(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 868 999**

(51) Int. CI.:

A61C 1/00 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(86) Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **04.02.2014 PCT/US2014/014674**

(87) Fecha y número de publicación internacional: **14.08.2014 WO14123904**

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.02.2014 E 14711024 (1)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **14.04.2021 EP 2953571**

(54) Título: **Aparato de láser dental y método de uso con pieza de mano intercambiable y pedal variable**

(30) Prioridad:

05.02.2013 US 201361761020 P
15.03.2013 US 201361793006 P
27.11.2013 US 201361909929 P

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
22.10.2021

(73) Titular/es:

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

(72) Inventor/es:

MONTY, NATHAN, P.;
DRESSER, CHARLES, H.;
GROVES, WILLIAM, HARRIS;
BAFITOS, LEONID, ANTOUN y
QUILLARD, JON, ROBERT

(74) Agente/Representante:

ARIAS SANZ, Juan

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

DESCRIPCIÓN

Aparato de láser dental y método de uso con pieza de mano intercambiable y pedal variable

Campo de la invención

La presente invención se refiere a sistemas de tratamiento con láser y, más específicamente, a sistemas de tratamiento con láser dental que utilizan piezas de mano desmontables.

Antecedentes

Los sistemas de láser dental normalmente usan una pieza de mano para dirigir luz de láser o fluidos de enfriamiento a un área de tratamiento oral. Los láseres pueden ser útiles en varios procedimientos dentales de tejidos duros y blandos, incluyendo: eliminar caries, cortar, taladrar 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 capa intermedia y la masa del diente están formadas por la dentina, y la capa más interna es la pulpa. El esmalte y la dentina son similares en composición y tienen aproximadamente un 85 % de minerales, hidroxiapatita carbonatada, mientras que la pulpa contiene vasos y nervios que son sensibles a la presión y la temperatura. La hidroxiapatita absorbe luz de láser en el intervalo de longitud de onda de 9,3-9,6 μm de manera más eficiente que la radiación en cualquier otro intervalo de longitudes de onda. La absorción de la energía de láser puede aumentar la temperatura de cualquiera de las capas del diente. Al cortar, contornear o acondicionar el esmalte y la dentina, es beneficioso tener en cuenta la sensibilidad a la temperatura de la pulpa porque un aumento de temperatura de aproximadamente 5,5 °C puede llevar a un daño permanente de la pulpa del diente.

Se ha encontrado que los láseres son útiles en la retirada de material dental sin el uso de anestésico local similar al que se requiere cuando el procedimiento se realiza con un taladro convencional. Además, los láseres no producen los ruidos ni vibraciones que están asociados con los taladros dentales. Por estos motivos, la esperanza de muchos en la industria dental ha sido que los láseres puedan reemplazar al taladro y aliviar, al menos hasta cierto punto, la ansiedad y el miedo al tratamiento dental.

A diferencia de los taladros dentales, un láser dental es un dispositivo de corte de extremo, es decir, el material se retira generalmente del extremo de un haz de láser enfocado. Por el contrario, un taladro es un dispositivo de corte lateral, es decir, el material se fresa por el lado de la fresa. La incapacidad general de un dispositivo de láser para cortar lateralmente de manera similar a un taladro puede ser una limitación en el uso del mismo. Por lo tanto, una pieza de mano ágil puede ser útil para hacer que las muchas superficies y ubicaciones dentales sean accesibles para el tratamiento con láser con el fin de hacer práctico el uso de la tecnología láser en odontología. A menudo surgen dificultades para alcanzar las diferentes áreas de tratamiento con solo una punta de pieza de mano o una pieza de mano que no puede hacerse rotar completamente. Durante el tratamiento, también debe administrarse una cantidad requerida de refrigerante a un área objetivo seleccionada para evitar un aumento excesivo en la temperatura de la misma.

La eficacia del láser en el tratamiento puede depender de un número de variables. Por ejemplo, la frecuencia y la anchura de pulso de los pulsos de láser normalmente determinan la potencia promedio del láser; un volumen controlado del flujo de un refrigerante con respecto al área de tratamiento puede impedir el calentamiento excesivo de la cámara pulpar y/o la fusión del esmalte y también puede minimizar pérdidas de potencia por la atenuación de la energía de láser administrada por absorción en el refrigerante. Establecer estas variables a valores adecuados y controlarlas a lo largo de un procedimiento puede ser beneficioso para el tratamiento dental.

Sistemas de tratamiento dental convencionales, tales como taladros neumáticos y eléctricos, a menudo incluyen el uso de un pedal del que un operario puede controlar la velocidad de rotación y/o la potencia de la fresa, permitiendo variar las tasas de retirada de material durante todo el procedimiento sin necesidad de pausar el procedimiento para ajustar la configuración de potencia. En sistemas dentales basados en láser, puede usarse un pedal para accionar el disparo del láser, así como para accionar o detener el flujo del refrigerante. Una potencia de láser deseada normalmente se establece primero por el operario, y luego el láser puede dispararse presionando el pedal o apagarse soltando el pedal. Si va a cambiarse algún parámetro del tratamiento, el procedimiento se suspende normalmente, el operario puede ajustar uno o más parámetros del sistema, y luego puede reanudar el procedimiento. Una tasa de pulsos del láser es un parámetro que puede controlarse para controlar la cantidad de energía de láser administrada al área de tratamiento. Controlar solo la tasa de pulsos, sin embargo, no es eficaz en muchos procedimientos de tratamiento.

Diversos sistemas de tratamiento dental basados en láser usados actualmente tienen varias desventajas adicionales. Por ejemplo, estos sistemas requieren generalmente una pieza de mano dedicada, y no soportan el uso de piezas de mano intercambiables. Diversas piezas de mano usadas comúnmente no administran simultáneamente ni pulsos de láser ni refrigerante. Además, las piezas de mano normalmente no son rotatorias, de modo que un operario puede dirigir la energía de láser a cualquier ubicación seleccionada del diente o la encía, sin provocar molestias significativas

a un paciente. Por lo tanto, se necesitan sistemas y métodos de tratamiento basados en láser mejorados.

El documento WO2011109838 (A1) da a conocer sistemas y procesos que se relacionan con tecnologías de intervención oftálmica basadas en láser, y, más específicamente, con técnicas para crear lesiones en un ojo usando un sistema modular que presenta uno o más haces de fibras coherentes configurados para administrar energía de láser al ojo desde un alojamiento independiente en el que se ubica una fuente de láser. La tecnología en cuestión puede utilizarse no solo para separar a un paciente de determinadas partes del hardware, sino también para facilitar la creación de lesiones con patrón usando dispositivos móviles tales como dispositivos de endosonda de láser y LIO.

Sumario

En un aspecto, la presente divulgación proporciona un sistema de tratamiento dental basado en láser tal como se define en la reivindicación 1. En las reivindicaciones dependientes se definen características opcionales. Diversos ejemplos dados a conocer de la presente divulgación están dirigidos a un aparato de láser dental que satisface una o más de las necesidades identificadas anteriormente. Esto se logra, en parte, proporcionando un aparato que tiene una pieza de mano que puede fijarse que puede administrar simultáneamente pulsos de láser y refrigerante a una región de tratamiento. La pieza de mano puede fijarse de manera rotatoria a una cámara principal. Una ranura y un mecanismo de sellado facilitan la administración de los fluidos de un refrigerante, por ejemplo, aire y agua, a medida que se hace rotar la pieza de mano. Por lo tanto, el usuario (por ejemplo, un médico) puede rotar la pieza de mano para dirigir la energía de láser a una ubicación seleccionada en la boca del paciente, sin interrumpir el tratamiento.

La pieza de mano puede incluir un conjunto de circuitos que almacena información acerca de las características de la pieza de mano tal como ángulo de punta, longitud de la pieza de mano, etc. La cámara principal a la que va a fijarse la pieza de mano puede leer la información almacenada y ajustar automáticamente parámetros del sistema de administración de láser, tales como ángulos de espejos, distancia focal de una lente, etc. Esto permite al usuario conmutar piezas de mano según sea necesario, sin tener que reconfigurar manualmente el sistema de administración de láser.

Un pedal opcional del aparato de láser dental puede variar las características de la secuencia de pulsos de láser, tal como la tasa de pulsos, la anchura de pulso, la energía por pulso, etc. A medida que cambia un parámetro de secuencia de pulsos en respuesta al movimiento del pedal, los galvanómetros en un sistema óptico en la cámara principal pueden ajustarse según los parámetros de secuencia de pulsos seleccionados. Esto permite al usuario controlar con precisión el procedimiento de corte, ajustando la administración de energía de láser según sea necesario.

Por consiguiente, en un ejemplo, un aparato para dirigir un haz de láser a un área de tratamiento dental incluye una cámara principal y una pieza de mano que puede fijarse a la cámara principal. La cámara principal incluye un subsistema óptico y un subsistema de suministro de fluido primario. El sistema óptico está adaptado para dirigir un haz de láser a un área de tratamiento dental, y el subsistema de suministro de fluido primario está adaptado para dirigir fluido al área de tratamiento. La pieza de mano incluye un subsistema óptico coincidente y un subsistema de suministro de fluido secundario coincidente, de manera que, tras fijar la pieza de mano a la cámara principal, el subsistema de suministro de fluido secundario forma una comunicación de fluido con el subsistema de suministro de fluido primario, para proporcionar un refrigerante al área de tratamiento dental simultáneamente con el haz de láser. El subsistema óptico coincidente se alinea con el subsistema óptico para proporcionar el haz de láser al área de tratamiento dental.

En algunas realizaciones, la pieza de mano puede fijarse de manera rotatoria a la cámara principal. El subsistema de suministro de fluido primario y el subsistema de fluido secundario incluyen un conjunto de ranura anular y un orificio radial correspondiente de tal manera que se mantiene una comunicación de fluido cuando la pieza de mano se hace rotar con respecto a la cámara principal.

El subsistema de suministro de fluido primario puede incluir un canal de agua primario y un canal de aire primario. El subsistema de suministro de fluido secundario puede incluir un canal de agua secundario correspondiente y un canal de aire secundario correspondiente y, correspondientemente, el conjunto de ranuras puede incluir ranuras anulares primera y segunda de manera que los canales de agua primario y secundario formen una comunicación de fluido a través de la primera ranura y los canales de aire primario y secundario formen una comunicación de fluido a través de la segunda ranura. El aparato también puede incluir un mecanismo de sellado asociado con los subsistemas de suministro de fluido primario y secundario. El mecanismo de sellado puede incluir al menos una junta tórica.

En otro ejemplo, un aparato para dirigir un haz de láser a un área de tratamiento dental incluye una cámara principal que incluye un subsistema óptico. El aparato también incluye una pieza de mano que puede fijarse a la cámara principal. La pieza de mano incluye un conjunto de circuitos que puede almacenar información relacionada con una característica de la pieza de mano. La característica puede ser una punta en un ángulo determinado, por ejemplo, una punta de aproximadamente 90 grados, un contraángulo, una punta de 105 grados, etc. En algunas realizaciones, la información codificada en el conjunto de circuitos incluye una o más de una longitud de la pieza de mano, un diámetro de la pieza de mano, un ángulo de la punta, y una distancia de separación de la punta desde el área de tratamiento dental.

