

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 557 168**

51 Int. Cl.:

A61B 18/20 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.07.2007 E 07836071 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **11.11.2015 EP 2043545**

54 Título: **Aparato para tratamiento dermatológico óptico fraccionado ajustable**

30 Prioridad:

13.07.2006 US 807341 P
20.05.2007 US 939088 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
22.01.2016

73 Titular/es:

RELIANT TECHNOLOGIES, LLC (100.0%)
25881 INDUSTRIAL BOULEVARD
HAYWARD CA 94545, US

72 Inventor/es:

CHAN, KIN F.;
FRANGINEAS, GEORGE;
DEWEY, DAVID y
DEBENEDICTIS, LEONARD C.

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 557 168 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

Aparato para tratamiento dermatológico óptico fraccionado ajustable

5 **Antecedentes de la invención****1. Campo de la invención**

10 La presente invención se refiere, en general, a un aparato para proporcionar tratamiento médico o quirúrgico usando energía óptica y, en particular, a un aparato para proporcionar tratamiento fraccionado cosmético y no cosmético de tejido (por ejemplo la piel) usando radiación óptica.

2. Descripción de la técnica relacionada

15 Pueden usarse láseres para tratamiento cosmético y no cosmético de tejido. Por ejemplo, se usan láseres en procedimientos dermatológicos cosméticos, tales como reestructuración de la piel (incluyendo tratamiento de arrugas), retirada de lesiones pigmentadas, tratamiento de lesiones vasculares, tratamiento del acné, tratamiento de cicatrices del acné, tratamiento de estrías, etc.

20 El perfil de efectos secundarios de un tratamiento láser dermatológico depende de un número de factores, tales como el porcentaje de un área de la piel que se trata, el tamaño de las zonas de tratamiento, la forma de la zona de tratamiento y el carácter (por ejemplo, ablativo o no ablativo, selectivo o no selectivo, etc.) del tratamiento que se proporciona. Los efectos secundarios pueden ser el resultado de las variaciones dentro de la población de pacientes o el entorno de tratamiento. Por ejemplo, el contenido de agua de la piel de un paciente puede determinar como de profundo penetra la longitud de onda de la luz absorbida en agua en la piel. Otros factores tales como la temperatura de partida de la piel y la temperatura del aire pueden alterar los efectos del láser en la piel y pueden afectar a la cantidad de dolor percibido por el paciente.

30 El tratamiento fraccionado puede reducir algunos efectos secundarios respecto al tratamiento global para un nivel dado de eficacia del tratamiento. La reducción en los efectos secundarios se debe en parte a la mejora en la predictibilidad de la respuesta de la piel, que es posible con el tratamiento fraccionado. El tratamiento fraccionado con una longitud de onda absorbida por el agua, por ejemplo, normalmente trata con fluencias locales muy altas que no podrían tolerarse en un tratamiento global. La piel puede tolerar fluencias locales muy altas porque el tejido adyacente a cada región de tratamiento microscópica está de sobra y participa en la respuesta de curación del tejido herido. En los tratamientos fraccionados, el sobre-tratamiento y el sub-tratamiento normalmente son el resultado de un cambio en el tamaño y forma de la lesión, pero no un cambio en si ocurren lesiones o no. Por otro lado, para los tratamientos globales, el sobre-tratamiento puede dar como resultado una lesión que cicatriza una región entera de la piel, mientras que el sub-tratamiento puede dar como resultado ninguna lesión en absoluto. De esta manera, mediante el uso de fluencias locales muy altas, los tratamientos fraccionados pueden desnaturalizar de forma fiable una porción deseada de cada región iluminada. Pequeñas variaciones en la fluencia del tratamiento fraccionado o en las condiciones del tratamiento tienen menos efecto del que tendrían las variaciones correspondientes en el tratamiento global porque los tratamientos fraccionados aún pueden crear de forma fiable efectos clínicamente visibles incluso si están sub-tratados o sobre-tratados.

45 El documento US 2002/0161357 A1 divulga un método y aparato para el tratamiento terapéutico por concentración de radiación aplicada de al menos una longitud de onda seleccionada a una pluralidad de porciones de tratamiento seleccionadas, localizadas tridimensionalmente. La longitud de onda puede utilizarse para controlar la profundidad a la que se concentra la radiación, y pueden proporcionarse sistemas ópticos para concentrar la radiación aplicada en paralelo o en serie para combinaciones seleccionadas de una o más porciones de tratamiento.

50 A pesar de ser más controlados que los tratamientos globales, los tratamientos fraccionados aún tienen efectos secundarios inaceptables que podrían reducirse por un dispositivo con control mejorado de las características de lesión. Por ejemplo, el perfil de efectos secundarios para muchos tratamientos está muy relacionado con el porcentaje de células en la unión dermis-epidermis ("unión DE") de una porción del tejido que se destruyen durante el tratamiento. Por esta razón, puede ser deseable limitar el porcentaje de tejido tratado en una región. Sin embargo, el porcentaje de cobertura del tratamiento también está relacionado con la eficacia del tratamiento en muchos tipos de tratamiento. Para conseguir la eficacia deseada mientras se mantiene un perfil de riesgos de efectos secundarios aceptable, es deseable tener un buen control sobre las características dimensionales de la lesión, tal como la anchura y profundidad de la zona de tratamiento.

60 En otros tratamientos fraccionados, el perfil de efectos secundarios depende en gran medida de la distancia al tejido sano en el plano de la unión DE. Las células de la unión DE que son adyacentes a las zonas de tratamiento ayudan a reparar el daño creado por el láser en la zona de tratamiento y el tiempo requerido para reparar las zonas de tratamiento depende en gran medida del tamaño y la forma de la zona de tratamiento en la unión DE. Por esta razón, es frecuentemente deseable crear zonas de tratamiento con una anchura de lesión pequeña.

65

La eficacia del tratamiento puede mejorarse en muchos casos alcanzando un tejido más profundo dentro de la piel. Esto es particularmente cierto, por ejemplo, cuando se trata el tejido de cicatrices dérmicas que frecuentemente comprende una profundidad de tejido de cicatriz dentro de la dermis reticular. Para tener tiempos de curación cortos y zonas de tratamiento profundas, son deseables zonas de tratamiento con grandes relaciones de aspecto para ciertas condiciones. Para controlar el diámetro de la lesión en la unión DE y la profundidad de tratamiento, es beneficioso tener control sobre las características de la zona de tratamiento.

Otro ejemplo donde el control sobre las características de la lesión produciría resultados de tratamiento mejorados es controlar el carácter de las zonas de tratamiento, por ejemplo algunos tratamientos fraccionados deseablemente no son semiablativos para reducir la duración e intensidad del tiempo muerto y el cuidado de heridas asociado después del tratamiento láser fraccionado. Si no hay ninguna razón para promover la alteración de las capas epidérmicas, entonces es deseable mantener una epidermis intacta para evitar un mayor riesgo de infección, tal como por creación de una herida abierta. Por otro lado, para algunos tratamientos, es deseable que el tratamiento sea semiablativo. Por ejemplo, un tratamiento semiablativo puede permitir la permeación de sustancias aplicadas tópicamente que promueven la curación del tejido tratado. Los sistemas de tratamiento láser existentes normalmente proporcionan un tratamiento que es semiablativo o no semiablativo y que no tiene la capacidad de intercambiar los modos entre los tratamientos fraccionados semiablativo y no semiablativo. Es deseable un sistema con tal capacidad, de manera que no sea necesario adquirir dos sistemas para conseguir estos dos objetivos.

De esta manera, hay necesidad de un sistema de tratamiento óptico fraccionado que permita un control mejorado y ajustable respecto a las características de lesión fraccionada, tal como la anchura y profundidad de la zona de tratamiento, la relación del aspecto de la zona de tratamiento y/o el grado de alteración de las zonas de tratamiento microscópicas.

Sumario de la invención

La presente invención supera muchas de las limitaciones de la técnica anterior aumentando el control sobre las características seleccionadas de las zonas de tratamiento fraccionado. La presente invención proporciona un aparato de acuerdo con la reivindicación 1. En algunas realizaciones el sistema inventivo comprende un sistema de tratamiento fraccionado configurado con una longitud de onda láser que se selecciona de manera que la absorción de la longitud de onda láser dentro del tejido disminuye a medida que el tejido se calienta por el láser. Preferentemente, la longitud de onda láser se absorbe por el agua principalmente dentro de la región tratada de la piel y tiene ciertas características adicionales como se describe en los siguientes párrafos.

En algunas realizaciones de la invención, se emplea un grupo de lentes ajustables y/o elementos ópticos intercambiables de forma discreta en el sistema de tratamiento fraccionado. El grupo de lentes ajustables y/o elementos ópticos intercambiables de forma discreta pueden usarse para ajustar el patrón fraccionado de acuerdo con los parámetros de tratamiento deseados variando el tamaño del punto en la superficie de la piel, la profundidad focal del rayo óptico por debajo de la superficie de la piel, la apertura numérica del rayo óptico según entra en la piel y/o la forma de la sección transversal del rayo en la superficie de la piel. Las variaciones en los parámetros ópticos pueden realizarse manualmente o por control electrónico.

En algunas realizaciones, la absorción de la longitud de onda láser en el agua se selecciona con características específicas. La longitud de onda láser puede seleccionarse, por ejemplo, de manera que la absorción de la longitud de onda para el agua se describa mediante una o más de las siguientes características: (1) el coeficiente de absorción ajustado térmicamente está dentro del intervalo de aproximadamente 7 cm^{-1} a aproximadamente 26 cm^{-1} o dentro del intervalo de aproximadamente 7 cm^{-1} a aproximadamente 12 cm^{-1} ; y (2) la absorción de la longitud de onda láser en agua disminuye en al menos un 12 % cuando la temperatura del agua aumenta de $30 \text{ }^\circ\text{C}$ a $80 \text{ }^\circ\text{C}$, disminuye en aproximadamente 12 % a aproximadamente 20 % cuando la temperatura del agua aumenta de $30 \text{ }^\circ\text{C}$ a $80 \text{ }^\circ\text{C}$, o disminuye de aproximadamente 15 % a aproximadamente 20 % cuando la temperatura del agua aumenta de $30 \text{ }^\circ\text{C}$ a $80 \text{ }^\circ\text{C}$.

En algunas realizaciones de la invención, la longitud de onda láser está en el intervalo de aproximadamente 1480 nm a aproximadamente 1640 nm. En algunas realizaciones de la invención, la longitud de onda láser está en el intervalo de aproximadamente 1560 nm a aproximadamente 1640 nm. En algunas realizaciones de la invención, la longitud de onda láser es de aproximadamente 1550 nm.

El sistema de tratamiento óptico fraccionado comprende un mecanismo de ajuste que ajusta el tamaño del punto del pulso óptico en la superficie de la piel. Este mecanismo de ajuste ajusta el tamaño del punto automáticamente. Por ejemplo, dada una energía de pulso, el mecanismo de ajuste puede ajustar automáticamente el tamaño del punto y opcionalmente la profundidad del foco (véase el siguiente párrafo), para maximizar la profundidad de la lesión resultante para la energía de pulso dada.

En sistemas convencionales, la distancia desde un plano de referencia que corresponde aproximadamente a la superficie de contacto del sistema óptico con la piel al foco óptico en el aire a lo largo de la dirección de propagación del rayo de tratamiento óptico (es decir, la profundidad del foco) puede seleccionarse como aproximadamente igual

a la profundidad de la lesión deseada. Sin embargo, en algunas realizaciones de la invención, la profundidad del foco deseada no es aproximadamente igual a la profundidad de la lesión. No obstante, el mecanismo de ajuste ajusta el foco del rayo de manera que la profundidad del foco sea mayor que dos veces la profundidad de la porción más profunda de una lesión. En un enfoque alternativo, el mecanismo de ajuste puede ajustar el foco de manera que la profundidad del foco sea menor que la mitad de la profundidad de la lesión o de manera que la profundidad del foco sea negativa (es decir, el foco óptico del rayo óptico está localizado fuera de la piel).

Puede usarse un láser de fibra, por ejemplo un láser de fibra dopada con iterbio con desplazamiento Raman, un láser de fibra dopada con erbio o un láser de fibra dopada con erbio con desplazamiento Raman. Pueden usarse otros láseres tales como láseres de diodo o amplificadores de fibra dopada con erbio que bombean láseres de diodo.

