

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 796 025**

51 Int. Cl.:

**A61C 9/00** (2006.01)

**A61C 1/00** (2006.01)

**A61B 5/00** (2006.01)

**A61B 5/107** (2006.01)

**A61B 18/20** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **14.03.2014 PCT/US2014/028844**

87 Fecha y número de publicación internacional: **18.09.2014 WO14144434**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **14.03.2014 E 14723928 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.05.2020 EP 2967767**

54 Título: **Dispositivo para la obtención de imágenes en tratamiento dental con láser**

30 Prioridad:

**15.03.2013 US 201361793117 P**

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

**25.11.2020**

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 2 796 025 T3

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

## DESCRIPCIÓN

Dispositivo para la obtención de imágenes en tratamiento dental con láser

**Campo técnico**

5 La presente invención se refiere, en general, a la exploración tridimensional (3D) y, en particular, a la generación de un modelo de objetos con formas irregulares tales como estructuras dentales.

**Antecedentes**

10 En odontología, la exploración y la obtención de imágenes 3D están reemplazando rápidamente a técnicas más antiguas que usan piezas coladas y materiales de impresión. La exploración suele ser rápida en relación con los métodos más antiguos, puede proporcionar instantáneamente un archivo digital y puede eliminar sustancialmente todos los problemas de contracción y manejo asociados con las piezas coladas y las impresiones. Adicionalmente, las imágenes digitales pueden transmitirse fácilmente a un laboratorio dental o a una fresadora dental de control numérico computarizado (CNC), para generar un componente de restauración dental adecuado, tal como una corona dental.

15 Los dispositivos de exploración, en general, son dispositivos para captar y registrar información de la superficie de un objeto. El uso de dispositivos de exploración para determinar un contorno de superficie 3D de un objeto, por ejemplo, para crear un modelo 3D del mismo, usando métodos ópticos sin contacto es importante en muchas aplicaciones, incluyendo la exploración *in vivo* de estructuras dentales. Normalmente, un contorno de superficie 3D se forma a partir de una colección de puntos (denominada a menudo una nube de puntos) en la que, en un momento particular, la posición relativa de cada punto en la colección/nube representa un contorno aproximado de la superficie del objeto explorado.

20 En estos métodos ópticos, un principio común que subyace a la medición del contorno usando la colección de datos de posición de punto es la triangulación. Dados uno o más triángulos en los que la línea de base de cada triángulo incluye dos centros ópticos y el vértice de cada triángulo es un punto particular en o cerca de una superficie de objeto objetivo, el alcance de ese punto particular en o cerca de la superficie de objeto objetivo de cada uno de los centros ópticos puede determinarse basándose en la separación óptica y el ángulo de la luz transmitida y/o recibida en los centros ópticos a/desde el punto particular. Si se conocen las posiciones de coordenadas de los centros ópticos en un sistema de referencia de coordenadas específico (por ejemplo, un sistema de referencia cartesiano X, Y, Z), la posición relativa de coordenadas X, Y, Z del vértice, es decir, el punto en o cerca de la superficie objetivo, puede computarse en el mismo sistema de referencia. Normalmente, los rayos de luz procedentes de una fuente de iluminación hasta un punto en el objetivo forman una pata, es decir lado, del triángulo, y los rayos reflejados desde el punto objetivo a un sensor de imágenes forman la otra pata, es decir lado, del triángulo. En un sistema que usa un único sensor de imágenes, el ángulo entre las dos patas puede determinarse porque se conocen las posiciones de la fuente de iluminación y el sensor y el ángulo en el que se dirige un haz de luz de iluminación hasta la superficie que va a explorarse. Usando estos parámetros conocidos y el ángulo de reflexión computado, puede determinarse la posición esperada del punto de reflexión en la superficie de la que va a obtenerse el contorno. Al repetir este procedimiento para determinar las posiciones respectivas de varios puntos de reflexión, puede determinarse una curvatura de la superficie de reflexión, es decir, el contorno 3D de la misma.

25 Los métodos de triangulación pueden dividirse en triangulación pasiva y triangulación activa. La triangulación pasiva (también conocida como análisis estéreo) usa normalmente luz ambiental y los dos centros ópticos a lo largo de la línea de base del triángulo incluyen dos cámaras/sensores de imágenes. En los sistemas pasivos de dos sensores, no se requiere conocer el ángulo de iluminación de la luz incidente sobre el objeto que va a explorarse. En cambio, la triangulación activa usa normalmente una cámara como centro óptico del triángulo a lo largo de la línea de base y, en lugar de una segunda cámara en el otro centro óptico, la triangulación activa usa una fuente de iluminación controlada (también conocida como luz estructurada). Un centro óptico es una fuente de luz y el otro centro óptico es el dispositivo de obtención de imágenes, tal como se describió anteriormente.

30 El análisis estéreo/pasivo, aunque conceptualmente sencillo, no se usa ampliamente, por ejemplo debido a la dificultad de obtener una correspondencia entre las características observadas en diferentes imágenes de cámara. El contorno de superficie de los objetos con bordes y esquinas bien definidos, tales como bloques, puede ser relativamente fácil de medir usando análisis estéreo. Los objetos que tienen superficies que varían suavemente, tales como la piel, las superficies de los dientes, etc., tienen relativamente menos puntos de interés fácilmente identificables, tales como esquinas, puntos de borde, etc. Esto puede presentar un reto importante para las técnicas de análisis estéreo. Por tanto, se prefiere a menudo la triangulación activa al generar contornos 3D de tales objetos que tienen superficies que varían suavemente.

35 La triangulación activa, o los métodos con luz estructurada, pueden superar o al menos minimizar los problemas de correspondencia estéreo proyectando uno o más patrones de luz conocidos sobre un objeto para determinar la forma del mismo. Un ejemplo de luz estructurada es un punto de luz, producido normalmente por un láser. La precisión de la determinación del contorno puede aumentarse moviendo un punto fino en un patrón especificado, por ejemplo, a lo largo de una línea, en un patrón en zig-zag y/o un patrón en espiral. Sin embargo, también puede

usarse un punto grande. La geometría de la configuración del proyector de luz y la cámara que observa el punto de luz reflejado desde una superficie del objeto objetivo puede permitir, por ejemplo, mediante cálculos trigonométricos, la determinación de un alcance del punto desde el cual se refleja el punto de luz desde uno o ambos centros ópticos (es decir, el proyector de luz y la cámara), tal como se describió anteriormente. Pueden usarse patrones de proyección de luz tales como una franja o patrones bidimensionales tales como una cuadrícula de puntos de luz para disminuir el tiempo requerido para captar y/o analizar las imágenes de la superficie objetivo.

La resolución de la medición de la superficie de un objeto objetivo usando luz estructurada depende generalmente de la finura del patrón de luz usado y de la resolución de la cámara usada para observar la luz reflejada. Normalmente, la precisión general de un sistema de exploración de triangulación con láser 3D se basa en la capacidad del mismo para satisfacer dos objetivos, a saber: (i) medir con precisión el centro de la luz de iluminación reflejada desde la superficie objetivo, y (ii) medir con precisión la posición de la fuente de iluminación y la cámara en cada una de las posiciones usadas por el dispositivo de exploración para adquirir una imagen.

Se han desarrollado sistemas de dispositivo de exploración 3D disponibles comercialmente para el mercado dental que se adaptan a la variedad de denticiones humanas mediante la incorporación de un dispositivo de exploración de tipo varilla, sujetado por el operario. En estos sistemas, el operador mueve normalmente el dispositivo de exploración sobre el área que va a explorarse y recoge una serie de tramas de imagen. En este caso, sin embargo, normalmente no se mantiene una correspondencia posicional entre las tramas de imagen; en su lugar, cada trama se capta desde una posición de coordenadas desconocida que es independiente de la posición y orientación de la varilla en el instante en que se captaron una o más tramas de imagen anteriores. Además, toda la información de orientación sobre las fuentes de iluminación y los dispositivos de obtención de imágenes y las referencias a los mismos a partir de la exploración antes del tratamiento generalmente no están disponibles para una exploración después del tratamiento, porque el dispositivo de exploración no puede ubicarse de manera continua en la boca durante el tratamiento con otros instrumentos usados para el tratamiento.