En diversas realizaciones, la pieza de mano puede fijarse de manera rotatoria a la cámara principal. El aparato puede incluir un mecanismo para impedir que la pieza de mano rote. El aparato también puede incluir una interfaz para establecer una comunicación eléctrica entre el conjunto de circuitos en la pieza de mano y un procesador, para extraer mediante el procesador la información codificada. Alternativamente, el aparato puede incluir un anillo colector para establecer una comunicación eléctrica entre el conjunto de circuitos en la pieza de mano y un procesador, para extraer mediante el procesador la información codificada. En algunas realizaciones, el aparato puede incluir un transpondedor RFID para establecer comunicación entre el conjunto de circuitos en la pieza de mano y un procesador, para extraer mediante el procesador la información codificada.

En otro ejemplo, un accesorio de alineación que puede fijarse a una pieza de mano usada para dirigir un haz de láser a un área de tratamiento dental incluye un componente objetivo y un aplique separador que puede fijarse a una punta de la pieza de mano. El aplique separador puede disponer el componente objetivo sustancialmente en un punto focal de un haz de láser que sale de la punta. El componente objetivo puede incluir un disco de plástico.

En otro ejemplo, un pedal para controlar un sistema de tratamiento dental basado en láser incluye una superficie superior adaptada para el contacto con el pie de un usuario para controlar la potencia de un haz de láser usado para el tratamiento dental. El pedal puede adaptarse para ajustar una tasa de repetición de pulsos de láser y/o energía de láser por pulso. Alternativamente o además, el pedal puede adaptarse para ajustar una tasa de galvanómetro.

En otro ejemplo, se da a conocer un método para dirigir un haz de láser a un área de tratamiento dental usando un sistema de tratamiento basado en láser que tiene una cámara principal y una pieza de mano retirable que tiene una punta. El método incluye recuperar información relacionada con la punta de los conjuntos de circuitos ubicados dentro de la pieza de mano después de que la pieza de mano se fije a la cámara principal. El método también incluye ajustar una posición de un espejo de un subsistema óptico primario dentro de la cámara principal basándose en, al menos en parte, la información recuperada, de manera que un haz de láser que pasa a través del subsistema óptico primario y un subsistema óptico secundario dentro de la punta se dirige a un punto seleccionado de un área de tratamiento dental.

En otro ejemplo, un método para dirigir un haz de láser a un área de tratamiento dental usando un sistema de tratamiento basado en láser incluye administrar, a través de un espejo móvil, una serie de ráfagas de pulsos de láser. Cada ráfaga puede incluir un intervalo de ENCENDIDO seguido de un intervalo de APAGADO. Los pulsos de láser pueden dirigirse al área de tratamiento dental durante el intervalo de ENCENDIDO y sustancialmente no pueden dirigirse pulsos de láser al área de tratamiento dental durante el intervalo de APAGADO. El método también incluye ajustar una posición del espejo para dirigir los pulsos de láser: (i) a una primera ubicación dentro del área de tratamiento durante una primera ráfaga de la serie de ráfagas, y (ii) a una segunda ubicación dentro del área de tratamiento durante una segunda ráfaga de la serie de ráfagas.

El método puede incluir además seleccionar una o más de una duración del intervalo de ENCENDIDO, una duración del intervalo de APAGADO, y una duración de la ráfaga usando un pedal. En algunas realizaciones, el método incluye configurar un pedal para seleccionar una duración de uno o más del intervalo de ENCENDIDO, el intervalo de APAGADO, y la ráfaga.

En otro ejemplo, un método para dirigir un haz de láser a un área de tratamiento dental usando un sistema de tratamiento basado en láser incluye administrar una serie de ráfagas de pulsos de haz de láser. El haz de láser puede incluir una longitud de onda en un intervalo de aproximadamente 9 μm hasta aproximadamente 11,5 μm. Cada ráfaga puede incluir un intervalo de ENCENDIDO seguido de un intervalo de APAGADO, y los pulsos de láser pueden dirigirse al área de tratamiento dental durante el intervalo de ENCENDIDO y sustancialmente no pueden dirigirse pulsos de láser al área de tratamiento dental durante el intervalo de APAGADO.

En algunas realizaciones, el método incluye además ajustar una posición de un espejo móvil para dirigir los pulsos de láser: (i) a una primera ubicación dentro del área de tratamiento durante una primera ráfaga de la serie de ráfagas, y (ii) a una segunda ubicación dentro del área de tratamiento durante una segunda ráfaga de la serie de ráfagas. En algunas realizaciones, el método incluye generar el haz de láser usando una presión media, es decir, aproximadamente de 260 a 600 torr, láser de CO_2.

Según otro ejemplo, un aparato para dirigir un haz de láser a un área de tratamiento dental incluye un alojamiento que forma una cámara principal. El aparato incluye un subsistema óptico principal y un subsistema de suministro de fluido primario, adaptados para dirigir un haz de láser y fluido a un área de tratamiento dental. Una pieza de mano retirable puede fijarse a la cámara principal, incluyendo la pieza de mano un subsistema óptico coincidente y un subsistema de suministro de fluido secundario coincidente. La pieza de mano puede hacerse rotar alrededor de un eje óptico dentro de la pieza de mano. Un elemento de bloqueo mantiene una orientación angular seleccionable de la pieza de mano con respecto a la cámara principal cuando se engancha y permite que la pieza de mano rote alrededor del eje óptico de la misma, cuando se desengancha. En diversas realizaciones, el elemento de bloqueo tiene forma de abrazadera.

Cuando la pieza de mano se fija a la cámara principal, el subsistema de suministro de fluido secundario forma una comunicación de fluido con el subsistema de suministro de fluido primario, para proporcionar un refrigerante al área de tratamiento dental simultáneamente con el haz de láser. En algunas realizaciones, el subsistema de suministro de

fluido primario y el subsistema de fluido secundario incluyen un conjunto de ranura anular y un orificio radial correspondiente, de manera que la comunicación de fluido se mantiene cuando la pieza de mano se hace rotar con relación a la cámara principal. El aparato incluye opcionalmente un mecanismo de sellado asociado con los subsistemas de suministro de fluido primario y secundario, por ejemplo, al menos una junta tórica.

Según otro ejemplo de la presente divulgación, determinadas realizaciones están definidas por un aparato para dirigir un haz de láser a un área de tratamiento dental, incluyendo el aparato un alojamiento que forma una cámara principal para un subsistema óptico principal y un subsistema de suministro de fluido primario, estando el aparato adaptado para dirigir un haz de láser y fluido a un área de tratamiento dental. Una pieza de mano puede fijarse a la cámara principal, incluyendo la pieza de mano un subsistema óptico coincidente y un subsistema de suministro de fluido secundario coincidente. La pieza de mano puede hacerse rotar alrededor de un eje óptico dentro de la pieza de mano. Un elemento de bloqueo mantiene una orientación angular seleccionable de la pieza de mano con respecto a la cámara principal cuando se engancha y permite que la pieza de mano rote alrededor del eje óptico de la misma, cuando se desengancha. Se proporciona un sensor de medición angular, para medir una orientación angular seleccionada de la pieza de mano con respecto a la cámara principal. Un controlador está adaptado para ajustar el subsistema óptico principal basado, al menos en parte, en la orientación angular seleccionada, para alinear el subsistema óptico principal con el subsistema óptico coincidente.

En determinadas realizaciones, el controlador está adaptado para ajustar el subsistema óptico principal de manera que, tras engancharse al elemento de bloqueo, un eje óptico principal del haz de láser, dentro de la cámara principal, es sustancialmente colineal con el eje óptico de la pieza de mano. Según diversas realizaciones, el subsistema óptico principal incluye al menos un espejo ajustable por un motor y el controlador está adaptado para controlar el motor para ajustar una posición inicial del al menos un espejo. Alternativa o adicionalmente, el controlador incluye al menos uno de una calculadora basada en función, especificando la función un ajuste al subsistema óptico principal según la orientación angular seleccionada, y una tabla de consulta que especifica un ajuste al subsistema óptico principal según la orientación angular seleccionada.

El alcance de la presente invención se define por la reivindicación 1 adjunta. Se definen realizaciones preferidas por las reivindicaciones dependientes adjuntas.

Breve descripción de los dibujos

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

la figura 1A representa diversos componentes de una realización de un sistema de láser dental;

la figura 1B representa esquemáticamente diversos componentes de una realización de un sistema de láser dental;

la figura 2A representa una sección transversal de una pieza de mano que tiene una punta en ángulo recto y una cámara principal, según una realización;

la figura 2B representa una sección transversal de una pieza de mano que tiene una punta en contraángulo, según una realización;

la figura 3A representa una sección transversal de una pieza de mano que tiene una punta en ángulo recto y una cámara principal, según otra realización;

las figuras 3B y 3C ilustran el acoplamiento de la pieza de mano y la cámara principal representadas en la figura 3A;

la figura 3D representa una sección transversal de una pieza de mano que tiene una punta en contraángulo, según una realización;

la figura 3E representa una sección transversal de una pieza de mano que incluye una boquilla para un chorro de vapor a través de una óptica de giro;

la figura 4 representa una sección transversal de una pieza de mano que incluye una guía de ondas, según una realización;

la figura 5A ilustra esquemáticamente la alineación de una pieza de mano y la cámara principal, según una realización;

las figuras 5B-5D ilustran esquemáticamente diversas realizaciones de conjuntos de circuitos para la alineación de una pieza de mano y la cámara principal;

las figuras 6A-6C representan componentes para las pruebas de la alineación, según diversas realizaciones;

las figuras 7A y 7B representan secciones transversales de una pieza de mano y una cámara principal, según una realización;

la figura 7C representan componentes expuestos de la pieza de mano y la cámara principal representadas en las figuras 7A y 7B;

las figuras 8A y 8B representan diversas orientaciones a modo de ejemplo de la pieza de mano y la cámara principal representadas en las figuras 7A y 7B;

la figura 8C representa la pieza de mano y la cámara principal representadas en las figuras 7A y 7B, acopladas a un brazo de articulación, según una realización;

la figura 9A representa componentes de un pedal, según una realización;

la figura 9B ilustra esquemáticamente el control de un láser pulsado usando un pedal, según una realización;

las figuras 10A y 10B ilustran esquemáticamente dos patrones de pulsos según dos realizaciones; y

las figuras 10C-10E ilustran esquemáticamente movimientos de un haz de láser y la administración de energía correspondiente a un área de tratamiento, según diversas realizaciones.

