

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 987 394**

51 Int. Cl.:

A61C 1/00

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **25.11.2015** **PCT/US2015/062737**

87 Fecha y número de publicación internacional: **02.06.2016** **WO16086164**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.11.2015** **E 15810710 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.07.2024** **EP 3223739**

54 Título: **Sistema de tratamiento dental con láser**

30 Prioridad:

26.11.2014 US 201462084783 P

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

14.11.2024

73 Titular/es:

CONVERGENT DENTAL, INC. (100.0%)
100 Fifth Ave, Suite 1010
Waltham, MA 02451, US

72 Inventor/es:

MONTY, NATHAN P. y
DRESSER, CHARLES H.

74 Agente/Representante:

ARIAS SANZ, Juan

ES 2 987 394 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 tratamiento dental con láser

Referencia cruzada a solicitudes relacionadas

5 Esta solicitud reivindica el beneficio de prioridad a la Solicitud de Patente Provisional de EE. UU. Nº 62/084.783, titulada "System and Methods to Control Depth of Treatment in Dental Laser Systems", presentada el 26 de noviembre de 2014.

Campo de la invención

10 La presente descripción se refiere de manera general a un sistema de tratamiento dental con láser basado en láser y, más específicamente, a un sistema en el que uno o más parámetros de láser y/o uno o más parámetros del sistema se controlan para proporcionar una mayor profundidad de capacidad de tratamiento.

Antecedentes

15 Se está demostrando cada vez más que los láseres son útiles en una multitud de procedimientos dentales de tejido duro y blando, incluyendo eliminar caries, cortar, perforar o conformar tejido duro, y eliminar o cortar tejido blando. Un diente tiene tres capas. La capa más externa es el esmalte que es la más dura y forma una capa protectora para el resto del diente. La parte media y voluminosa del diente incluye dentina, y la capa más interna incluye pulpa. El esmalte incluye aproximadamente al menos un 70% de mineral en peso, que generalmente incluye hidroxiapatita carbonatada. El esmalte y la dentina son similares en composición, con la dentina que tiene significativamente menos hidroxiapatita. La pulpa incluye vasos y nervios. Los láseres con una longitud de onda en el intervalo de 9,3 - 9,6 micrómetros se absorben bien por la hidroxiapatita que forma una parte significativa del diente y del hueso, haciendo que estos láseres sean eficientes en la eliminación del tejido duro dental.

20 También se ha descubierto que los láseres son útiles en la eliminación de material dental sin necesitar un anestésico local que se requiere cuando se realiza un procedimiento similar usando un torno. Además, los láseres generalmente no producen los ruidos y las vibraciones que están asociados con los tornos dentales. Al menos por estas razones, la esperanza de muchos en la industria dental es que los láseres puedan sustituir al torno y eliminar, o al menos disminuir, la ansiedad y el miedo derivados del tratamiento dental.

25 En varios sistemas láser dentales, el láser está alojado en una consola y se transmite a una pieza de mano a través de un brazo articulado o flexible, a través de un sistema óptico para la administración del haz que puede incluir espejos, lentes y cables de fibra óptica. El brazo generalmente se une a un conjunto de pieza de mano/cámara principal. Para facilitar la limpieza y el mantenimiento, la pieza de mano puede ser desmontable. Se pueden usar piezas de mano desmontables configuradas de manera diferente para diferentes procedimientos dentales. Dentro de una parte extrema del brazo o dentro del conjunto de pieza de mano/cámara principal, generalmente hay un sistema de guía de haz que se puede usar para guiar con precisión el haz láser fuera del extremo o salida del haz del conjunto de pieza de mano/cámara principal y hacia un área de tratamiento. Generalmente, la salida del haz del conjunto de pieza de mano/cámara principal es pequeña para mejorar la ergonomía y facilitar la manipulación dentro de la boca de una persona, y la trayectoria del haz láser típicamente pasa aproximadamente a través del centro de la salida del haz. El sistema de guía de haz generalmente incluye un par de galvanómetros (por ejemplo, espejos giratorios galvo o servocontrolados), que pueden ser relativamente pequeños y económicos.

30 Con el fin de hacer la ablación del tejido dental, el láser debe proporcionar suficiente densidad de energía en la superficie de tratamiento. Se puede hacer referencia a la densidad de energía como fluencia, que se puede expresar en unidades de julios por centímetro cuadrado (J/cm^2). Para cada frecuencia específica de radiación, típicamente existe un umbral de fluencia (también llamado umbral de ablación) para hacer una ablación de manera efectiva del tejido dental, incluyendo tejido duro, tal como esmalte y dentina. Por ejemplo, a $9,3 \mu\text{m}$ ocurre un umbral para la modificación de la superficie en aproximadamente $2 \text{ J}/\text{cm}^2$ y un umbral para la ablación ocurre en aproximadamente $10 \text{ J}/\text{cm}^2$. Si el haz láser es pulsado, la fluencia se define como la energía por pulso dividida por el área de la sección transversal del haz en la ubicación de tratamiento (por ejemplo, tamaño de punto de haz).

35 Los sistemas de láser dental a menudo incluyen uno o más elementos de enfoque tales como lentes. El elemento de enfoque puede servir para concentrar el haz láser en un punto de un diámetro menor que el diámetro del haz incidente sobre el elemento de enfoque, para aumentar la fluencia (J/cm^2) en el punto enfocado del haz láser reduciendo el área objetivo sobre la que incide el haz. Típicamente, tal haz láser tiene un perfil de reloj de arena, donde se hace referencia a la región de diámetro mínimo y de fluencia más alta como la cintura. La distancia desde el elemento de enfoque hasta la cintura se puede denominar distancia focal del elemento de enfoque. Desde ambos lados de la cintura, el diámetro del haz láser generalmente diverge y, en consecuencia, la fluencia disminuye. En general, la profundidad de tratamiento se describe como la distancia total antes, en y después de la cintura donde la fluencia del haz láser es igual o excede el umbral de tratamiento del material (por ejemplo, tejido). El umbral de tratamiento puede ser igual a un umbral de ablación de tejido para tratamientos ablativos. La profundidad de tratamiento para un sistema de láser pulsado se puede describir como la distancia antes, en y después del diámetro de cintura enfocado, donde la energía por pulso por área de sección transversal del haz láser excede el umbral de

absorción del material que se trata. Las ecuaciones del haz láser generalmente llaman al radio de cintura ω_0 y, de este modo, el diámetro de cintura es $2\omega_0$. En muchos sistemas convencionales, el haz láser diverge desde la cintura en un ángulo tan grande que la profundidad de tratamiento es típicamente de solo unos pocos milímetros.

La investigación realizada en la Universidad de California en San Francisco, por investigadores tales como Featherston, Fried y Rechmann, ha demostrado que las longitudes de onda láser de 9,3 μm y 9,6 μm son muy adecuadas para el tratamiento del tejido duro dental. Según técnicas que describen el tiempo de relajación térmica como indicador de la duración de pulso para el tratamiento con láser, pueden ser deseables para la ablación pulsos que tengan una duración en el intervalo de 5 μs a 130 μs . Anchos de pulso en el intervalo de 5 μs a 20 μs pueden evitar la acumulación de calor y pueden minimizar el riesgo de daño de la pulpa. La pulpa del diente se puede dañar de manera irreversible si se somete a una elevación de temperatura de 5° C o más.

Una profundidad de tratamiento relativamente pequeña en un sistema de tratamiento dental con láser puede limitar la distancia sobre la cual se puede tratar el tejido dental, las opciones para el tratamiento interproximal y la flexibilidad del usuario del sistema. Varias técnicas de tratamiento dental basadas en láser conocidas sufren de una o más de las siguientes desventajas: la profundidad de tratamiento es de solo unos pocos milímetros, la necesidad de elementos de enfoque demasiado grandes, la cintura de haz láser demasiado grande, la operación en una longitud de onda que no se absorbe eficientemente por el tejido dental y la fluencia insuficiente para tratar el tejido duro dental.

El documento US 2013/059264 describe un aparato de tratamiento de tejido dental y métodos asociados, que incluye un sistema de guía de haz controlado por realimentación para dirigir el tratamiento a un área definida de tejido dental.

El documento US 2011/300504 describe un método y un dispositivo de procesamiento con láser para procesar tejido. El método incluye aplicar un fotosensibilizador en un área que rodea una región del tejido a ser procesado, e irradiar la región del tejido a ser procesado con el haz láser de procesamiento pulsado. El haz láser emite pulsos láser con un ancho temporal completo a la mitad del máximo en un intervalo entre alrededor de 100 femtosegundos y alrededor de 1 nanosegundo. El dispositivo de procesamiento con láser para procesar tejido incluye una fuente de radiación láser para proporcionar un haz láser de procesamiento pulsado que proporciona la emisión de pulsos láser, una unidad de desacoplamiento de haz láser para desacoplar el haz láser hacia una región del tejido a ser procesado, y un dispositivo de salida para emitir un fotosensibilizador en dirección de un área que rodea la región del tejido a ser procesado, el dispositivo de salida que está conectado a la unidad de desacoplamiento.