Por tanto, estos sistemas portátiles deben basarse en el registro de la escena o la aplicación de un conjunto preciso de marcadores fiduciales sobre el área que va a explorarse. Pero, para estructuras 3D tales como los dientes, el uso de reconocimiento de patrones o marcadores fiduciales para el registro de tramas puede ser propenso a errores, ya que las superficies de los dientes no siempre proporcionan características de registro suficientes para permitir el registro de escenas de alta precisión. La colocación precisa de marcadores fiduciales a una resolución que se requiere a menudo no es práctica generalmente sobre el tamaño de un diente típico.

Otro método de medición 3D incluye la medición de profundidad de enfoque automático con reconocimiento de imágenes. Con una profundidad de campo corta, la cámara se enfoca a una profundidad predefinida (por ejemplo, Z1) y se capta una imagen. La imagen se procesa entonces, por ejemplo, usando un software de reconocimiento de imágenes, de modo que puedan determinarse las secciones "enfocadas" de la imagen.

Luego se capta otra imagen a una segunda profundidad predefinida (por ejemplo, Z2), y se identifican las secciones "enfocadas" en la segunda imagen. El posicionamiento de profundidad Z, la captación de imágenes y el reconocimiento de imágenes se repiten según una resolución requerida. Una vez que se captan todas las imágenes, los cortes de imagen individuales pueden apilarse entre sí para crear una imagen 3D del objeto.

En relación con la exploración y el modelado de un área de tratamiento, este método produce a menudo exploraciones 3D que carecen del nivel de precisión requerido. Esto se debe principalmente a que las imágenes se captan antes y después del tratamiento únicamente, y no se captan imágenes durante el tratamiento porque eso requiere intercambiar los dispositivos de tratamiento y de obtención de imágenes, lo que provoca un retraso en el tratamiento, molestias para el paciente y también puede representar un riesgo para la seguridad de todos aquellos que participan en el tratamiento, particularmente cuando se usan láseres en el tratamiento. Por tanto, son necesarios sistemas y métodos mejorados para explorar las áreas/regiones que van a tratarse.

La publicación de patente internacional WO2012/083967 da a conocer un dispositivo de exploración para obtener y/o medir una geometría 3D de al menos una parte de la superficie de un objeto. El dispositivo de exploración comprende: una primera cámara que comprende una red de elementos sensores, unos primeros medios para generar una luz de sonda, medios para transmitir los rayos de luz de sonda hacia el objeto, iluminando de ese modo al menos una parte del objeto, medios para transmitir los rayos de luz devueltos desde el objeto a la red de elementos sensores, un primer sistema óptico (para obtener imágenes con una primera profundidad de campo en la primera cámara de al menos parte de los rayos de luz transmitidos devueltos desde el objeto a la red de elementos sensores), medios para variar la posición del plano de enfoque sobre el objeto, medios para obtener al menos una imagen de dicha red de elementos sensores, medios para determinar la(s) posición/posiciones enfocada(s) de: - cada uno de una pluralidad de elementos sensores para una gama de posiciones en el plano de enfoque, o - cada uno de una pluralidad de grupos de elementos sensores para una gama de posiciones en el plano de enfoque, y medios para transformar los datos enfocados en coordenadas 3D.

La publicación de patente europea EP2213223 describe un dispositivo de medición intrabucal y un sistema de medición intrabucal. El dispositivo incluye una unidad de proyección de luz para irradiar un objeto de medición que incluye al menos un diente dentro de una cavidad bucal con luz, una unidad de sistema de lente para recoger la luz

reflejada por el objeto de medición, un mecanismo de variación de posición focal para cambiar una posición focal de la luz recogida por la unidad de sistema de lente, y una unidad de obtención de imágenes para obtener imágenes de la luz que pasa a través de la unidad de sistema de lente.

5 La solicitud de patente estadounidense número US2012/015318 describe un método para el procesamiento de materiales y un dispositivo de procesamiento con láser para el procesamiento de materiales. El dispositivo de mecanización con láser tiene una fuente de haz de láser para proporcionar un haz de láser de procesamiento pulsado, una unidad de alineación de haz de láser para acoplar la salida del haz de láser en la dirección hacia un área de material que va a mecanizarse y un dispositivo de emisión para emitir un fotosensibilizador en la dirección hacia un área circundante del área del material que va a mecanizarse, en el que el dispositivo de emisión está conectado a la unidad de alineación.

### Sumario de la invención

15 La invención se refiere a un dispositivo para determinar un contorno de un área de tratamiento dental y someter a ablación al menos una parte del área de tratamiento dental según la reivindicación 1. Para mejorar la calidad de la medición 3D convencional durante el corte de tejido duro, diversas realizaciones de un sistema de corte con láser integra un sistema óptico de exploración y medición y un sistema de ablación basado en láser. El dispositivo de exploración puede incluir una tecnología de medición de triangulación activa, o tecnología de reconocimiento de imágenes enfocadas, o ambas. Sin embargo, a diferencia de los sistemas convencionales, diversas realizaciones del sistema integrado permiten la reconstrucción de una imagen 3D del tejido retirado usando varias imágenes esencialmente bidimensionales (2D) y contornos 2D basados en esas imágenes 2D. Las imágenes y contornos 2D pueden corresponder a cortes delgados del tejido, es decir, un grosor de corte puede ser, por ejemplo, de aproximadamente 0,02 mm, 0,05 mm, 0,1 mm, 0,5 mm, etc. Diversas imágenes 2D y los contornos generados a partir de ellas corresponden a imágenes tomadas durante el tratamiento, para proporcionar un modelo 3D preciso del tejido que se retira durante el tratamiento.

25 Los dispositivos de exploración y los sistemas de tratamiento basados en láser convencionales suelen incluir componentes ópticos que no son compatibles entre sí. Como tal, estos dos tipos de sistemas no pueden combinarse fácilmente. Para facilitar la integración de un sistema de exploración y un sistema de tratamiento, en diversas realizaciones, al menos algunos componentes del subsistema óptico para el suministro de láser (también denominado subsistema de guiado de haz) están adaptados para realizar también al menos algunas de las funciones de exploración/medición. Adicionalmente, o como alternativa, algunos componentes del sistema de exploración/medición pueden colocarse en ubicaciones y orientaciones seleccionadas en relación con los componentes del sistema de guiado de haz de tal manera que las geometrías combinadas de los dos subsistemas puedan usarse en la computación de los contornos de superficie, mientras se minimiza cualquier interferencia de los componentes del sistema de exploración con el suministro del haz de láser.

35 Por consiguiente, en un aspecto, un dispositivo para determinar el contorno de un área de tratamiento dental incluye un sistema de guiado de haz de láser y al menos un sistema de obtención de imágenes. El sistema de guiado de haz de láser puede guiar un haz de láser a través de una pieza de mano hasta un área de tratamiento dental. El sistema de obtención de imágenes puede obtener una imagen del área de tratamiento dental basándose en los rayos de luz reflejados desde la misma y que se desplazan a través de la pieza de mano. El dispositivo también incluye un sistema de computación adaptado para determinar, basándose en la imagen obtenida mediante el sistema de obtención de imágenes, un contorno de una superficie del área de tratamiento dental. Las computaciones pueden basarse en geometrías de uno o más componentes del sistema de guiado de haz de láser y/o componentes ópticos asociados con el sistema de obtención de imágenes. El dispositivo puede incluir dos o más sistemas de obtención de imágenes.

45 En algunas realizaciones, el sistema de obtención de imágenes incluye una lente de enfoque ajustable. El dispositivo también puede incluir una palanca de mano (*joystick*) y/o un pedal para ajustar una longitud focal de la lente de enfoque ajustable. La lente de enfoque ajustable puede incluir una o más pilas de lentes motorizadas y una lente líquida. El sistema de obtención de imágenes en su totalidad o algunos componentes del mismo pueden estar ubicados dentro de la pieza de mano. El sistema de computación puede adaptarse para determinar una parte enfocada de la imagen. Alternativamente, el sistema de computación puede adaptarse para determinar el contorno basándose, al menos en parte, en una geometría de un componente del sistema de guiado de haz de láser y/o una geometría de un componente del sistema de obtención de imágenes.

