

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 758 839**

51 Int. Cl.:

A61B 18/20 (2006.01)

A61C 1/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **04.09.2012 PCT/US2012/053684**

87 Fecha y número de publicación internacional: **07.03.2013 WO13033710**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.09.2012 E 12780901 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.11.2019 EP 2750619**

54 Título: **Sistema de preparación dental controlado por ordenador basado en láser**

30 Prioridad:

02.09.2011 US 201161530761 P

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

06.05.2020

73 Titular/es:

**CONVERGENT DENTAL, INC. (100.0%)
2 Vision Drive
Natick, MA 01760, US**

72 Inventor/es:

MONTY, NATHAN, P.

74 Agente/Representante:

ARIAS SANZ, Juan

ES 2 758 839 T3

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

DESCRIPCIÓN

Sistema de preparación dental controlado por ordenador basado en láser

5 **Campo de la invención**

Esta invención se refiere generalmente a la visualización, fluorescencia y escaneo de radiación electromagnética para la prevención y el tratamiento de tejidos duros y blandos dentales con un dispositivo de tratamiento dental de láser pulsado.

10

Antecedentes

La caries dental (comúnmente conocida como "cavidades") es una enfermedad infecciosa crónica que es extremadamente difícil de erradicar completamente. La caries dental se provoca por la desmineralización de la estructura dental que se origina principalmente en el esmalte (tejido duro). El esmalte dental es una capa delgada, normalmente de 1 a 2 mm de grosor, compuesta por una estructura cristalina de hidroxiapatita carbonatada que comprende el 96% de esmalte en peso y aproximadamente el 85% en volumen. La proporción de esmalte, 15% en volumen, se compone de agua, proteínas y lípidos. La caries dental es el resultado de ácidos dentales, creados por bacterias metabolizadoras de azúcares, que a su vez desmineralizan la hidroxiapatita. Las bacterias crean una biopelícula tras 24 horas, denominada placa, que es suave y flexible, pero después de aproximadamente 10 días la placa se endurece significativamente para formar cálculo dental o sarro.

La mayor parte de la caries dental ocurre en la superficie oclusal (superficie superior) y en áreas no expuestas entre los dientes. Los linguales (superficie posterior) y bucales (superficie frontal) son relativamente lisos en comparación con la superficie oclusal, y, por lo tanto, atrapan menos azúcares que van a metabolizarse, dando como resultado relativamente menos ácido dental y menos caries que en la superficie oclusal y en las áreas no expuestas entre los dientes. La caries es más probable en áreas que no pueden cepillarse y limpiarse fácilmente, como orificios y fisuras en la superficie oclusal, áreas debajo de las encías y superficie de contacto entre los dientes.

Sin embargo, ha habido una notable disminución de la caries dental en los últimos 60 años debido a diversas nuevas técnicas de detección, tales como rayos X digitales, rayos X 3-D y fluorescencia, técnicas de prevención que incluyen tratamientos con flúor y selladores, y técnicas de tratamiento nuevas o mejoradas, incluyendo taladros dentales de mayor velocidad, fresas más pequeñas más fuertes, tecnología láser de diversas longitudes de onda y equipos de limpieza ultrasónica.

Detección: Los rayos X analógicos han progresado a los rayos X digitales, y a rayos X 3-D de haz cónico, que tienen una resolución más alta que los rayos X analógicos y se almacenan digitalmente mientras que progresivamente se usa cada vez menos radiación. Recientemente, la fluorescencia óptica también se ha usado para identificar la bacteria que conduce a la caries dental. La eliminación de las bacterias fluorescentes retira el tejido cariado.

Prevención: Se han introducido diversos tratamientos con flúor, nuevas pastas dentales y enjuagues bucales que remineralizan el esmalte, específicamente con fluorapatita que tiene una mayor resistencia a ácidos dentales que la hidroxiapatita. Adicionalmente, materiales compuestos que pueden fluir (comúnmente denominados resinas epoxídicas) se denominan "selladores" y se agregan a la superficie oclusal para evitar que las bacterias caigan en orificios y fisuras.

Tratamiento: Los taladros dentales han progresado desde mecanismos de cuerda accionados por motor hasta dispositivos accionados por aire comprimido y dispositivos accionados por motor eléctrico. La Administración de Alimentos y Medicamentos (FDA) ha aprobado cinco tipos de láser diferentes en siete longitudes de onda diferentes para una variedad de indicaciones dentales. Hay dispositivos de láser dentales de longitud de onda única, dispositivos de longitud de onda múltiple y productos de láser de conmutación Q, continuo y pulsado. Hay diversas piezas de mano de láser dental y mecanismos de entrega, pero todos estos productos de láser se fabrican para acoplarse de manera máxima o mínima en el agua. La absorción de agua de pico se busca para cortar el esmalte porque, como se indicó anteriormente, el agua es solamente un 4% o menos constituyente en peso, por lo que la absorción de agua de pico se requiere para vaporizar el agua fracturando así el esmalte, aunque lentamente. Se busca una absorción de agua mínima para cortar tejido blando, encías y mejillas, de modo que la sangre se cauteriza y se minimiza el sangrado.

Recientemente se desarrolló un nuevo sistema de tratamiento dental basado en láser que emplea un láser de longitud de onda infrarroja media que se acopla principalmente en hidroxiapatita y parcialmente en agua. La ventaja de acoplamiento a la hidroxiapatita, que constituye aproximadamente el 96% del tejido duro en peso, es un corte más rápido con mayor resolución, mientras que el acoplamiento de manera parcial al agua permite cortar más rápido tejido blando mientras se cauteriza evitando el sangrado.

Paralelamente a los avances de la tecnología dental descritos anteriormente, durante más de tres décadas se han usado escáneres ópticos o espejos giratorios en aplicaciones de procesamiento de material. La ventaja de usar

espejos de escaneo para recolocar la energía óptica es que puede lograrse una colocación de alta precisión mientras se alcanza una cantidad mínima de inercia. La baja inercia permite que el sistema de colocación acelere y desacelere rápidamente mientras se mantiene una alta precisión de colocación. Durante las últimas tres décadas, diversas geometrías de espejos giratorios han evolucionado creando movimientos más pequeños y rápidos sin comprometer la precisión.

A pesar de estos avances, los sistemas de tratamiento dental basados en láser se enfrentan a varios desafíos. Uno de los problemas más comunes se relaciona con la forma del área a tratar. Una cavidad en un diente rara vez tiene una forma regular, tal como un cuadrado, un círculo u un óvalo. Con el fin de tratar completamente el área afectada usando métodos conocidos previamente, el operario normalmente trata un área de forma regular que abarca el área afectada. Esto, sin embargo, puede provocar daño al tejido que está dentro del área circundante pero que no está afectado.

Hay otro problema más en el tratamiento incluso de un área de forma regular. El operario debe ser capaz de sostener la pieza de mano usada para dirigir un haz de láser al área de tratamiento de manera extremadamente estable y luego poder mover la misma cuidadosamente dentro de un área seleccionada. Los haces de láser usados para el tratamiento son generalmente muy potentes, y un ligero movimiento de la mano del operario o por parte del paciente puede provocar que el haz de láser se dirija a tejidos que no requieren ningún tratamiento y pueden provocar daños a los mismos. Además, dentro del área seleccionada, la energía de láser debe aplicarse uniformemente, es decir, el operario debe dirigir sustancialmente la misma cantidad de energía a cada punto dentro del área de tratamiento seleccionada. Dado que el área de tratamiento general es normalmente del orden de unos pocos centímetros cuadrados o incluso más pequeña, dirigir manualmente un haz de láser hacia el área de tratamiento deseada es difícil y tendente a errores. Por tanto, existe la necesidad de mejorar los sistemas y métodos de tratamiento dental basado en láser.