Breve descripción de los dibujos

La invención tiene otras ventajas y características que resultarán más evidentes a partir de la siguiente descripción detallada de la invención y las reivindicaciones adjuntas, cuando se toman junto con los dibujos adjuntos, en los que:

Las Figuras 1A-1C son ilustraciones que representan diferentes vistas de una pieza de mano para el tratamiento fraccionado que incorpora una lente con zoom ajustable y un separador. Las Figuras 1A y 1B son vistas laterales. La Figura 1C es una vista en perspectiva.

Las Figuras 2A-2C son ilustraciones de la pieza de mano para tratamiento fraccionado de las Figuras 1A-1C que representa el uso de una lente con zoom ajustable en combinación con un conjunto de separadores de diferentes longitudes.

La Figura 3 es un gráfico que muestra la dependencia de la temperatura medida del espectro de absorción de agua en un intervalo de temperatura de 30-80 °C para el intervalo de longitud de onda de 1480-1640 nm.

La Figura 4 es un gráfico que muestra la diferencia de porcentaje medida en la absorción de agua a 80 °C y la absorción de agua a 30 °C como una función de la longitud de onda para el intervalo de longitud de onda de 1460-1700 nm.

La Figura 5A muestra una sección transversal histológica de tejido tratado de acuerdo con una realización de la invención. La Figura 5B muestra una histología comparativa del tejido tratado de acuerdo con un método alternativo.

La Figura 6 es una ilustración de un aspecto de un sistema de tratamiento fraccionado que incorpora una torreta rotatoria.

La Figura 7 es un gráfico que muestra la variación en la profundidad de tratamiento usando la pieza de mano ilustrada en las Figuras 1A-C a medida que se varían la profundidad del foco óptico y el tamaño del punto óptico en la superficie del tejido.

Las Figuras 8A-8G son gráficos que muestran la variación en las dimensiones y la forma de la lesión de tratamiento usando el dispositivo ilustrado en las Figuras 1A-C a medida que se varían la profundidad del foco óptico y el tamaño del punto óptico para las energías de tratamiento seleccionadas.

La Figura 9 es un gráfico que muestra la variación del tamaño del punto con la profundidad de foco de acuerdo con los parámetros usados para generar la histología representada en las Figuras 7 y 8A-8G.

Definiciones

Para esta solicitud de patente, a continuación se definen los siguientes términos.

La expresión "tratamiento fraccionado" describe un tratamiento que comprende una serie de zonas de tratamiento provocadas por un patrón de energía óptica en el que se satisface la siguiente condición para una mayoría de las zonas de tratamiento: para cada punto dentro de la zona de tratamiento, la distancia lateral mínima a una región de tejido sano es aproximadamente 0,5 mm o menos y la zona de tratamiento comprende una porción de la unión DE (es decir, comprende porciones de tejido dérmico y epidérmico que eran adyacentes antes del tratamiento). Para la piel, tales mediciones de la distancia lateral deberían realizarse en un plano bidimensional a la profundidad aproximada de la unión DE. Un ejemplo del patrón de tratamiento fraccionado es una serie discreta de lesiones microscópicas circulares, en el que cada lesión tiene un diámetro de aproximadamente 1 mm (o menos) y cada lesión es adyacente a las porciones de tejido sano. Otro ejemplo de un patrón de tratamiento fraccionado es una serie discreta de líneas de tratamiento donde la anchura de cada línea es de aproximadamente 1 mm o menos y el perímetro de cada línea es adyacente a las porciones del tejido sano. En un tratamiento fraccionado ablativo, la zona de tratamiento incluye la región sometida a ablación. Por lo tanto, por ejemplo, un diámetro de 0,2 mm del orificio sometido a ablación con una región de coagulación de 0,2 mm que rodea el orificio sometido a ablación sería indicativo de un tratamiento fraccionado. Un orificio sometido a ablación con un diámetro de 3 mm dentro de un pequeño anillo de coagulación no sería indicativo de tratamiento fraccionado.

Las expresiones "longitud de onda láser", "longitud de onda de diodo láser", "longitud de onda del láser" y variaciones similares describen la longitud de onda del pico del láser, para la banda de longitud de onda de interés.

La expresión "coeficiente de absorción ajustado térmicamente" para una longitud de onda de la luz significa el promedio del coeficiente de absorción para el agua a 30 °C y el coeficiente de absorción de agua a 80 °C para la

longitud de onda seleccionada.

Descripción detallada

5 Puede crearse un sistema láser de tratamiento fraccionado que tiene profundidades, anchuras y relaciones de aspecto de la lesión variables para una energía de pulso preseleccionada usando un grupo de lentes ajustable y/o elementos ópticos intercambiables de forma discreta para ajustar la apertura numérica del rayo óptico o el tamaño de rayo en una o más capas epidérmicas. Tal sistema láser puede crearse mediante la selección apropiada de los parámetros del rayo láser como se describe en este documento.

10 Para demostrar tal dispositivo, se crearon zonas de tratamiento dirigiendo un rayo láser sobre piel humana *ex vivo* que se había escindido durante una o más operaciones de cirugía plástica. El tamaño del punto óptico y la profundidad del foco en la muestra de tejido se ajustaron ajustando la posición focal de un rayo láser enfocado respecto a la superficie del tejido. La piel se congeló para su almacenamiento y posteriormente se calentó a la temperatura corporal antes de tratarla. Para aproximarse a las condiciones de tratamiento *in vivo*, el tratamiento del tejido *ex vivo* se realizó a aproximadamente la temperatura del cuerpo mientras que la muestra se mantuvo húmeda usando solución salina. La piel se congeló y se seccionó usando técnicas histológicas convencionales. La tinción se realizó usando un tinte de hemotoxilina y eosina (HyE) para decorar las características dentro del tejido. Los resultados después se midieron usando una cámara CCD calibrada montada en un microscopio. Las Figuras 5A-B muestran secciones de tejido cortadas en rodajas aproximadamente perpendiculares a la superficie de la piel después de los tratamientos con láser en las condiciones ejemplares seleccionadas. Los parámetros del tratamiento láser correspondientes se dan en la Tabla 1.

Tabla 1. Parámetros del tratamiento con rayo láser para piel mostrados en las Figuras 5A-5B

25

Figura	Diámetro del rayo en la superficie de la piel (hasta un punto de intensidad de $1/e^2$)	Energía del tratamiento	Longitud de la onda láser	Potencia del láser
5A	180 μm	10 mJ	1410 nm	4 W
5B	180 μm	10 mJ	1480 nm	4 W

Los beneficios de la disminución de la absorción con la temperatura se demostraron como se muestra en los tratamientos *ex vivo* a 1410 nm y 1480 nm con parámetros de tratamiento comparables. Las secciones cortadas en rodajas de tejido en las Figuras 5A y 5B muestran los resultados del tratamiento *ex vivo* a esta dos longitudes de onda, manteniendo constantes otros parámetros del tratamiento (10 mJ de energía de tratamiento por zona de tratamiento usando un rayo aproximadamente gaussiano con un tamaño del punto de 180 μm en el punto de intensidad $1/e^2$ en la superficie de la piel). Ambos tratamientos se realizaron usando la luz suministrada por la fibra en modo individual de los láseres de fibra con desplazamiento Raman. Los láseres de fibra con desplazamiento Raman están disponibles en IPG Photonics, Inc. (Oxford, MA).

35 A 30 °C, la absorción de agua es aproximadamente igual para estas dos longitudes de onda, aproximadamente 24 cm^{-1} a 1410 nm y aproximadamente 25 cm^{-1} a 1480 nm. A pesar de tener una absorción ligeramente mayor a 30 °C, la luz a 1480 nm penetraba más profundamente que a la longitud de onda de 1410 nm. La diferencia en la penetración se debía parcialmente a la ligera diferencia en el coeficiente de dispersión entre estas longitudes de onda, pero la diferencia debido a la dispersión es pequeña en comparación con la diferencia debido a las características de absorción dinámica del agua dentro de la zona de tratamiento. La diferencia en la profundidad de las zonas de tratamiento creadas con estas dos longitudes de onda se debía principalmente a la diferencia en la absorción a temperaturas por encima de 30 °C, puesto que el tejido se calentaba localmente significativamente por encima de 30 °C por el tratamiento láser, particularmente en las capas superiores del tejido. A medida que la piel se calentaba por el láser, el coeficiente de absorción cambiaba debido al cambio en la temperatura. La zona de tratamiento microscópica que resultaba del tratamiento con el láser a 1410 nm (Figura 5A) es semiablativa y tiene una penetración menos profunda que la zona de tratamiento microscópica que resultaba del tratamiento con el láser a 1480 nm (Figura 5B), que no era indicativa de tratamiento semiablativo. En cada caso, las lesiones se extendían desde la superficie de la piel hasta la dermis.

40 La absorción de agua para la longitud de onda de 1410 nm aumenta de forma monótonica de 30 °C a 80 °C para un aumento total en este intervalo de aproximadamente el 22 %. En contraste, la absorción a la longitud de onda de 1480 nm se reduce de forma monótonica en aproximadamente un 15 % en este mismo intervalo de temperatura. Las tendencias de absorción con la temperatura para estas dos longitudes de onda continúan de forma monótonica a medida que el agua se calienta hasta al menos 100 °C. Por estas razones, a pesar de tener aproximadamente el mismo coeficiente de absorción a 30 °C, las lesiones resultantes del tratamiento son muy diferentes en carácter y en profundidad.

Podría usarse una pieza de mano para suministrar la luz láser a una región de la piel que se va a tratar. La pieza de mano ilustrada en la Figura 1A comprende una fibra óptica 120 que suministra energía óptica desde una fuente de

60

láser 140. El extremo de la fibra óptica 120 está montado en una unidad colimadora óptica 121 para colimar el rayo óptico 130 emitido desde la fibra óptica 120. El rayo óptico 130 se dirige hacia un grupo de lentes ajustables 123 que está comprendido de tres elementos de lente 101, 102 y 103. Los elementos de lente individuales pueden ajustarse usando un motor 182. El rayo óptico 130 se refleja desde un espejo opcional 104 a la rueda del escáner Starburst 124. La rueda del escáner Starburst 124 desvía el rayo óptico 130 al grupo de lentes de salida 125, que enfoca el rayo óptico 130 a través de la ventana de salida 126 y a la piel 199. Una punta espaciadora 128 coincide mecánicamente contra los pernos de referencia 129 como ayuda para preservar la distancia deseada entre el grupo de lentes de salida 125 y la superficie de la piel 199. El grupo de lentes de salida puede elegirse para enfocar el rayo óptico a cualquier localización deseada, ya sea en la piel 199, en la superficie de la piel 199 o por encima de la superficie de la piel 199. La punta espaciadora 128 opcionalmente puede comprender una placa de contacto transparente 127.

La pieza de mano 100 puede moverse a través de la piel a una velocidad constante en una dirección hacia y desde la página, mientras que la rueda del escáner Starburst 124 se mueve a una velocidad constante mediante un motor (no representado). Esto puede usarse para crear un tratamiento fraccionado con un patrón deseado. Pueden usarse sistemas de retroalimentación de velocidad más complicados, tales como aquellos que emplean un chip de ratón óptico con un agente potenciador del contraste aplicado a la piel, como se describe por ejemplo en las solicitudes de patente en trámite junto con la presente US2005/015438 (11/020.648), "Method and Apparatus for Monitoring and Controlling Laser-Induced Tissue Treatment" y el documento US2007/0093797 (11/468.75) "Method And Apparatus For Monitoring And Controlling Thermally Induced Tissue Treatment", para proporcionar flexibilidad adicional.

La fuente de láser 140 comprende uno o más láseres. La longitud de onda de láser puede estar en el intervalo de 1350 nm a 2500 nm. En este intervalo, el láser se absorbe fundamental y sustancialmente dentro de la piel por el agua. Puesto que el agua se distribuye más uniformemente que los cromóforos dentro de la piel, esto hace que el tratamiento con una longitud de onda que se absorbe principalmente por el agua sea menos selectivo. Por lo tanto, el uso de tal longitud de onda producirá una zona de tratamiento más reproducible que si se usa una longitud de onda que no está sustancialmente absorbida por el agua o que depende de la distribución específica de cromóforos, tales como melanina o sangre dentro de la piel.