55 En algunas realizaciones, tanto el haz de láser como los rayos de luz reflejados desde el área de tratamiento dental, que se reciben por un sistema de obtención de imágenes, se desplazan a lo largo de un eje óptico común. El dispositivo puede incluir un divisor para dirigir los rayos de luz reflejados desde el área de tratamiento dental hasta el sistema de obtención de imágenes, en lugar de dirigir tales rayos hasta la fuente de láser. En algunas realizaciones, el haz de láser se guía hasta el área de tratamiento dental a lo largo de un primer eje y los rayos de luz reflejados desde el área de tratamiento dental, que se reciben por un sistema de obtención de imágenes, se desplazan a lo largo de un segundo eje que está formando un ángulo con respecto al primer eje. El dispositivo puede incluir dos o más sistemas de obtención de imágenes. Un sistema de obtención de imágenes puede recibir luz que se desplaza a lo largo del eje óptico común y otro sistema de obtención de imágenes puede recibir luz que se desplaza a lo largo

del segundo eje. En algunas realizaciones, un sistema de obtención de imágenes puede recibir luz que se desplaza a lo largo del segundo eje y otro sistema de obtención de imágenes puede recibir luz que se desplaza a lo largo de un tercer eje diferente, que también está formando un ángulo en relación con el primer eje.

5 El dispositivo puede incluir un sistema de iluminación para proporcionar luz al área de tratamiento dental. El sistema de iluminación puede estar adaptado para proporcionar luz que tiene un patrón, y el patrón puede incluir uno o más de un punto, un patrón unidimensional y un patrón bidimensional. En algunas realizaciones, el sistema de guiado de haz de láser está adaptado para explorar el área de tratamiento dental dirigiendo la luz desde el sistema de iluminación, por ejemplo, según un patrón especificado y/o con una forma especificada.

10 En otro aspecto, un método de determinación de un contorno de un área de tratamiento dental incluye (a) recibir en un sistema de obtención de imágenes una primera imagen basándose en un primer conjunto de rayos de luz reflejados desde un área de tratamiento dental y que se desplazan a través de una pieza de mano, y (b) generar un primer contorno del área de tratamiento dental basándose en la primera imagen. El método también incluye (c) dirigir a través de la pieza de mano un haz de láser hasta el área de tratamiento dental, por ejemplo, usando un sistema de guiado de haz de láser. Al menos una parte de tejido del área de tratamiento dental puede retirarse como resultado de dirigir el haz de láser. El método incluye además (d) recibir en el sistema de obtención de imágenes una segunda imagen basándose en un segundo conjunto de rayos de luz reflejados desde el área de tratamiento dental y que se desplazan a través de la pieza de mano, y (e) generar un segundo contorno del área de tratamiento dental basándose en la segunda imagen. Las etapas (c) a (e) pueden repetirse, alternando entre imágenes y ablación, hasta que se complete el tratamiento. El primer contorno y/o el segundo contorno pueden incluir un contorno bidimensional (2D).

20 En algunas realizaciones, recibir la primera imagen incluye ajustar una distancia focal asociada con el sistema de obtención de imágenes, y generar el primer contorno incluye determinar una parte enfocada de la primera imagen. La distancia focal puede ajustarse con una palanca de mando y/o un pedal. En algunas realizaciones, tanto el haz de láser como los conjuntos primero y segundo de rayos de luz reflejados desde el área de tratamiento dental y recibidos por el sistema de obtención de imágenes se desplazan a lo largo de un eje óptico común.

25 En algunas realizaciones, recibir la primera imagen incluye explorar el área de tratamiento dental según un patrón de luz obtenido a partir de un sistema de iluminación. El haz de láser puede guiarse hasta el área de tratamiento dental a lo largo de un primer eje y los conjuntos primero y segundo de rayos de luz reflejados desde el área de tratamiento dental y recibidos por el sistema de obtención de imágenes pueden desplazarse a lo largo de un segundo eje que está formando un ángulo con respecto al primer eje. El patrón de la luz de iluminación puede incluir un punto, un patrón unidimensional y/o un patrón bidimensional. En algunas realizaciones, el sistema de guiado de haz de láser se controla para explorar el área de tratamiento dental según el patrón de luz.

30 En algunas realizaciones, el método incluía el uso de los contornos 2D para generar un modelo tridimensional (3D) de partes de tejido retiradas del área de tratamiento dental. El método puede incluir además la creación de una restauración usando el modelo 3D. Como los contornos 2D se determinan a partir de exploraciones de tejido que se intercalan entre diferentes etapas de tratamiento, y debido a que el sistema puede estimar la profundidad del tejido retirado en cada una de esas etapas de tratamiento según los parámetros del sistema, la reconstrucción del modelo 3D puede basarse en la profundidad estimada correspondiente a cada uno de los contornos 2D, aumentando de ese modo la precisión del modelo 3D. El modelo 3D puede modificarse antes de crear la restauración. El método también puede incluir la aplicación de la restauración al área de tratamiento dental.

### Breve descripción de los dibujos

35 La presente invención resultará más evidente a la vista de los dibujos adjuntos y la descripción detallada adjunta. Las realizaciones representadas en ella se proporcionan a modo de ejemplo, no a modo de limitación, en las que los números de referencia similares se refieren generalmente a elementos iguales o similares. En diferentes dibujos, puede hacerse referencia a los mismos elementos o similares usando números de referencia diferentes. Los dibujos no están necesariamente a escala, sino que se hace énfasis en ilustrar aspectos de la invención. En los dibujos:

La figura 1 representa un sistema basado en láser global adaptado tanto para el tratamiento como para la exploración del área que va a tratarse, según una realización;

las figuras 2A-2C representan sistemas dentales para exploración y tratamiento según diferentes realizaciones;

50 la figura 3 ilustra un ejemplo de procedimiento alternativo de exploración y ablación en el que la exploración se realiza usando luz estructurada, según una realización;

la figura 4 ilustra otro procedimiento alternativo de exploración y ablación a modo de ejemplo en el que la exploración se realiza usando el ajuste de enfoque, según una realización; y

55 la figura 5 ilustra un ejemplo de procedimiento alternativo de exploración y ablación para obtener varios contornos bidimensionales (2D) y la reconstrucción de un modelo tridimensional (3D) basado en el mismo, según una realización.

## Descripción detallada

Con referencia a la figura 1, una fuente de láser puede dirigir un haz de láser hacia un elemento de lanzamiento de brazo de articulación 1. El rayo puede dirigirse adicionalmente dentro de un brazo articulado 2, y puede salir del mismo en el extremo opuesto al elemento de lanzamiento. En este sistema de tratamiento dental basado en láser, una cámara principal 3 está conectada a una pieza de mano intercambiable 4. Una realización incluye un pedal de velocidad variable 6 para controlar la fuente de láser y/o diversos parámetros del sistema dental. Una interfaz de usuario (por ejemplo, un dispositivo de entrada de pantalla táctil) y/o un monitor 5 pueden presentar visualmente imágenes, y pueden usarse para controlar diversos parámetros del sistema en lugar de o además del pedal 6.

Con referencia a la figura 2A, en una realización, una cámara principal 3 de un sistema de láser dental aloja un galvanómetro X 9 y un galvanómetro Y 11, y los espejos reflectantes 10, 12 asociados que están montados en los galvanómetros X e Y, respectivamente. El haz de láser entra en el módulo aproximadamente a lo largo del eje 8, se refleja en los espejos reflectantes 10, 12 respectivos del galvanómetro X 9 y el galvanómetro Y 11, se redirige a través de la pieza de mano 4 sustancialmente a lo largo del eje 13, se refleja en el espejo giratorio 17 y sale de la pieza de mano sustancialmente a lo largo del eje 18. En esta realización, un conjunto de cámara 30A, que incluye un sensor de imágenes 22A, un filtro 21A, una lente fluidica 20A, una pila de lentes 19A y un motor de enfoque 23A, está montado dentro de la cámara principal 3. El conjunto de cámara 30A puede recibir un haz de luz dividido por un divisor de haz 25. El divisor de haz 25 puede transmitir a su través el haz de láser de tratamiento y, opcionalmente, un haz de láser de marcado, sustancialmente a lo largo del eje óptico 13.