Descripción detallada

Sistema de tratamiento dental basado en láser

Con referencia a la figura 1A, en un aparato de tratamiento con láser a modo de ejemplo 100, un haz de láser desde una fuente de láser se dirige a una lanzadera de brazo de articulación 1. El haz se dirige adicionalmente al interior de un brazo de articulación 2, y sale del mismo a través de un extremo opuesto de la lanzadera 1. Un sistema de láser dental 3 incluye una pieza de mano intercambiable 5. Un pedal 7 puede controlar el sistema de láser dental 3. Debe entenderse que el pedal 7 es solo ilustrativo y que el control de uno o más parámetros de un sistema de láser dental, tal como se describe a continuación, puede lograrse usando cualquier conmutador adecuado tal como un ratón, un teclado, una palanca de control, un panel de pantalla táctil, un conmutador deslizante, etc.

Con referencia a la figura 1B, la presión aplicada al pedal 7 puede variarse, por ejemplo, para controlar un ordenador 80, que a su vez puede controlar un controlador de láser 82, para controlar el funcionamiento de una fuente de láser 84. Usando el pedal 7 (o cualquier conmutador, en general), la fuente de láser 84 puede encenderse/apagarse, y/u otros parámetros de sistema pueden controlarse, tales como la pulsación del haz de láser, la intensidad del mismo, la tasa de flujo y/o la presión de un refrigerante, etc.. El haz de láser generalmente pasa a través de un sistema óptico 87 dentro de un brazo de articulación 86 a una cámara principal. A través de otro sistema óptico dentro de la cámara principal, el haz de láser se dirige a una punta de una pieza de mano 5. Un refrigerante desde una fuente de refrigerante 88 puede suministrarse usando una bomba de refrigerante controlada por ordenador 90 a la pieza de mano 5 a través del brazo de articulación 86. El aire presurizado desde una fuente de aire 92 también puede suministrarse usando una válvula controlada por ordenador 94 a la pieza de mano a través del brazo de articulación 86. El aire presurizado puede usarse en combinación con el refrigerante para generar una nebulización de enfriamiento y/o puede usarse para proteger diversos componentes ubicados en la pieza de mano 5.

Piezas de mano que pueden rotar libremente

Con referencia a la figura 2A, una pieza de mano 205a incluye una óptica de giro de aproximadamente 90° 201 que puede redirigir el haz de láser desde un eje 204a hasta otro eje 204b. Los conductos de agua y/o aire 202 pasan a través de la pieza de mano 205a y salen a través de una pieza de inserción de corte 219. La nebulización de aire y agua puede fluir fuera de la pieza de inserción de corte 219 a través de las aberturas de nebulización 220. La pieza de inserción de corte 219 está montada dentro de una punta de aproximadamente 90° 221 que puede unirse a la pieza de mano 205a.

Un haz de láser normalmente entra en una cámara/alojamiento principal 203 a través de una abertura superior de la misma y pasa a través de una óptica de enfoque 211. Luego, el haz de láser se refleja en los dos espejos 213a, 213b, controlados a través de galvanómetros/servomecanismos 212a, 212b correspondientes, y se propaga sustancialmente a lo largo del eje óptico 204a. Luego, el haz de láser se refleja en el espejo de giro de aproximadamente 90° 201, y se dirige sustancialmente a lo largo del eje 204b.

Luz de iluminación producida por unos diodos 215 dispuestos en una placa de iluminación 214 pasa a través de un embudo de luz 216 hacia el espejo de giro de aproximadamente 90° 201. Un tambor rotatorio 206 de la pieza de mano

205a tiene tres ranuras 224. Cada ranura se alimenta a través de un conducto correspondiente 222; dos conductos de aire y un conducto de agua. Las ranuras 224 están selladas con cuatro juntas tóricas 217. El tambor rotatorio 206 se mantiene sustancialmente en su lugar usando cojinetes 218, pero los cojinetes permiten que el tambor y, por lo tanto, la pieza de mano 205a rote libremente alrededor del eje óptico 204a. Por lo tanto, un operario puede orientar convenientemente la punta en la pieza de mano para dirigir el haz de láser a un área de tratamiento seleccionada. Un alojamiento de plástico 210 cubre sustancialmente todo el conjunto para el sellado contra el polvo. Una manilla 208 (también llamada anillo de bloqueo) que interactúa con una rampa 209 permite que la pieza de mano 205 se retire y se cambie fácilmente mientras que se mantiene sustancialmente una alineación óptica, es decir, el haz de láser reflejado por los espejos 213a, 213b en su posición de reposo se dirige sustancialmente a lo largo del eje óptico 204a.

La pieza de mano intercambiable 205a se une usando un anillo de bloqueo 208 a un tambor rotatorio 206 que se une a la cámara principal 203 que proporciona el haz de láser desde la fuente hasta la pieza de mano 205a. El tambor rotatorio 206 puede mantenerse estacionario para permitir la rotación del anillo de bloqueo 208 con respecto al tambor 206. Esto puede lograrse usando un émbolo que entra en una abertura axial en el tambor 206 cuando se presiona para impedir la rotación del tambor 206 o usando un elemento de agarre circunferencial que un operario puede sostener para impedir sustancialmente que el tambor 205 rote. Una vez que el anillo de bloqueo 208 se bloquea y, por lo tanto, une la pieza de mano 205a a la cámara principal 203, el émbolo puede liberarse, permitiendo que el tambor y la pieza de mano 205a roten libremente dentro de un alojamiento usando los cojinetes 218.

El conjunto de las ranuras 224 alrededor de la circunferencia del tambor 206, aberturas axiales en el tambor, aberturas radiales en la superficie de la cámara principal sobre las ranuras, y las juntas tóricas 217 crean una comunicación de fluido entre los conductos de alimentación 222 y los conductos de aire y agua correspondientes 202 incluso cuando la pieza de mano 205a rota libremente alrededor del eje óptico 204a. Esto permite la administración de fluidos desde la cámara principal hasta la punta 221 de la pieza de mano 205a

Cuando los fluidos (por ejemplo, fluidos refrigerantes tales como aire y agua) alcanzan la punta de pieza de mano 221, estos fluidos pueden mezclarse juntos en un canal de mezcla y luego pueden descargarse a través de una abertura 220 de una forma y tamaño seleccionados para crear una nebulización de enfriamiento. La nebulización de enfriamiento puede dirigirse al área de tratamiento para enfriar e impedir que el diente se caliente a una temperatura insegura. La dirección de las aberturas de nebulización puede seleccionarse para enfocar la nebulización en o cerca del centro del área que está tratándose por el láser. Una nebulización que no se enfoca en o cerca del área de tratamiento con láser o que es insuficiente, puede provocar la fusión del esmalte dental, que puede interferir significativamente con el tratamiento del tejido duro. El conjunto de junta tórica y ranura permite las comunicaciones de fluido y la administración de fluidos a la punta de la pieza de mano, para permitir la creación y la administración de una nebulización de enfriamiento adecuada.

También puede proporcionarse un flujo de aire independiente a la punta de una pieza de mano de manera similar a los fluidos de nebulización para crear un chorro de aire. El chorro de aire puede formarse a través del haz de láser y puede salir a través de una salida ampliada 219 para proporcionar una barrera de cuchilla de aire de flujo laminar. Alternativamente o además, el chorro de aire puede formarse sobre el espejo de giro 201 creando una envoltura de aire sobre el mismo con el fin de redirigir cualquier residuo lejos del espejo de giro.

El chorro de aire puede minimizar o eliminar cualquier residuo tal como salpicaduras de refrigerante desde la superficie de tratamiento o material sometido a ablación desde el área de tratamiento que puede entrar en la punta 221 a través de la abertura de la misma. Tales residuos pueden contaminar el espejo de giro 201 usado para dirigir el haz de láser enfocado al área de tratamiento, y, por lo tanto, afectan al tratamiento de una manera no deseable.

Con referencia a la figura 2B, otra pieza de mano intercambiable 205b tiene un ángulo de punta de aproximadamente 105°. Esta pieza de mano en contraángulo normalmente permite el tratamiento de áreas dentales en un ángulo distinto de aproximadamente 90°. Los conductos de aire y agua 202 alimentan fluidos al interior de la punta de pieza de mano 221, para formar una nebulización que va a dirigirse a un área de tratamiento a través de las aberturas de nebulización 220. La punta en contraángulo 221 se encuentra en un ángulo de aproximadamente 105° con respecto al eje óptico 204b, y el espejo de giro en contraángulo 207 se encuentra en un ángulo de aproximadamente 7,5° con respecto a un espejo de giro de una punta de pieza de mano en ángulo recto. Por ejemplo, un espejo de giro de punta en ángulo recto puede estar dispuesto en un ángulo de aproximadamente 45° con respecto al eje óptico de la pieza de mano, mientras que un espejo de giro de punta en contraángulo puede estar dispuesto en un ángulo de aproximadamente 52,5° con respecto al eje óptico. La pieza de mano 205b también incluye una ventana de aire 219 a través de la cual puede salir un chorro de aire a través de una abertura de la punta 221. El mismo sistema de comunicación de fluido en la cámara principal 230 que puede usarse con la pieza de mano 205a también puede usarse con esta pieza de mano retirable 205b. El ángulo de la punta de pieza de mano puede codificarse en un chip de reconocimiento asociado y puede leerse por el ordenador interno, permitiendo los ajustes necesarios en el sistema óptico y/o patrones de exploración de haz sin una intervención de usuario significativa.

Con referencia a la figura 3A, una punta de pieza de mano en ángulo recto (de aproximadamente 90°) 9 está unida a una pieza de mano intercambiable 5. El sistema de láser dental 3 incluye una cámara principal 10 a través de la cual se dirige el láser después de salir del brazo de articulación. La pieza de mano 5 se conecta a la cámara principal 10

usando un acoplamiento 11. La pieza de mano 5 y la cámara principal 10 incluyen ambas un primer eje óptico 13. El acoplamiento 11 permite la unión de la pieza de mano 5 a la cámara principal 10 de manera que el eje 13 de la pieza de mano y el eje 13 dentro de la cámara principal 10 son sustancialmente colineales, alineando de ese modo la pieza de mano intercambiable 5 con la cámara principal 10. Esto generalmente permite que el haz de láser se dirija a través de la pieza de mano hacia una región objetivo especificada.

El haz de láser se dirige a través de la cámara principal 10 hacia la pieza de mano intercambiable 5 usando uno o más espejos ajustables 23. Los galvanómetros 25 (servomecanismos, en general) están unidos a los espejos 23 para permitir el movimiento angular de los espejos y la guía de haz controlada electrónicamente. El haz de láser puede tener una longitud de onda en un intervalo de aproximadamente 9 μm a aproximadamente 11,5 μm, y puede obtenerse usando una fuente de láser de presión media. El haz puede generarse usando un láser de CO_2.