Cada uno de los documentos WO2004/006793 y DE 10 2008 053964 (citados en el Informe de Búsqueda Internacional) parece enseñar el uso de una retroalimentación visual con respecto a una condición y/o tipo de un tejido a tratar para seleccionar un tratamiento adecuado, y el documento DE 10 2008 053964 parece enseñar además el ajuste de un enfoque del haz de láser usando luz reflejada desde la superficie del tejido a tratar. A partir del documento US 2006/0116669 A1 se conoce una pieza de mano para el tratamiento de tejido que usa una fuente de luz y que tiene medios móviles para dos espejos para desviar el haz de luz en dos dimensiones.

Diversas realizaciones de la presente invención facilitan el tratamiento de diversas infecciones dentales con alta precisión, provocando significativamente menos dolor al mitigar o evitar el tratamiento innecesario de áreas no afectadas. Esto se logra, en parte, mediante el empleo de un sistema óptico controlado por ordenador para dirigir un haz de láser a un área de tratamiento seleccionada. El área de tratamiento puede seleccionarse como una forma regular y también como un polígono que se aproxima al área que está realmente afectada. El control por ordenador del sistema óptico permite que el haz de láser permanezca dentro de la zona de tratamiento seleccionada, garantizando simultáneamente que el área seleccionada está cubierta, es decir, que la energía de láser se dirige de manera sustancialmente uniforme dentro del área de tratamiento seleccionada. El perfil de energía del haz de láser en o cerca de la superficie de tratamiento también puede controlarse, en parte, ajustando el punto focal del haz de láser. La selección de un perfil de energía adecuado puede ayudar además a tratar uniformemente el área afectada.

Según la presente invención, en la reivindicación 1 se expone un aparato para el tratamiento de tejido dental.

En algunas realizaciones, el sistema óptico incluye una lente. Una distancia focal de la lente puede estar en un intervalo de aproximadamente 2 pulgadas (5 cm) a aproximadamente 15 pies (4,6m). El perfil de energía puede seleccionarse, por ejemplo, ajustando el sistema óptico para ajustar la distancia focal. El perfil de energía puede seleccionarse de un perfil de sombrero de copa, un perfil gaussiano y un perfil en forma de toroide.

En algunas realizaciones, el sistema de guiado de haz controlado por realimentación puede incluir dos espejos que tienen ejes de rotación dispuestos a aproximadamente 90 grados uno con respecto a otro. Una velocidad a la que el controlador mueve el actuador puede estar en un intervalo de aproximadamente 10 pasos por segundo a aproximadamente 100.000 pasos por segundo. Mover el actuador en un solo paso puede provocar que el haz de láser en la superficie del tejido dental se desplace en un intervalo de aproximadamente 2 micrómetros hasta aproximadamente 15 milímetros.

En algunas realizaciones, la posición deseada del espejo puede determinarse según un patrón de trazado del haz de láser sobre la superficie del tejido dental. El patrón de trazado puede ser un trazado en espiral, trazado de trama y un trazado aleatorio. El área especificada de la superficie del tejido dental es uno de un triángulo, un cuadrado, un rectángulo, un óvalo, un círculo y un polígono. En algunas realizaciones, el área especificada de la superficie del tejido dental es un área cerrada de una forma definida por el usuario que tiene un perímetro que tiene varios segmentos. La longitud de un segmento puede estar en un intervalo de aproximadamente 2 μm hasta aproximadamente 15 mm. El área especificada de la superficie del tejido dental puede estar en un intervalo de aproximadamente 4 μm^2 hasta aproximadamente 2,25 cm^2 . Como tal, el área especificada puede aproximarse al área afectada.

5 En algunas realizaciones, el aparato también incluye una unidad de mano que tiene una punta que puede disponerse adyacente al tejido dental que está tratándose. Además, el aparato incluye un alojamiento que contiene el sistema óptico y el sistema de guiado de haz. La unidad de mano puede unirse al alojamiento, por lo cual el haz de láser se activa únicamente si la unidad de mano está unida al alojamiento. El aparato también puede incluir una óptica de giro dispuesta dentro de la unidad de mano.

10 En algunas realizaciones, el aparato incluye un sistema de iluminación para iluminar al menos una parte del área especificada de la superficie del tejido dental. El sistema de iluminación incluye una fuente de luz y un sistema óptico para dirigir y, opcionalmente, colimar la luz iluminante. El sistema óptico puede adaptarse para enfocar la luz, además de dirigir y opcionalmente colimar la luz. En algunas realizaciones, el sistema de iluminación incluye una fuente de luz y un colector para reflejar luz emitida por la fuente de luz, y un sistema óptico para dirigir y opcionalmente colimar la luz de iluminación.

15 En algunas realizaciones, el aparato incluye un sistema de limpieza contenido en la unidad de mano. El sistema de limpieza puede incluir suministro de aire y/o agua. El haz de láser usado para el tratamiento puede ser un haz de láser de CO₂. El haz de láser de CO₂ puede tener un tamaño de punto en el intervalo de aproximadamente 0,03 cm hasta aproximadamente 0,2 cm. El aparato también puede incluir un haz de láser de marcado, y el haz de láser de marcado puede obtenerse de un diodo de gas o láser en el intervalo de aproximadamente 500 nm hasta
20 aproximadamente 700 nm, tal como un haz de láser de He-Ne rojo o verde.

25 En algunas realizaciones, el aparato incluye un sistema de visión. El sistema de visión incluye un sistema de obtención de imágenes y una lente de transferencia. El sistema de obtención de imágenes también puede incluir un filtro óptico y/o un sistema de lentes de enfoque variable. El aparato también puede incluir un recubrimiento configurado para colocarse dentro de la boca de una persona. En algunas realizaciones, el aparato incluye una trayectoria de aire para formar una cortina de aire que detiene de manera efectiva la entrada de cualquier sustancia extraña en el aparato.

30 También se describe en el presente documento un método para el tratamiento de tejido dental. El método incluye dirigir un haz de láser hacia el tejido dental que está tratándose, de manera que el haz de láser tiene un determinado perfil de energía en una ubicación próxima al tejido dental. El método también incluye apuntar el haz de láser dentro de un área especificada de una superficie del tejido dental a través de un sistema de guiado de haz controlado por realimentación. La etapa de dirigir puede realizarse usando una lente que tiene una distancia focal en un intervalo de
35 aproximadamente 2 pulgadas (5 cm) a aproximadamente 15 pies (4,6 m). El perfil de energía puede ser seleccionable y puede ser uno de un perfil de sombrero de copa, un perfil gaussiano y un perfil en forma de toroide.