Un dispositivo óptico 14 puede emitir luz desde una fuente de luz 15 a través de una lente 16, de manera no colineal pero en paralelo al eje óptico 13. La luz emitida puede reflejarse en el espejo giratorio 17, y puede emitirse a través de la punta de la pieza de mano 4, con una cintura alrededor del eje óptico 18, hacia un área de tratamiento. Alternativamente, la fuente de luz de iluminación puede acoplarse en una guía de luz y puede emitirse hacia el espejo giratorio 17 en una pieza de mano, de modo que la luz de iluminación se dirija hasta el área de tratamiento. La luz reflejada desde el área de tratamiento que representa una imagen visible de la misma puede propagarse sustancialmente a lo largo del eje 18 de la pieza de mano, reflejarse en el espejo giratorio 17, propagarse sustancialmente a lo largo del eje óptico 13, y puede reflejarse desde el divisor de haz 25 a lo largo de un eje óptico 24 en el sensor de imágenes 22A. Como el haz de láser y la luz reflejada desde el área de tratamiento se desplazan ambos a lo largo del eje 13, el conjunto de cámara 30A puede denominarse conjunto de cámara "en el eje".

Además, un conjunto de cámara 30B que incluye un sensor de imágenes 22B también está ubicado en la pieza de mano 4, junto con un filtro 21B, una lente fluidica 20B, una pila de lentes 19B y un motor de enfoque 23B. El sensor de imágenes 22B puede montarse de tal manera que la luz reflejada desde el área de tratamiento que entra en la pieza de mano 4 a lo largo del eje óptico 27 y que se refleja desde un espejo giratorio 26 pueda propagarse a lo largo del eje 35 hasta el sensor de imágenes 22B. En una realización, el eje óptico 27 está formando un ángulo de aproximadamente 15° con respecto al eje 18. En general, el ángulo entre los dos ejes 18, 27 puede estar dentro de un intervalo de desde aproximadamente 5° hasta aproximadamente 45°. Ninguna parte significativa de la luz recibida en el conjunto de cámara 30B se desplaza a lo largo de ninguno de los ejes a lo largo de los cuales se propaga el haz de láser, por ejemplo, los ejes 13, 18. Por tanto, el conjunto de cámara 30B puede denominarse conjunto de cámara fuera del eje. En cada conjunto de cámara 30A, 30B, diversos componentes, a saber, el filtro, la lente fluidica, la pila de lentes y el motor de enfoque son opcionales. Las diferentes realizaciones de un conjunto de cámara pueden incluir ninguno, uno cualquiera o una combinación de dos o más de estos componentes.

Aunque la figura 2A muestra dos conjuntos de cámara 30A, 30B, es decir, sistemas de obtención de imágenes, debe entenderse que esto es sólo con fines ilustrativos. Diversas realizaciones pueden incluir sólo el conjunto de cámara 30A o sólo el conjunto de cámara 30B. Algunas realizaciones incluyen dos o más conjuntos de cámara fuera del eje. Por ejemplo, con referencia a la figura 2B, una realización incluye dos conjuntos de cámara fuera del eje 30B, 30C además del conjunto cameral en el eje 30A. Con referencia a la figura 2C, otra realización no incluye el conjunto de cámara en el eje 30A sino que incluye dos conjuntos de cámara fuera del eje 30B, 30C. También pueden incluirse más de dos conjuntos de cámara fuera del eje. Cada uno de los conjuntos de cámara 30B, 30C se sitúa en diferentes ubicaciones en la pieza de mano 4. Cualquiera de estos conjuntos o ambos también pueden estar ubicados en la cámara principal 3. El conjunto de cámara 30B recibe la luz reflejada desde el espejo 26B, que incide sobre el mismo a lo largo del eje 27B, y el conjunto de cámara 30C recibe luz reflejada desde el espejo 26C, que incide sobre el mismo a lo largo del eje 27C. Los ejes 27B, 27C están formando un ángulo entre sí y están formando ángulos diferentes, respectivamente, en relación con el eje óptico 18. En algunas realizaciones, ambos conjuntos de cámara fuera del eje 30B, 30C pueden recibir luz reflejada desde un espejo, por ejemplo, el espejo 26B o el espejo 26C, pero que incide en el mismo a lo largo de diferentes ejes que están formando diferentes ángulos entre sí y con el eje óptico 18. Las imágenes obtenidas de dos o más conjuntos de cámara pueden analizarse para determinar con precisión la profundidad de los cortes de imagen correspondientes.

La figura 3 ilustra un procedimiento de tratamiento a modo de ejemplo en el que se realizan alternativamente ablación y medición/exploración usando luz estructurada. Los galvanómetros 9 y 11 están alojados en la cámara principal 3 y pueden dirigir luz visible para la medición (y la luz de infrarrojo lejano, por ejemplo, un haz de láser, para la ablación), recibirse a lo largo del eje óptico 8, hacia el tejido que va a tratarse. La luz visible se refleja desde los espejos del galvanómetro que se usan para dirigir el láser de ablación durante el tratamiento, y puede propagarse

sustancialmente a lo largo del eje óptico 13, reflejarse desde el espejo giratorio 17 y luego salir de la pieza de mano 4 a lo largo del eje óptico 18. La pieza de mano 4 aloja un sensor de imágenes 22B que puede recibir imágenes del tejido que está tratándose. En particular, la luz reflejada desde el tejido puede entrar en la pieza de mano 4 a lo largo de un eje óptico 27, reflejarse desde un espejo de sintonización 26, y puede recibirse por el sensor 22B a lo largo del eje 35B, que es sustancialmente paralelo al eje óptico 13. La etapa 1 ilustra un movimiento de los galvanómetros 9, 11 para dirigir la luz visible sobre un diente 28 en una región ovular 29. A medida que la luz visible se explora por los galvanómetros 9, 11, el sensor de imágenes 22B puede captar la luz que se refleja desde la superficie del diente, tal como se describió anteriormente. Usando las imágenes captadas, puede determinarse un contorno de la superficie del diente explorada.

La etapa 2 muestra el láser de ablación que se refleja desde el espejo giratorio 17, que se propaga a lo largo del eje óptico 18, y se somete a ablación una parte del diente 28 en un patrón 30. La etapa 3 muestra la luz visible estructurada (es decir, explorada) que se dirige de nuevo hasta el diente 28. En esta etapa, el sistema de láser puede apagarse para que el haz de láser de ablación no se dirija hasta el área que va a tratarse. En la etapa 3, el sensor de imágenes 22B puede medir el contorno del área de tratamiento, incluyendo la superficie del diente 28, que se trató al menos parcialmente según el patrón de ablación 30 después de la ablación en la etapa 2. La etapa 4 muestra el láser de ablación que se reactiva y somete a ablación una parte adicional del diente 28. En la etapa 5, el láser de ablación se apaga y se obtiene una nueva medición después de la ablación en la etapa 4. La ablación puede continuar en la etapa 6 y, en general, el procedimiento de tratamiento que incluye etapas alternas de ablación/determinación de contorno se continúa hasta que se completa un tratamiento seleccionado.

En una realización, durante la exploración, los espejos del galvanómetro pueden rotar a una posición de "estacionamiento" no usada durante la ablación con láser, y pueden vibrar, es decir, moverse de manera controlada. Esto puede hacer que la luz estructurada se dirija hasta el área de tratamiento dental dentro de una forma seleccionada (círculo, óvalo, rectángulo, etc.) según un patrón de exploración especificado, tal como un patrón en zig-zag, patrón en espiral, etc., para explorar el área de tratamiento (por ejemplo, una superficie de un diente) con la iluminación controlada.