El documento US 2010/015576 describe un método de modificación o tratamiento de tejido biológico mediante microperforación de tejido duro. El método comprende identificar un área objetivo asociada con el tejido duro, usando un haz láser para perforar al menos una incisión en el tejido duro, en donde al menos una incisión tiene un diámetro de un intervalo de 0,001 mm a 0,5 mm y una relación de aspecto de un intervalo de 1 a 100 veces, introduciendo una sustancia de tratamiento en la incisión, y haciendo que la sustancia de tratamiento interactúe con el área objetivo. El documento '576 también describe un dispositivo para microperforar tejido biológico duro, que comprende un sistema de bomba láser y un cabezal láser acoplado al sistema de bomba láser para generar un láser pulsado que tiene un factor de divergencia de haz menor que 5, una tasa de repetición más alta que 50 Hz; y un sistema de administración de haz compuesto por un sistema de enfoque para crear un haz que tiene un diámetro de un intervalo de 0,001 mm a 0,5 mm.

El documento US 6086366 describe un dispositivo para eliminar material de una pieza de trabajo, en particular para eliminar una sustancia dura, o para eliminar materiales cerámicos, tiene un láser para irradiar la pieza de trabajo en un área de ablación localmente limitada donde se elimina el material, y una parte de manipulación que recibe el láser o está conectada al mismo mediante un elemento de fibra óptica o mediante una disposición de espejo. La parte de manipulación se usa para posicionar el haz láser en el área de ablación y tiene un dispositivo de medición de distancia para monitorizar la profundidad de eliminación de material. Mientras que se está eliminando el material, el dispositivo de medición de distancia mide la distancia a la superficie de la pieza de trabajo en el área de ablación y, por lo tanto, la profundidad del material.

El documento US 4638800 describe un sistema quirúrgico con haz láser dotado con una cánula insertable en un paso corporal que conduce a un emplazamiento quirúrgico. La cánula incluye un tubo interior giratorio cuya sección de entrada tiene dos puertos de entrada, uno que está en línea con el eje del tubo y que está acoplado a una fuente de luz blanca, el otro que está en ángulo recto con el eje y que está acoplado a un láser de dióxido de carbono que proyecta un haz colimado. Soportada en un ángulo de 45° dentro de la sección de entrada está una película que es permeable al haz de luz blanca que incide sobre la misma y reflectante al haz láser por lo que ambos se dirigen hacia una sección de salida en el otro extremo del tubo. Soportada dentro de la sección de salida en un ángulo de 45° con respecto al eje del tubo está una membrana reflectante normalmente plana que dirige ambos haces a través de un puerto de salida lateral hacia el emplazamiento quirúrgico que está iluminado por la luz blanca. El centro geométrico de la membrana está acoplado en su parte trasera a un actuador controlable que fuerza a la membrana a asumir una forma cóncava que actúa ópticamente para enfocar el haz láser en una superficie objetivo en el emplazamiento quirúrgico.

Compendio

Con el fin de facilitar un tratamiento mejorado, por ejemplo, un tratamiento más rápido y/o más eficiente, diversas realizaciones de un sistema de tratamiento dental con láser descrito en la presente memoria proporcionan una profundidad de tratamiento relativamente grande (por ejemplo, alrededor de 5 mm o más) para el tratamiento de tejido dental (por ejemplo, esmalte y dentina) al mismo tiempo que se mantiene una fluencia suficientemente alta, y que se minimizan o evitan daños al tejido dental que no se ha de tratar. Proporcionar una profundidad de tratamiento mayor (por ejemplo, más larga) puede permitir el corte interproximal de los dientes y puede simplificar el uso del láser dental. Por ejemplo, con una profundidad de tratamiento suficientemente grande, pequeñas desviaciones en la distancia del dispositivo de administración de haz láser desde la superficie de tratamiento (por ejemplo, la distancia de separación entre la salida del haz de una pieza de mano y la superficie de tratamiento), que se puede causar por un movimiento inadvertido de la pieza de mano o del emplazamiento de tratamiento (por ejemplo, la cabeza/boca de un paciente), puede no tener ningún efecto significativo (por ejemplo, menor que el 1%, menor que el 5%, menor que el 10%, etc.) sobre la fluencia en la superficie de tratamiento.

Con este fin, la invención es un sistema de tratamiento dental con láser como se define en la reivindicación independiente.

En diversas realizaciones, el haz láser puede tener un perfil de haz gaussiano o de sombrero de copa. El sistema de tratamiento dental con láser también puede incluir un sistema para enfriar el material dentro de la profundidad de tratamiento. El sistema de enfriamiento puede incluir fluido (por ejemplo, agua o agua nebulizada) administrado al material dentro de la profundidad de tratamiento. En algunos casos, el sistema de tratamiento dental con láser también puede incluir un conjunto de pieza de mano, en el que se administra fluido al material a través del conjunto de pieza de mano. El conjunto de pieza de mano puede estar dispuesto entre el elemento de enfoque y la profundidad de tratamiento. En algunos casos, se dispone un espejo giratorio dentro del conjunto de pieza de mano entre el elemento de enfoque y la profundidad de tratamiento.

Breve descripción de las figuras

Diversos aspectos de esta descripción llegarán a ser más evidentes en vista de los dibujos adjuntos y la descripción detallada que se acompaña. Las realizaciones representadas en los mismos se proporcionan a modo de ejemplo, no a modo de limitación, en donde números de referencia similares generalmente se refieren a elementos iguales o similares. En diferentes dibujos, se pueden hacer referencia a los elementos iguales o similares usando números de referencia diferentes. Los dibujos no están necesariamente a escala, en su lugar, el énfasis se pone en ilustrar aspectos de la invención. En los dibujos:

la FIG. 1 representa esquemáticamente la cintura de un haz láser y la profundidad de las regiones de tratamiento, según diversas realizaciones;

las FIGS. 2A-2C representan tres cinturas de láser diferentes y la profundidad de regiones de tratamiento, según diversas realizaciones;

la FIG. 3 es una representación de la trayectoria de un haz láser y una cintura de haz resultante y la profundidad de tratamiento, según diversas realizaciones;

la FIG. 4 representa una parte de un conjunto de pieza de mano/cámara principal de haz láser y una profundidad de tratamiento, según diversas realizaciones;

la FIG. 5 es un gráfico que muestra ejemplos de parámetros operativos mínimos, máximos y nominales de un sistema de láser, según diversas realizaciones;

la FIG. 6 es un gráfico esquemático que muestra un tren de pulsos láser de ejemplo que incluye tanto un pulso de señal como un pulso láser, según diversas realizaciones;

la FIG. 7 representa un perfil de haz gaussiano y un perfil de haz de sombrero de copa que se pueden usar para tratamiento, según diversas realizaciones; y

la FIG. 8 es un gráfico que muestra valores de ejemplo de ancho de pulso láser, energía por pulso y elevaciones de temperatura correspondientes en tejido duro dental, según diversas realizaciones.

Descripción detallada

La FIG. 1 muestra una parte de un haz láser 12 de ejemplo que se genera en diversas realizaciones. El haz láser 12 tiene una cintura 14 que tiene un diámetro de $2\omega_0$. El área de la cintura 14 es A_0 , donde $A_0 = \pi\omega_0^2$, y el área en un punto n a lo largo del haz láser 12 es $A_n = \pi\omega_n^2$. Para un haz láser pulsado, la energía por pulso se describe como E y la fluencia o la densidad de energía se describe como F . De este modo, la fluencia en cualquier punto n dado a lo largo del haz láser 12 es $F_n = E/A_n$. El umbral de fluencia 15, o la densidad de energía mínima requerida del haz láser 12 para un tratamiento dental particular, es F_T . Para los tratamientos ablativos, el umbral de tratamiento es igual a la densidad de energía mínima necesaria para la ablación del tejido dental. En algunas realizaciones, se

puede realizar una operación subablativa en el tejido duro dental en la que la temperatura de la superficie del esmalte aumenta en alrededor de 400 °C, para eliminar carbonato del mismo. La eliminación de carbonatos puede ocurrir en el esmalte con un láser de 9,3 μm que tiene una fluencia típicamente entre 0,5-5 J/cm². Debido a la eliminación de carbonatos, el diente puede llegar a ser más resistente a la formación de caries. El umbral de fluencia 15 o F_T se determina generalmente por el diámetro de la cintura 14 $2\omega_0$, una distancia desde la cintura a lo largo del haz, la energía por pulso E, la absorción de la energía del láser por el material que se trata y el tratamiento a ser realizado. La absorción de la energía del láser es función de la longitud de onda del haz láser 12 y del material que se trata. Para la absorción de energía láser en tejido duro dental, el intervalo de longitud de onda es generalmente de alrededor de 9 μm a alrededor de 12 μm , por ejemplo, de alrededor de 9,3 μm a alrededor de 9,6 μm .