Pueden crearse láseres adecuados a muchas longitudes de onda diferentes y pueden crearse a partir de muchas tecnologías diferentes.

La longitud de onda láser puede seleccionarse para que tenga un coeficiente de absorción ajustado térmicamente dentro del intervalo de aproximadamente 7 cm^{-1} a aproximadamente 26 cm^{-1} o dentro del intervalo de aproximadamente 7 cm^{-1} a aproximadamente 12 cm^{-1} . Las longitudes de onda láser que tienen un coeficiente de absorción ajustado térmicamente mayor de aproximadamente 26 cm^{-1} no penetran normalmente de forma profunda en el tejido que se va a tratar. Las longitudes de onda láser que tienen un coeficiente de absorción ajustado térmicamente menor de aproximadamente 7 cm^{-1} requieren más energía láser para cambiar al modo semiablativo y, por lo tanto, son menos deseables.

Las longitudes de onda láser que tienen un coeficiente de absorción ajustado térmicamente dentro del intervalo de aproximadamente 7 cm^{-1} a aproximadamente 26 cm^{-1} proporcionan una profundidad de tratamiento útil para aplicaciones de tratamiento fraccionado. Los láseres con longitudes de onda fuera de estos intervalos de absorción también están dentro del alcance de la invención, particularmente cuando se acoplan con otros aspectos de la invención, tales como grupos de lentes ajustables que pueden permitir el ajuste del tamaño del punto de los rayos de tratamiento.

El coeficiente de absorción ajustado térmicamente de un sistema de tratamiento láser fraccionado puede elegirse basándose en el efecto del tratamiento deseado. Las longitudes de onda que se absorben dentro del tejido fundamentalmente por agua son útiles para el tratamiento de arrugas, lesiones pigmentadas, lesiones vasculares, etc. Para tales longitudes de onda, el contenido de agua de la piel es importante. La capa dérmica de la piel contiene normalmente aproximadamente un 70 % de agua. Para una longitud de onda que se absorbe en el tejido fundamentalmente por agua, la penetración de la luz en el tejido depende fundamentalmente del coeficiente de absorción de la longitud de onda láser en el agua. En este caso, por ejemplo, la luz con un coeficiente de absorción de 27 cm^{-1} en agua tiene un coeficiente de absorción de aproximadamente 19 cm^{-1} en la piel, y la potencia suministrada de un rayo de tratamiento con esta absorción se reducirá en aproximadamente un 63 % (es decir, hasta su punto 1/e) a una profundidad de 0,5 mm por debajo de la superficie de la piel, suponiendo que la dispersión es insignificante. La profundidad real de la zona de tratamiento dependerá de la configuración exacta del dispositivo y las características de la piel. La profundidad de la zona de tratamiento puede ser más profunda o menos profunda que la profundidad de penetración, pero estará afectada por el coeficiente de absorción ajustado térmicamente. Para rayos de tratamiento con una apertura numérica pequeña, la deposición de energía a una profundidad de tratamiento deseada puede maximizarse seleccionando el coeficiente de absorción ajustado térmicamente en la piel como aproximadamente la inversa de la profundidad de tratamiento máxima deseada. Para tratamientos donde la profundidad de lesión máxima es de aproximadamente 0,5 a 2 mm, la longitud de onda del láser de tratamiento puede elegirse de manera que el coeficiente de absorción ajustado térmicamente está dentro del intervalo de aproximadamente 7 cm^{-1} a aproximadamente 26 cm^{-1} o dentro del intervalo de aproximadamente 8 cm^{-1} a

aproximadamente 12 cm^{-1} .

La Figura 3 muestra mediciones del espectro de absorción para agua como una función de la longitud de onda a medida que la temperatura del agua cambiaba de aproximadamente $30 \text{ }^\circ\text{C}$ a aproximadamente $80 \text{ }^\circ\text{C}$. Estas mediciones se tomaron usando espectroscopía óptica de transmisión, en la que la luz se transmitió a través de una muestra de agua calentada. A medida que la temperatura del agua aumentaba de $30 \text{ }^\circ\text{C}$ a $80 \text{ }^\circ\text{C}$ la absorción de luz por el agua disminuyó para luz con longitudes de onda en el intervalo de aproximadamente 1480 nm a aproximadamente 1640 nm .

Como se ha descrito anteriormente, el coeficiente de absorción ajustado térmicamente puede usarse para seleccionar la profundidad máxima de penetración para un dispositivo. Si se desea una lesión más profunda, la eficacia con la que puede crearse una zona de tratamiento a una profundidad deseada puede mejorarse adicionalmente ajustando la fluencia promedio sobre la piel junto con una elección de la longitud de onda que tiene una absorción que disminuye dinámicamente a medida que aumenta la temperatura de la piel. Para muchos tratamientos, la disminución dinámica en la absorción puede proporcionar beneficios importantes a la respuesta de tratamiento de la piel. Algunos de estos beneficios pueden ilustrarse con un ejemplo: para una energía de pulso dada, por ejemplo 10 mJ , concentrar la energía del pulso en un rayo con un pequeño diámetro, por ejemplo de $30\text{-}70 \text{ }\mu\text{m}$, crea una alta intensidad en la región del tratamiento y, de esta manera, calienta rápidamente el tejido y, en consecuencia, ajusta rápidamente el coeficiente de absorción del tejido para potenciar la profundidad de penetración. La energía en el pulso de tratamiento se absorbe dentro de una pequeña profundidad y crea un efecto de tratamiento local superficial menos intenso del que ocurriría sin el cambio dinámico en la absorción. Esto es útil para evitar la creación de burbujas dentro del tejido que pueden dispersar o reflejar el rayo para reducir la intensidad del rayo por debajo de la porción superior de la zona de tratamiento, lo que limitaría la penetración de la energía de tratamiento óptico a las capas más profundas de tejido.

Para un rayo óptico que es más grande en la superficie de la piel (y que tiene la misma energía, duración de pulso, etc.) la tasa de cambio en la temperatura en la superficie de la piel es más lenta. Por lo tanto, un porcentaje mayor de la energía de tratamiento puede pasar a través de las porciones superiores de la región iluminada cuando la región iluminada está a una temperatura baja. De esta manera, la teoría sugeriría que la energía de tratamiento puede que no penetre tan profundamente con un rayo más grande en comparación con un rayo más pequeño, en particular cuando la absorción disminuye dinámicamente con la temperatura de la piel y/o del agua dentro de la piel. Sin embargo, para las altas fluencias usadas normalmente en los tratamientos fraccionados, se crean sitios de dispersión, por ejemplo por la vaporización de agua dentro de la piel. Por esta razón, se ha descubierto que para maximizar la profundidad de penetración de un rayo, es ventajoso usar una longitud de onda para la cual disminuye la absorción y usar un tamaño de rayo más grande a medida que la energía de pulso aumenta para tratamientos con fluencia local alta.

De esta manera, el sistema puede funcionar como si tuviera una fuente de absorción ajustable simplemente variando los parámetros del rayo óptico tales como la posición focal, la apertura numérica, el diámetro del rayo y la forma del rayo. Esto puede evitar una necesidad de emplear una fuente ajustable cara en ciertos sistemas de tratamiento láser.

Una longitud de onda láser que tiene una absorción que disminuye en el agua con el aumento de la temperatura permite usar energías de pulso más bajas para crear lesiones profundas donde es ventajoso tener un coeficiente de absorción menor cuando se trata con energías de pulso alta y con fluencias locales altas. Tales longitudes de onda también pueden incorporarse beneficiosamente con un diseño óptico apropiado para aumentar la profundidad de coagulación y daño dentro de la dermis para aumentar la eficacia de tratamiento para retirada del pelo o para el tratamiento de cicatrices, arrugas, melasma y otras afecciones dermatológicas con componentes dérmicos significativos. La longitudes de onda láser puede elegirse de manera que la absorción de la longitudes de onda láser en el agua disminuyan en al menos un 12% cuando la temperatura del agua aumenta de $30 \text{ }^\circ\text{C}$ a $80 \text{ }^\circ\text{C}$, disminuyan en aproximadamente un 12% a 20% cuando la temperatura del agua aumenta de $30 \text{ }^\circ\text{C}$ a $80 \text{ }^\circ\text{C}$, o disminuyan en aproximadamente un 15% a aproximadamente 20% cuando la temperatura del agua aumenta de $30 \text{ }^\circ\text{C}$ a $80 \text{ }^\circ\text{C}$.

En la Figura 4 se muestra el porcentaje de cambio en la absorción a medida que el agua se calentaba de aproximadamente $30 \text{ }^\circ\text{C}$ a aproximadamente $80 \text{ }^\circ\text{C}$. Como se ha mencionado anteriormente, la absorción de luz por el agua disminuye con la temperatura en un intervalo de longitud de onda de aproximadamente 1480 nm a aproximadamente 1640 nm . La disminución del porcentaje medido en la absorción está dentro del intervalo de aproximadamente 12% a aproximadamente 20% en el intervalo de longitud de onda de aproximadamente 1470 nm a aproximadamente 1680 nm . En el intervalo de longitud de onda de aproximadamente 1480 nm a aproximadamente 1640 nm , la disminución en la absorción de agua estaba dentro del intervalo de aproximadamente 15% a aproximadamente 20% .

Dados todos los demás factores descritos anteriormente, puede ser deseable en muchas aplicaciones hacer funcionar un láser dentro del intervalo de longitud de onda de aproximadamente 1480 nm a aproximadamente 1640 nm , de aproximadamente 1560 nm a aproximadamente 1640 nm , o de aproximadamente 1550 nm . Los láseres de fibra y láseres de fibra con desplazamiento Raman a estas longitudes de onda están disponibles habitualmente,

tales como en IPG Photonics, Inc. (Oxford, MA).

La fuente de láser 140 comprende uno o más láseres. Por ejemplo, la fuente de láser puede comprender uno o más láseres de fibras. Los láseres de fibra son deseables debido a su alta calidad del rayo, su longitud de onda controlada con precisión, ausencia de dependencia de la temperatura y ausencia de espejos que alinean. En particular, los láseres de fibra de vidrio dopada con erbio pueden usarse para producir longitudes de onda en el intervalo de aproximadamente 1520 a aproximadamente 1620 nm.

Como se ha mencionado anteriormente, eligiendo una longitud de onda láser para la cual la absorción disminuye con la temperatura, el sistema puede funcionar como si tuviera una fuente de absorción ajustable simplemente variando los parámetros del rayo óptico, tales como posición focal, apertura numérica, diámetro del rayo y forma del rayo. Esto puede evitar una necesidad de emplear una fuente ajustable para ciertos sistemas de tratamiento láser. Por ejemplo, puede usarse un único láser de fibra de longitudes de onda fija en la fuente de láser 140.

El grupo de lentes ajustables 123 puede ajustarse durante el tratamiento o entre tratamientos para crear diferentes condiciones de tratamiento óptico como resultado de los cambios en los parámetros del rayo óptico, por ejemplo cambios en el tamaño del punto en la superficie de la piel 199, la profundidad focal del rayo óptico 130 por debajo de la superficie de la piel 199, la apertura numérica del rayo óptico 130 según entra en la piel 199 y o la forma de la sección transversal del rayo en la superficie de la piel 199. Ajustando el tamaño del punto, la energía de tratamiento óptico en el rayo óptico 130 puede concentrarse o distribuirse para crear un área grande o pequeña de interacción entre el tejido y la superficie de la piel, según se desee. Los puntos pequeños pueden crear más alteración en la superficie de la piel 199. Estos efectos pueden evitarse para crear lesiones más profundas usando una longitud de onda con una absorción que disminuye dinámicamente, tal como longitudes de onda en el intervalo de aproximadamente 1480 nm a aproximadamente 1640 nm. Con tales longitudes de onda, si el rayo óptico 130 entra en la piel con un tamaño de punto pequeño, la temperatura de las capas superiores de la piel se calentará rápidamente y su absorción se desplazará rápidamente, disminuyendo así la absorción y provocando una disminución en el daño local provocado por el rayo de tratamiento. Si el rayo se ajusta, de manera que el rayo óptico 130 entra en la piel con un tamaño de punto grande, la temperatura de las capas superiores de la piel se calentará más lentamente y los sitios de dispersión disruptivos pueden reducirse y, de esta manera, el rayo de tratamiento podrá penetrar más profundamente. Para maximizar la profundidad de la lesión, hay un óptimo teórico justo por debajo del punto donde se crean los sitios de dispersión. En la práctica, se ha encontrado que tamaños de punto más grandes son normalmente mejores para las altas intensidades usadas para crear los tratamientos fraccionados y que los límites prácticos de la óptica (por ejemplo, la apertura numérica de las lentes) se alcanzan normalmente antes de que haya una caída significativa en la profundidad del pulso debido a un tamaño óptico grande. De esta manera, ajustando los parámetros del rayo óptico, el rayo 130 puede aumentar la profundidad de una lesión de tratamiento sin necesidad de incorporar un segundo láser o un láser ajustable.