La figura 4 ilustra otra realización de un procedimiento de tratamiento que incluye las etapas alternas de ablación y medición, usando el ajuste de enfoque y el reconocimiento para las mediciones ópticas. No se requiere la exploración en un sistema de distancia focal ajustable. En esta realización, la ablación se realiza usando un haz de láser guiado por galvanómetros, y la medición en 2D se realiza usando una cámara "en el eje" con enfoque ajustable. En el eje significa generalmente que se producen al menos propagación parcial de la luz usada para captar imágenes y al menos propagación parcial de la luz reflejada desde la región de tratamiento que puede representar una imagen de la misma, sustancialmente a lo largo de un eje común, por ejemplo, el eje óptico 13.

En la etapa 1, un sensor de imágenes 22A puede obtener imágenes del diente 28 usando la luz reflejada desde un área de tratamiento y recibida a través de un eje óptico 18, reflejada sobre el espejo giratorio 17, que se propaga sustancialmente a lo largo del eje óptico 13, y que se redirige por el divisor de haz 25 sustancialmente a lo largo del eje 24. Alternativamente o además, en algunas realizaciones, con referencia a la figura 3, el sensor 22B puede obtener imágenes del diente 28 usando luz reflejada desde un área de tratamiento y recibida a través del eje óptico 27, reflejada sobre el espejo giratorio 26, y que se propaga sustancialmente a lo largo del eje óptico 35B. Haciendo referencia de nuevo a la figura 4, en la etapa 2, el láser de ablación se activa y el haz de láser de ablación se desplaza a lo largo de un eje óptico 13, reflejándose desde el espejo giratorio 17, y emitiéndose desde la pieza de mano 4 a lo largo del eje óptico 18. El haz de láser puede someter a ablación una parte del diente 28 dentro de un área de tratamiento según el patrón 30.

La etapa 3 muestra el sensor 22A que obtiene imágenes de la superficie del diente 28 después de la ablación en la etapa 2. En la etapa 3, el haz de láser se apaga. Las etapas 4 y 6 ilustran que el láser de ablación se reactiva y, como tal, la región de ablación 30 puede agrandarse. En la etapa 5, el haz de láser se apaga y se obtiene una medición después de la ablación en la etapa 4. Este procedimiento de tratamiento que incluye etapas alternas de medición y ablación puede continuar hasta que se complete un tratamiento seleccionado.

Una ventaja del sistema de obtención de imágenes en el eje es que el operador puede alinear el sistema para la obtención de imágenes y la medición, y luego puede cambiar fácilmente a la ablación con láser sin mover la pieza de mano. Diversas realizaciones de un sistema de medición/exploración 3D pueden incluir un dispositivo de obtención de imágenes, tal como un chip CMOS, acoplado a una pila de lentes que está montada en un árbol del motor, de modo que puede lograrse una profundidad de enfoque corta. El motor puede incluir tanto un controlador como un amplificador, y el control del motor de la pila de lentes puede vincularse al procesador del sistema. Al controlarse la posición del motor de la pila de lentes a través de un sistema de control central, la imagen puede enfocarse o moverse de manera automática o remota usando una palanca de mando manual o el pedal, u otro dispositivo de entrada. Un pedal es sólo ilustrativo; el control de cualquier parámetro descrito a continuación puede lograrse usando cualquier dispositivo de entrada adecuado, tal como un ratón, teclado, palanca de mando, panel de pantalla táctil, un interruptor deslizante, etc.

El motor y la pila de lentes permiten que se ajuste la posición de profundidad de enfoque más corta del sensor de imágenes a medida que continúa la ablación del diente para que puedan captarse varios cortes de imagen, por

ejemplo, imágenes a profundidades gradualmente crecientes. Una vez que se obtienen las imágenes, puede procesarse un archivo digital que incluya esas imágenes usando componentes de hardware y/o software para determinar la parte de las imágenes captadas que está enfocada. Basándose en tal determinación, puede determinarse una profundidad de cada corte, y puede computarse un contorno de la región de tratamiento dental para cada corte de imagen usando la profundidad correspondiente. La determinación de la profundidad también puede explicar cualquier movimiento involuntario de la pieza de mano, tal como la inestabilidad.

La figura 5 muestra un procedimiento de tratamiento a modo de ejemplo que incluye etapas alternas de exploración (es decir, determinación de contorno) y ablación, y la creación de un modelo digital de restauración final. Específicamente, la etapa 1 representa un diente no tratado. La etapa 2 ilustra cuatro iteraciones del procedimiento alterno. En cada iteración, una medición de imágenes sustancialmente bidimensional (2D), es decir, la determinación del contorno del diente, va seguida por una ablación. A medida que se somete a ablación el diente, se almacenan digitalmente los cortes de imagen 2D y los contornos 502-508 correspondientes que se determinan analizando las imágenes captadas. Como estos cortes representan tejido sometido a ablación, en realidad no están presentes en el diente después de la ablación.

La etapa 3 ilustra un total de ocho cortes de imagen sustancialmente 2D 502-516, y la etapa 4 ilustra doce cortes de imagen sustancialmente 2D 502-524. La etapa 5 ilustra que los doce cortes de imagen 2D digital 502-524 obtenidos a partir de las etapas 2-4 pueden combinarse digitalmente para crear una representación 3D sólida (por ejemplo, como una imagen digital) del tejido que se sometió a ablación y que es necesario reemplazar, tal como se representa en la etapa 6. Debe entenderse que una restauración que incluye 12 exploraciones sólo es ilustrativa y, en general, una restauración puede incluir menos exploraciones (por ejemplo, 2, 3, 4, etc.) o muchas más (por ejemplo, 50, 100, 200 etc.).

Una ventaja de las diversas realizaciones del sistema integrado de exploración y ablación es que la restauración puede ser más precisa y es más probable que se parezca al diente original, en relación con las técnicas convencionales. Esto se debe a que en las técnicas convencionales, normalmente se toman imágenes antes y después del tratamiento solamente, porque tomar imágenes adicionales durante el tratamiento puede ser engorroso y/o potencialmente dañino para una persona que está tratándose, ya que sería necesario que el operador cambiase frecuentemente entre los sistemas de ablación y de exploración. Además, los sistemas convencionales de exploración y ablación basados en láser no pueden integrarse fácilmente, porque estos sistemas incluyen subsistemas ópticos que son generalmente incompatibles entre sí.

En algunas realizaciones descritas en el presente documento, los subsistemas ópticos del sistema de ablación, tales como los espejos controlados por galvanómetros, también están adaptados para la exploración. Adicionalmente, o como alternativa, los sistemas de exploración y ablación pueden usar diferentes componentes ópticos, tales como espejos giratorios 17, 26 independientes (mostrados en la figura 2A). En diversas realizaciones, las geometrías particulares de estos componentes, tales como sus posiciones, ángulos relativos, etc., se usan en el análisis de las imágenes exploradas para determinar contornos de la región tratada. Esto puede permitir obtener varios cortes intermedios (por ejemplo, 10, 50, 100 o más) durante el tratamiento, además de las imágenes captadas antes y después del tratamiento, sin tener que cambiar los sistemas de exploración y ablación/tratamiento. La profundidad de dos cortes consecutivos puede ser pequeña (por ejemplo, 0,02 mm, 0,05 mm, 0,1 mm, 0,5 mm, etc.), en relación con la profundidad total de un corte durante un tratamiento, que puede ser de hasta aproximadamente 1 cm o incluso más. Un contorno en cada corte puede ser un contorno sustancialmente bidimensional, y puede construirse una imagen 3D usando los contornos 2D, tal como se representa en las etapas 5 y 6 de la figura 5.

Como los cortes obtenidos durante el tratamiento corresponden a pequeños cambios de profundidad (es decir, la distancia entre dos superficies de las que se obtienen imágenes consecutivas) en relación con el cambio de profundidad asociado con las imágenes antes y después del tratamiento, en diversas realizaciones descritas en el presente documento, sólo es necesario un pequeño grado de interpolación determinar la forma del tejido retirado de un contorno del que se han obtenido imágenes al siguiente contorno del que se han obtenido imágenes. Esto puede simplificar el procesamiento y/o aumentar la precisión del mismo. Además, las imágenes pueden obtenerse mientras se sujeta una única pieza de mano, lo que facilita tanto el tratamiento como la obtención de imágenes, en la boca del paciente. Por tanto, pueden evitarse o paliarse las imprecisiones relacionadas con la falta de información de orientación y referencia.