40 En algunos ejemplos del método, la etapa de apuntar incluye reflejar el haz de láser usando un espejo y determinando la posición del espejo. El método también incluye comparar la posición determinada del espejo con una posición deseada del espejo, y controlar la posición del espejo según la comparación de las posiciones determinadas y deseadas del espejo. Cada una de las etapas de reflejar, determinar, comparar y ajustar puede repetirse a una velocidad en el intervalo de aproximadamente 10 pasos por segundo a aproximadamente 100.000 pasos por segundo. La etapa de reflejar puede incluir reflejar el haz de láser usando dos espejos que tienen ejes de rotación dispuestos a aproximadamente 90 grados uno con respecto a otro.

45 En algunos ejemplos, el método también incluye determinar la posición deseada del espejo según el área especificada de la superficie del tejido dental. La posición deseada del espejo puede determinarse según un patrón de trazado del haz de láser en la superficie del tejido dental. El patrón de trazado puede ser uno de un trazado en espiral, trazado de trama y un trazado aleatorio. El método de tratamiento también puede incluir la especificación de una forma, tamaño o ambas del área especificada de la superficie del tejido dental. El área de la superficie del tejido
50 dental puede identificarse especificando un área cerrada de una forma definida por el usuario que tiene un perímetro que tiene varios segmentos. Una dirección del láser puede modificarse por el haz usando una óptica de giro.

55 En algunos ejemplos, el método de tratamiento incluye iluminar al menos una parte del área especificada de la superficie del tejido dental. El haz de láser puede ser un haz de láser de CO₂, y el método de tratamiento puede incluir la ablación del tejido dental. El tejido sometido a ablación puede ser tejido blando, tejido duro o ambos. En algunas realizaciones, antes de la etapa de ablación, el área especificada de una superficie del tejido dental se marca usando un diodo de gas o láser en el intervalo de aproximadamente 500 nm hasta aproximadamente 700 nm, tal como un haz de láser de He-Ne rojo o verde.

60 En algunos ejemplos, la etapa de dirigir incluye enfocar el haz de láser de manera que un punto focal del haz de láser enfocado se ubica sustancialmente en una superficie del tejido dental. El punto focal del haz de láser enfocado también puede estar cerca de una superficie del tejido dental. Por ejemplo, el punto focal puede estar por encima de la superficie del tejido dental o por debajo de la superficie del tejido dental.

65 Estos y otros objetos, junto con ventajas y rasgos de las realizaciones de la presente invención dados a conocer en el presente documento, se volverán más evidentes a través de la referencia a la siguiente descripción, los dibujos

adjuntos y las reivindicaciones. Además, debe entenderse que los rasgos de las diversas realizaciones descritas en el presente documento no son excluyentes entre sí y pueden existir en diversas combinaciones y permutaciones. Tal como se usa en el presente documento, el término "sustancialmente" significa $\pm 10\%$ y, en algunas realizaciones, $\pm 5\%$.

5 **Breve descripción de los dibujos**

En los dibujos, caracteres de referencia similares generalmente se refieren a las mismas partes a lo largo de las diferentes vistas. Además, los dibujos no son necesariamente a escala, sino que se hace hincapié generalmente en ilustrar los principios de la invención. En la siguiente descripción, se describen diversas realizaciones de la presente invención con referencia a los siguientes dibujos, en los que:

15 la figura 1 muestra una sección transversal de una pieza de mano dental típica según una realización de la invención para la visualización, diagnóstico y tratamiento dental mediante láser;

la figura 2 muestra la punta de la pieza de mano representada en la figura 1 y el enfoque del haz de láser según una realización de la invención;

20 la figura 3 muestra algunos diámetros de haz a modo de ejemplo frente a perfiles de distribución de energía a través de los diámetros de haz enfocado;

la figura 4 muestra un sistema de control de posición de bucle cerrado que incluye galvanómetros y espejos según una realización de la invención;

25 la figura 5 muestra un sistema de iluminación remoto según una realización de la invención;

la figura 6 muestra a modo de ejemplo algunas áreas de tratamiento por láser y patrones de trazado; y

30 la figura 7 muestra diversos parámetros del sistema de láser y los intervalos de los parámetros.

Descripción

35 Un dispositivo de salida de energía electromagnética se da a conocer para implementar procedimientos en tejido duro, tejido blando y hueso óseo. El nivel de energía electromagnética y la salida de velocidad del dispositivo pueden adaptarse a los diferentes procedimientos dentales de corte o ablación de tejidos blandos, duros u óseos, y también para procedimientos de descontaminación, limpieza de bolsas periodontales, reducción del dolor y bioestimulación. Véanse los documentos PCT/US2010/043968 y PCT/US2011/023483 para láseres de tratamiento de alta potencia adecuados para su uso en el presente documento.

40 Como se representa en la figura 1, un haz de láser de tratamiento de alta potencia, tal como un haz de láser de CO₂, entra en una pieza de mano dental 1 en el eje óptico 2. El haz de láser se dirige a través de una lente de enfoque 3 y dos elementos ópticos móviles controlados por ordenador 4, 5. La lente de enfoque 3 puede ubicarse delante o detrás de los elementos ópticos 4, 5. Un sistema de obtención de imágenes puede integrarse en la pieza de mano dental 1, y el sistema de obtención imágenes puede incluir un dispositivo de imagen 6, tal como un chip de cámara CMOS o CCD, un sistema de lentes 7, un filtro 8 y/o un elemento de enfoque como una lente electrostática 9. El sistema de lentes 7 puede incluir una lente de transferencia y/o una lente de foco variable. La lente de foco variable puede usarse para seleccionar un perfil de energía adecuado del haz de láser, tal como se describe a continuación. El sistema de obtención de imágenes puede ubicarse colinealmente con el eje óptico 2 del haz de láser de tratamiento de alta potencia reflejando rayos de luz recibidos del área de tratamiento y discurrendo generalmente a lo largo del eje óptico 2 de un espejo 10 o un espejo 11 acoplado a los elementos ópticos móviles 4 o 5, respectivamente.

Independientemente de la ubicación del sistema de obtención de imágenes, los componentes del mismo se configuran de manera que la luz correspondiente a las imágenes del área del tejido dental que está tratándose se propaga sustancialmente a lo largo del eje óptico 2. Como resultado, un operario del haz de láser puede ver las imágenes recibidas durante el tratamiento, sin tener que reemplazar el dispositivo de tratamiento por un dispositivo de obtención de imágenes independiente o sin tener que colocar simultáneamente dos dispositivos en la boca del paciente, uno para el tratamiento y el otro para la obtención de imágenes. Además, el operario tiene sustancialmente la misma perspectiva que la del haz de láser de tratamiento. Esto permite al operario monitorizar de manera precisa el efecto del haz de láser precisamente sobre el área del tejido dental que está tratándose durante tal tratamiento. Esta disposición también puede proporcionar comodidad al paciente, ya que el paciente no necesita abrir la mandíbula tan ampliamente como para permitir una trayectoria de acceso para el haz de láser de tratamiento al tejido dental y otra trayectoria de visión, en un ángulo diferente, para el operario.