Los modos de tratamiento que no son semiablativos pueden optimizarse para potenciar la profundidad de penetración del rayo de tratamiento para crear más eficazmente zonas de tratamiento en la localización deseada en la piel 199 reduciendo el calentamiento dinámico en las capas superiores de la piel. Pueden usarse diversos parámetros del rayo óptico para variar el efecto de tratamiento de un rayo de tratamiento con absorción dinámica. Por ejemplo, el uso de una apertura numérica alta puede usarse para reducir o eliminar la necesidad de enfriar la superficie de la piel, por ejemplo, si se desea expandir el tejido epidérmico.

El cambio de la forma del rayo puede ser útil para minimizar los efectos de patrones visibles sobre la piel y para alterar la distribución térmica dentro de la piel para permitir la penetración del rayo mientras que aún se maximiza la concentración del rayo a una profundidad deseada por debajo de la superficie de la piel. Por ejemplo, el rayo puede ajustarse para que sea más una forma "de superficie plana" en la superficie de la piel para distribuir la intensidad del rayo sobre un área más grande cuando se desea una penetración más profunda. Si tal rayo se lleva entonces a enfocar a la profundidad deseada, entonces el calentamiento a la profundidad deseada puede maximizarse. La forma del rayo puede como alternativa variarse por ejemplo si uno o más de los elementos de lente 101, 102, 103 se eligen para que sean radialmente asimétricos tal como, por ejemplo, un elemento cilíndrico. Tales elementos radialmente asimétricos pueden hacerse girar opcionalmente además de ajustarlos a la distancia unos de otros para variar los patrones de tratamiento. Otros parámetros que pueden variarse deseablemente usando el aparato inventivo serán obvios para los expertos en la materia.

El grupo de lentes ajustables 123 puede diseñarse y montarse usando las técnicas empleadas habitualmente para lentes con zoom óptico. Por ejemplo, ajustando apropiadamente la distancia entre dos o más elementos ópticos, pueden ajustarse las características del rayo óptico 130.

El tamaño del punto óptico podría enfocarse en la superficie de la piel para un tamaño del punto de menos de aproximadamente 90 μm . Para conseguir tamaños de punto más pequeños, los elementos de lente 101 y 103 se mueven cada uno más cerca del elemento de lente 102 a lo largo del eje óptico. Esto aumenta el diámetro del rayo óptico 130 que se inyecta en la rueda del escáner Starburst 134. Para conseguir tamaños de punto más grandes en la superficie de la piel 199, el elemento de lente 103 permanece fijo y la distancia entre los elementos de lente 101 y 102 se reduce según se desee para mover el foco del rayo a la piel 199. Moviendo el foco del rayo 130 a la piel 199,

el diámetro del rayo 130 en la superficie de la piel 199 aumenta para distribuir la energía óptica sobre un área mayor en la superficie de la piel. De esta manera, el tamaño del rayo y la profundidad del foco pueden ajustarse para el tratamiento deseado.

5 En la Tabla 2 se dan ejemplos de intervalos de parámetros de diseño de lente óptica apropiados. Pueden crearse intervalos más amplios de estos parámetros por los expertos en la materia. El diseño óptico específico depende de la expansión deseada para los rayos, el número de puntos creados por la rueda de exploración, el tipo de escáner usado, la longitud de onda óptica y las restricciones mecánicas del diseño para la pieza de mano. El diseño específico puede optimizarse fácilmente por los expertos en la materia basándose en las restricciones y el rendimiento deseado para un sistema particular.

Tabla 2. Ejemplos ilustrativos de parámetros de diseño de lente

Elementos de lente 101 y 103	longitud focal (-20)-(-15) mm
Elementos de lente 102	longitud focal 10-15 mm
Grupo de lentes de salida 125	longitud focal 20-50 mm
Rueda del escáner Starburst 124	diámetro para el exterior de los dientes = 40-60 mm número de dientes 15-50

15 Un ejemplo de la invención se ha caracterizado por usar un láser de fibra dopada con erbio que emite a una longitud de onda de aproximadamente 1550 nm como la fuente óptica 140. El ejemplo era funcionalmente similar al mostrado en las Figuras 1A-C. Con referencia a las Figuras 1A-C, los elementos de lente 101 y 103 se ajustaron a lo largo del eje óptico con respecto al elemento de lente 102 para ajustar simultáneamente tanto el tamaño del punto en la superficie de la piel 199 como la profundidad del foco del rayo óptico 130 en la piel 199. El tejido *ex vivo* se obtuvo y se procesó como se ha explicado para las Figuras 5A y 5B descritas anteriormente. Se tiñeron las rodajas histológicas con hemotoxilina y eosina y se analizaron usando un microscopio óptico para estimar las dimensiones de la coagulación creada en las condiciones de tratamiento.

25 La Figura 9 es un gráfico que muestra la variación del tamaño del punto óptico con la profundidad del foco de acuerdo con los parámetros usados para los tratamientos *ex vivo* resumidos en las Figuras 7 y 8A-8G. Obsérvese que para focos pequeños, el rayo óptico se enfocó en la superficie de la piel para esos experimentos. Las mediciones representativas se registraron y se representaron en las Figuras 7 y 8A-8G para mostrar la variación de la profundidad de tratamiento y la forma de la lesión, respectivamente, a medida que se variaban el foco óptico y el tamaño del punto óptico en la superficie de la piel. Como puede verse a partir de las Figuras 7 y 8A-8G, las lesiones más profundas para diferentes energías de pulso se consiguieron usando diferentes tamaños del punto óptico en la superficie de la piel. Hubo algún efecto sobre estos resultados debido al ajuste de la profundidad del foco que afectaba a la convergencia del rayo a esa profundidad. Sin embargo, se cree que este efecto es significativamente más pequeño que el efecto producido por el cambio en el tamaño del punto óptico en la superficie de la piel y en las capas superiores de la piel.

35 Como puede verse a partir de los resultados de las Figuras 7-9, el foco del rayo óptico normalmente ocurre a una profundidad que está alejada significativamente de la profundidad máxima de la lesión representativa. Por ejemplo, para energías de pulso en el intervalo de 35-40 mJ, la profundidad máxima en nuestro estudio se consiguió con un rayo con un diámetro en la superficie de la piel de 260 μm , que corresponde a una profundidad de foco de aproximadamente 7 mm, aunque la lesión solo consiguiera una profundidad de aproximadamente 1 mm. De esta manera, el sistema inventivo puede ser significativamente diferente de los sistemas de enfoque que dependen de enfocar un rayo a una profundidad seleccionada para aumentar la intensidad óptica en o cerca de la profundidad del foco. En nuestro caso, la profundidad del foco puede ser mayor de dos veces la profundidad de la porción más profunda de una lesión típica. Puesto que el factor importante es el tamaño del punto óptico, no hay un límite superior a la profundidad del foco. De hecho, el rayo óptico puede ser un rayo colimado (es decir, con una profundidad de foco prácticamente infinita). El foco puede estar también fuera del tejido. En algunos aspectos, la profundidad del foco es de aproximadamente 2 a aproximadamente 100 veces la profundidad de la porción más profunda de una lesión típica o de aproximadamente 5 a aproximadamente 500 veces la profundidad de la porción más profunda de una lesión típica.

50 Un diseñador de sistema láser puede usar eficazmente la energía de pulso láser cara que está disponible para aumentar la profundidad de lesiones a una energía de pulso dada. En el ejemplo descrito por las Figuras 7-9, las lesiones profundas se consiguieron eficazmente a cada energía de pulso seleccionada en el intervalo de 3-40 mJ eligiendo un tamaño del punto óptico del rayo de tratamiento en la superficie de la piel de entre 100 μm y 260 μm . Como puede verse a partir de la Figura 7, el tamaño del punto óptico en la superficie de la piel puede aumentarse a medida que aumenta la anchura de pulso para aumentar la profundidad máxima de las lesiones representativas.

60 Pueden usarse otros tipos apropiados de dispositivos de exploración en esta invención tales como, por ejemplo, un escáner galvanómetro, un escáner piezoeléctrico y un escáner acustoóptico. Pueden usarse también otros tipos apropiados de dispositivos de ajuste de rayo tales como, por ejemplo, otros tipos de lente con zoom o un sistema de variación de lente ajustable de forma discreta. En la Figura 6 se ilustra un tipo de sistema de variación de lente

ajustable de forma discreta, que puede usarse para reemplazar el grupo de lentes ajustables 123 de la Figura 1A. La Figura 6 representa una torreta rotatoria 201 que contiene lentes discretas 205A, B, C, D. Las lentes discretas 205A-D pueden comprender un único elemento o un grupo de lentes. La torreta rotatoria 205 o el grupo de lentes ajustables 123 pueden ajustarse manualmente o puede ajustarse electrónicamente, por ejemplo usando un motor 182 que puede controlarse opcionalmente por un ordenador u otro tipo de controlador 180. El usuario puede acceder al controlador 180 a través de una interfaz de usuario 184 para seleccionar los parámetros de tratamiento apropiados. A través de la interfaz de usuario 184, el usuario puede controlar el sistema de tratamiento óptico fraccionado (a través del controlador) para cambiar entre un modo de tratamiento que es semiablativo y un modo de tratamiento que es no semiablativo. El controlador 180 puede controlar también parámetros de la fuente de láser tales como la longitud de onda, la energía del pulso, la forma del pulso, la velocidad de repetición del pulso y la duración del pulso de un rayo óptico emitido desde la fuente de láser 140.

Puede incorporarse una combinación de mecanismos de ajuste para la resolución o extensión mejoradas. Por ejemplo, las Figuras 2A-C ilustran un ejemplo del aparato inventivo que incorpora tanto un grupo de lentes ajustables 123 como un conjunto de puntas espaciadoras 128A, B, C. El sistema óptico usado en la Figura 2A tiene una punta espaciadora 128A de una longitud corta respecto a los espaciadores usados en las figuras 2B (128B) y 2C (128C). Para conseguir control adicional sobre la profundidad del foco y el tamaño del punto, la profundidad del foco puede ajustarse ajustando la separación 110 entre el grupo de lentes de salida 125 y la superficie de la piel 199, donde uno o más rayos son incidentes. La separación 110 puede ajustarse de forma sencilla y barata y sin partes móviles usando puntas espaciadoras múltiples de diferentes longitudes que pueden intercambiarse para conseguir diferentes profundidades de foco. Las Figuras 2A-2C son ilustraciones del sistema de tratamiento fraccionado de la Figura 1A-1C que representan el uso de una lente con zoom ajustable en combinación con un conjunto de espaciadores de diferentes longitudes. Esta combinación puede usarse beneficiosamente para aumentar la profundidad del foco más allá de lo que sería fácil de hacer dado el espacio limitado o restricciones de presupuesto para el diseño óptico de la pieza de mano 100.

El sistema inventivo puede comprender una punta sin contacto. Una punta sin contacto es una punta que está diseñada para estar en contacto con la piel, pero que no tiene un elemento de contacto que esté en contacto con la piel (ya sea directa o indirectamente a través de una sustancia, tal como un gel que se aplica a la piel) en una trayectoria de un rayo de tratamiento láser en el punto donde el rayo láser entra en la piel. Las puntas que son sin contacto pueden tener, por ejemplo, una placa de vidrio o zafiro en la trayectoria del rayo láser en el punto que la placa de contacto toca la piel. Para las fluencias ópticas altas usadas para tratamientos fraccionados semiablativos, los altos niveles de fluencia creados cerca de la superficie de la piel pueden dañar una placa de contacto. Además, el tejido que se retira de la superficie de la piel puede fijarse también a una placa de contacto y provocar un sitio de absorción que provoca una mayor tasa de daño a la ventana de contacto. El daño a la ventana de contacto puede obstruir el rayo y esto también es normalmente indeseable.