Uno o más orificios de fluido primarios 19 ubicados dentro de un colector primario 21 en la cámara principal 10 están en comunicación de fluido con una o más fuentes de fluido (no mostradas). Fluidos tales como un refrigerante líquido y aire pueden fluir desde sus respectivas fuentes hasta los respectivos orificios de fluido primario 19. El acoplamiento 11 incluye uno o más orificios de fluido secundarios 15, cada uno de los cuales está en comunicación de fluido con al menos uno de los tubos secundarios 17 (mostrados parcialmente) en la pieza de mano intercambiable 5, permitiendo de ese modo la comunicación de fluido desde una o más fuentes de fluido primarias hasta la punta de pieza de mano 9. Por ejemplo, en una realización, el refrigerante y el aire se administran a una boquilla de nebulización 39 que incluye una cámara de mezcla 40 donde los fluidos se combinan y se expulsan formando una nebulización atomizada de pulverización de refrigerante.

Con este fin, una o más ranuras anulares 27 están formadas en la cámara principal 10. Las ranuras son generalmente concéntricas con respecto a un primer eje óptico 13 y están contenidas por uno o más sellos 29. Puede proporcionarse el sellado, por ejemplo, mediante dos juntas tóricas 29 en dos lados de una ranura, tal como la ranura 27. En una realización, las ranuras 27 están formadas en la superficie superior del colector primario 21 de la cámara principal 10. Un colector secundario 31 puede rotar sobre las ranuras 27. El colector secundario 31 contiene aberturas perforadas transversalmente 20. Cada abertura 20 está acoplada a una salida correspondiente 18, y también está asociada con una de las ranuras 27. Esto permite la comunicación de fluido entre las ranuras 27 y las salidas fluídicas secundarias correspondientes 18.

Las salidas de fluido secundarias 18 están acopladas a los orificios fluídicos secundarios correspondientes 15 en el acoplamiento de pieza de mano 11. A medida que la pieza de mano 5 se hace rotar alrededor del eje óptico 13, el colector secundario 31 también puede rotar sobre el colector primario 21. La salida de fluido secundaria 18 puede mantener una comunicación de fluido con la ranura 27 a través de la abertura 20 durante la rotación. Por lo tanto, puede mantenerse una comunicación de fluido entre los orificios primarios 19, las salidas secundarias correspondientes 18, los orificios secundarios correspondientes 15, y los tubos secundarios correspondientes 17, a medida que la pieza de mano se hace rotar alrededor del eje 13.

Con referencia a la figura 3B, un primer orificio de fluido primario 19a está en comunicación de fluido con una primera ranura anular 27a ubicada lo más lejos a la derecha en la cámara principal 30. La primera ranura anular 27a también está en comunicación de fluido con un primer orificio de fluido secundario 15a en el acoplamiento de pieza de mano intercambiable 11, a través de una abertura 20a y una salida 18a, tal como se describió anteriormente. El orificio de fluido secundario 15a puede observarse en una orientación rotacional de la pieza de mano 5 con respecto al eje óptico 13, tal como se observa en la sección transversal AA. Esta disposición permite la comunicación de fluido sellada entre el primer orificio de fluido primario 19a y un primer orificio de fluido secundario correspondiente 15a a través de la rotación completa de la pieza de mano acoplada 5 alrededor del eje óptico 13.

Con referencia a la figura 3C, un segundo orificio de fluido primario 19b está en comunicación de fluido con una segunda ranura anular 27b, ubicada cerca del extremo izquierdo lejano de la cámara principal 30. La segunda ranura anular 27b está en comunicación de fluido con un segundo orificio de fluido secundario 15b, que puede verse en una orientación rotacional diferente de la pieza de mano 5 con respecto al eje óptico 13, tal como se representa en la sección transversal BB. El segundo orificio de fluido primario 19b y el segundo orificio de fluido secundario 15b pueden mantener una comunicación de fluido sellada a través de una abertura 20b y una salida 18b a través de una rotación completa a través de la segunda ranura anular 27b que discurre completamente alrededor de la circunferencia del colector primario 21.

Haciendo referencia nuevamente a la figura 3A, la rotación de la pieza de mano 5 y el acoplamiento 11 se facilita mediante cojinetes 33. La pieza de mano intercambiable 5 coincide con el acoplamiento 11 y está fijada de manera rotatoria a la cámara principal 10. En una realización, la pieza de mano intercambiable 5 está fijada al acoplamiento a través de un elemento de bloqueo en bayoneta 36. La rotación de la pieza de mano 5 puede impedirse usando un elemento de agarre 38. En una realización de la pieza de mano intercambiable 5, un espejo de giro 35 dirige el haz de láser incidente desde el primer eje óptico 13 hasta el área de tratamiento a lo largo de un segundo eje óptico 37. En la realización representada en la figura 3A el ángulo entre el primer y el segundo eje óptico es de aproximadamente 90°. En otra realización representada en la figura 3D este ángulo es de aproximadamente 105°. Con referencia a la figura 3D, una punta de pieza de mano en contraángulo 41 produce el ángulo de aproximadamente 105° entre los ejes

ópticos 13, 37. Estos dos ángulos (es decir, aproximadamente 90° y aproximadamente 105°) son solo ilustrativos. Pueden usarse ángulos de punta de pieza de mano dentro del intervalo de 75° a 125°.

Aire paralelo a la óptica de giro

Con referencia a la figura 3E, dentro de la pieza de mano intercambiable 5, un espejo de giro 35 dirige el haz de láser incidente desde el eje óptico 13 hasta el área de tratamiento a lo largo de un segundo eje óptico 37. Durante la operación dental, pueden entrar refrigerante y/o los residuos a través de una abertura en la punta alrededor del eje 37, y pueden asentarse en la superficie reflectante del espejo 35, afectando de ese modo a la reflectividad del espejo. Para impedir o al menos mitigar tal contaminación, puede formarse un flujo de fluido (normalmente aire comprimido) que sea sustancialmente paralelo a y sobre el espejo de giro 35 usando una boquilla 67 para proporcionar una barrera protectora sobre el espejo de giro 35. Una presión de aire típica suministrada por la boquilla 67 es de aproximadamente 40 psi. En general, la presión de aire puede variar desde aproximadamente 10 psi hasta aproximadamente 100 psi. El chorro o flujo de fluido puede impedir que grandes partículas de material sometido a ablación se fundan con el espejo de giro 35.

En algunas realizaciones, una pieza de mano puede incluir una fibra o guía de ondas hueca recta. Con referencia a la figura 4, una guía de ondas hueca 43 está fijada a un buje roscado 45 y los dos están roscados en un receptor 47 en una pieza de mano intercambiable 5 de modo que la guía de ondas hueca 43 es sustancialmente concéntrica con el eje óptico primario 13. La guía de ondas hueca 43 y el buje roscado 45 pueden reemplazarse entre tratamientos. La guía de ondas hueca 43 también puede doblarse para administrar energía de láser a áreas o regiones que no pueden tratarse convenientemente usando una pieza de mano no flexible o usando una fresa convencional.

Alineación de piezas de mano

Las piezas de mano intercambiables pueden contener un chip codificado que contiene información específica con respecto a la pieza de mano intercambiable individual. Cuando la pieza de mano se une a la cámara principal, una conexión eléctrica entre el chip y un ordenador interno en el sistema de láser dental puede permitir que el ordenador lea el material codificado ubicado en el chip. El sistema dental puede configurarse de manera que pueda hacerse funcionar solo si el ordenador del sistema reconoce la pieza de mano unida recuperando información codificada en un chip en la misma. Un chip en una pieza de mano puede incluir determinadas características de definición de la pieza de mano, incluyendo la longitud de la pieza de mano, la ubicación del eje central de la misma, un procedimiento por defecto asociado con la pieza de mano, la presión de fluido y los requisitos de flujo, los límites de potencia de láser, y área explorable disponible. Al usar esta información, pueden identificarse las capacidades de una pieza de mano intercambiable unida, y pueden establecerse valores predeterminados del sistema.

Cuando una pieza de mano se reemplaza por otra, pueden producirse pequeñas diferencias en la alineación entre piezas de mano intercambiables individuales. Esto puede dar como resultado una variación en la ubicación del centro del espejo de giro 35 dentro de una pieza de mano o el centro de la guía de ondas hueca 43, de una pieza de mano intercambiable a otra. En otras palabras, un eje óptico dentro de una pieza de mano puede no ser sustancialmente colineal con el eje óptico correspondiente en la cámara principal 30. Por consiguiente, cuando una pieza de mano se reemplaza por otra, el haz de láser puede no dirigirse a una región objetivo. Tal desalineación puede eliminarse o al menos minimizarse mediante el reconocimiento de cada pieza de mano a medida que se une a la cámara principal y, usando información sobre la pieza de mano unida, ajustando el sistema óptico en la cámara principal de manera que los ejes ópticos dentro de la cámara principal y la pieza de mano unida sean sustancialmente colineales.

Con este fin, tal como se representa en la figura 5, diferentes tipos de piezas de mano (por ejemplo, que tiene un ángulo de punta de aproximadamente 90°, que tiene una punta en contraángulo, una fibra o guía de ondas hueca, etc.) puede reconocerse por el sistema de láser usando una placa de reconocimiento de único cable 49 unida a cada pieza de mano intercambiable 5. La placa de reconocimiento de único cable 49 puede estar puesta a tierra con respecto al armazón del sistema de láser y puede requerir solo una única conexión eléctrica a la placa para formar el circuito eléctrico necesario que puede reconocer características de la pieza de mano 5. La única conexión puede permitir la rotación de la pieza de mano con respecto a la cámara principal.

La ubicación real del espejo de giro o del centro del espejo o la guía de ondas hueca de cada pieza de mano individual puede codificarse en la placa de reconocimiento de único cable 49. Cuando la pieza de mano intercambiable 5 está conectada al sistema de láser 3, la codificación puede leerse mediante el sistema de láser permitiendo que los galvanómetros/servomecanismos redirijan el haz de manera que el primer eje óptico 13 (es decir, el eje óptico dentro de la cámara principal 30) está sustancialmente alineado con el centro de la pieza de mano intercambiable unida 5.

Para ilustrar, puede haber una pequeña desviación *d* en la ubicación del centro del espejo de giro 35 en una pieza de mano y el primer eje óptico 13. La desviación *d* puede codificarse en la placa de reconocimiento de único cable 49 de la pieza de mano intercambiable 5 que tiene esa desviación con respecto a la ubicación del centro del espejo de giro en una pieza de mano de referencia. Cuando la pieza de mano 5 está unida al sistema 3, la desviación *d* puede leerse en el sistema de láser dental 3 y los galvanómetros/servomecanismos 25 reajustan la posición angular inicial de los espejos 23. Esto puede reorientar el primer eje óptico 13, para tener en cuenta la desviación, a un primer eje óptico

ajustado 13d. Este ajuste puede provocar un ajuste adicional del segundo eje óptico 37, a un segundo eje óptico ajustado 37d, que puede dirigirse al área/región objetivo especificada. Otros parámetros que pueden codificarse en la placa de reconocimiento, alternativa o adicionalmente, incluyen: el número de veces que la pieza de mano se ha unido al sistema de láser, y el número de serie de la pieza de mano intercambiable individual.