En general, cuanto más lejos esté el punto n de la cintura 14, mayor será generalmente ω_n . A medida que ω_n aumenta, F_n disminuye. Esto ocurre en ambas direcciones desde la cintura 14. De este modo, en cada lado de la cintura 14, típicamente existe un punto en el que $F_n = F_T$, con el diámetro del haz $2\omega_n$. Como tal, cualquier aumento adicional en el diámetro del haz puede no tratar el tejido dental a la energía dada por pulso del haz láser 12. De este modo, una profundidad de tratamiento 16 se puede describir como la distancia entre los dos puntos, uno a cada lado de la cintura 14, en la que la fluencia es aproximadamente igual a F_T . La profundidad de tratamiento 16 típicamente está centrada alrededor de la cintura 14.

El tamaño de la cintura 14 puede tener un fuerte efecto en la profundidad de tratamiento 16. Con referencia a las FIGS. 2A-2C, para un nivel dado de E, una cintura 14 moderada (mostrada, por ejemplo, en la FIG. 2A) con una conicidad de haz baja puede maximizar la profundidad de tratamiento 16. Una cintura 14 más pequeña (mostrada, por ejemplo, en la FIG. 2B), aunque proporciona una F más alta en la cintura 14, en combinación con una conicidad de haz más alta puede dar como resultado una mayor tasa de aumento en ω_n y, de este modo, puede dar como resultado una menor profundidad de tratamiento 16. Una cintura más grande 14 (mostrada, por ejemplo, en la FIG. 2C), sin importar lo baja que sea la conicidad de haz, generalmente produce una densidad de energía por debajo del umbral de fluencia 15 generalmente requerido para tratamiento del tejido duro dental. Mientras que la cintura 14 es el diámetro de haz mínimo, el diámetro de haz real en el punto de contacto sobre la superficie de tratamiento se denomina generalmente tamaño de punto. Típicamente se pueden formar tamaños de punto menores que 50 μm con una profundidad de tratamiento 16 relativamente corta, mientras que tamaños de punto mayores que 1000 μm típicamente no tienen suficiente fluencia incluso con anchos de pulso más largos.

Con referencia a la FIG. 3, en diversas realizaciones, un sistema de tratamiento dental con láser 10 de ejemplo incluye un haz láser 12 proporcionado por una fuente láser 11 que sigue una trayectoria formada por un sistema de guía de haz 18. En algunas realizaciones, el sistema de guía de haz 18 incluye dos espejos de galvanómetro 20 accionados mediante actuadores de galvanómetro 22, y un elemento de enfoque 24. En otras diversas realizaciones, se puede usar cualquier otro dispositivo de guía de haz, por ejemplo, fibras ópticas, guías de ondas, etc. Generalmente, una o más lentes forman al menos un elemento de enfoque 24. La fuente láser 11 generalmente emite el haz láser que posteriormente se transmite a través de un brazo articulado, uno o más cables de fibra óptica, una combinación de un brazo articulado y uno o más cables de fibra óptica o cualquier otro dispositivo para transmitir un haz láser a lo largo de una distancia.

Se hace referencia a la distancia desde el elemento de enfoque 24 hasta la cintura 14 como distancia focal 28. En algunas realizaciones, el elemento de enfoque 24 se sitúa entre el sistema de guía de haz 18 y la cintura 14, y el sistema de guía de haz 18 se puede situar entre la fuente láser y el elemento de enfoque 24. La fuente láser 11 y/o o el elemento de enfoque 24 están configurados de manera que se pueda formar una cintura 14 que tenga un diámetro en el intervalo de alrededor de 50 μm hasta alrededor de 500 μm . En diversos casos, el diámetro de cintura 14 puede ser, por ejemplo, 50 μm , 75 μm , 100 μm , 150 μm , 200 μm , 250 μm , 300 μm , 350 μm , 400 μm , 450 μm , 500 μm , etc. Con el fin de tener una conicidad de haz lo suficientemente baja para proporcionar una profundidad de tratamiento 16 adecuada de alrededor de 5 mm o más, la distancia focal 28 en algunas realizaciones es al menos de alrededor de 25 mm. Por ejemplo, la distancia focal 28 puede ser, por ejemplo, 25 mm, 35 mm, 45 mm, 55 mm, 65 mm, 75 mm, 85 mm, 95 mm, 105 mm, 120 mm, 135 mm, 150 mm, 165 mm, 175 mm, 185 mm, 200 mm, etc. Con una selección correcta de la distancia focal 28, el diámetro de la cintura 14, la longitud de onda del láser y la energía por pulso, se puede lograr una profundidad de tratamiento 16 de al menos alrededor de 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm, 25 mm, 30 mm, 35 mm, 40 mm, 45 mm o incluso 50 mm. En algunos casos, como se muestra por ejemplo en la realización de la FIG. 3, la distancia focal 28 y la profundidad de tratamiento 16 son aproximadamente iguales.

Con referencia a la FIG. 4, en algunas realizaciones un conjunto de pieza de mano/cámara principal 26 está configurado para dirigir el haz láser 12 para tratar un tejido duro, por ejemplo, una parte de un diente 30. La parte de pieza de mano del conjunto de pieza de mano/cámara principal 26 está dispuesta aguas abajo del elemento de enfoque 24 (que está situado dentro de la cámara principal). Opcionalmente, el conjunto de pieza de mano/cámara principal 26 puede contener un espejo giratorio (no mostrado) que se dispone aguas abajo del elemento de enfoque 24 y que guía el haz láser 12 en un ángulo con respecto al eje principal del conjunto de pieza de mano/cámara principal 26 con el fin de mejorar la ergonomía. En algunas realizaciones, el elemento de enfoque 24 está situado dentro de la pieza de mano.

Cuando se usa el conjunto de pieza de mano/cámara principal 26 de ejemplo, la distancia focal 28 en una realización puede ser de aproximadamente 135 mm. A una longitud de onda de alrededor de 9,3 μm y con un

tamaño del haz incidente sobre el elemento de enfoque 24 de alrededor de 7 mm de diámetro, esta distancia focal puede producir una cintura de alrededor de 250 μm . Una alta fluencia y una larga distancia focal 28 ayudan a proporcionar una profundidad de tratamiento 16 relativamente grande. Un beneficio de una gran profundidad de tratamiento es la falta de necesidad de cualquier regulador de distancia mecánico entre el sistema láser (generalmente el conjunto de pieza de mano/cámara principal) y el tejido dental que se trata. Los dispositivos de regulación de distancia convencionales pueden incluir medidores, escalas, separadores, dispositivos de separación o cualquier otro medio para regular la distancia entre el sistema de tratamiento dental con láser y la superficie dental a ser tratada. Con una profundidad de tratamiento suficientemente grande, el tratamiento dental con láser se puede realizar sin ninguna regulación de distancia, dado que la densidad de energía de haz láser permanece en o por encima del umbral de fluencia a pesar de las variaciones de distancia esperadas al usar una herramienta controlada manualmente (por ejemplo, causadas por movimientos de la mano de un dentista y/o la cabeza/boca del paciente).

Muchos sistemas de tratamiento basados en láser están configurados para minimizar la energía de láser desperdiciada que, si no se usa para el tratamiento, puede causar daño a partes de tejido que no se han de tratar. Con este fin, se configuran diversos sistemas de manera que la ablación basada en láser y/u otro tratamiento ocurra en una región donde se enfoca el haz láser, por ejemplo, en la cintura de haz láser. La región focal puede estar en una superficie de tejido o por debajo de la superficie de tejido, pero el haz láser generalmente se dirige de manera que el tratamiento deseado ocurra en o muy cerca de la región focal. De este modo, si la región focal está en la superficie de tejido, el tratamiento generalmente ocurre en la superficie de tejido. Si la región focal está por debajo de la superficie de tejido, el tratamiento puede ocurrir debajo de la superficie de tejido. Tales sistemas se describen a menudo como sistemas "ópticamente rápidos".