65 En algunas realizaciones, un sistema de fluorescencia óptica se integra en la pieza de mano dental 1. El sistema de fluorescencia incluye generalmente una fuente de luz de fluorescencia (por ejemplo, fuente de luz ultravioleta (UV))

que se ubica de manera similar a la del dispositivo de obtención de imágenes 6. El sistema de fluorescencia puede usar uno o más de un sistema de lentes, filtro, y un elemento de enfoque de manera que rayos de luz sustancialmente monocromática discurren desde la fuente de fluorescencia a lo largo del eje óptico 2 a la región dental que va a examinarse. Si un área determinada dentro de esa región dental está afectada, por ejemplo, debido a la presencia de bacterias, la luz reflejada desde esa área normalmente tiene una longitud de onda de pico diferente a la de la luz sustancialmente monocromática. Esos rayos de luz reflejados discurren hacia atrás a lo largo del eje óptico 2 y pueden verse usando el sistema de obtención de imágenes. El operario puede analizar las imágenes recibidas para detectar cualquier área afectada que requiera tratamiento.

La figura 1 también representa un elemento óptico 12 que gira o reorienta el eje óptico 2 para aumentar el diseño ergonómico de la pieza de mano 1. El elemento óptico 12 es opcional, sin embargo, y realizaciones en las que el eje óptico 2 no se gira a aproximadamente 90 grados, tal como se muestra en la figura 1, están dentro del alcance de la invención. Puede añadirse un recubrimiento o una cubierta 13 a la pieza de mano 1 para colocar la pieza de mano, bloquear la luz iluminante (descrita a continuación), y/o evitar que el haz de láser de tratamiento alcance el tejido dental sustancialmente fuera del área a tratar. El recubrimiento 13 también puede soportar la pieza de mano dental 1 cuando está colocada en la boca del paciente.

En algunas realizaciones, se añaden diodos de iluminación o láseres de diodo 14 a la pieza de mano 1 para ayudar al sistema de obtención de imágenes, por ejemplo, haciendo brillar luz en la visualización del área del tejido dental que está tratándose. Pueden usarse diversos elementos de recolección y enfoque de luz 15 (por ejemplo, lentes Fresnel) para recoger y guiar luz a través de la abertura de extremo del recubrimiento de pieza manual 13 sobre el tejido dental. En algunas realizaciones, se proporciona un láser de marcado 16 (descrito a continuación en detalle) para proporcionar luz visible donde se dirigirá el haz de láser de tratamiento invisible. El haz de láser de marcado también discurre a lo largo del eje de láser de tratamiento de alta potencia 2.

En algunas realizaciones, el sistema de obtención de imágenes, el sistema de iluminación, los elementos ópticos controlados por ordenador 4, 5, y la lente de enfoque 3 se ubican en un alojamiento, y la pieza de mano 1 puede unirse al alojamiento. Si la pieza manual 1 se separa del alojamiento, el haz de láser 50 se apaga, evitando así la exposición accidental al haz de láser.

Con referencia a la figura 2, en la pieza de mano 1 se incluyen trayectorias de aire y agua 17, 18. Las trayectorias de aire y agua 17, 18 son ambas opcionales. Usando estas trayectorias, puede usarse aire, agua o una mezcla de los mismos para rociar, limpiar o secar el diente antes, durante y/o después del tratamiento. La mezcla de aire y agua puede crear una niebla de agua que generalmente ayuda en el corte de tejido dental duro proporcionando enfriamiento. Solo puede usarse aire para cortar tejido dental blando o secar o soplar tejido dental. Opcionalmente, se añade una trayectoria de aire adicional 19 para proporcionar un flujo de aire cerca de la abertura de la punta/recubrimiento de pieza de mano 13. La trayectoria de aire 19 crea una cortina de aire presurizado a través de la abertura en la punta/recubrimiento 13, bloqueando la entrada en la pieza de mano y la unión al espejo 12 de cualquier agua usada en el tratamiento y/o residuos resultantes del corte.

En la parte de extremo de la pieza de mano de láser dental 1, el haz de láser de tratamiento de alta potencia 50 se refleja en el espejo 12 y se enfoca en un punto de foco 21. Usando un haz de láser convergente 50, puede usarse un espejo sustancialmente plano 12 para enfocar el haz de láser en o cerca del punto 21. Alternativamente o, además, puede usarse un espejo de múltiples segmentos o un espejo cóncavo para enfocar haces de láser paralelos o convergentes en el punto de foco 21.

La ubicación 21 en la que se enfoca el haz de láser, es decir, la profundidad de corte del haz de láser con respecto al tejido dental 51, puede ajustarse a lo largo de un intervalo "X" 22. Aunque la figura 2 muestra el punto de foco 21 del haz de láser ligeramente por encima de la superficie 51 del tejido dental, el punto de foco 21 puede ubicarse en o debajo de la superficie 51. Ajustar el punto de foco 21 del haz de láser a una distancia de la superficie 51 (es decir, por encima o por debajo de la superficie 51) facilita la variación del perfil de densidad de energía del haz de láser en la superficie de tratamiento 51. Por tanto, al ajustar la ubicación del punto de foco 21, puede dirigirse un láser de un perfil de energía adecuado al área de tratamiento en la superficie de tejido dental 51.

Tal como se muestra en la figura 3, pueden generarse diversos perfiles de distribución de energía en la superficie de tratamiento 51. En algunas realizaciones, usando una óptica esférica se logra una distribución de energía gaussiana 24 y usando óptica no esférica pueden lograrse otras diversas distribuciones de energía como una distribución en forma de toroide 25 o una distribución de sombrero de copa 26. Al usar diferentes perfiles de distribución de energía, puede mejorarse la precisión del tratamiento. Por ejemplo, el perfil gaussiano 24 puede usarse para tratar un área afectada relativamente pequeña, mientras que el perfil de sombrero de copa 26 puede usarse para tratar un área afectada relativamente grande. Por otra parte, al usar el perfil de sombrero de copa 26, la energía láser puede dirigirse de manera más uniforme a través de un área relativamente grande, en lugar de aplicar una cantidad significativa de energía solamente al centro del área de tratamiento si se usó un perfil de energía que tiene un pico (tal como el perfil gaussiano 24).

Con referencia a la figura 4, el haz de láser de tratamiento de alta potencia 50 pasa a través de la lente de enfoque 3

y el haz enfocado se dirige por espejos rotatorios 27, 28. Los espejos rotatorios 27, 28 son elementos ópticos móviles controlados por ordenador 4, 5 mostrados en la figura 1. Los espejos rotatorios 27, 28 pueden moverse en pasos de manera que el punto de foco 21 del haz de láser de tratamiento 50 puede moverse a lo largo de las direcciones X y/o Y para cubrir sustancialmente en su totalidad un área de tratamiento 29. Los espejos rotatorios 27, 28 se controlan por un sistema de retroalimentación de bucle cerrado posicional que incluye motores 30, 31. Los motores 30, 31 normalmente incluyen un galvanómetro que incluye un actuador para ajustar las posiciones de los espejos rotatorios 27, 28. El bucle posicional asociado con el motor 30 incluye un sensor o indicador de posición 34, un dispositivo de control de posición electrónico 32 y la electrónica de accionamiento de motor 33. Un segundo bucle de control posicional (no mostrado), que puede utilizar uno o más de los componentes 32-34, está asociado con el motor 31.