En algunas realizaciones, el procesador que genera el modelo 3D usando los contornos 2D determina las profundidades de los cortes correspondientes a esos contornos analizando algunos o todos los contornos y/o algunas o todas las imágenes correspondientes a esos contornos. Este análisis puede compensar cualquier movimiento involuntario de la pieza de mano (por ejemplo, inestabilidad) durante el tratamiento y/o la exploración. Según los parámetros establecidos por el operador, el ordenador/procesador del sistema principal puede estimar la profundidad de corte de cada etapa del tratamiento. Como los contornos 2D se determinan a partir de exploraciones de tejido que se intercalan entre diferentes etapas de tratamiento, el procesador puede usar las profundidades estimadas de uno o más de las etapas de tratamiento realizadas previamente para determinar con precisión el contorno 2D de una imagen obtenida en una exploración particular. El procesador también puede usar las profundidades estimadas en la reconstrucción del modelo 3D, aumentando de ese modo la precisión del mismo.

5 En diversas realizaciones, usando la interfaz de usuario 5 (representada en la figura 1), puede emplearse una amplia gama de procedimientos de tejidos duros y blandos. A modo de ejemplo y sin limitación, un operador puede insertar la pieza de mano 4 en la boca del paciente y observar la imagen del tejido duro o blando en la interfaz de usuario 5 u otro monitor. Mientras se ve el diente, la pieza de mano 4 puede situarse específicamente para ver un área de interés, tal como un área que va a tratarse. El sistema de guiado de haz de láser puede usarse para explorar el área de tratamiento dental según un patrón de luz y/o puede usarse para guiar el haz de láser durante el tratamiento. Usando los contornos generados durante las etapas alternas de exploración y tratamiento, puede crearse un modelo tridimensional (3D) de partes del tejido retirado del área de tratamiento dental. Basándose en el modelo 3D, puede crearse una restauración y aplicarla al área dental tratada. Opcionalmente, el modelo 3D puede modificarse antes de crearse la restauración. La modificación puede ser beneficiosa si la parte del tejido retirado incluía defectos tales como una parte perdida, por ejemplo, debido a un diente fracturado, o era deficiente en cualquier aspecto. Estos defectos y deficiencias pueden eliminarse o reducirse mediante la modificación opcional. Puede emplearse cualquiera de una variedad de herramientas y sistemas de modelado 3D, incluyendo los sistemas de modelado interactivo basados en componentes hápticos para modificar el modelo, antes de la fabricación de la pieza de repuesto o la restauración.

10 Aunque la invención se ha mostrado y descrito particularmente con referencia a realizaciones específicas, los expertos en la técnica entenderán que pueden realizarse diversos cambios en la forma y en los detalles sin apartarse del alcance de la invención tal como se define en las reivindicaciones adjuntas. El alcance de la invención está así indicado por las reivindicaciones adjuntas.

20

**REIVINDICACIONES**

1. Dispositivo para determinar un contorno de un área de tratamiento dental y someter a ablación al menos una parte del área de tratamiento dental, comprendiendo el dispositivo:  
una fuente de láser para generar un haz de láser de ablación;
- 5 un sistema de guiado de haz de láser de ablación para guiar, a través de una pieza de mano, el haz de láser de ablación hasta el área de tratamiento dental;  
un sistema de obtención de imágenes para obtener una imagen del área de tratamiento dental basándose en rayos de luz reflejados desde la misma; caracterizado porque el dispositivo comprende  
un procesador adaptado para:
  - 10 (a) generar un primer contorno del área de tratamiento dental basándose en una primera imagen recibida en el sistema de obtención de imágenes;
  - (b) generar un segundo contorno del área de tratamiento dental basándose en una segunda imagen recibida en el sistema de obtención de imágenes después de la ablación de al menos una parte del área de tratamiento dental; y
  - 15 (c) repetir las etapas (a) y (b) para generar contornos adicionales hasta que se complete el tratamiento; y
  - (d) generar un modelo 3D de partes de tejido retiradas del área de tratamiento dental usando los contornos generados.
2. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que el sistema de obtención de imágenes comprende una lente de enfoque ajustable.
3. Dispositivo según la reivindicación 2, que comprende además al menos uno de una palanca de mano y un pedal para ajustar una longitud focal de la lente de enfoque ajustable.
4. Dispositivo según la reivindicación 2, en el que la lente de enfoque ajustable comprende al menos una de una pila de lentes motorizada y una lente líquida.
- 25 5. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que el procesador está adaptado además para determinar una parte enfocada de la imagen.
6. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que el procesador está adaptado además para determinar el primer contorno y el segundo contorno basándose al menos en parte en una geometría de al menos uno de un componente del sistema de guiado de haz de láser de ablación y el sistema de obtención de imágenes.
- 30 7. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que tanto el haz de láser de ablación como los rayos de luz reflejados desde el área de tratamiento dental se desplazan a lo largo de un eje óptico común.
8. Dispositivo según la reivindicación 7, que comprende además un divisor para dirigir los rayos de luz reflejados desde el área de tratamiento dental hasta el sistema de obtención de imágenes.
9. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que el sistema de obtención de imágenes está ubicado dentro de  
35 la pieza de mano.
10. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que el haz de láser de ablación se guía hasta el área de tratamiento dental a lo largo de un primer eje y los rayos de luz reflejados desde el área de tratamiento dental se desplazan a lo largo de un segundo eje que está formando un ángulo con respecto al primer eje.
- 40 11. Dispositivo según la reivindicación 1, que comprende además un sistema de iluminación para proporcionar luz al área de tratamiento dental.
12. Dispositivo según la reivindicación 11, en el que el sistema de iluminación está adaptado para proporcionar luz que tiene un patrón.
13. Dispositivo según la reivindicación 12, en el que el patrón comprende al menos uno de un punto, un patrón unidimensional y un patrón bidimensional.
- 45 14. Dispositivo según la reivindicación 11, en el que el sistema de guiado de haz de láser de ablación está adaptado para explorar el área de tratamiento dental dirigiendo luz desde el sistema de iluminación.