En sistemas "ópticamente rápidos", se usa una óptica de enfoque que tiene una longitud focal relativamente corta (por ejemplo, 5 mm, 10 mm, 12 mm, 15 mm, etc.) para estrechar un haz láser a lo largo de una distancia de propagación de haz relativamente corta para concentrar la energía del mismo dentro de la región focal. Si un operador mueve intencionada o inadvertidamente el instrumento de dirección de haz, tal como una pieza de mano, en una dirección Z (es decir, una dirección normal a la superficie de tejido y a lo largo del haz), la parte de tejido a ser tratada puede no ser más larga en la región focal. Como tal, la tolerancia de tales sistemas en la dirección Z es generalmente baja, por ejemplo, 1 mm, 0,5 mm o incluso menos. La separación entre la punta del instrumento de dirección de haz y la superficie de tejido también es relativamente baja, por ejemplo, 2 mm, 5 mm, etc. Debido a la corta separación, un ligero movimiento del instrumento de dirección de haz, ya sea intencionado o involuntario, puede hacer que el punto de haz láser se mueva una distancia relativamente pequeña en las direcciones X y/o Y a lo largo de la superficie de tejido.

A diferencia de los sistemas "ópticamente rápidos" convencionales, diversas realizaciones descritas en la presente memoria presentan subsistemas ópticos que se pueden describir como sistemas "ópticamente lentos". La FIG. 5 es un gráfico que muestra valores mínimos, máximos y nominales de ejemplo para diversos parámetros de un sistema de láser de ejemplo descrito en la presente memoria. Tales sistemas "ópticamente lentos" incluyen una óptica de enfoque que tiene una longitud focal relativamente larga, por ejemplo, mayor que alrededor de 25 mm y hasta alrededor de 200 mm, por ejemplo, 25 mm, 35 mm, 45 mm, 55 mm, 65 mm, 75 mm, 85 mm, 95 mm, 105 mm, 120 mm, 135 mm, 150 mm, 165 mm, 175 mm, 185 mm, 200 mm, etc., cada límite que tiene una tolerancia de, por ejemplo, 0,5%, 1%, 2%, 5%, 10%, 20%, etc. La separación entre la punta del instrumento de dirección de haz y la superficie de tejido puede ser, por ejemplo, 0,1 mm, 1 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm, 30 mm, 40 mm, 50 mm, etc. En los casos en los que la separación es relativamente grande, un pequeño movimiento angular del instrumento que puede hacer que el punto de haz láser se mueva en las direcciones X y/o Y a lo largo de la superficie de tejido puede causar un movimiento relativamente grande del punto de haz, por ejemplo, de 0,2 mm, 0,5 mm, 1 mm, o más. Minimizar el riesgo de que el haz láser se dirija a una parte del tejido que no se trata debido a tal movimiento en la dirección X y/o Y, diversas realizaciones de esta descripción incluyen un sistema de guía de haz automatizado y controlado por realimentación para escanear una región del tejido a ser tratado. De este modo, el operador no necesita mover manualmente el instrumento de dirección de haz para mover el haz en las direcciones X y/o Y.

Además, en diversas realizaciones, el elemento de enfoque 24 puede estrechar un haz láser a lo largo de una distancia de propagación relativamente larga para concentrar la energía del mismo dentro de la región focal. En diversas realizaciones, el ángulo de conicidad con relación a una normal a la superficie de tejido puede ser, por ejemplo, 0,5°, 0,75°, 1°, 1,25°, 1,75°, 2°, 5°, 7°, 10°, etc. Debido a esto, la profundidad de tratamiento 16 (por ejemplo, una distancia en una dirección Z alrededor de la cintura de haz 14 en la que la fluencia es efectiva para el tratamiento (por ejemplo, ablación, eliminación de carbonato, etc.) puede ser, por ejemplo, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm, 25 mm, 30 mm, 35 mm, 40 mm, 45 mm, 50 mm, etc., con una tolerancia de, por ejemplo, 0,5%, 1%, 5%, 10%, 20%, etc. En tales sistemas, la fluencia en la cintura 14 puede ser, por ejemplo, 10 J/cm², 12 J/cm², 15 J/cm², 20 J/cm², 25 J/cm², 30 J/cm², 40 J/cm², 50 J/cm², etc. La fluencia en los extremos de la profundidad de tratamiento 16 (F_T) pueden ser, por ejemplo, 5 J/cm², 7 J/cm², 10 J/cm², 12 J/cm², 15 J/cm², 17 J/cm², 20 J/cm², etc. Por lo tanto, diversas realizaciones permiten una mayor tolerancia de alrededor de 5 mm hasta alrededor de 15 mm en el movimiento del instrumento de dirección de haz en la dirección Z, ya sea que tal movimiento sea inadvertido o intencionado. En diversos casos, el tamaño de punto generado por tales sistemas puede ser, por ejemplo, 50 μm , 75 μm , 100 μm , 150 μm , 200 μm , 250 μm , 300 μm , 350 μm , 400 μm , 450 μm , 500 μm , 600 μm , 700 μm , 800 μm , 900 μm , 1000 μm , etc.

En general, el diámetro del haz láser que es incidente sobre un elemento de enfoque también afecta al diámetro de la cintura (el tamaño de punto a la distancia focal del elemento de enfoque). La relación entre el diámetro del haz incidente y el diámetro de cintura generalmente se da por:

$$\text{diámetro de cintura} = 1,27 * f * \text{longitud de onda} * M^2/D$$

donde f es la longitud focal del elemento de enfoque de haz, M es una constante asociada con el perfil de haz (tal como gaussiano, de sombrero de copa, etc.) y D es el diámetro del haz incidente. De este modo, para un láser que tiene una cierta longitud de onda (por ejemplo, 9,3 μm , 9,6 μm , etc.) y un perfil de haz, se puede formar un haz que tenga un diámetro de cintura adecuado controlando la longitud focal f del elemento de enfoque y/o el diámetro D del haz incidente. Para una distancia focal f específica, el diámetro de cintura (también llamado la cintura) es inversamente proporcional al diámetro del haz incidente D .

En diversas realizaciones, el diámetro de cintura se selecciona de manera que la fluencia por pulso en la cintura y en cualquier sección transversal del haz láser dentro de la profundidad de tratamiento sea adecuada para el tratamiento seleccionado tal como ablación de tejido duro dental, un tratamiento subablativo tal como eliminación de carbonato del esmalte, etc. Con este fin, en algunas realizaciones, inicialmente se seleccionan la longitud de onda del láser, el perfil del haz y la longitud focal f del elemento de enfoque. Con el fin de proporcionar un diámetro de cintura dentro de un intervalo adecuado, por ejemplo, desde alrededor de 50 μm hasta alrededor de 500 μm , el láser está configurado para transmitir al elemento de enfoque un haz láser que tenga un diámetro adecuado. Si no se proporciona tal haz, puede que no se alcancen los diámetros de cintura y los tamaños de punto seleccionados dentro de la profundidad de tratamiento.

Para ilustrar, si se usa un elemento de enfoque que tiene una longitud focal de 25 mm, para lograr un diámetro de cintura de 50 μm , el láser está configurado para proporcionar un haz que tiene un diámetro de alrededor de 0,6 mm. No obstante, para lograr diámetros de cintura de 250 μm y 500 μm , el láser está configurado para proporcionar haces que tienen diámetros de alrededor de 0,6 mm y 0,06 mm, respectivamente. Si en su lugar se usa un elemento de enfoque que tiene una longitud focal de 200 mm, para lograr un diámetro de cintura de 50 μm , el láser está configurado para proporcionar un haz que tiene un diámetro de alrededor de 5 mm. Para lograr diámetros de cintura de 250 μm y 500 μm , el láser está configurado para proporcionar haces que tienen diámetros de alrededor de 0,95 mm y 0,48 mm, respectivamente.

En general, si un haz láser que tiene un diámetro específico es incidente sobre un elemento de enfoque que tiene un enfoque corto (por ejemplo, menor que 25 mm), el diámetro de cintura, que es directamente proporcional a la longitud focal, sería relativamente pequeño en comparación con un diámetro de cintura obtenido si el mismo haz láser se dirige a un elemento de enfoque que tiene una longitud focal más larga (por ejemplo, alrededor de 25 mm o más). Como tal, el ángulo de conicidad del haz emitido desde un elemento de enfoque que tiene un enfoque más largo sería menor que el ángulo de conicidad producido por un elemento de enfoque que tiene un enfoque más corto. Como se describió anteriormente, el ángulo de conicidad más pequeño puede dar como resultado un sistema ópticamente lento que tiene una profundidad de tratamiento relativamente mayor que un sistema ópticamente rápido. Los valores de longitud focal y cintura o diámetro de cintura descritos en la presente memoria están dentro de una tolerancia de, por ejemplo, 0,05%, 0,1%, 1%, 2%, 5%, 10%, 20%, etc.