El sistema inventivo puede comprender una punta de contacto. Una punta de contacto es una punta que está configurada de manera que una placa de contacto sustancialmente transparente está en contacto con la piel durante el tratamiento y la placa de contacto está en contacto con la piel (ya sea directa o indirectamente a través de una sustancia, tal como un gel que se aplica a la piel) en el punto donde un rayo de tratamiento láser entra en la piel. Las puntas de tratamiento de contacto pueden ser beneficiosas para el tratamiento en modos de tratamiento que son no semiablativos porque permiten que se suministre el enfriamiento y/o porque pueden permitir la dispersión térmica del calor.

El sistema inventivo puede comercializarse con un conjunto de puntas que comprende una o más puntas de contacto y una o más puntas sin contacto. Por ejemplo, el sistema inventivo puede comercializarse con un conjunto de puntas que comprende una punta de contacto para tratamientos que son no semiablativos y una punta sin contacto para tratamientos que son semiablativos. Que se use una punta de contacto o una sin contacto dependerá de la configuración específica del dispositivo y el tratamiento que se desea obtener.

Aunque la descripción detallada contiene muchas cuestiones específicas, estas no deberían considerarse limitantes del alcance de la invención sino simplemente como que ilustran diferentes ejemplos y características de la invención. Por ejemplo, puede usarse la óptica reflectiva o difractiva en lugar de la óptica refractiva descrita en este documento. Puede hacerse otras diversas modificaciones, cambios y variaciones, que resultarán evidentes para los expertos en la materia, en la disposición, operación y detalles del aparato de la presente invención divulgado en este documento. Por lo tanto, el alcance de la invención debería estar determinado por las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato para tratamiento dermatológico fraccionado que comprende:

5 una fuente de láser (140) adaptada para emitir pulsos ópticos que tienen una energía de pulso ajustable; y un sistema de tratamiento óptico fraccionado (123, 124, 125) que, durante el uso, suministra dichos pulsos ópticos a la piel (199) **caracterizado por que** dicho sistema de tratamiento óptico fraccionado comprende un mecanismo de ajuste automático que, en respuesta a un ajuste de la energía de pulso del pulso óptico, está adaptado para ajustarse automáticamente a un tamaño del punto óptico en una superficie de la piel para maximizar la profundidad de una lesión creada por el pulso óptico.

15 2. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho mecanismo de ajuste automático además, basándose en la energía de pulso del pulso óptico, ajusta automáticamente una profundidad de foco del pulso óptico para maximizar una profundidad de una lesión creada por el pulso óptico.

3. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dichas lesiones se extienden desde una superficie de la piel hasta la dermis y en el que, cuando el mecanismo de ajuste automático aumenta el tamaño del punto óptico en la superficie de la piel, la profundidad de la lesión creada también aumenta.

20 4. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho mecanismo de ajuste está configurado para ajustar un tamaño del punto óptico del rayo óptico en la superficie de la piel a al menos un tamaño del punto óptico dentro del intervalo de aproximadamente 100 μm a 260 μm, midiéndose el tamaño del punto óptico al nivel de intensidad $1/e^2$ del rayo.

25 5. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho sistema de tratamiento óptico fraccionado comprende un sistema de escáner.

30 6. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho mecanismo de ajuste comprende un grupo de lentes ajustables (123).

7. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho mecanismo de ajuste comprende elementos ópticos intercambiables de forma discreta.

35 8. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho aparato comprende además un controlador (180) adaptado para controlar electrónicamente dicho mecanismo de ajuste.

9. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha fuente óptica emite pulsos ópticos que tienen una longitud de onda láser que tiene al menos una de las características en el grupo que consiste en:
 40 el coeficiente de absorción ajustado térmicamente está dentro del intervalo de aproximadamente 7 cm^{-1} a aproximadamente 26 cm^{-1} ;
 el coeficiente de absorción ajustado térmicamente está dentro del intervalo de aproximadamente 7 cm^{-1} a aproximadamente 12 cm^{-1} ;
 la absorción en el agua disminuye en al menos un 12 % a medida que aumenta la temperatura del agua de 30 °C a 80 °C;
 45 la absorción en el agua disminuye en aproximadamente un 12 % a aproximadamente un 20 % a medida que la temperatura del agua aumenta de 30 °C a 80 °C; y
 la absorción en el agua disminuye en aproximadamente un 15 % a aproximadamente un 20 % a medida que la temperatura del agua aumenta de 30 °C a 80 °C.

50 10. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha fuente óptica emite pulsos ópticos que tienen una longitud de onda láser donde:

el coeficiente de absorción ajustado térmicamente de dicha longitud de onda láser está dentro del intervalo de aproximadamente 7 cm^{-1} a aproximadamente 26 cm^{-1} ; y
 55 la absorción de dicha longitud de onda láser en agua disminuye en aproximadamente un 12 % a aproximadamente 20 % a medida que la temperatura del agua aumenta de 30 °C a 80 °C.

11. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha fuente óptica emite pulsos ópticos que tienen una longitud de onda láser donde:

60 el coeficiente de absorción ajustado térmicamente para dicha longitud de onda láser está dentro del intervalo de aproximadamente 7 cm^{-1} a aproximadamente 12 cm^{-1} ; y
 la absorción de dicha longitud de onda láser en agua disminuye en aproximadamente un 15 % a aproximadamente 20 % a medida que la temperatura del agua aumenta de 30 °C a 80 °C.

65 12. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha fuente óptica emite pulsos ópticos que tienen una

longitud de onda láser en el intervalo de 1350 nm a 2500 nm, de aproximadamente 1380 nm a aproximadamente 1420 nm, de aproximadamente 1480 nm a aproximadamente 1640 nm o de aproximadamente 1560 nm a aproximadamente 1640 nm.

- 5 13. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha fuente óptica emite pulsos ópticos que tienen una longitud de onda láser de aproximadamente 1550 nm.
14. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además una punta de contacto.
- 10 15. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la fuente de láser emite energía óptica a una longitud de onda en la que la absorción de dicha longitud de onda láser en agua disminuye a medida que el tejido se calienta de 30 °C a 80 °C y dicha longitud de onda láser está en el intervalo de 1350 nm a 2500 nm, y en el que la distancia desde un plano de referencia que corresponde aproximadamente a una superficie de contacto del sistema óptico con la piel y el foco óptico en aire a lo largo de la dirección de propagación del rayo de tratamiento óptico es mayor de dos veces la profundidad de la parte más profunda de una lesión a una energía de pulso óptico seleccionada y/o menor de la mitad de la profundidad de la parte más profunda de dicha lesión o en donde el foco óptico del rayo óptico está localizado fuera de la piel.
- 15