Aunque la figura 4 muestra que el área de tratamiento de tejido dental 29 tiene una forma cuadrada, esto es solamente para fines ilustrativos. Debe entenderse que otras formas, como un triángulo, polígono, círculo, óvalo, etc., están dentro del alcance de la invención. Tal como se explica en detalle con referencia a la figura 6 a continuación, en algunas realizaciones, el área de tratamiento 29 puede definirse por el operario. El dispositivo de control de posición 32 está dotado de información sobre el área de tratamiento 29. Tal información podrá incluir el tamaño y la forma del área de tratamiento 29. El indicador de posición 34 determina la posición relativa del punto de foco 21 del haz de láser 50 dentro del área de tratamiento 29 en una instancia particular. Basándose en la posición relativa obtenida del indicador de posición 34, el dispositivo de control de posición 32 puede determinar el movimiento del motor 30 durante la siguiente etapa de funcionamiento. Estas etapas se determinan para cada uno de los motores 30, 31 de manera que el haz de láser 50 está confinado sustancialmente al área de tratamiento 29, y cubre, es decir, trata el área 29 de una manera sustancialmente uniforme. Por tanto, el sistema de retroalimentación de bucle cerrado posicional permite a un operario seleccionar y/o definir un área de tratamiento que se aproxima solamente al área afectada de forma irregular, y tratar automáticamente toda el área definida y/o seleccionada, sin afectar sustancialmente a las otras partes del tejido dental no afectado adyacente al área de tratamiento.

Con referencia a la figura 5, los rayos de luz de los elementos de luz LED o láser de diodo 14 se reflejan por un colector 36 y pueden colimarse o enfocarse por un elemento óptico 15. Los rayos de luz colimados/enfocados se reflejan en el espejo de giro de la pieza dental 12 a la posición de foco 21, es decir, el punto de foco del haz de láser de tratamiento de alta potencia 50, tal como se describió anteriormente con referencia a las figuras 2 y 4. Los elementos de LED/diodo láser 14 pueden montarse en la pieza de mano 1 en una placa de circuito impreso 37, por ejemplo. Los elementos de enfoque 15 pueden formarse usando, por ejemplo, una óptica 38 que tiene lentes 39, o una lente Fresnel 40. Alternativa o adicionalmente, la luz de los elementos 14 puede reflejarse en un interior pulido de la pieza de mano 1, para guiarse al área de tratamiento a través de la abertura en la punta/recubrimiento 13 de la pieza de mano 1.

Tal como se muestra en la figura 6, el área de tratamiento 29 tratada por el haz de láser 50 que se mueve usando los dos espejos rotatorios 27, 28 tal como se describió anteriormente con referencia a la figura 4, puede ser un polígono 42 (es decir, un triángulo, cuadrado, rectángulo, hexágono, etc.), un círculo u óvalo, o cualquier forma definida por el operario 43. Un usuario/operario puede definir la forma 43 como un área cerrada que tiene un perímetro de segmentos cortos de longitud en el intervalo de aproximadamente 12 μm a aproximadamente 1,5 cm. En contraste con las áreas de tejido dental de tratamiento de un tamaño fijado y/o forma, como un cuadrado de 4 mm x 4 mm, la definición de la forma 43 como un polígono de segmentos cortos permite que el operario seleccione de manera precisa prácticamente solo el área afectada del tejido dental para el tratamiento. Tal como se describió anteriormente con referencia a la figura 4, sustancialmente solo el área seleccionada, es decir, afectada, puede tratarse por el haz de láser, sin exponer innecesariamente el tejido no afectado adyacente a la radiación de haz de láser.

Durante el tratamiento, los espejos 27, 28 y los bucles de control posicionales asociados (mostrados en la figura 4) se configuran de manera que los pulsos de láser o una energía electromagnética de potencia continua del haz de láser traza toda el área de tratamiento 42 o 43 según un patrón. Tal como se muestra en la figura 6, el patrón de trazado puede ser un patrón espiral 41, un patrón de trama o un patrón aleatorio 44. Cuando un haz de láser incide en un punto en el área de tratamiento 42 o 43, puede emitirse una columna de material tisular. Durante la siguiente etapa, mover el haz de láser a una ubicación seleccionada aleatoriamente, tal como se muestra mediante el patrón 44, puede evitar cualquier interacción entre el haz de láser de tratamiento y la columna, y, en su lugar, el haz de láser se dirige al tejido que va a tratarse.

Antes de iniciar el tratamiento usando el haz de láser de tratamiento descrito anteriormente, puede ser beneficioso para un operario garantizar que el haz de láser de tratamiento, de hecho, incidirá en toda el área de tratamiento de manera uniforme y no incidirá en el tejido que no va a tratarse. Con este fin, puede usarse el láser de marcado 16 descrito anteriormente con referencia a la figura 1. El láser de marcado 16, por ejemplo, un láser de He-Ne, traza el área de tratamiento 42 o 43 de manera sustancialmente similar a lo que haría el haz de láser de tratamiento, ya que ambos haces de láser se enfocan a lo largo del eje 2, y ambos haces de láser se dirigen usando el sistema mostrado de manera esquemática en la figura 4. El láser de marcado 16, sin embargo, carece de potencia para cortar o afectar negativamente al tejido dental en el área 42 o 43, y, por lo tanto, no puede dañar inadvertidamente el tejido dental dentro de o adyacente al área de tratamiento 42 o 43.

Además, el láser de marcado 16 emite luz visible, tal como luz roja, para que el operario pueda ver el trazado del área 42 o 43 a medida que se mueve el haz de láser de marcado, usando el sistema de obtención de imágenes descrito anteriormente con referencia a la figura 1. Una vez que el operario garantiza que el láser de marcado 16 cubre sustancialmente toda el área de tratamiento según el patrón de trazado seleccionado (por ejemplo, patrones 41, 44), y no afecta a áreas sustancialmente fuera del área de tratamiento 42 o 43, el operario puede activar el haz de láser de tratamiento, y tratar la zona, tal como se describió anteriormente. Usando el láser de marcado 16 en combinación con el sistema de retroalimentación controlado por ordenador para controlar el movimiento del haz de láser, solamente pueden tratarse de manera efectiva y fácil las áreas dentales afectadas de prácticamente cualquier tamaño y forma, al tiempo que se mitiga o se elimina el riesgo de daño significativo a las áreas no afectadas circundantes.

La figura 7 muestra una tabla que identifica diversos parámetros del sistema como densidades de energía, anchura de pulso del haz de láser, longitud de un segmento usado para definir un área de tratamiento, etc. Los intervalos de los parámetros y sus valores nominales también se muestran en la tabla.