La FIG. 6 muestra un tren de pulsos de ejemplo según diversas realizaciones, que incluye tanto un pulso de señal 40 como un pulso de láser 42 (por ejemplo, un pulso de láser de CO_2). El pulso de señal 40 puede ser una señal de disparo TTY. El pulso láser 42 puede tener una forma similar a la de una aleta de tiburón y tiene un retardo de encendido después del inicio del pulso de señal. Se muestran el ancho de pulso (X) 44 y la altura de pulso (Y) 46 de la señal de disparo, y se pueden usar para describir el pulso de láser. También se muestra un ciclo de pulso (R) 48, la duración del cual junto con la duración de pulso de ENCENDIDO 44 puede describir una distancia/separación entre dos pulsos consecutivos. A menos que se opere en modo de onda continua, un ciclo de pulso incluye duraciones de ENCENDIDO y APAGADO. El número de ciclos de pulso 48 en un segundo representa la tasa de repetición de pulso. En diversos casos, la duración de pulso de ENCENDIDO 44 puede ser, por ejemplo, 5 μs , 10 μs , 15 μs , 20 μs , 25 μs , 30 μs , 40 μs , 50 μs , 60 μs , 70 μs , 80 μs , 90 μs , 100 μs , 125 μs , 150 μs , 175 μs , 200 μs , 250 μs , 300 μs , etc. En diversos casos, el período de ciclo de pulso puede ser, por ejemplo, 30 μs , 40 μs , 50 μs , 100 μs , 200 μs , 300 μs , 500 μs , 750 μs , 1000 μs , 2000 μs , 5000 μs , 10.000 μs , 15.000 μs , 20.000 μs , etc. En diversos casos, el ciclo de trabajo (descrito como una relación entre la duración de pulso de ENCENDIDO y el período de ciclo de pulso) puede ser, por ejemplo, 1%, 5%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50%, etc.

En algunas realizaciones, los láseres pulsados emiten energía óptica láser en ráfagas de fotones. Las ráfagas de fotones, o pulsos, se pueden estructurar en un tren de pulsos. Los pulsos se describen típicamente en términos de ancho de pulso, altura de pulso y/o energía de pulso. El ancho del pulso puede representar la duración de pulso de ENCENDIDO o el período del ciclo del pulso. El tren de pulsos se describe típicamente en términos de la tasa de repetición o la frecuencia de pulso, es decir, una frecuencia de las ráfagas de fotones. Solamente ciertos trenes de pulsos, descritos por el ancho, la altura y la tasa de repetición de pulso, pueden cortar tejido dental, especialmente tejido duro dental, de manera segura y eficaz. El tejido duro dental puede incluir tejido óseo oral así como el tejido de los dientes. La necesidad de tener suficiente energía para superar el umbral de ablación del tejido dental, y no demasiada energía para evitar una modificación térmica adversa de la superficie, limita las posibles combinaciones

de parámetros de láser útiles, incluyendo los parámetros de pulso y tren de pulsos. La combinación de parámetros de láser útiles son conjuntos de parámetros de láser que, cuando se usan en combinación, pueden dar como resultado un tratamiento seguro y efectivo del tejido dental. Los parámetros de láser incluyen la forma de pulso, el ancho de pulso, la altura de pulso y/o la tasa de repetición. El ancho y la altura de pulso afectan a la cantidad de energía por pulso, y la tasa de repetición afecta a la cantidad de energía administrada a lo largo del tiempo. Además, el tejido dental se puede enfriar para permitir que se usen mayores energías de pulso que, sin enfriamiento, pueden causar choque térmico y puede dañar el tejido dental. De este modo, el uso de enfriamiento puede aumentar la energía que se puede dirigir de manera segura y efectiva al tejido dental por pulso.

La variación de los parámetros de forma de pulso puede dar como resultado cambios en la energía de pulso. La variación de la tasa de repetición puede dar como resultado cambios en la potencia de láser. La energía por pulso afecta típicamente a las características de superficie y puede dar como resultado grietas o asperezas cuando la energía por pulso es demasiado grande. Las asperezas se pueden formar mediante la fusión del esmalte y/o la dentina y la modificación mineral asociada de una cerámica que hace una transición a una fase salina. La potencia administrada al diente con el tiempo, cuando es demasiado grande, puede dar como resultado un calentamiento pulpar. Si la temperatura de la pulpa del diente aumenta en alrededor de 5°C existe la posibilidad de que la pulpa se dañe y que el diente se pueda dañar permanentemente. En general, el tejido dental es aislante, no obstante, y normalmente limita el aumento de temperatura en la pulpa, incluso cuando las temperaturas de la superficie del diente son relativamente altas. Además, enfriar la superficie del diente puede reducir la cantidad de calor conducido al diente y puede limitar aún más cualquier aumento en la temperatura de la pulpa.

Estas propiedades de aislamiento térmico son dependientes generalmente del grosor del diente entre la superficie del diente y su cámara de pulpa. Por lo tanto, a medida que se desgasta o se elimina la superficie del diente, las propiedades de aislamiento térmico del diente generalmente tienen un efecto reducido. Por lo tanto, las energías de pulso típicamente tienen que ser disminuidas a medida que disminuye el grosor del tejido dental hasta la cámara pulpar. Una reducción del grosor de los dientes, que a menudo resulta del desgaste, la erosión, la eliminación clínica, etc., puede cambiar las formas de pulso y las tasas de repetición que se pueden usar de manera segura y efectiva. Como tal, en diversas realizaciones, el objetivo de evitar modificaciones de superficie indeseables y calentamiento excesivo de la pulpa del diente puede determinar un grupo de formas de pulso y tasas de repetición que son seguras y prácticas, o una combinación de parámetros de láser útiles. La gama de formas de pulso láser y tasas de repetición seguras y efectivas se puede ampliar mediante el enfriamiento de la superficie del diente y las propiedades aislantes de los dientes.

Con referencia a la FIG. 7, se muestran dos ejemplos de perfiles de haz diferentes en un único eje de láser, X. El haz láser se propaga en una dirección normal al eje X. Un perfil de haz gaussiano 50 tiene un perfil de haz en forma de campana. Un perfil de haz de sombrero de copa 52 tiene forma como una onda cuadrada. Una cintura se puede definir mediante una serie de técnicas estándar que incluyen: D4 σ , 10/90 o 20/80 con filo de cuchillo, 1/e², ancho completo medio máximo (FWHM) y D86. Una persona con experiencia ordinaria en la técnica comprende la definición y el uso de estas técnicas y, como tal, el uso de estas técnicas está dentro del alcance de diversas realizaciones de esta descripción. El perfil de haz gaussiano 50 puede proporcionar la energía máxima en el centro de la cintura. Un perfil de haz casi gaussiano se parece mucho a un perfil de haz gaussiano sin tener una forma puramente gaussiana. El perfil de haz gaussiano o los perfiles de haz casi gaussianos se generan típicamente usando láseres y ópticas esféricas estándar. El perfil de haz de sombrero de copa se puede generar mediante ópticas difractivas. Las ópticas difractivas para producir un perfil de haz de sombrero de copa típicamente se diseñan para cada aplicación específica. Se pueden generar perfiles de haz casi de sombrero de copa usando homogeneizadores de haz y lentes. El perfil de haz de sombrero de copa 52 puede proporcionar uniformemente energía en toda la cintura. Esto puede permitir que los perfiles de haz de sombrero de copa y casi de sombrero de copa sean muy adecuados para tratamientos que no requieren una fluencia umbral que solamente se puede obtener usando un perfil gaussiano o casi gaussiano, pero puede beneficiarse de una fluencia sustancialmente uniforme en todo el punto de haz. A diferencia de los tratamientos ablativos típicos, algunos tratamientos con láser requieren que la fluencia esté dentro de un intervalo de fluencia de tratamiento, un límite inferior de la cual es mayor (o al menos igual) que un umbral de tratamiento inferior, y un límite superior de la cual es menor que (o como máximo igual a) un umbral de tratamiento más alto. El perfil de haz de sombrero de copa se puede usar para estos tratamientos para asegurar que la energía dirigida a una región del tejido dental está dentro de un intervalo de fluencia de tratamiento seleccionado. En otras realizaciones, se pueden usar otros perfiles de haz conocidos en la técnica (por ejemplo, un perfil de haz en forma de donut).