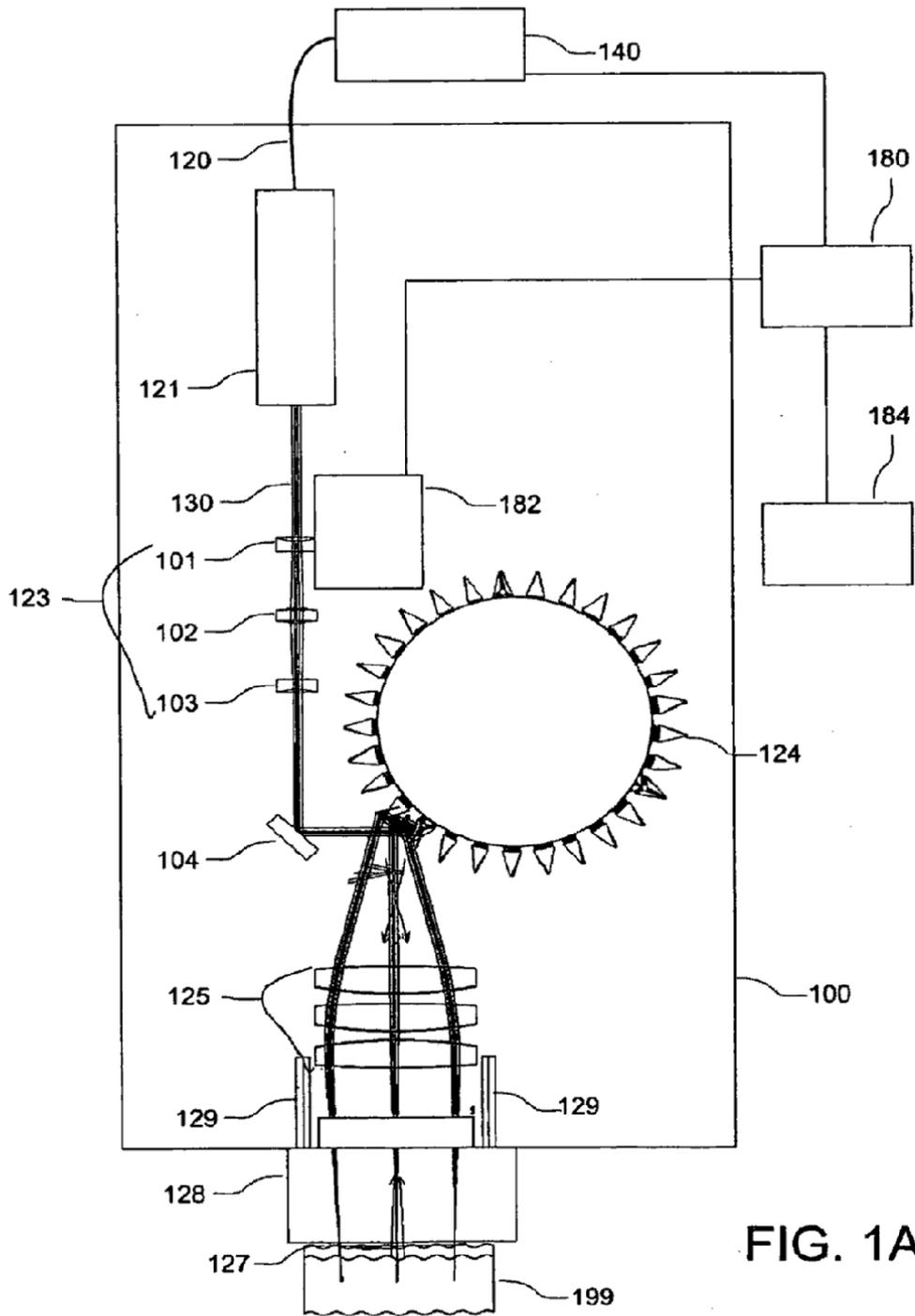


FIG. 1A

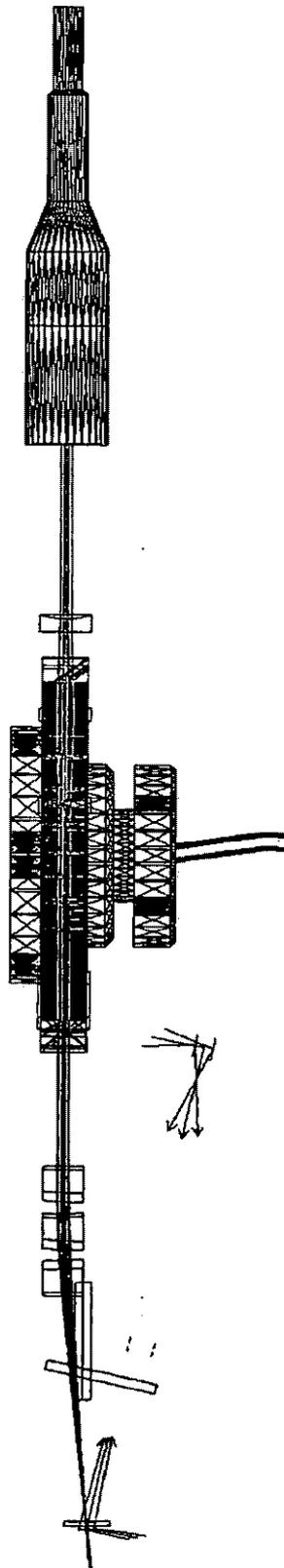


FIG. 1B

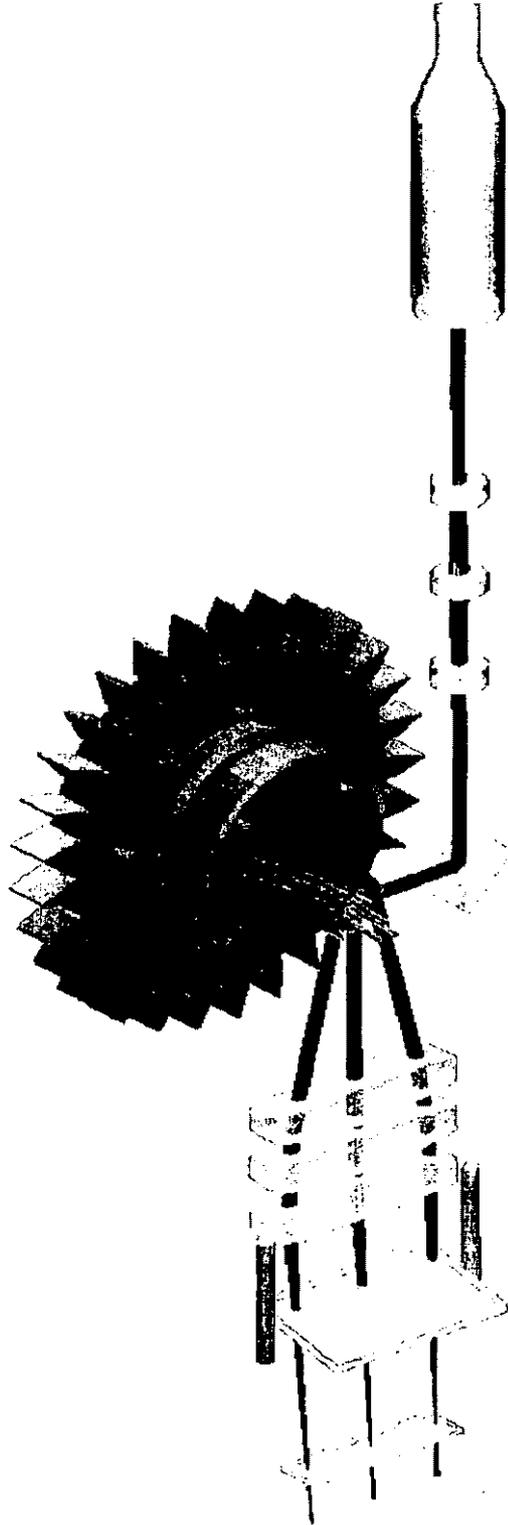


FIG. 1C

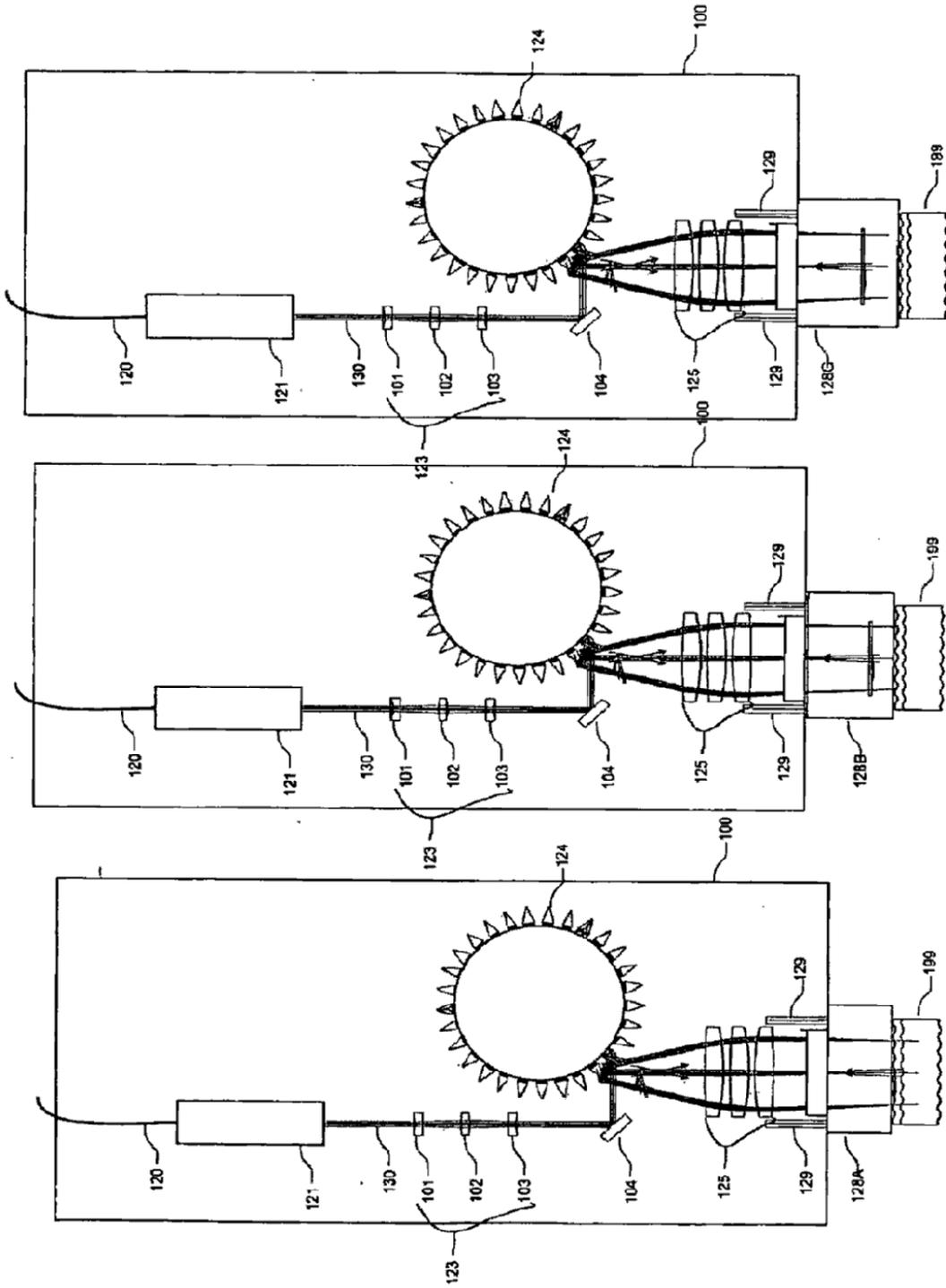


FIG. 2C

FIG. 2B

FIG. 2A

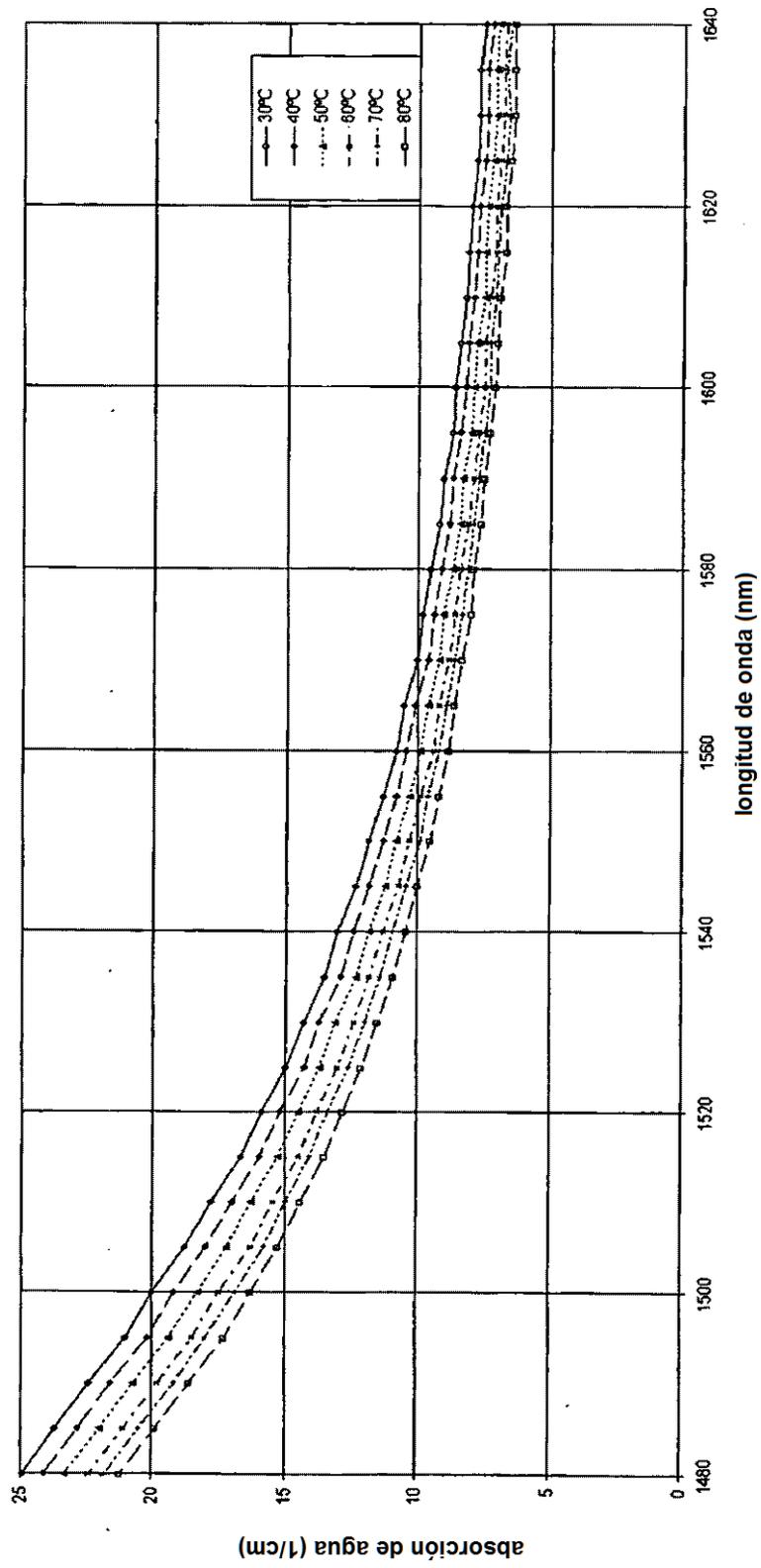
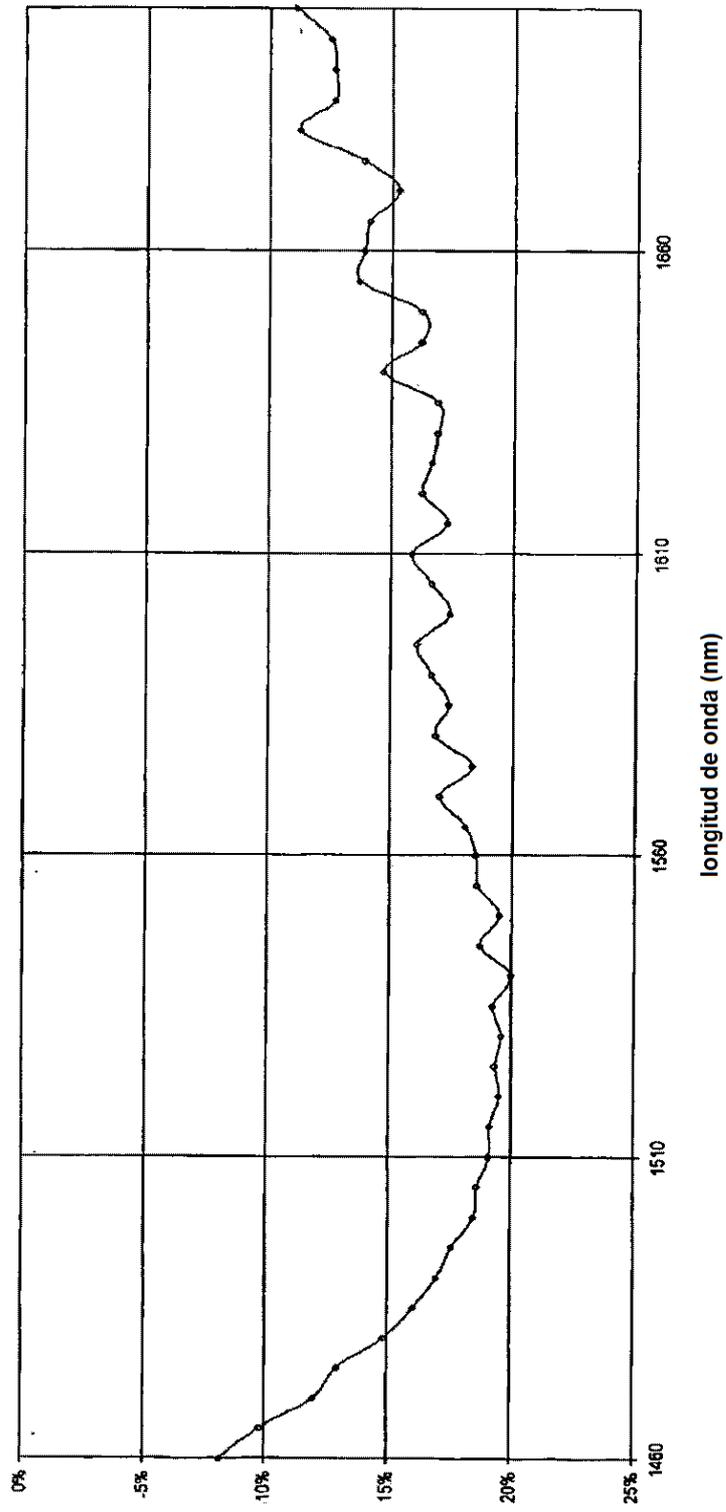