Tal como se representa en las figuras 5B y 5C, en una realización, la placa 49 incluye un chip codificado 51 y un adaptador de conexión 53. El chip se codifica normalmente con un código de identificación que es único para cada pieza de mano, así como un código que identifica a cuál de los tres tipos (es decir, la punta aproximadamente en ángulo recto, la punta en contraángulo y la guía de ondas hueca) de pieza de mano se une el chip de reconocimiento. Cuando la pieza de mano intercambiable 5 se une al sistema de láser 3, un pasador de resorte 55 puede hacer contacto con un adaptador de contacto 53 en la placa de reconocimiento 49 proporcionando comunicación eléctrica con el chip, permitiendo que un ordenador de sistema lea el código contenido en el chip codificado 51.

La comunicación de los datos codificados puede facilitarse usando un cable eléctricamente conductor 57 que está en comunicación eléctrica con un anillo deslizante para permitir la continuidad eléctrica entre los elementos rotatorios y estacionarios del sistema de láser 3. El anillo deslizante normalmente incluye dos anillos. Un anillo de cepillo 59, que incluye contactos de resorte 60, y un anillo de pista 61, que incluye una pista eléctricamente conductora. La pista eléctricamente conductora en el anillo de pista 61 puede hacer contacto con los contactos de resorte 60 del anillo de cepillo 59 a lo largo de una rotación completa de la pieza de mano 5, permitiendo la comunicación eléctrica de los datos codificados independientemente de la orientación de rotación de la pieza de mano intercambiable 5.

Tal como se representa esquemáticamente en la figura 5D, un receptor de radiofrecuencia (RF) activo 63 permite la comunicación con la placa de reconocimiento 49 sin una conexión eléctrica directa entre la pieza de mano intercambiable 5 y el sistema de láser 3. En esta realización, la placa de reconocimiento 49 incluye una etiqueta de RFID pasiva. El receptor de RF activo 63 está conectado al sistema de láser 3 directamente con un cable de comunicaciones 65.

Con referencia a las figuras 6A y 6B, la alineación del haz de láser que emerge de la punta de una pieza de mano puede someterse a prueba usando un disco de alineación 73. El disco de alineación 73 está unido al extremo de la punta de pieza de mano de aproximadamente 90° 9. Cuando está unido de este modo, el disco de alineación 73 está diseñado para ser sustancialmente concéntrico alrededor del segundo eje óptico 37. El disco de alineación 73 tiene un objetivo 75 (por ejemplo, un retículo) marcado en la superficie que se orienta hacia la punta de la pieza de mano cuando se une a la misma. El disco de alineación 73 y el objetivo 75 pueden realizarse usando un material que se marca cuando se irradia por un láser de tratamiento y/o marcado. Esto permite al usuario garantizar la alineación del haz de láser enfocado y el sistema de guiado de haz. Por ejemplo, si el haz de láser genera una marca 77, que está alineada con el objetivo 75, es probable que el sistema administre un haz de láser al área de tratamiento dental seleccionada. Si el haz de láser genera la marca 79, sin embargo, puede ser necesario un ajuste al sistema de guiado de haz de manera que el haz de láser se enfocará en o cerca del centro del objetivo 75 en el disco de alineación 73.

Con referencia a la figura 6C, en una realización, un elemento de unión de alineación 63 está fijado al extremo 16 de la pieza de mano. El elemento de unión de alineación puede incluir una trampa de haz 65. La trampa de haz se coloca debajo de la salida de haz 45, y puede absorber la potencia de láser, por ejemplo, evitando cualquier reflejo disperso. Puede usarse una tarjeta de quema de papel térmico 67 para detectar visiblemente la ubicación de un haz de láser infrarrojo. Colocar la tarjeta de quema de papel térmico 67 entre la trampa de haz 65 y la salida de haz 45 permite que el haz se dirija de manera segura hacia la tarjeta de quema de papel térmico para detectar la presencia del haz y el objetivo del mismo. La energía que quema a través de la tarjeta de quema de papel térmico se absorbe de manera segura por la trampa de haz. El elemento de unión de alineación permite al usuario detectar cualquier desalineación de los subsistemas ópticos principales y coincidentes antes del uso clínico.

Por ejemplo, se espera que el haz de láser de tratamiento esté alineado colinealmente con un haz de láser de direccionamiento en el espectro visible, para permitir que el operario dirija el haz de láser de tratamiento a las áreas seleccionadas. Cualquier desalineación entre el haz de láser de direccionamiento y el haz de láser de tratamiento puede dar como resultado la irradiación de tejido no seleccionado para el tratamiento. Este riesgo puede mitigarse fijando el accesorio de alineación, señalando una ubicación del haz de direccionamiento en la superficie de la tarjeta de quema de papel térmico, disparando el láser de tratamiento, y garantizando que la quema resultante en la tarjeta de quema esté sustancialmente en la misma ubicación en la que el haz de láser de tratamiento incidió sobre la tarjeta de quemadura de papel térmico.

En algunos casos, aunque el eje óptico 26 en la cámara principal y el eje óptico coincidente 41 en la pieza de mano sean colineales, y, por lo tanto, estén alineados, cuando la pieza de mano se fija a la cámara principal, puede haber una desalineación entre los dos ejes ópticos 26, 41 cuando la pieza de mano se hace rotar a una posición angular diferente, por ejemplo, para dirigir un haz de láser a un área de tratamiento diferente. Alternativamente, aunque el eje óptico 26 en la cámara principal y el eje óptico coincidente 41 son colineales, y, por lo tanto, están alineados, cuando la pieza de mano se fija a la cámara principal en una posición angular, los dos ejes 26, 41 pueden no estar alineados si la pieza de mano está fijada a la cámara principal en una posición angular diferente.

Específicamente, el eje óptico coincidente 41 en la pieza de mano puede alinearse con respecto a un ángulo pequeño (por ejemplo, de 0,2 grados, 0,5 grados, 1 grado, 3 grados, 5 grados, etc.) con respecto al eje óptico 26 en la cámara principal. Tal desalineación puede producirse, por ejemplo, debido a que una sección transversal de una pieza de mano y/o las juntas tóricas correspondientes pueden no ser perfectamente simétricas alrededor del eje óptico coincidente 41. De manera similar, la sección transversal de la cámara principal y/o las juntas tóricas correspondientes pueden no ser perfectamente simétricas alrededor del eje óptico 26, provocando de ese modo las desalineaciones descritas en el presente documento. Puede usarse un codificador angular en combinación con un controlador para corregir o al menos reducir tales errores de desalineación.

En una realización, la orientación angular de una pieza de mano con respecto a una cámara principal se detecta por un sensor de medición angular cuando la pieza de mano se fija a la cámara principal. El sensor de medición angular puede incluir un sensor óptico que incluye una fuente de luz y un fotodetector, posicionado en la cámara principal y un disco codificado ópticamente posicionado en la pieza de mano. Cuando la pieza de mano se fija a la cámara principal, el disco codificado ópticamente puede leerse por el sensor óptico. El disco codificado ópticamente puede contener un patrón óptico que produce un código único que relaciona la orientación angular del disco con respecto al sensor óptico ubicado en la cámara principal y, por consiguiente, la orientación angular de la pieza de mano con respecto a la cámara principal.

Alternativa o adicionalmente, el sensor de medición angular puede incluir un codificador magnético. El codificador magnético puede incluir una serie de polos magnéticos ubicados en la pieza de mano y un sensor magnético, tal como un sensor magneto-resistivo o de efecto Hall, posicionado en la cámara principal. Normalmente, las posiciones angulares de los polos magnéticos con respecto al sensor magnético se detectan de ese modo cuando la pieza de mano se fija a la cámara principal, para determinar la orientación angular de la pieza de mano con respecto a la cámara principal.

En una realización, el sensor de medición angular incluye un codificador capacitivo. Un codificador capacitivo típico incluye un disco conformado de manera eléctricamente asimétrica conductor que se posiciona en la pieza de mano. Dos electrodos están dispuestos en la cámara principal de tal manera que se hace un contacto entre el disco conformado de manera asimétrica y los dos electrodos cuando la pieza de mano se fija a la cámara principal. Un cambio en la orientación angular de la pieza de mano con respecto a la cámara principal generalmente cambia la orientación del disco conformado de manera asimétrica con respecto a los dos electrodos del codificador capacitivo, dando como resultado un cambio en la capacitancia entre los dos electrodos. Por lo tanto, una medición de la capacitancia entre los dos electrodos puede proporcionar una medida de la orientación angular de la pieza de mano con respecto a la cámara principal.

En algunas realizaciones, el sensor de medición angular incluye un codificador electromecánico. El codificador mecánico incluye un disco de aislamiento que tiene un número de aberturas, y un número de adaptadores eléctricos detrás de tales aberturas. Cada uno de los adaptadores eléctricos está en comunicación eléctrica con un sensor eléctrico correspondiente tal como un conmutador. El disco de aislamiento puede estar ubicado en la cámara principal. El codificador electromecánico también incluye una fila de varios contactos macho de deslizamiento que pueden colocarse en la pieza de mano de manera que los contactos macho de deslizamiento se interconectan con el disco de aislamiento cuando la pieza de mano se fija a la cámara principal. La pieza de mano, cuando se fija en diferentes orientaciones angulares con respecto a la cámara principal, permite que diferentes contactos macho establezcan contactos físicos con diferentes adaptadores eléctricos. La orientación angular de la pieza de mano con respecto a la cámara principal puede entonces determinarse basándose, al menos en parte, en la una o más conexiones eléctricas realizadas por los contactos macho con los adaptadores.

En diversas realizaciones, la orientación angular de la pieza de mano con respecto a la cámara principal, detectada por un sensor, se lee por un controlador. Cada orientación angular puede estar asociada con un error de alineación que representa un ángulo entre el eje óptico en la cámara principal y el eje óptico coincidente. Normalmente, aproximadamente un ángulo de 180 grados entre los dos ejes representa una alineación apropiada, aunque debe entenderse que un ángulo diferente, por ejemplo, de 175 grados, 160 grados, etc., también puede representar una alineación apropiada, dependiendo de la forma de la pieza de mano y la ubicación de la óptica de giro en la misma. Una desviación con respecto al ángulo que representa una alineación adecuada indica el error de alineación que corresponde a una orientación angular detectada de la pieza de mano con respecto al haz. Los errores de alineación correspondientes a diferentes orientaciones angulares de la pieza de mano pueden representarse como una tabla de consulta o como una función matemática de la orientación angular.

En diversas realizaciones, un controlador controla un sistema de guiado de haz, basado al menos en parte en el error de alineación. El sistema de guiado de haz puede incluir galvanómetros que tienen espejos que reflejan el haz de láser. Las posiciones de espejo, que determinan la posición del punto focal del haz de láser, puede ser controlado servomecánicamente por los galvanómetros y el controlador. Si el eje óptico en la cámara principal y el eje óptico coincidente en la pieza de mano están desalineados, tal como se determina a partir de una lectura de codificador angular, la posición inicial de uno o más espejos puede ajustarse por el controlador y los galvanómetros según el error de alineación correspondiente a la lectura de sensor recibida. Como tal, el punto focal del haz de láser puede desplazarse de vuelta sustancialmente a la misma ubicación en la que se produciría el punto focal cuando los dos ejes

están alineados correctamente.