Aunque la invención se ha mostrado y descrito particularmente con referencia a realizaciones específicas, se entenderá por los expertos en la técnica que pueden hacerse diversos cambios de forma y detalle en la misma sin apartarse de la invención tal como se define por las reivindicaciones adjuntas. El alcance de la invención, por tanto, se indica por las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Aparato para el tratamiento de tejidos dentales, comprendiendo el aparato:
 - 5 un sistema óptico (3, 4, 5) para dirigir un haz de láser (50) a un tejido dental (29) que está tratándose, mediante el cual el haz de láser tiene un perfil de energía en una ubicación próxima al tejido dental; y
 - 10 un sistema de guiado de haz controlado por retroalimentación para apuntar el haz de láser dentro de un área especificada de una superficie del tejido dental, caracterizado porque:
 - 15 el sistema de guiado de haz controlado por realimentación incluye:
 - un espejo;
 - un galvanómetro que incluye: (i) un actuador (30) para ajustar una posición del espejo, y (ii) un sensor (34) para determinar la posición del espejo; y
 - un controlador (32) para controlar el actuador en un paso, en respuesta a la posición determinada del espejo con respecto a una posición deseada del espejo.
 - 20 2. Aparato según la reivindicación 1, en el que el sistema óptico comprende una lente (3), en el que una distancia focal de la lente está en un intervalo de aproximadamente 2 pulgadas (5 cm) a aproximadamente 15 pies (4,6 m).
 - 25 3. Aparato según la reivindicación 1, en el que el perfil de energía puede seleccionarse y se selecciona del grupo que consiste en un perfil de sombrero de copa (26), un perfil gaussiano (24) y un perfil en forma de toroide (25).
 - 30 4. Aparato según la reivindicación 1, en el que el sistema de guiado de haz controlado por realimentación comprende dos espejos (27, 28) que tienen ejes de rotación dispuestos a aproximadamente 90 grados uno con respecto a otro.
 - 35 5. Aparato según la reivindicación 1, en el que una velocidad a la que el controlador mueve el actuador está en un intervalo de aproximadamente 10 pasos por segundo a aproximadamente 100.000 pasos por segundo.
 - 40 6. Aparato según la reivindicación 1, en el que controlar el actuador en un paso provoca que el haz de láser en la superficie del tejido dental se desplace en un intervalo de aproximadamente 2 micrómetros hasta aproximadamente 15 milímetros.
 - 45 7. Aparato según la reivindicación 1, en el que se determina la posición deseada del espejo según un patrón de trazado del haz de láser sobre la superficie del tejido dental, seleccionándose el patrón de trazado del grupo que consiste en traza espiral (41), traza de trama y traza aleatoria (44).
 - 50 8. Aparato según la reivindicación 1, en el que el área especificada de la superficie del tejido dental es uno de un triángulo, un cuadrado, un rectángulo, un óvalo, un círculo, un polígono (42), y un área cerrada de una forma definida por el usuario (43) que tiene un perímetro que comprende una pluralidad de segmentos, en el que una longitud de un segmento está en un intervalo de aproximadamente 2 μm hasta aproximadamente 15 mm.
 - 55 9. Aparato según la reivindicación 1, en el que el área especificada de la superficie del tejido dental está en un intervalo de aproximadamente 4 μm^2 hasta aproximadamente 2,25 cm^2 .
 - 60 10. Aparato según la reivindicación 1, que comprende, además:
 - 65 una unidad de mano (1) que tiene una punta desechable adyacente al tejido dental que está tratándose, comprendiendo opcionalmente la unidad de mano, dispuesta dentro de la misma, al menos una de una óptica de torneado y un sistema de limpieza; y
 - un alojamiento que contiene el sistema óptico y el sistema de guiado de haz, y la unidad de mano puede unirse al alojamiento, mediante lo cual el haz de láser se activa solamente si la unidad de mano está unida al alojamiento.
 11. Aparato según la reivindicación 10, que comprende además un sistema de iluminación para iluminar al menos una parte del área especificada de la superficie del tejido dental, comprendiendo el sistema de iluminación:

una fuente de luz (14); y

5 al menos uno de un colector (15) para reflejar luz emitida por la fuente de luz y un sistema óptico de luz para al menos uno de dirigir, colimar y enfocar la luz iluminante.

12. Aparato según la reivindicación 1, en el que el haz de láser es un haz de láser de CO₂, en el que el haz de láser tiene un tamaño de punto en el intervalo de aproximadamente 0,03 cm hasta aproximadamente 0,2 cm.

10 13. Aparato según la reivindicación 1, que comprende además un haz de láser de marcado, en el que el haz de láser de marcado se obtiene a partir de un láser de gas o diodo en el intervalo de aproximadamente 500 nm hasta aproximadamente 700 nm.

15 14. Aparato según la reivindicación 1, que comprende además un sistema de visión que comprende al menos uno de:

un sistema de obtención de imágenes (6) y una lente de transferencia (7);

20 un filtro óptico (8); y

un sistema de lentes de enfoque variable (9).

25 15. Aparato según la reivindicación 1, que comprende además al menos uno de:

un recubrimiento (13) configurado para colocarse dentro de la boca de una persona; y

una trayectoria de aire (19) para formar una cortina de aire para detener la entrada de cualquier sustancia extraña en el aparato.