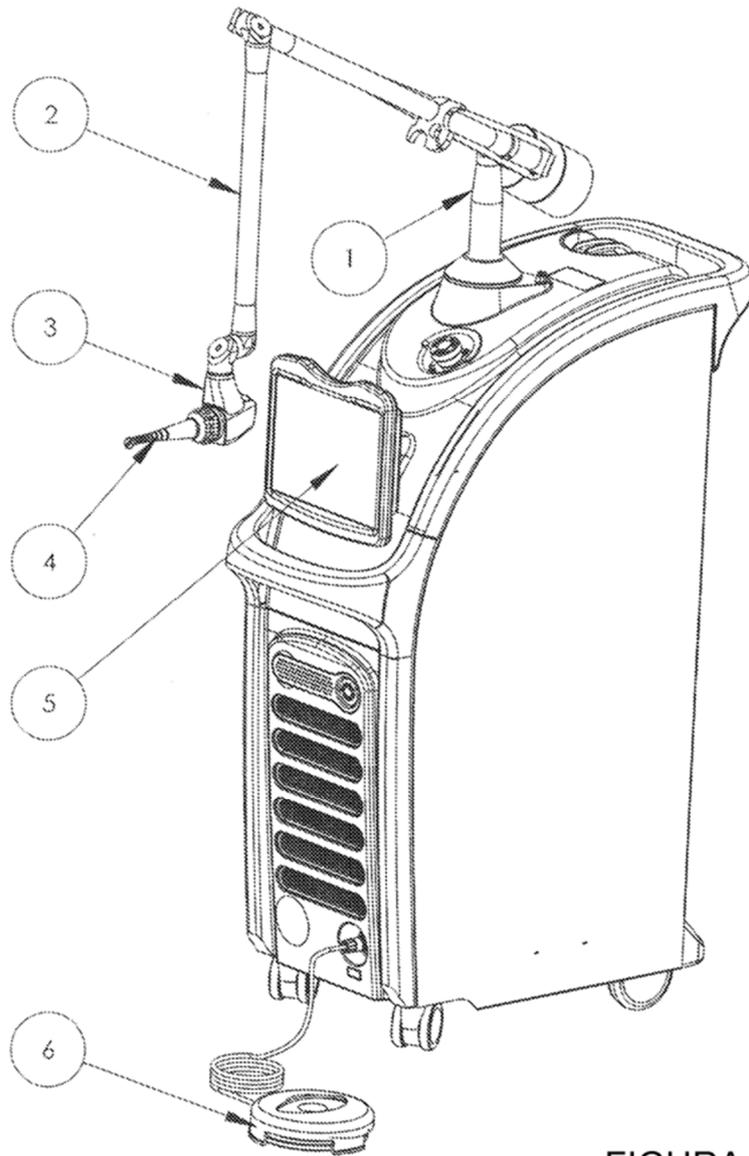
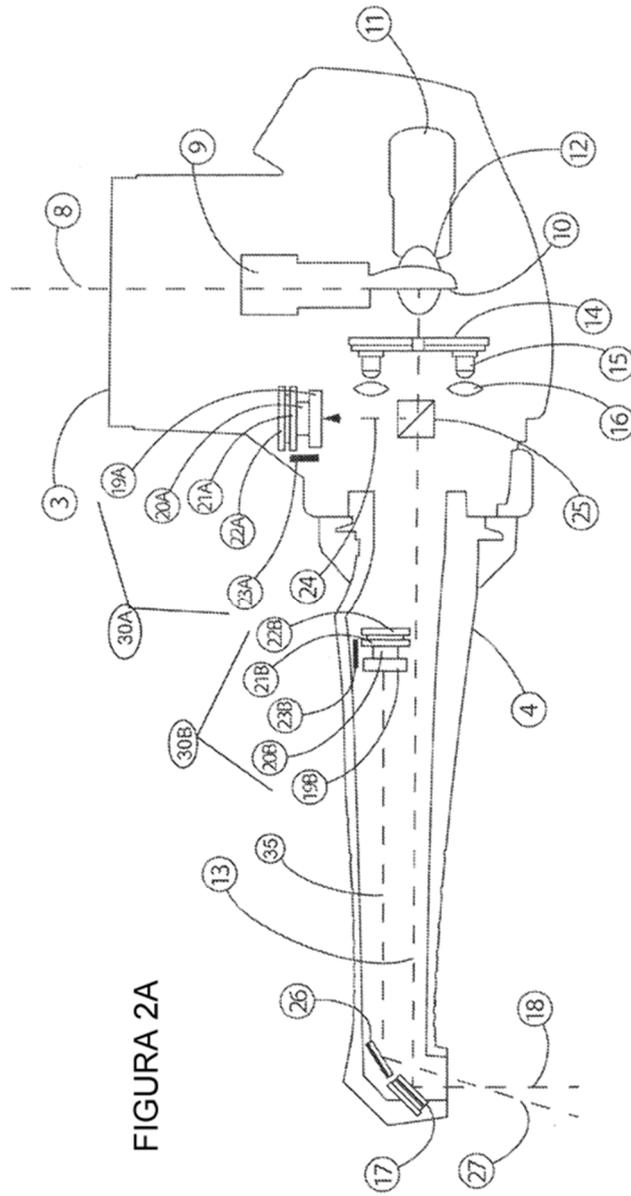