Piezas de mano que no rotan libremente, orientables de manera rotatoria

La pieza de mano descrita anteriormente puede dirigir tanto un haz de láser de tratamiento como un refrigerante a un área de tratamiento. La pieza de mano también puede dirigir un láser de direccionamiento o marcado al área de tratamiento. La pieza de mano puede rotar libremente con respecto a una cámara principal de un sistema de suministro de haz de láser mientras se mantiene una comunicación de fluido entre un subsistema de suministro de fluido en la cámara principal y un subsistema de suministro de fluido coincidente en la pieza de mano. Al usar la pieza de mano que rota libremente, un operario puede dirigir de manera conveniente y precisa el haz de láser a un área de tratamiento sin provocar molestias significativas a la persona que está tratándose.

La capacidad de rotación libre de la pieza de mano puede, sin embargo, dar como resultado una rotación involuntaria accidental de la pieza de mano, provocando que el haz de láser se dirija a un área no seleccionada para el tratamiento. Una rotación de la pieza de mano también puede provocar potencialmente una ligera desalineación de un subsistema óptico en la cámara principal con un subsistema óptico coincidente en la pieza de mano, dando como resultado que el haz de láser se dirija a una ubicación ligeramente diferente a la seleccionada por el operario. Por lo tanto, en el presente documento se describen sistemas y métodos mejorados para abordar uno o ambos de estos problemas menores.

En diversas realizaciones, una pieza de mano puede orientarse en diversas posiciones angulares con respecto a una cámara principal mientras se mantiene una comunicación de fluido entre un subsistema de suministro de fluido en la cámara principal y un subsistema de suministro de fluido coincidente en la pieza de mano. La pieza de mano puede bloquearse en una posición seleccionada, para reducir el riesgo asociado con una rotación involuntaria accidental de la pieza de mano. Los subsistemas ópticos en la pieza de mano y la cámara principal pueden alinearse basándose al menos en parte en la posición angular de la pieza de mano, tal como se determina usando un sensor.

Con referencia a las figuras 7A-7C, una cámara principal 11, que tiene un subsistema óptico principal 13 y un sistema de suministro de fluido primario 15, se fija a una pieza de mano 16. En una realización, el subsistema óptico incluye un brazo de articulación 17 a través del cual un haz de láser sale hacia un primer espejo-galvanómetro 19. El primer espejo-galvanómetro está unido a un árbol de un primer galvanómetro 21. La orientación angular en un primer eje del primer espejo-galvanómetro y, por lo tanto, el ángulo de incidencia del láser sobre el primer espejo-galvanómetro con respecto al primer eje está controlado servomecánicamente por el primer galvanómetro. El primer espejo-galvanómetro está orientado generalmente de modo que el haz una vez reflejado desde el primer espejo-galvanómetro se dirige hacia un segundo espejo-galvanómetro 23, que está unido a un árbol de un segundo galvanómetro 25. La orientación angular en un segundo eje del segundo espejo-galvanómetro y, por lo tanto, el ángulo de incidencia del láser sobre el segundo espejo-galvanómetro con respecto al segundo eje está controlado servomecánicamente por el segundo galvanómetro. El segundo espejo-galvanómetro está orientado generalmente de modo que el haz, una vez reflejado desde el segundo espejo-galvanómetro, se dirige a lo largo de un eje óptico 26, hacia y a través de una primera óptica de enfoque 27 que generalmente está centrada a lo largo del eje óptico 26. La primera óptica de enfoque 27 generalmente tiene una curvatura cóncava. La primera óptica de enfoque 27 desenfoca el haz, aumentando la anchura de haz a medida que el haz se dirige hacia y a través de una segunda óptica de enfoque 29, que también está generalmente centrada alrededor del eje óptico 26. La segunda óptica de enfoque 29 tiene una curvatura generalmente convexa y puede tener un diámetro mayor que la primera óptica de enfoque 27 para permitir el aumento de la anchura de haz. Las curvaturas y ubicaciones de las ópticas de enfoque primera y segunda se seleccionan de manera que el haz se enfoca fuera de la pieza de mano a una distancia seleccionable desde una abertura de la misma.

En una realización, un sistema de suministro de fluido primario 15 incluye un número de tubos que proporcionan comunicación de fluido a fuentes de fluido tales como bombas de aire y refrigerante. Estos tubos pueden estar conectados a varios accesorios 31, y pueden proporcionar comunicación de fluido a un colector de fluido primario 33. El colector de fluido primario puede proporcionar una comunicación de fluido singular a un número correspondiente de orificios radiales 35.

La pieza de mano, 16, que tiene un subsistema óptico coincidente 37, y un sistema de suministro de fluido secundario, 39, se muestra fijada a la cámara principal 11. El subsistema óptico coincidente tiene un eje óptico coincidente 41, e incluye un espejo de giro 43 y una salida de haz 45. Para la administración del haz de láser a una ubicación objetivo deseada, es necesario que el subsistema óptico coincidente se alinee sustancialmente con el subsistema óptico de la cámara principal cuando la pieza de mano se fija a la cámara principal. Una o más juntas tóricas de ubicación 47 y rebordes perpendiculares 49, 51 pueden proporcionar una alineación inicial. Las juntas tóricas de ubicación se comprimen entre una perforación y un árbol de la cámara principal y la pieza de mano que alternativamente son concéntricas con el eje óptico 26 y el eje óptico coincidente 41. Esto puede proporcionar una alineación concéntrica entre el subsistema óptico y el subsistema óptico coincidente en la posición axial de las juntas tóricas de ubicación, es decir, cuando la pieza de mano se fija a la cámara principal, el eje óptico 26 y el eje óptico coincidente 41 son sustancialmente colineales.

Con este fin, cuando se fija la pieza de mano a la cámara principal, se asienta en un reborde 49. El reborde 49 es

perpendicular al eje óptico 26 del subsistema óptico en la cámara principal. Un segundo reborde 51 está ubicado en la pieza de mano y es perpendicular al eje óptico coincidente 41. Cuando se fija, el segundo reborde 51 puede asentarse de manera plana en el primer reborde 49, alineando de ese modo el eje óptico coincidente 41 paralelo a o colineal con el eje óptico 26 del subsistema óptico de la cámara principal.

En una realización, el haz se desplaza centrado alrededor del eje óptico coincidente 41 de la pieza de mano fijada y se refleja en un espejo de giro 43. El espejo de giro generalmente está centrado en el eje óptico coincidente de la pieza de mano y tiene una orientación angular de manera que el haz se refleja a través de la salida de haz 45 hacia un área de tratamiento. En otra realización, no se usa un espejo de giro; en su lugar, la salida de haz generalmente está centrada alrededor del eje óptico coincidente 41.

En diversas realizaciones, un segundo sistema de suministro de fluido coincidente se proporciona en la pieza de mano. El subsistema de suministro de fluido coincidente puede incluir un número de ranuras anulares 49 que están en comunicación de fluido a través de varios orificios radiales 51 con orificios axiales correspondientes 55, y diversos tubos internos 57. Los tubos internos se encaminan a lo largo de la pieza de mano hacia una punta de los mismos. Las ranuras se sellan en ambos lados sellando las juntas tóricas 53.

Cuando la pieza de mano se fija a la cámara principal, las ranuras anulares, que están en comunicación de fluido con el segundo sistema de suministro de fluido coincidente, mantienen una comunicación de fluido con los orificios radiales del sistema de suministro de fluido de la cámara principal independientemente de la orientación angular de la pieza de mano con respecto a la cámara principal.

En una realización, la pieza de mano puede estar unida a la cámara principal en cualquier orientación angular seleccionable al tiempo que se mantiene una comunicación de fluido entre el sistema de suministro de fluido en la cámara principal y el segundo sistema de suministro de fluido coincidente. También puede mantenerse una alineación entre el subsistema óptico y el subsistema óptico coincidente. Las figuras 8A y 8B muestran la pieza de mano fijada a la cámara principal en dos orientaciones angulares diferentes. En una realización, una vez fijada a la cámara principal, la pieza de mano puede hacerse rotar a una orientación angular seleccionada, y bloquearse en esa ubicación usando una tuerca de bloqueo roscada 59.

Con referencia a la figura 8C, la cámara principal 11 puede estar unida al brazo de articulación 17 a través de una junta rotatoria 61. La junta rotatoria puede permitir pequeños cambios en la orientación angular (hasta aproximadamente 1 grado, 2 grados, 5 grados, etc.) de la pieza de mano en relación con la posición inicial de la misma cuando la pieza de mano y la cámara principal están bloqueadas juntas. La junta rotatoria también puede permitir cambios más grandes en la orientación angular, por ejemplo, 30°, 40°, 90°, etc. Esto puede proporcionar al operario un grado de libertad de movimiento de la pieza de mano, de modo que puede orientarse convenientemente para dirigir un haz de láser a una ubicación seleccionada, mientras que se impide sustancialmente cualquier movimiento libre no deseado o no intencionado porque la pieza de mano y la cámara principal están bloqueadas juntas.

Pulsos y control de parámetros

Un pedal variable puede unirse a través de USB al ordenador interno del aparato de láser dental y puede usarse un software para transformar cambios detectados en la depresión de pedal periférica con respecto a cambios correspondientes en variables de proceso. El pedal también puede usarse como una entrada al software del ordenador del aparato de láser dental. Parámetros por defecto tales como caudal de fluido, potencia de láser, velocidad de exploración, *zoom* gráfico, y otras variables disponibles para un operario pueden cambiarse usando el pedal durante el tratamiento. Diversos parámetros del aparato de láser dental pueden controlarse usando un conmutador variable tal como un pedal que proporciona un control variado de la potencia de láser variando parámetros tales como tasa de pulsos, anchura de pulso, velocidad de exploración de láser, velocidad de salto, y el número de pulsos por punto. El conmutador (por ejemplo, un pedal) también puede controlar el flujo de fluido variando la velocidad de bomba y/o la presión de fluido para controlar la administración de la nebulización. En general, cuanto más se presione el pedal, mayor será la potencia de láser administrada, la velocidad de exploración de haz, y/o el volumen del flujo de nebulización. El uso del pedal variable como periferia analógica al sistema operativo y/o software del sistema de láser dental puede proporcionar interacciones rápidas y convenientes con el sistema sin necesidad de detener el procedimiento para cambiar uno o más parámetros del tratamiento con láser.

El pedal variable 7 (un dispositivo de entrada, en general) también puede establecer y controlar parámetros de sistema en un modo fuera de línea, es decir, cuando un tratamiento que usa el sistema de láser no está en curso. La modificación fuera de línea de uno o más parámetros se realiza normalmente antes del tratamiento. Variables de sistema que pueden establecerse fuera de línea incluyen caudal de refrigerante, presión de aire, tamaño de patrón de haz, y ajustes de potencia de láser. El uso del pedal para establecer parámetros de sistema antes del tratamiento permite la inicialización sin manos del sistema de láser dental. Uno o más parámetros establecidos en el modo fuera de línea pueden ajustarse usando el pedal durante el tratamiento. Por ejemplo, el flujo de fluidos a la pieza de mano intercambiable 5 se controla de manera continua o discreta usando el pedal.