FIG. 3



cambio en la absorción de agua a medida que la temperatura aumenta de 30 °C a 80 °C

FIG. 4

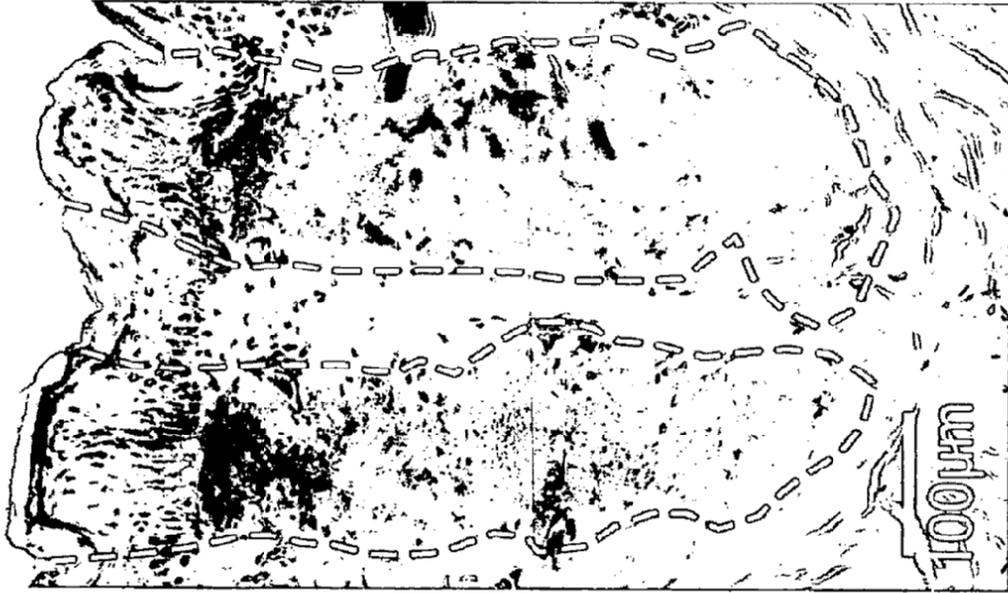


FIG. 5B



FIG. 5A

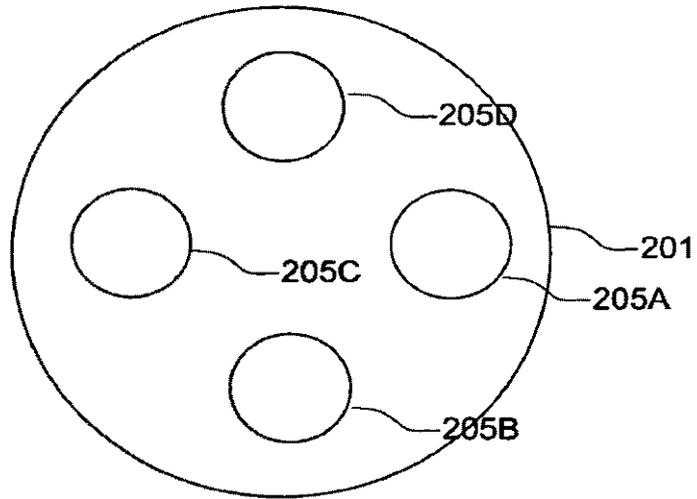


FIG. 6

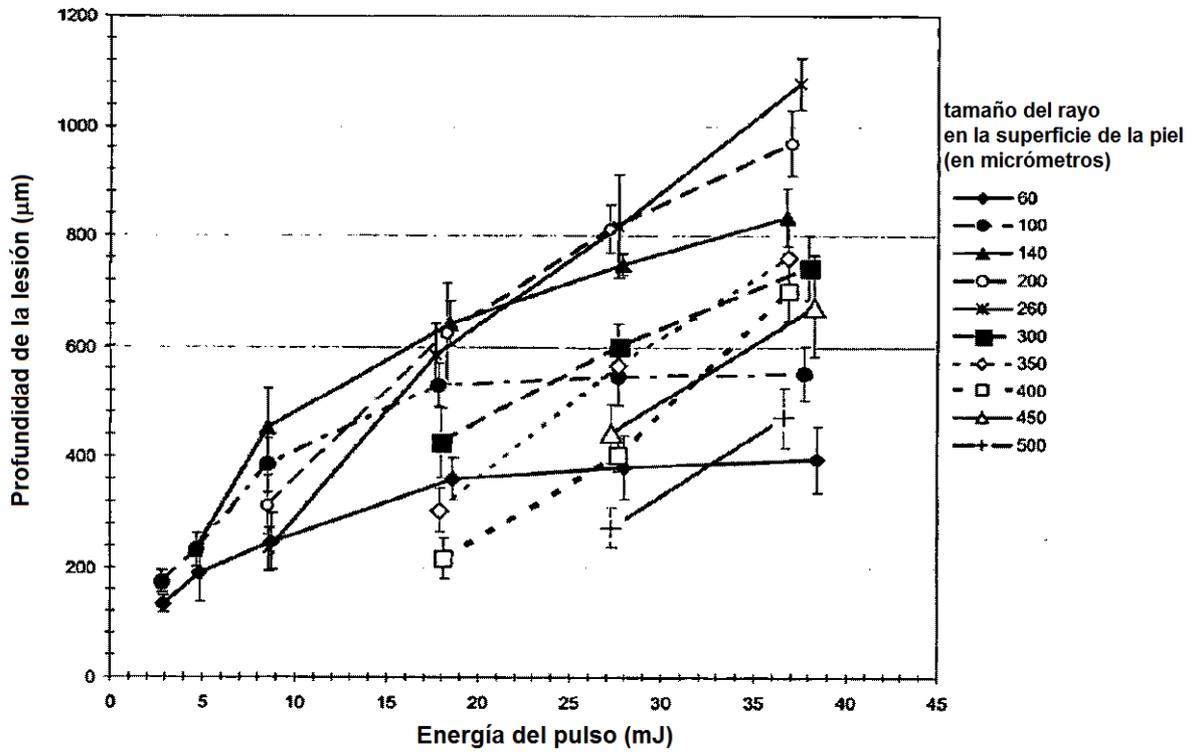


FIG. 7

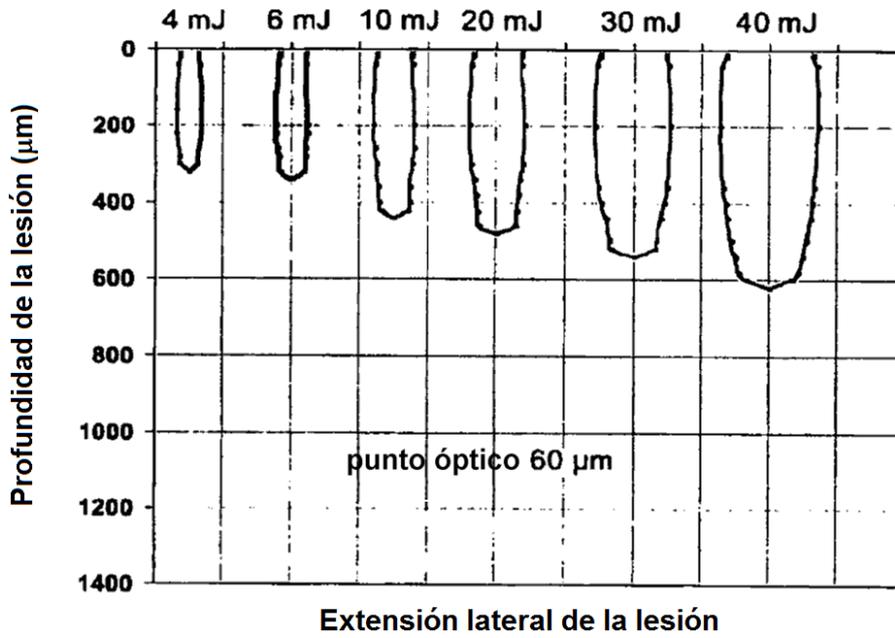


FIG. 8A

