirección.
11. El dispositivo según la reivindicación 1, **caracterizado por que** el umbral de duración Sd se calcula inmediatamente después del inicio de la emisión láser, es decir, preferentemente en el segundo siguiente al inicio de la emisión láser.
12. El dispositivo según la reivindicación 1, **caracterizado por que** el umbral de duración se puede reevaluar durante la emisión láser una, dos o varias veces.

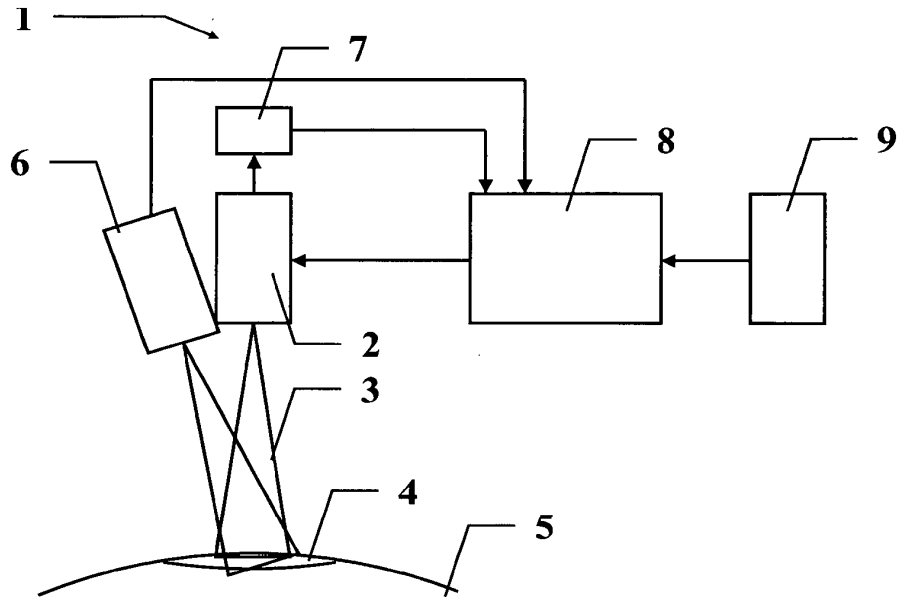


FIG. 1

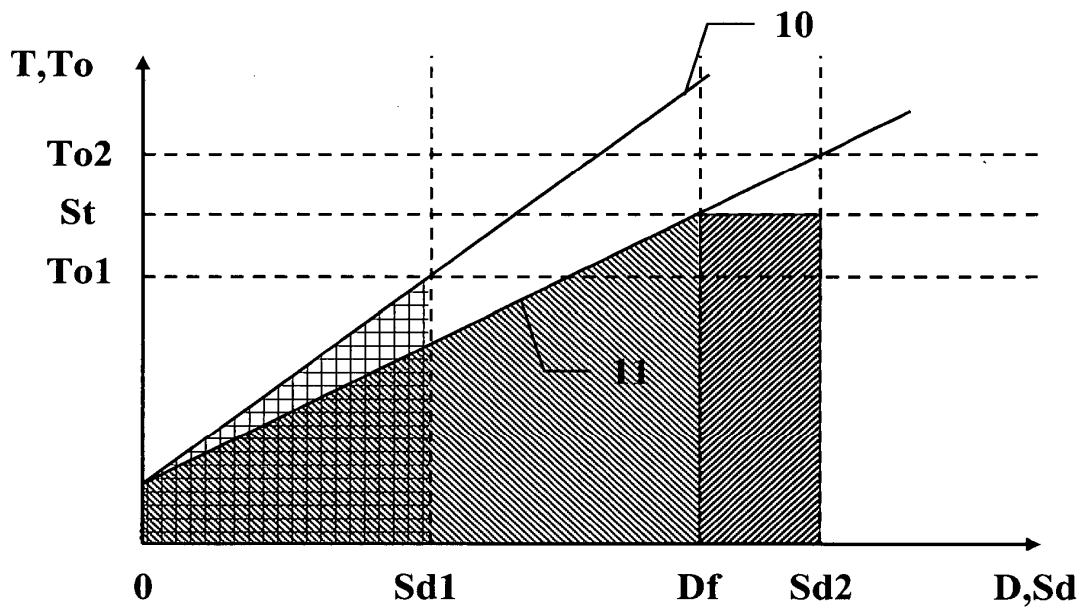


FIG. 2