En el tratamiento de un diente usando diversas realizaciones del sistema dental de láser, el operario (por ejemplo, un

dentista) normalmente dirige la punta de la pieza de mano a una región del diente y activa el láser. Los pulsos de láser se administran entonces a la región seleccionada según un patrón tal como un patrón en espiral, un patrón de exploración en zigzag, patrón aleatorio, etc. Específicamente, el haz de láser incide en varios puntos dentro de la región seleccionada según el patrón seleccionado por el usuario. El movimiento del haz de láser puede controlarse mediante un conjunto de espejo-galvanómetro/servomecanismo, que está configurado para explorar la región seleccionada de modo que los pulsos de láser no se administren continuamente (por ejemplo, durante una duración de unos pocos milisegundos) a un solo punto. Esto evita o reduce el sobrecalentamiento y la ablación potencialmente dañina de un punto en el diente o la encía. La exploración usando el conjunto de espejo-galvanómetro/servomecanismo también puede garantizar que se administre energía adecuada de manera sustancialmente uniforme a toda la región seleccionada de manera que la ablación dentro de la región sea uniforme. Por lo tanto, el conjunto de espejo-galvanómetro/servomecanismo permite al usuario tratar de manera uniforme y segura una región seleccionada, sin tener que mover con frecuencia la pieza de mano, que puede ser necesario para evitar el sobrecalentamiento sin el conjunto de espejo-galvanómetro/servomecanismo. El usuario puede simplemente sostener la pieza de mano en una posición durante una duración seleccionada (por ejemplo, unos pocos segundos, uno o unos pocos minutos, etc.).

El funcionamiento del conjunto de espejo-galvanómetro/servomecanismo está normalmente estrechamente relacionado con las características de la secuencia de pulsos. Estas características pueden incluir tasa de pulsos, anchura de pulso, energía por pulso, etc. Por ejemplo, si el usuario aumenta la tasa de pulsos presionando el pedal, puede ser deseable aumentar la tasa de movimiento del espejo en el conjunto de espejo-galvanómetro/servomecanismo, para impedir demasiados pulsos en un solo punto y el sobrecalentamiento resultante. De manera similar, si el usuario baja la tasa de pulsos, puede ser deseable disminuir la tasa de movimiento del espejo, de modo que toda la región seleccionada se trate eficazmente. En diversas realizaciones, los parámetros de control del conjunto de espejo-galvanómetro se seleccionan según las características de la secuencia de pulsos, seleccionados por el movimiento del pedal.

Métodos y sistemas para ajustar automáticamente un conjunto de espejo-galvanómetro/servomecanismo según parámetros de tratamiento seleccionados (tales como tasa de pulsos, área de la región seleccionada, forma del pulso, distribución de energía de pulso, etc.) se describieron en la solicitud de patente estadounidense en tramitación conjunta n.º 13/603.165, titulada “Laser Based Computer Controlled Dental Preparation System”, presentada el 4 de septiembre de 2012, que se incorpora en el presente documento como referencia, y cuya divulgación forma parte de esta solicitud de patente.

Una realización de la presente invención usa una fuente de láser pulsado por ejemplo, un láser de CO_2 de 9,3 μm pulsado. El haz, enfocado a un pequeño tamaño de punto en el orden de, por ejemplo, 100 μm, 250 μm, etc. puede explorarse usando espejos controlados por galvanómetro/servomecanismo, y dirigirse al área de tratamiento. La anchura de pulso y la frecuencia de los pulsos controlan generalmente la potencia de láser promedio administrada al área de tratamiento. La velocidad de exploración del haz puede determinarse por la velocidad de salto de un punto a otro. Como tal, el número de pulsos en cada punto de ubicación puede controlarse para controlar la cantidad de energía de láser que se administrará a esa ubicación. El flujo de los fluidos a la punta de pieza de mano puede controlarse usando bombas electrónicas y reguladores. Los valores de estas variables pueden controlarse, por ejemplo, usando software que se ejecuta en el ordenador de sistema.

La tasa de repetición de los pulsos de láser puede controlarse en tiempo real usando un pedal variable 7. La figura 9A muestra el pedal de velocidad variable 7 con un conmutador de pie redondo 67 al que puede accederse desde sustancialmente todas las direcciones, una cubierta protectora 69, y un enchufe de pedal 71que se conecta al sistema de láser dental 7.

La figura 9B ilustra tres casos diferentes que demuestran la función del pedal variable 7 en un sistema de láser dental 3 según una realización. En el caso A, el pedal variable 7 se mantiene en un estado no presionado. En este estado, no se envía señal de pulso a la fuente de láser y el láser no emite pulsos. En el caso B, el pedal 7 está ligeramente presionado y, correspondientemente, se administran pulsos de láser a una tasa de repetición moderada a través de la pieza de mano. En el caso C, el pedal 7 está completamente presionado y, correspondientemente, se administra un pulso de láser a una tasa de repetición relativamente alta a través de la pieza de mano.

Con referencia a la figura 10A, los pulsos de láser pueden tener una sola frecuencia sustancialmente uniforme. En general, hay dos variables que pueden describir el patrón de pulsos para una sola frecuencia, concretamente, la anchura de pulso y la tasa de repetición de pulsos. La tasa de repetición de pulsos de los pulsos de láser puede variarse y controlarse mediante el pedal 7. En algunas realizaciones, la anchura de pulso es variable y está controlada por el pedal 7.

La fuente de láser también puede activarse en un patrón de pulsos de ráfaga que incluye una secuencia de ráfagas de pulsos de láser. Cada ráfaga incluye una serie de pulsos de láser, y la ráfaga está seguida por un período de retardo, tal como se representa esquemáticamente en la figura 10B. El patrón de pulsos de ráfaga generalmente permite que la superficie tratada se enfríe a través de convección entre ráfagas de series de pulsos de energía de irradiación, impidiendo o al menos disminuyendo cualquier daño térmico al tejido que está tratándose y/o cualquier

tejido circundante. El patrón de ráfagas se describe normalmente mediante un número de parámetros, cada uno de los cuales puede ser variable y controlarse usando el pedal variable 7. Los parámetros que determinan el patrón de pulsos de ráfaga pueden incluir: duración de ráfaga (intervalo de ENCENDIDO), es decir, la duración de la secuencia de pulsos en una sola ráfaga; número de pulsos por ráfaga; frecuencia de pulsos, es decir, la tasa a la que los pulsos se administran durante una secuencia de pulsos dentro de una sola ráfaga; tiempo de retardo (intervalo de APAGADO), es decir, la longitud de tiempo entre dos secuencias consecutivas de pulsos; y anchura de pulso, la duración de cada pulso de láser individual.

La frecuencia de pulsos puede aumentarse disminuyendo la anchura de pulso, el retardo entre pulsos sucesivos, o ambos. La anchura de pulso puede aumentarse y el retardo entre pulsos puede reducirse en una cantidad mayor que el aumento en la anchura de pulso de manera que la frecuencia de pulsos aumentará. En algunas realizaciones, cuando la frecuencia de pulsos se varía independientemente de todos los demás parámetros, la anchura de pulso y el tiempo de retardo entre dos ráfagas consecutivas no se cambian significativamente. De manera similar, si se cambia la anchura de pulso pero la frecuencia de pulsos y el número de pulsos por ráfaga permanecen sin cambios, la duración de ráfaga permanece sin cambios. Cada uno de los parámetros descritos en el presente documento puede variarse junto con uno o más parámetros distintos, o independientemente, es decir, sin cambiar ningún otro parámetro.

La tasa de retirada es una función de energía irradiada dirigida al área de tratamiento (por ejemplo, un diente), que normalmente se determina por energía por ráfaga por el número de ráfagas por unidad de tiempo. La cantidad de energía por ráfaga por unidad de tiempo puede determinarse mediante los parámetros independientes: número de pulsos por ráfaga, frecuencia de pulsos, y anchura de pulso. El número de ráfagas en una unidad de tiempo se determina mediante: (a) el parámetro independiente, tiempo de retardo, y (b) la duración de ráfaga, que puede ser una función del número de pulsos por ráfaga, frecuencia de pulsos, o anchura de pulso, o una combinación de cualquiera de dos o tres de estos parámetros.

En una realización, la frecuencia de pulsos es variable y se controla con el nivel de depresión del pedal al tiempo que se mantiene el número de pulsos por ráfaga sustancialmente constante. El aumento de la frecuencia de pulsos, pero administrando el mismo número de pulsos en una sola ráfaga, puede dar como resultado la disminución de la duración de ráfaga. Una reducción de la duración de ráfaga al tiempo que se mantiene el número de pulsos por ráfaga y la anchura de pulso es sustancialmente constante, puede aumentar eficazmente la tasa de energía de láser dirigida al área de tratamiento, dando como resultado una mayor tasa de retirada.

En otra realización, el número de pulsos por ráfaga es variable y se controla por el control de pedal al tiempo que la duración de ráfaga se mantiene sustancialmente constante. Aumentar el número de pulsos por ráfaga puede aumentar de ese modo la cantidad de tiempo de ENCENDIDO del láser durante una sola serie de ráfagas, y, por consiguiente, puede aumentar la tasa de energía de láser dirigida hacia el área de tratamiento. El tiempo de retardo también puede variarse y controlarse con el pedal. Disminuir el tiempo de retardo entre series de ráfagas normalmente aumenta el ciclo de trabajo del láser, la potencia de irradiación dirigida hacia el área de tratamiento, y la tasa de retirada de material, al tiempo que se reduce el tiempo para la retirada de calor de convección del área de tratamiento y el tejido circundante entre las series de ráfagas.

En otra realización, la anchura de pulso es variable y se controla con el pedal variable. Si el número de pulsos por ráfaga no disminuye, aumentar la anchura de pulso aumenta la cantidad de energía irradiada que se dirige al área de tratamiento. Un cambio de la anchura de pulso también aumenta la cantidad de energía administrada al área de tratamiento en un solo pulso.

En una realización, un sistema de guiado de haz, los espejos unidos a galvanómetros/servomecanismos se emplean para explorar el haz de láser en una superficie de tratamiento. El sistema de guiado de haz puede usarse para explorar un patrón predeterminado, tal como una espiral, en la superficie de tratamiento ampliándose opcionalmente el área que se ve afectada por el láser. El sistema de guiado de haz puede mover el punto enfocado del haz de láser de manera discreta desde una primera ubicación hasta una segunda ubicación, en una cantidad de tiempo especificada (un parámetro denominado intervalo de salto). El sistema de guiado de haz se detiene en una determinada posición a medida que el láser se dispara, antes de moverse a la siguiente posición según el patrón a seguir por el haz de láser. La cantidad de tiempo durante el cual el sistema de guiado de haz permanece en cada posición es un parámetro denominado tiempo de permanencia.