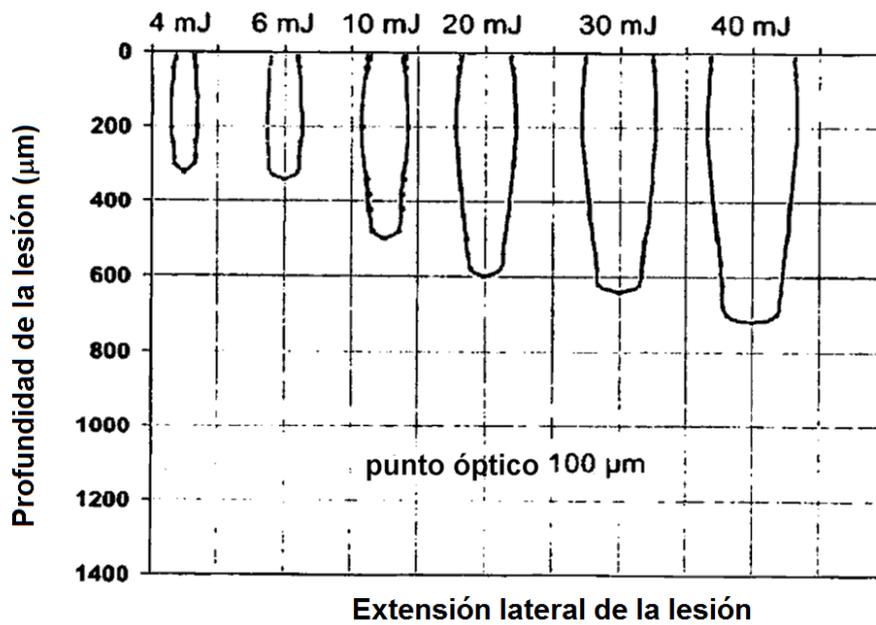


FIG. 8B

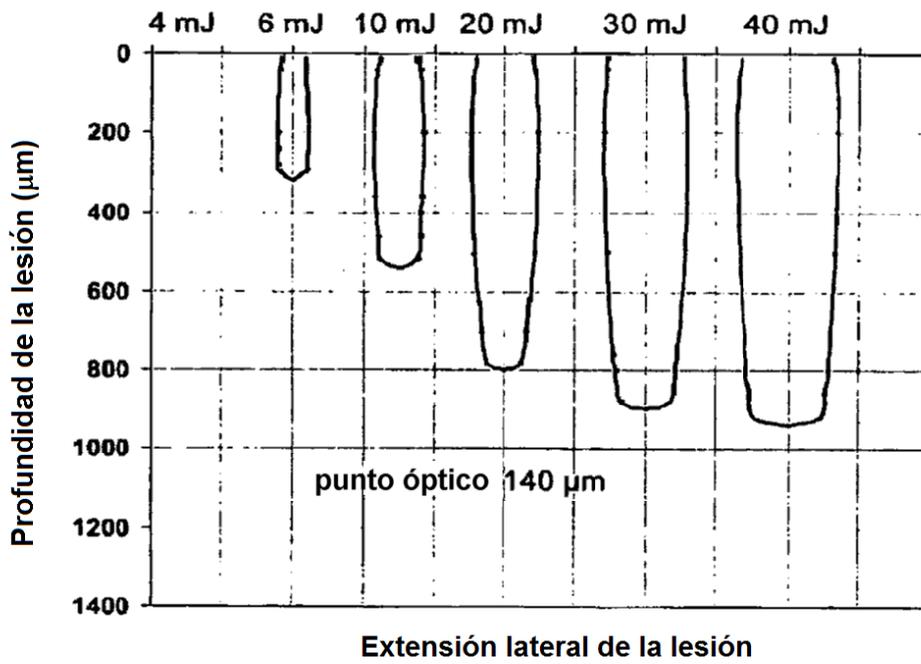


FIG. 8C

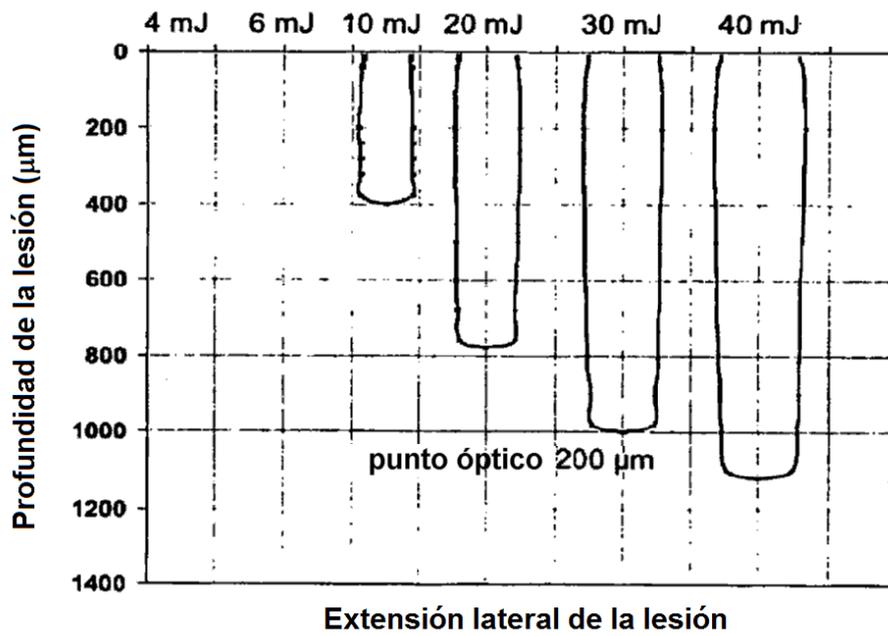


FIG. 8D

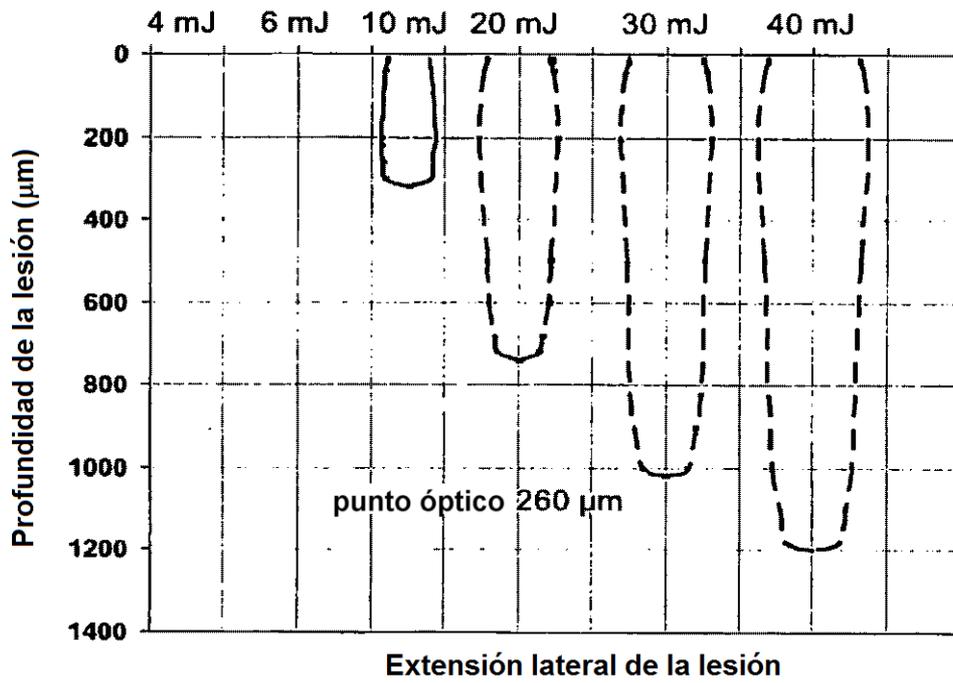


FIG. 8E

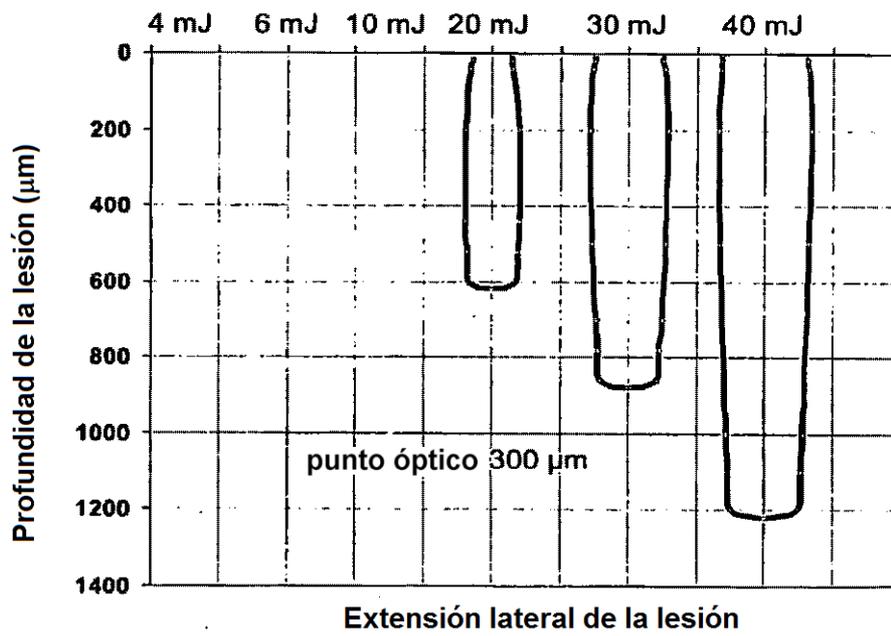


FIG. 8F

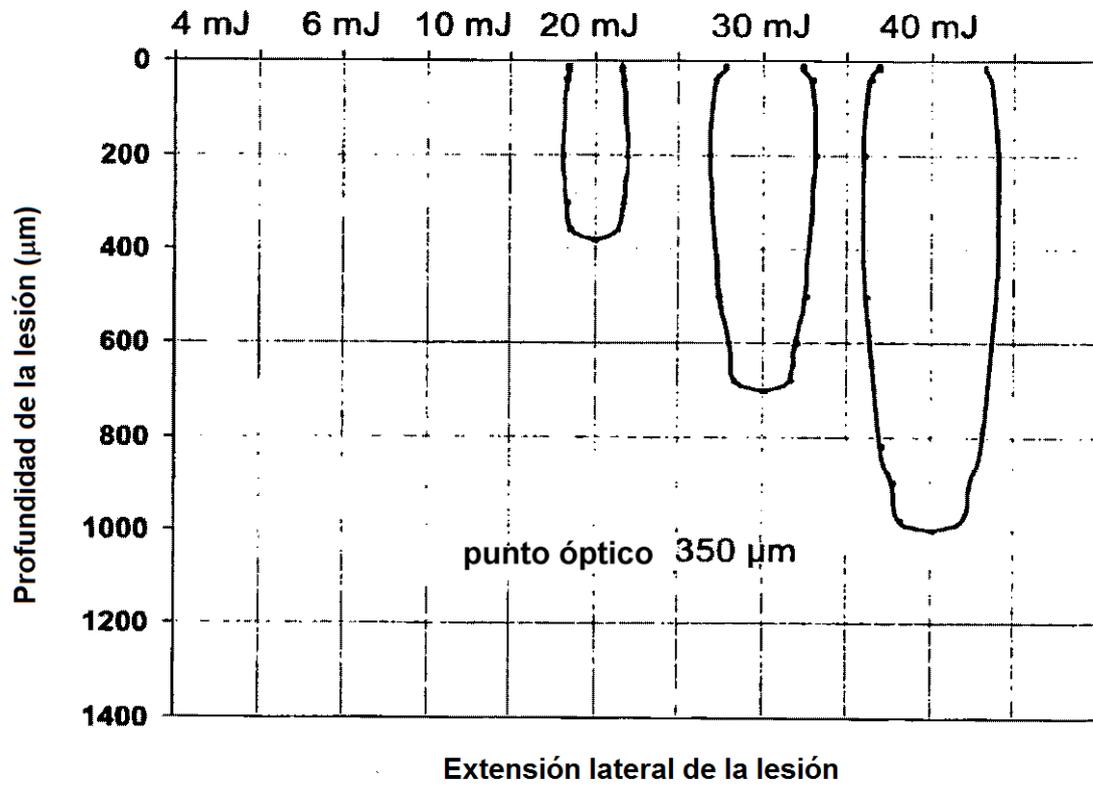


FIG. 8G

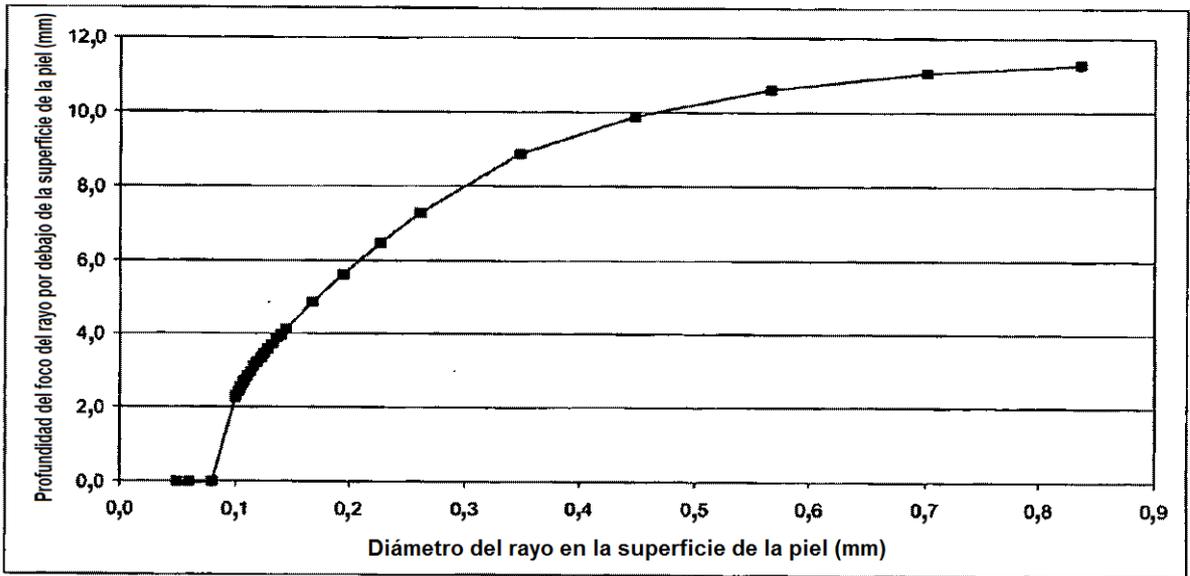


FIG. 9