FIGURA 1



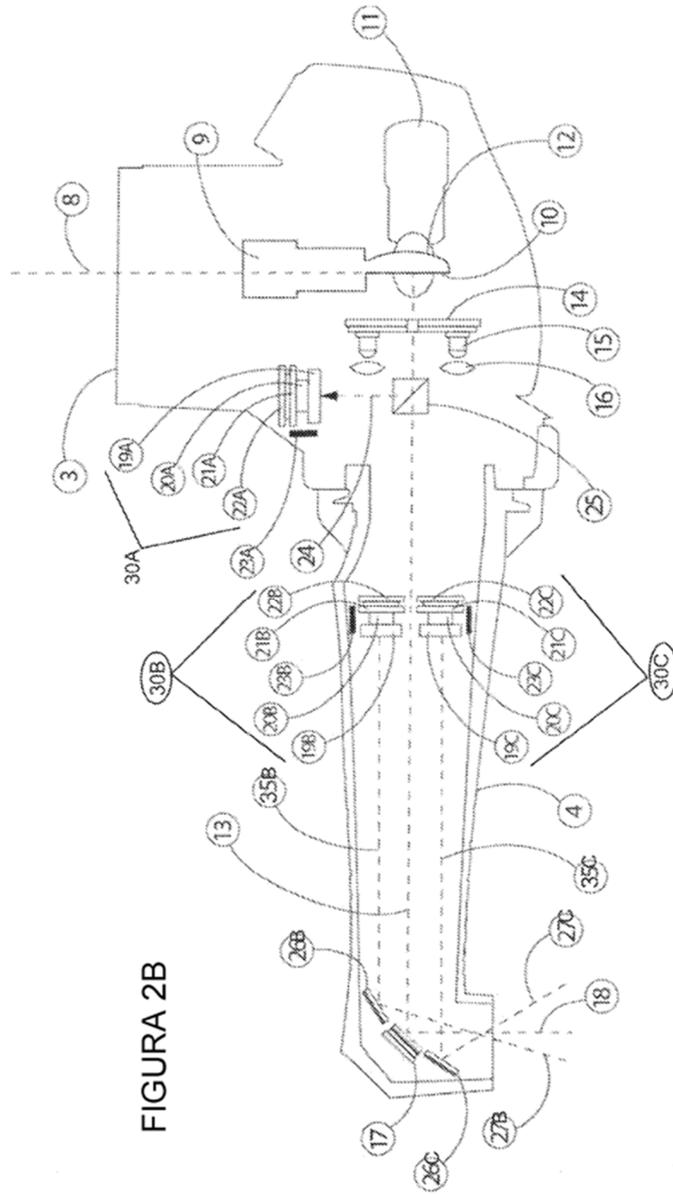


FIGURA 2B

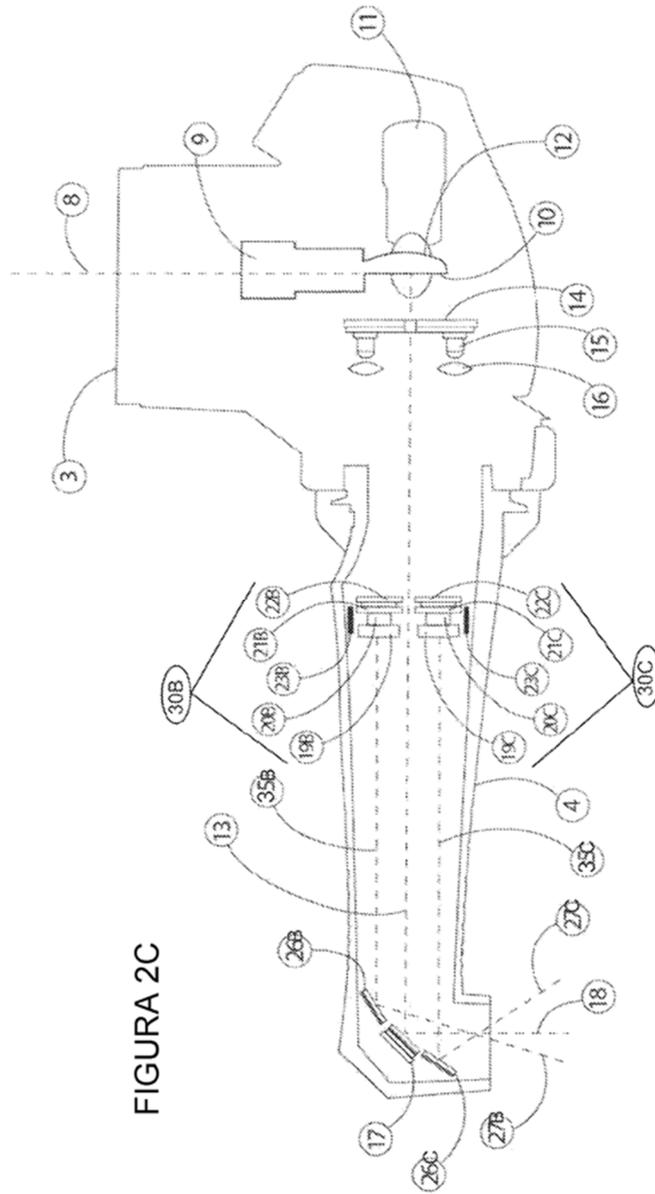


FIGURA 2C

FIGURA 3

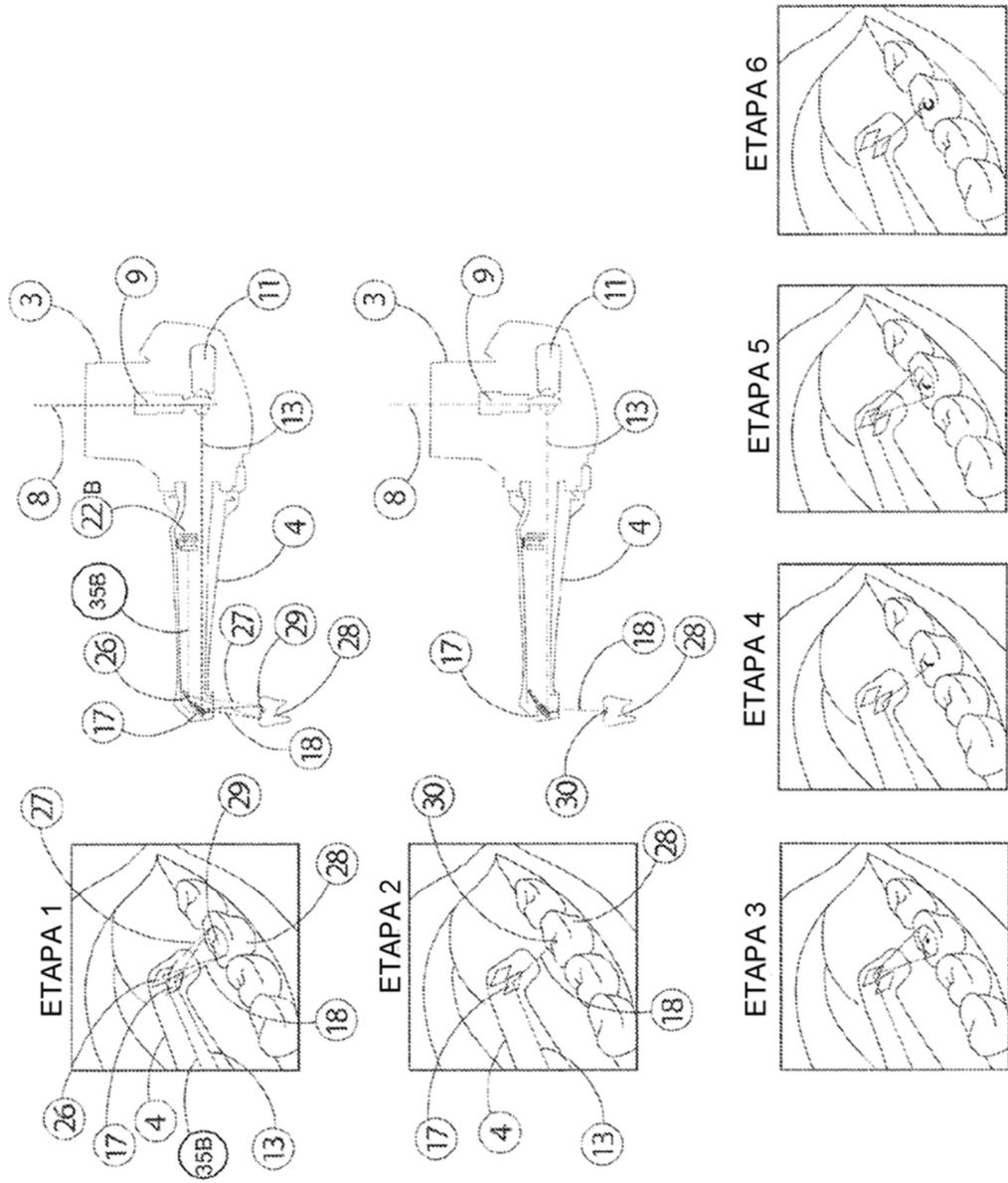


FIGURA 4

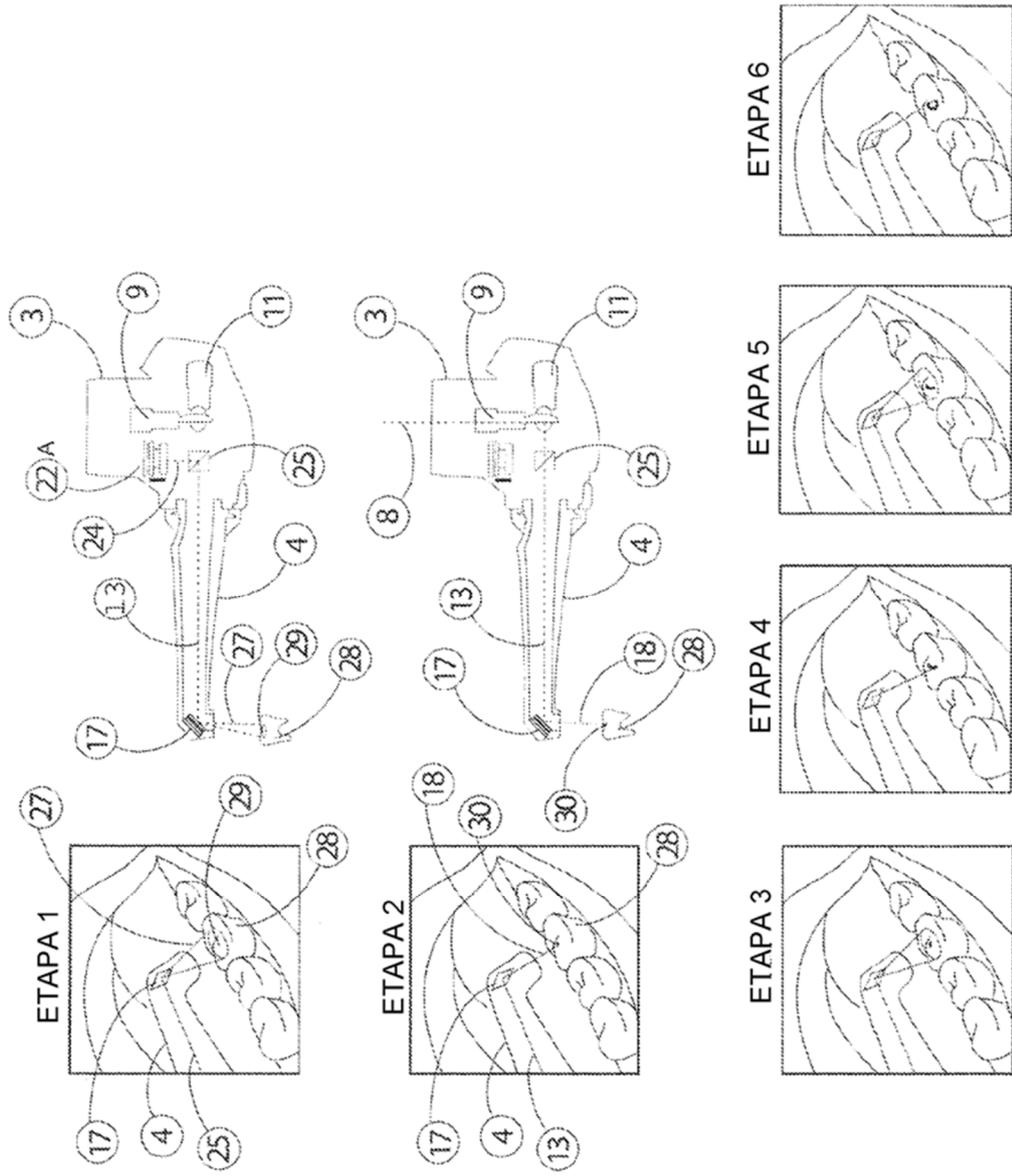


FIGURA 5