30

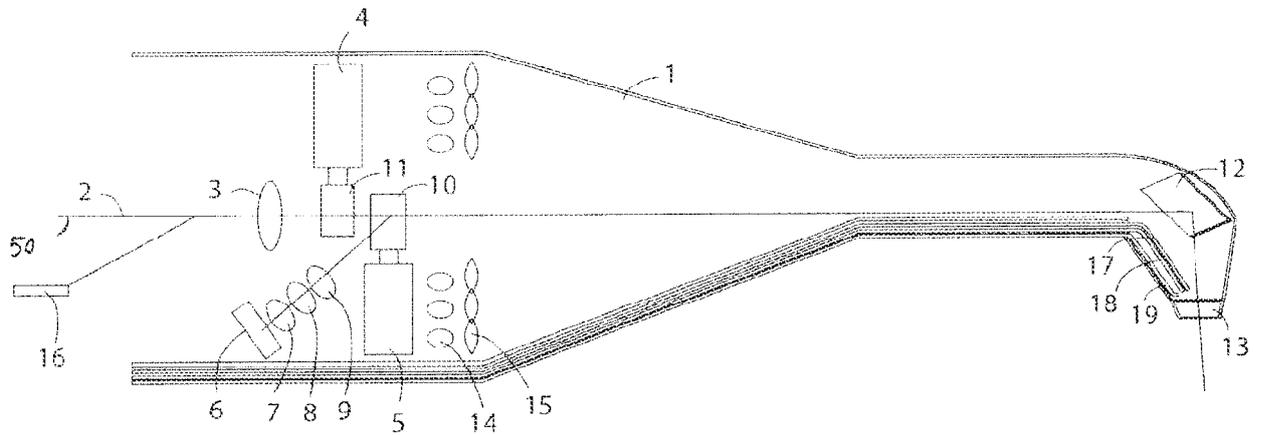


FIGURA 1

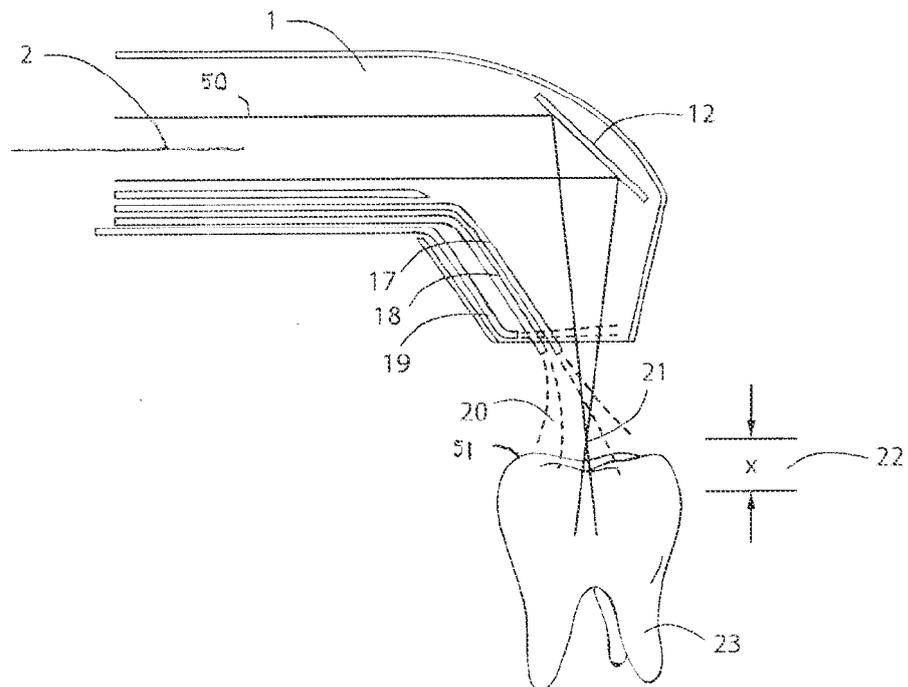


FIGURA 2

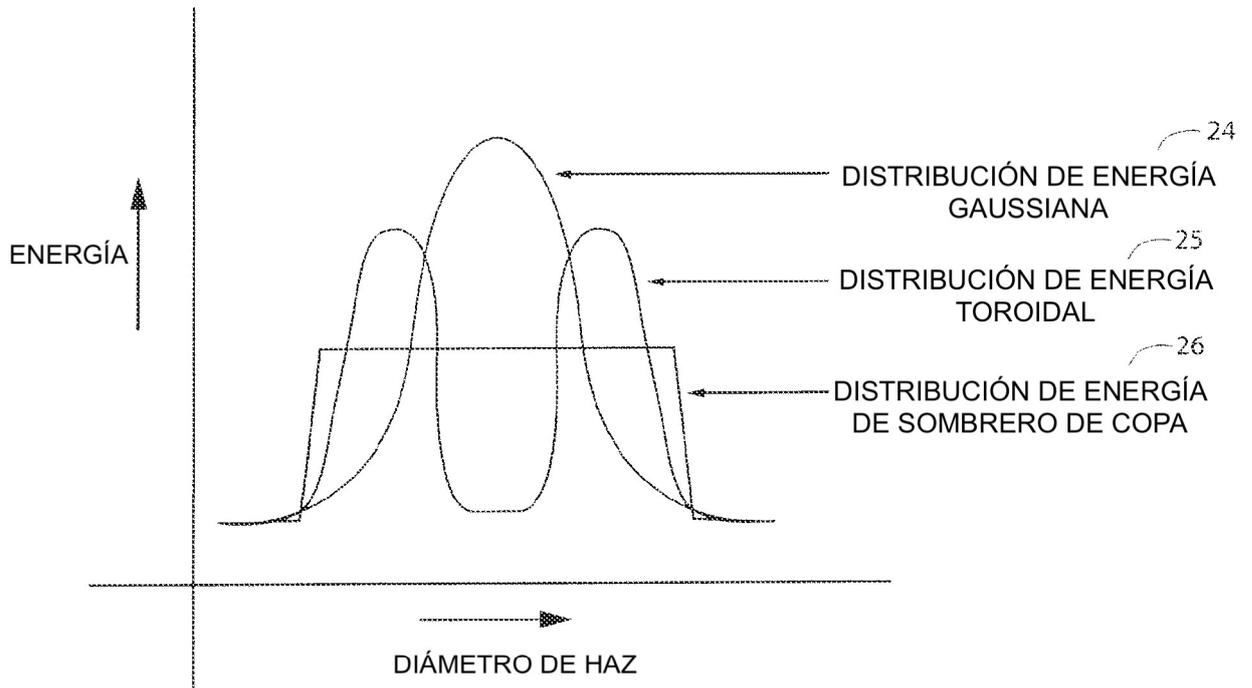


FIGURA 3

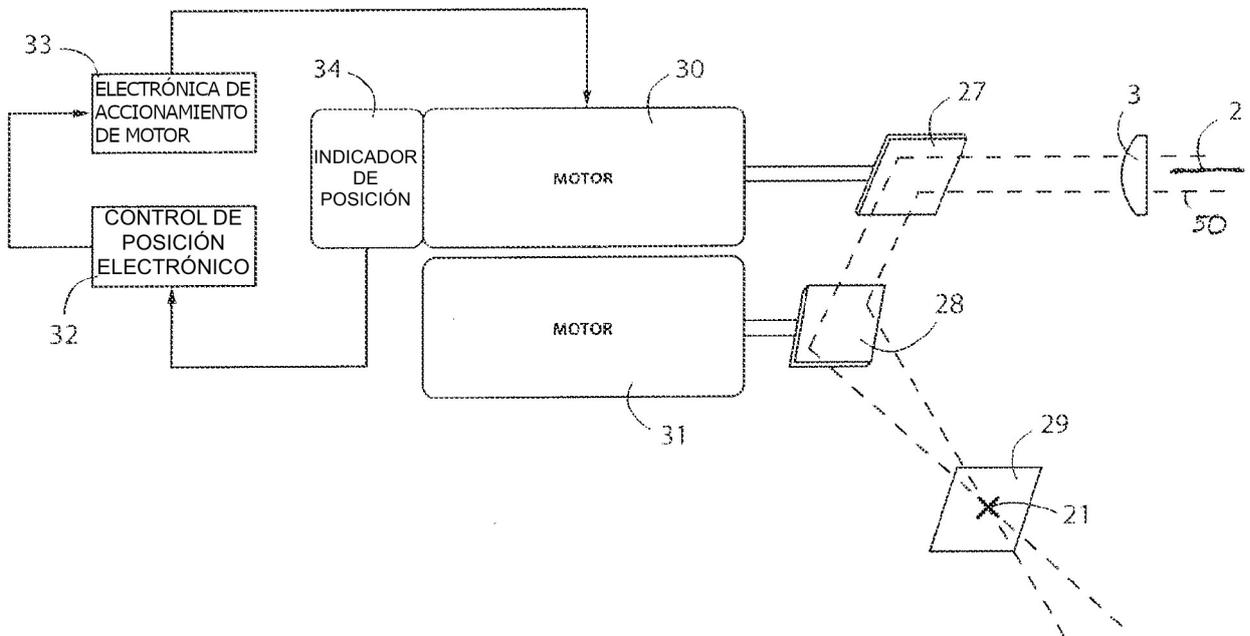


FIGURA 4

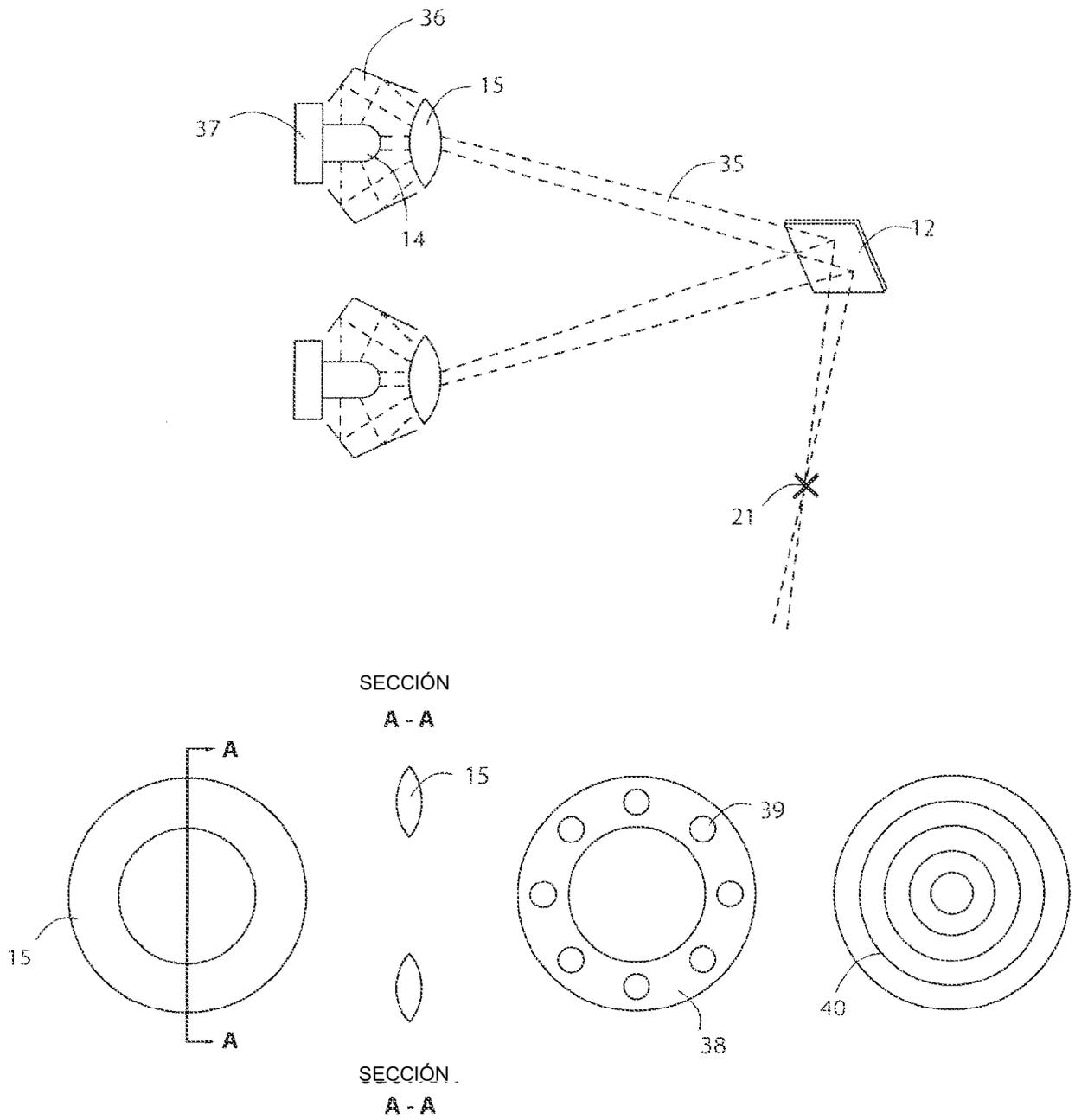


FIGURA 5

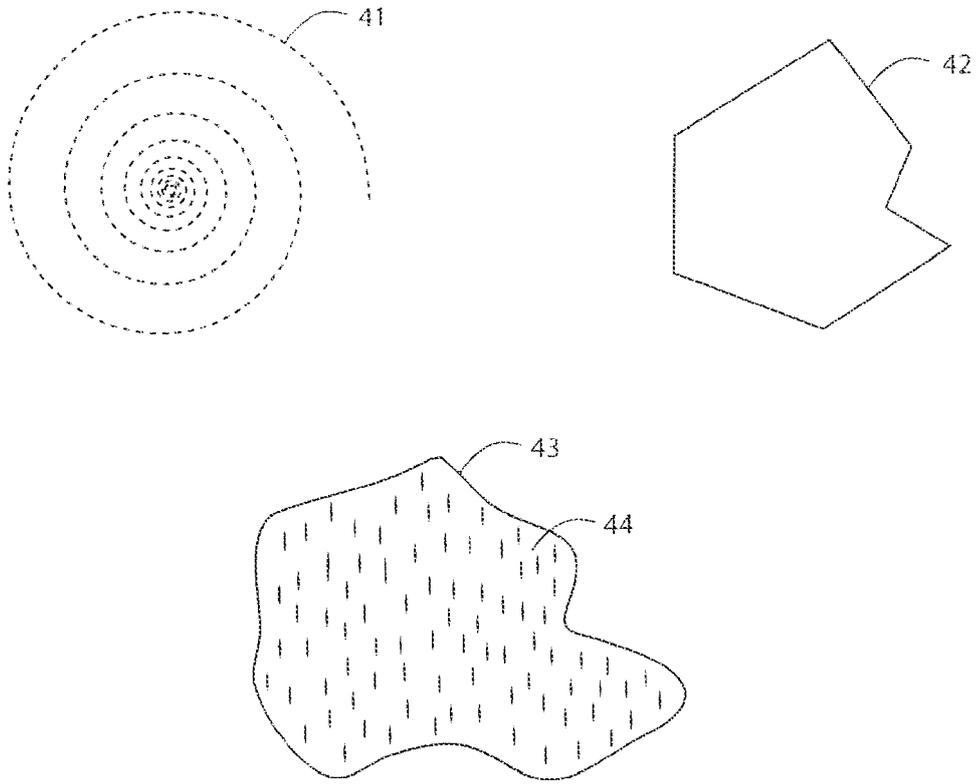


FIGURA 6

ES 2 758 839 T3

Característica	Valor mínimo	Valor nominal	Valor máximo	Unidad
Longitud de onda	9	9,25 - 9,4	10	µm
Energía de impulso	0,1	11	30	mJ
Longitud de impulso	0,1	20	30	µs
Velocidad de repetición de impulso	0,1	0,5 to 2	4	kHz
Fluidez en el foco	0,14	7,94	50	J/cm ²
Perfil de energía	Sombbrero de cōpa, gaussiano, toroide, aleatorio			
Situación del diente	Mojado, seco, corte limpio, esterilizado, fracturado			
Velocidad a la que los galvanómetros pueden ajustar espejos	10	2500	100,000	pasos por segundos
Número de espejos	1	2	3	n.º
Desplazamiento del láser en el foco debido a un ajuste de un espejo	12,5	250	2000	µm
Forma del área de tratamiento	Triángulo, cuadrado, rectángulo, hexágono, otros polígonos, círculo, óvalo			
Tamaño del área de tratamiento	4	15000	2,25x10 ⁸	µm ²
Profundidad del área de tratamiento	12,5	50	50000	µm
Tamaño del punto del láser CO ₂	0,03	0,042	0,2	cm
Longitud de un segmento de un perímetro que puede programarse como el área de tratamiento	2	50	150000	µm
Tiempo de tratamiento	5	0,1 x 10 ⁶	120 x 10 ⁶	us
Patrón de escaneo	Aleatorio, trama, circular, cualquier patrón			
Dimensiones de la parte ahusada de la pieza de mano (desde los galvanómetros hasta una óptica de giro de 90 grados)	5	20	45	Grados
Dimensiones de la parte de la pieza de mano que puede insertarse en la boca del paciente (desde la óptica de giro hasta la punta)	6,25	12,5	25	mm
Longitud focal de las primeras lentes (aguas arriba de los galvanómetros)	2	7,5	180	Pulgadas
Ángulo en los que la óptica de giro puede cambiar el ángulo del haz de láser incidente	22,5	45	67,5	Grados

FIG. 7