La FIG. 8 muestra efectos de ejemplo del ancho de pulso de láser y la energía por pulso sobre la temperatura del tejido duro dental (por ejemplo, esmalte). Las duraciones de pulso mayores que 50 μ s son más largas que las usadas típicamente para el tratamiento ablativo usando láseres de 9,3 μ m o 9,6 μ m. En algunos casos, las duraciones de pulso significativamente mayores que el tiempo de relajación térmica del tejido duro dental pueden dar como resultado una acumulación de calor, que puede dañar la pulpa del diente. Estas duraciones de pulso más largas también pueden dar como resultado una morfología superficial deficiente, grietas y/o asperezas. No obstante, empleando el enfriamiento del tejido dental, se puede evitar o al menos mitigar la acumulación de calor y el daño superficial, y se pueden usar con seguridad duraciones de pulso más largas. Para enfriar el tejido dental, se puede administrar fluido al tejido dental a ser tratado, y un conjunto de pieza de mano/cámara principal puede proporcionar un subsistema para administrar el fluido/refrigerante. La Solicitud de Patente de EE. UU. N° 2013/0323675, describe

ejemplos de tales sistemas y métodos de refrigeración. En algunos casos, el fluido refrigerante es agua o agua nebulizada. Las duraciones de pulso que son mayores que 50 μ s, en algunos casos, pueden proporcionar mayor energía por pulso (E), y de este modo permitir una mayor profundidad de tratamiento 16.

5 Los términos y expresiones empleados en la presente memoria se usan como términos y expresiones de descripción y no de limitación, y no hay ninguna intención, en el uso de tales términos y expresiones, de excluir ningún equivalente de las características mostradas y descritas o partes de las mismas.

10 Por consiguiente, las realizaciones descritas se han de considerar en todos los aspectos solamente como ilustrativas y no restrictivas. Además, las configuraciones, materiales y dimensiones descritos en la presente memoria se prevén como ilustrativos y de ninguna forma limitantes. De manera similar, aunque se han proporcionado explicaciones físicas con propósitos explicativos, no hay intención de ser obligado por cualquier teoría o mecanismo particular, o limitar las reivindicaciones de acuerdo con el mismo.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de tratamiento dental con láser (10) que comprende:

una fuente láser de CO₂ (11) para proporcionar un haz láser (12) que tiene una energía por pulso entre 0,2 mJ y 9,8 mJ para un ancho de pulso de 5 μs y 50 μs, respectivamente, una longitud de onda en un intervalo de 9 μm a 12 μm y un diámetro del haz incidente en un intervalo de 0,02 mm a 8 mm incidente sobre un elemento de enfoque de subsistema (24); y

el elemento de enfoque de subsistema (24), en donde el elemento de enfoque de subsistema (24) está estructurado y dispuesto para proporcionar una longitud focal en un intervalo de 25 mm a 200 mm y para estrechar el haz láser incidente (12) para (i) formar una cintura (14) que tiene un diámetro menor que el diámetro de haz incidente en un intervalo de 50 μm a 250 μm y (ii) proporcionar una fluencia en un intervalo de 5 J/cm² a 10 J/cm² a una profundidad de distancia de tratamiento entre 5 mm y 50 mm centrada alrededor de la cintura.

2. El sistema de tratamiento dental con láser (10) de la reivindicación 1, en donde la fuente de láser de CO₂ (24) está adaptada para proporcionar el haz láser (12) que tiene un perfil de haz gaussiano.

3. El sistema de tratamiento dental con láser (10) de la reivindicación 1, en donde el elemento de enfoque (24) está adaptado para proporcionar un haz láser (12) que tiene un perfil de haz de sombrero de copa.

4. El sistema de tratamiento dental con láser (10) de la reivindicación 1, en donde la longitud focal es 135 mm.

5. El sistema de tratamiento dental con láser (10) de la reivindicación 1, que comprende además:

un sistema de guía de haz (18), el sistema de guía de haz (18) que está situado entre la fuente láser (11) y el elemento de enfoque (24).

6. El sistema de tratamiento dental con láser (10) de la reivindicación 5, en donde el sistema de guía de haz (18) comprende al menos un galvanómetro (20, 22).

7. El sistema de tratamiento dental con láser (10) de la reivindicación 1, que comprende además un conjunto de pieza de mano (26) dispuesto aguas abajo del elemento de enfoque (24).

8. El sistema de tratamiento dental con láser (10) de la reivindicación 7, que comprende además un espejo giratorio dispuesto dentro del conjunto de pieza de mano (26).

9. El sistema de tratamiento dental con láser (10) de la reivindicación 1, que comprende además un conjunto de pieza de mano (26), el elemento de enfoque (24) que está dispuesto dentro del conjunto de pieza de mano (26).

10. El sistema de tratamiento dental con láser (10) de la reivindicación 1, en donde el elemento de enfoque (24) comprende al menos una lente.

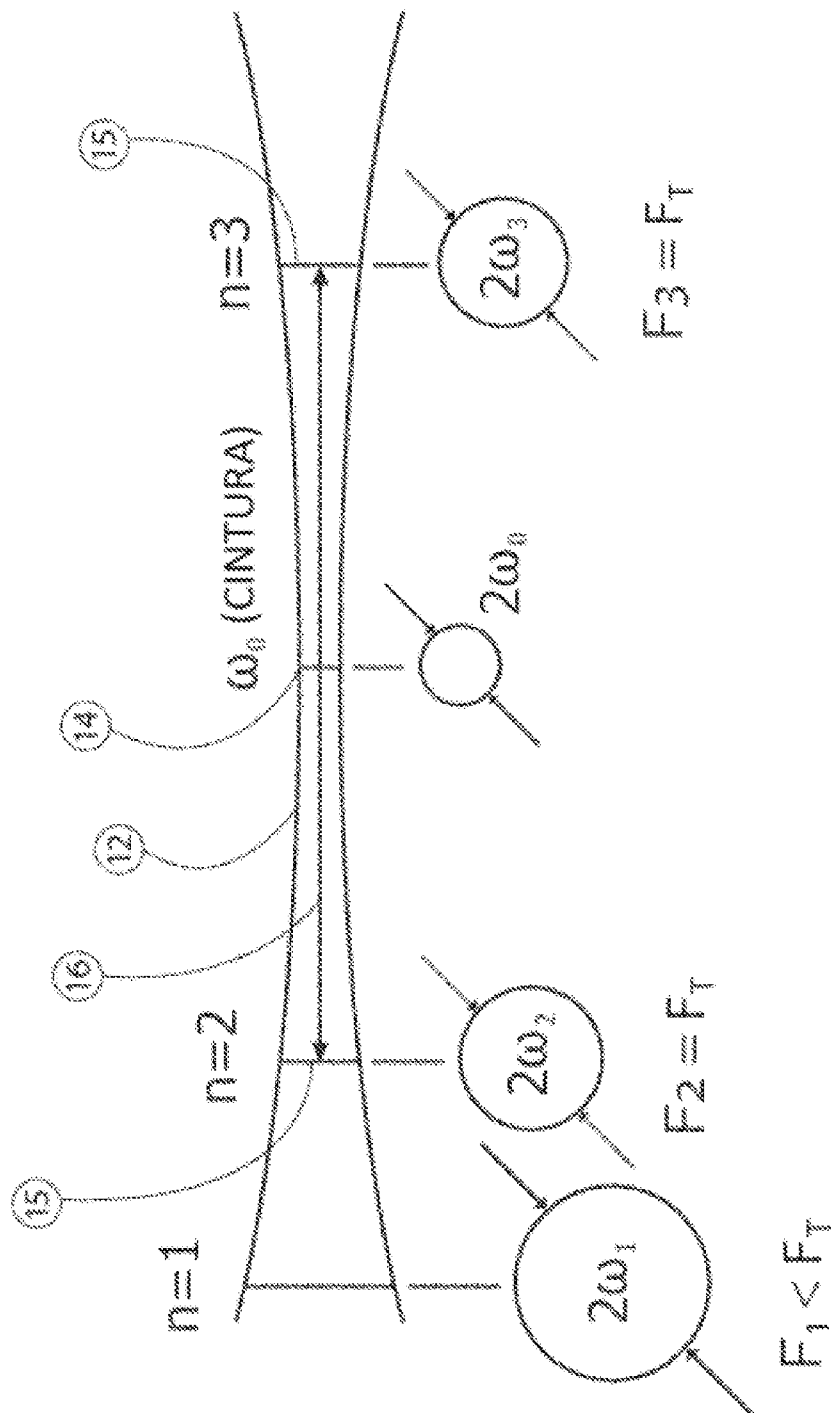
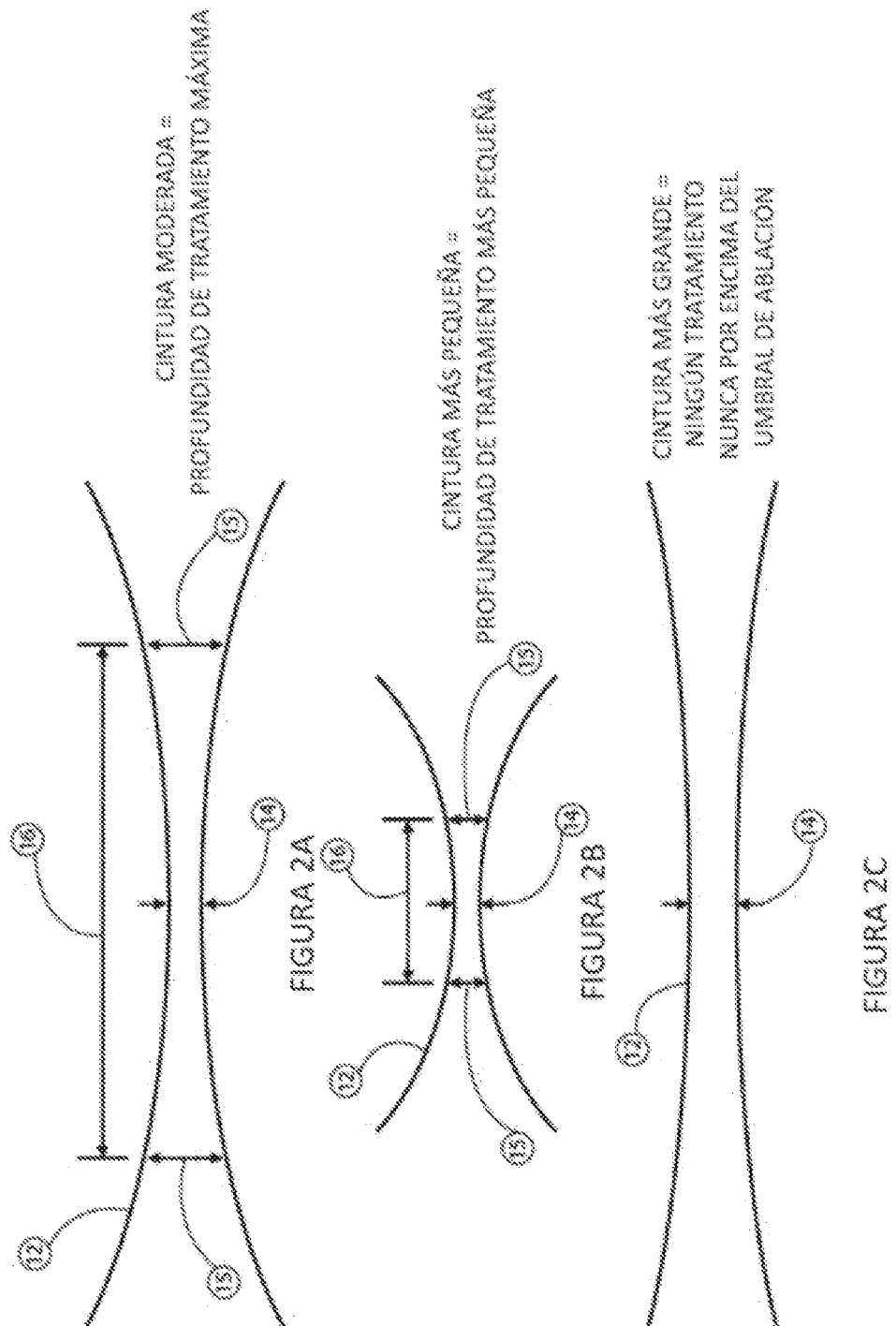


FIGURA 1



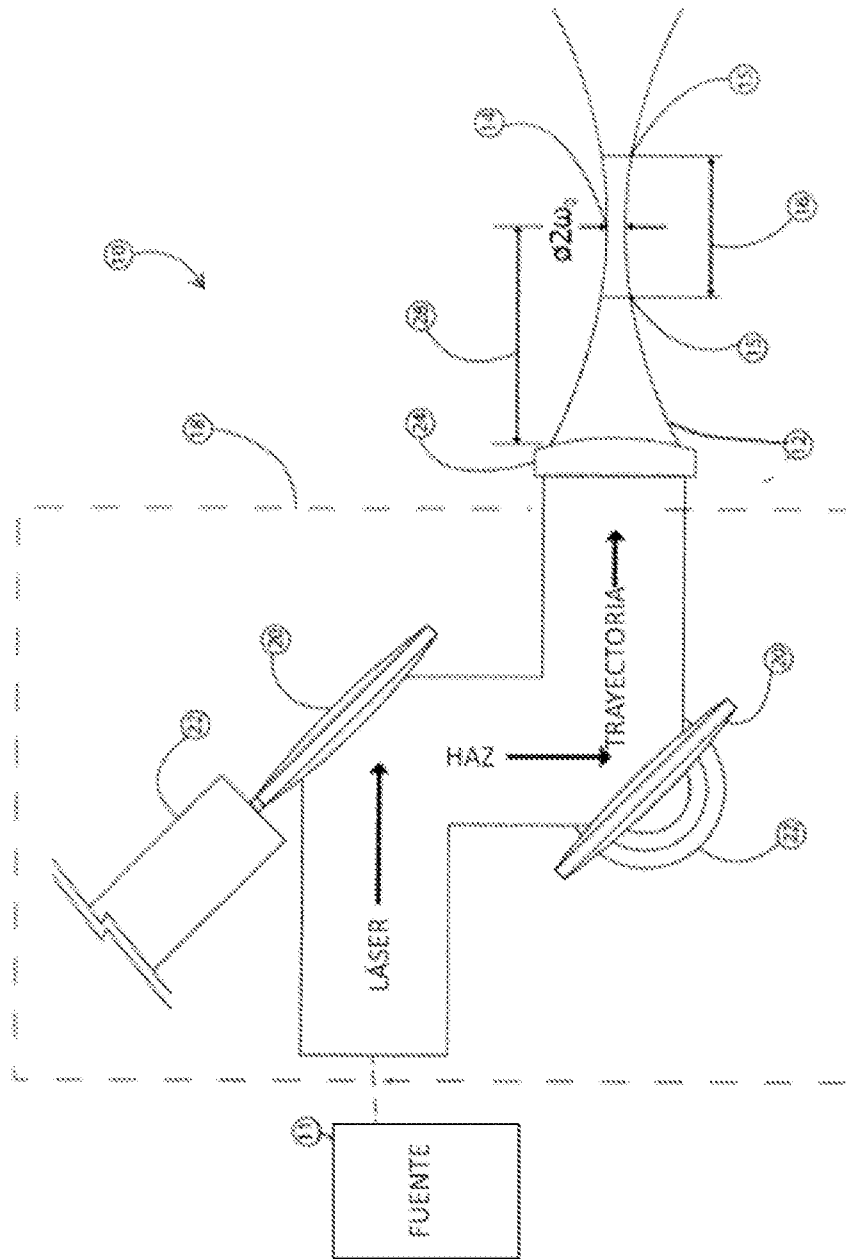


FIGURA 3

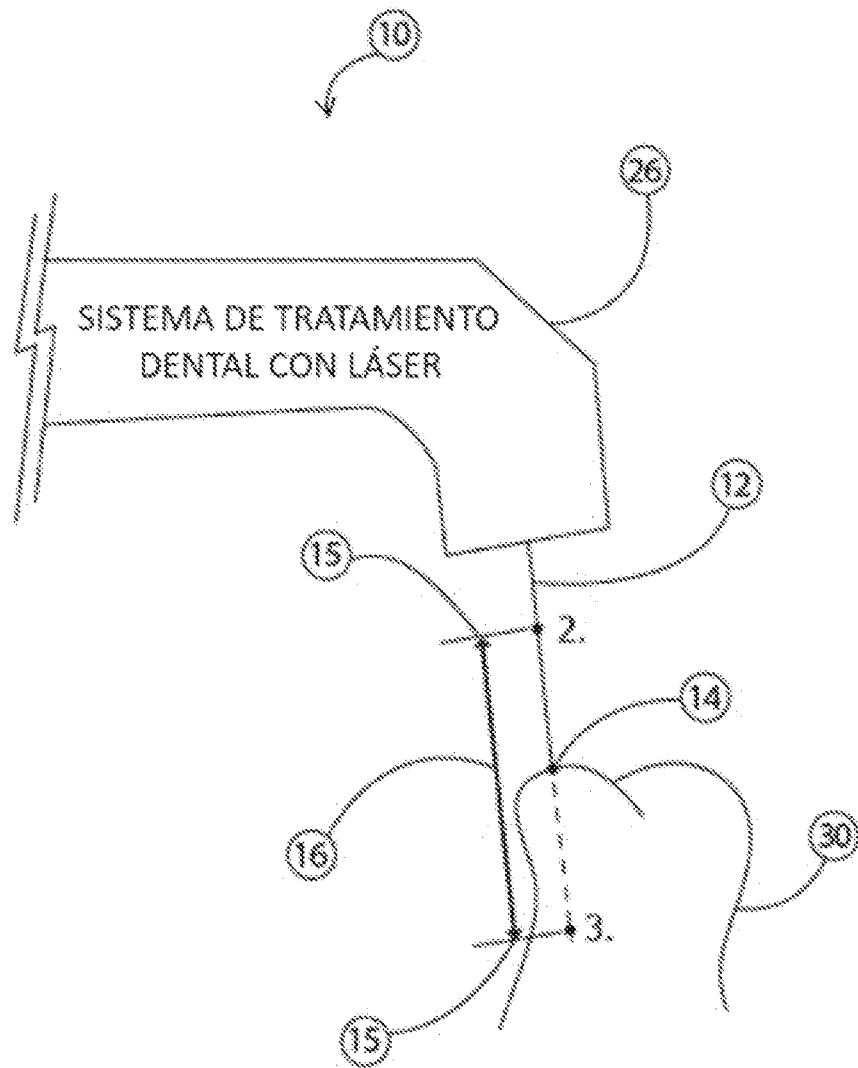


FIGURA 4

Parámetro	Mínimo	Nominal	Máximo	Unidad
Longitud focal	25	135	200	mm
Diámetro de cintura	50	250	500	μm
Tamaño de punto	50	400	1000	μm
Ángulo cónico con relación a la normal a la superficie de tratamiento	7	1,25	0,75	grados
Profundidad de distancia de tratamiento alrededor de la cintura	5	25	50	mm
Distancia de superficie a ser tratada desde la punta de la pieza de mano	0	10	50	mm
Fluencia en la cintura	10	20	50	J/cm ²
Fluencia en el extremo de la distancia de tratamiento	5	10	20	J/cm ²
Perfil de haz láser	Gaussiano	Sombrero de copa	Donut	-
Longitud de onda de haz láser	9	9,3	12	μm
Ciclo de pulso (es decir, duraciones de pulso de ENCENDIDO y APAGADO)	30	1000	20000	μs
Ancho de pulso (es decir, duración de pulso de ENCENDIDO)	5	50	300	μs
Ciclo de trabajo	1	10	50	%
Diámetro de haz incidente	0,02	0,12	8	mm

FIGURA 5

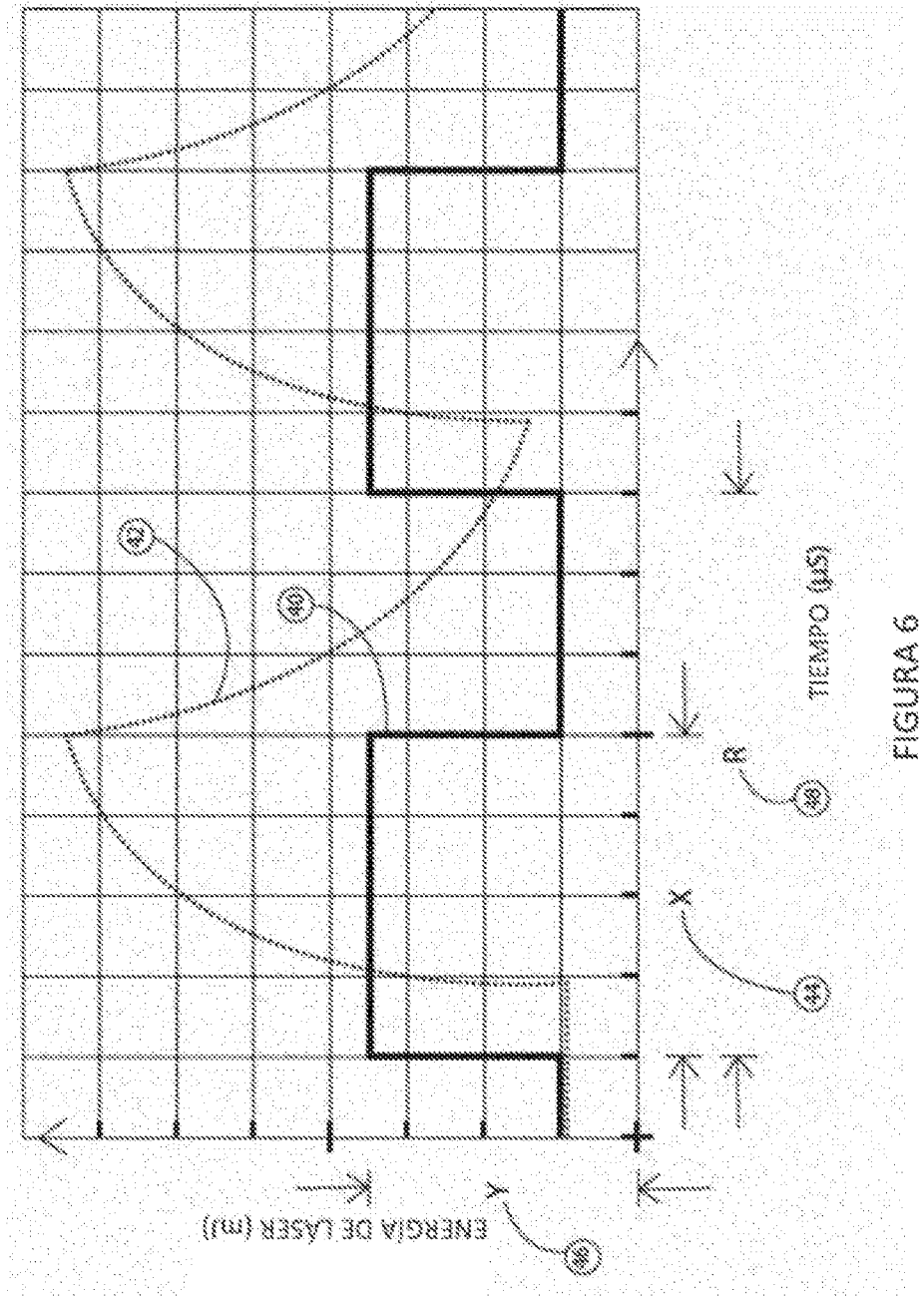


FIGURA 6

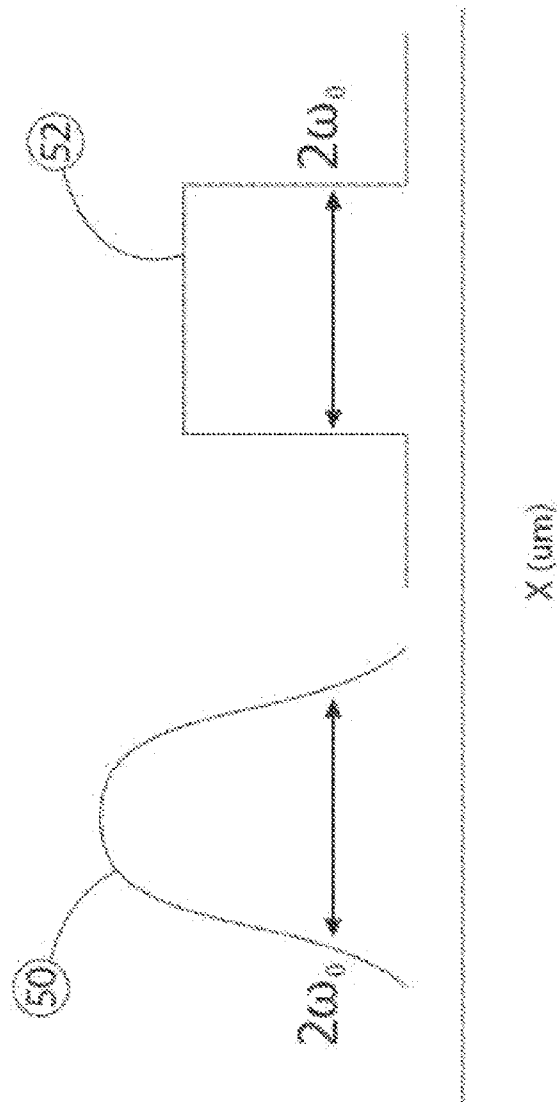


FIGURA 7

Flujo de Refrigerante = 13 ml/min	Tas de Repetición = 30 Hz	Cintura = 200 µm	Espesor de Esmalte = 2 mm
Ancho de Pulso (µs)	Energía Por Pulso (mJ)	Fuencia en Cintura (J/cm ²)	Elevación de la Temperatura a lo largo de 20 segundos (°C)
25	6,8	21,6	0
50	15,8	50,3	0,1
100	33	105	0,4
200	63	201	0,8
300	88	280	1,1
400	111	353	1,8
500	131	417	2,1

FIGURA 8