En la figura 10C que representa un patrón de haz explorado a modo de ejemplo 1000, los puntos 1002 muestran las ubicaciones del área de tratamiento hacia la que el sistema de guiado de haz dirige el haz de láser durante cada tiempo de permanencia. Las trayectorias tomadas por el sistema de guiado de haz desde una ubicación hasta la siguiente ubicación se indican mediante las flechas 1004. El movimiento entre dos ubicaciones generalmente se produce durante un intervalo de salto. Un parámetro de la tasa de exploración del sistema de guiado de haz cuando se mueve discretamente desde una posición hasta otra es la distancia longitudinal o angular atravesada desde una ubicación irradiada hasta la siguiente por el haz por un intervalo de salto.

El sistema de guiado de haz puede emplearse con un patrón de láser de pulsos de ráfaga o con un solo patrón de láser de pulsos de frecuencia. Cuando se emplea con un patrón de láser de pulsos de ráfaga, el sistema de guiado de

haz dirige el haz a una ubicación y permanece en la posición correspondiente a medida que una o más series de ráfagas se administran a esa ubicación. Posteriormente, el sistema de guiado de haz dirige el haz a la siguiente ubicación durante el tiempo de retardo, es decir, el retardo entre la secuencia de pulsos de dos ráfagas. En algunas realizaciones, se administra una única ráfaga por ubicación y, como tal, el tiempo de permanencia del sistema de guiado de haz está relacionado con la duración de ráfaga y el intervalo de salto del sistema de guiado de haz está relacionado con el tiempo de retardo del patrón de pulsos de ráfaga. En estas realizaciones, un cambio de la frecuencia de pulsos (por ejemplo, usando el pedal) puede variar la duración de ráfaga y, por consiguiente, el tiempo de permanencia del sistema de guiado de haz. Esto se debe a que la duración de ráfaga es el número de pulsos por ráfaga (que puede permanecer sin cambios) por el período de pulso, que está inversamente relacionado con la frecuencia de pulsos. Por lo tanto, aumentar la frecuencia de pulsos puede disminuir la duración de ráfaga y, por tanto, el tiempo de permanencia del sistema de guiado de haz. La disminución en el tiempo de permanencia puede dar como resultado un aumento del número de ubicaciones hacia las que el sistema de guiado de haz dirige el láser en una determinada cantidad de tiempo sin afectar a la velocidad del movimiento de sistema de guiado de haz entre ubicaciones, ya que el intervalo de salto puede permanecer sin cambios.

En algunas realizaciones, el tiempo de retardo del patrón de pulsos de ráfaga puede variarse y controlarse usando el pedal variable. Un cambio en el tiempo de retardo normalmente también varía el intervalo de salto del sistema de guiado de haz. En estas realizaciones, disminuir el tiempo de retardo entre series de ráfagas aumenta el número de ubicaciones hacia las que el sistema de guiado de haz dirige el láser en una determinada cantidad de tiempo y disminuye el intervalo de salto para el sistema de guiado de haz, dando como resultado un aumento de la velocidad del sistema de guiado de haz.

En otra realización, el número de pulsos por ráfaga es variable y puede controlarse por el pedal. En esta realización, el tiempo de permanencia del sistema de guiado de haz está relacionado con la duración de ráfaga, que es el número de pulsos por ráfaga por el período de pulso, que es el inverso de la frecuencia de pulsos. Por lo tanto, un aumento en el número de pulsos por ráfaga puede aumentar el tiempo de permanencia del sistema de guiado de haz mientras que el intervalo de salto y la velocidad del sistema de guiado de haz pueden permanecer sustancialmente sin cambios.

En otra realización más, la anchura de pulso de los pulsos de ráfaga es variable y se controla por el pedal. En esta realización, un cambio en la anchura de pulso de láser puede alterar el tiempo de permanencia del sistema de guiado de haz, debido a que el cambio en la anchura de pulso puede provocar un cambio en la duración de ráfaga. El intervalo de salto y la velocidad del sistema de guiado de haz pueden permanecer sin cambios.

Con referencia a la figura 10D, en algunas realizaciones, el sistema de guiado de haz puede no mover el haz de manera discreta de una ubicación a otra, permaneciendo en cada ubicación individual. En su lugar, el sistema de guiado de haz se mueve continuamente en un patrón, tal como un patrón en espiral 1050. Los pulsos de láser pueden administrarse en un patrón de frecuencia única sustancialmente uniforme. Cuando se emplea con un patrón de láser de pulsos de frecuencia única, el intervalo de salto del sistema de guiado de haz está relacionado generalmente con la tasa de repetición de pulsos de láser y el tiempo de permanencia está relacionado normalmente con la anchura de pulso de láser. En una realización, aumentar la tasa de repetición de pulsos a través del aumento de la depresión de pedal puede disminuir el intervalo de salto y puede aumentar la tasa de exploración, es decir, la velocidad del sistema de guiado de haz, y el número de ubicaciones a las que se dirige el haz en una cantidad de tiempo dada. Aumentar la anchura de pulso del patrón de pulsos de láser de frecuencia única puede aumentar el tiempo de permanencia que el haz se dirige a una ubicación particular. La tasa de exploración del sistema de guiado de haz puede permanecer sin cambios cuando se cambia el tiempo de permanencia.

La distancia entre ubicaciones irradiadas sucesivamente y, por lo tanto, el número de ubicaciones irradiadas puede determinarse por la tasa de repetición del patrón de pulsos de frecuencia única en relación con la velocidad de movimiento continuo del haz por el sistema de guiado de haz. Un aumento en la tasa de repetición del patrón de pulsos de frecuencia única (es decir, la frecuencia de pulsos), usando el pedal, por ejemplo, mientras se mantiene la velocidad del sistema de guiado de haz puede disminuir la distancia entre ubicaciones irradiadas sucesivamente del área de tratamiento, aumentando el número de ubicaciones irradiadas dentro del patrón guiado por haz y la cantidad de potencia de irradiación dirigida al área de tratamiento.

En otra realización, la velocidad del sistema de guiado de haz es variable y se controla con el pedal mientras se mantiene una tasa de repetición de pulsos sustancialmente constante. Esto puede afectar a la distancia entre las ubicaciones irradiadas y el número de ubicaciones irradiadas dentro del patrón guiado por haz, pero la potencia de irradiación dirigida hacia el área de tratamiento global puede permanecer sustancialmente sin cambios, aunque, la velocidad del sistema de guiado de haz cambia.

En otra realización, tanto la velocidad continua del sistema de guiado de haz como la tasa de repetición del patrón de pulsos de láser de frecuencia única son variables y se controlan en una proporción sustancialmente fija entre sí usando el pedal. Variar tanto la velocidad continua del sistema de guiado de haz como la tasa de repetición del patrón de pulsos de frecuencia única en proporciones iguales permite que la distancia entre las ubicaciones irradiadas, así como el número de ubicaciones irradiadas dentro de un patrón guiado por haz, permanezcan sustancialmente constantes a medida que se varía la potencia de irradiación dirigida al área de tratamiento.

En otra realización, la anchura de pulso de un patrón de pulsos de láser de frecuencia única es variable y se controla usando el pedal mientras que la velocidad continua del sistema de guiado de haz se mantiene sustancialmente constante. Variar la anchura de pulso puede variar la potencia de irradiación dirigida hacia el área de tratamiento, así como el tamaño de las ubicaciones irradiadas. Las anchuras de pulso más largas pueden dar como resultado ubicaciones irradiadas más grandes a medida que el sistema de guiado de haz continúa moviéndose durante el pulso del láser. Para anchuras de pulso que son cortas en relación con la velocidad del sistema de guiado de haz, el cambio en el tamaño de las ubicaciones de irradiación individuales puede ser insignificante y el efecto primario del cambio en la anchura de pulso puede ser un cambio en la potencia de irradiación administrada al área de tratamiento.

Con referencia a la figura 10E, si se emplea un patrón de ráfagas con un sistema de guiado de haz que mueve el haz de láser en un movimiento continuo, el tamaño de las ubicaciones irradiadas en el patrón puede determinarse por la velocidad del sistema de guiado de haz, así como la duración de ráfaga del patrón de pulsos de ráfaga. La distancia entre las ubicaciones irradiadas es generalmente una función de la velocidad del sistema de guiado de haz y el tiempo de retardo, es decir, el retardo entre sucesivas series de ráfagas en el patrón de ráfagas.

En una realización, la frecuencia de pulsos se varía y se controla, por ejemplo, usando una palanca de control, un pedal, etc. Como la duración de ráfaga es generalmente igual al número de pulsos por ráfaga por el período de pulso, es decir, el inverso de la frecuencia de pulsos, un cambio en la anchura de pulso independientemente de la frecuencia de pulsos, puede no dar como resultado un cambio en la duración de ráfaga. Esto puede preservar sustancialmente las ubicaciones irradiadas del área de tratamiento. La cantidad de energía administrada a cada ubicación puede cambiar, sin embargo, según la anchura de pulso. Un aumento en la frecuencia de pulsos puede disminuir el tamaño del punto irradiado, debido a que la duración de ráfaga puede disminuir y el haz generalmente se mueve continuamente a una velocidad sustancialmente uniforme a lo largo de una trayectoria.

En otra realización, tanto la velocidad de movimiento continuo del haz por el sistema de guiado de haz como la frecuencia de pulsos se varían y se controlan en proporción una con respecto a otra por el pedal variable. Como tal, el tamaño de las ubicaciones irradiadas del área de tratamiento puede mantenerse sustancialmente constante variando la velocidad del sistema de guiado de haz, así como la frecuencia de pulsos del láser proporcionalmente. Específicamente, a medida que aumenta la frecuencia del pulso, la duración de ráfaga generalmente disminuye, pero el tamaño del punto irradiado puede conservarse aumentando la velocidad del movimiento de haz. También pueden variar la cantidad de energía dirigida al área de tratamiento y el tiempo entre ráfagas para el enfriamiento variando la frecuencia de pulsos, si el periodo de ráfaga, es decir, la suma de la duración de ráfaga y el retardo de tiempo, se mantiene sustancialmente sin cambios ajustando el retardo de tiempo, es decir, el retardo entre la secuencia de pulsos en ráfagas sucesivas.

En algunas realizaciones, el número de pulsos por ráfaga es variable y se controla por el pedal y el sistema de guiado de haz está configurado para mover el haz continuamente a una velocidad generalmente uniforme. La frecuencia de pulsos puede ser sustancialmente constante. En esta realización, el tamaño de las ubicaciones irradiadas en el área de tratamiento y la energía administrada a cada punto y/o el área de tratamiento global pueden variar. Un aumento en el número de pulsos por ráfaga puede aumentar el tamaño de las ubicaciones irradiadas al aumentar el tiempo de ráfaga y puede aumentar la potencia de láser dirigida a cada ubicación y/o al área de tratamiento global.

En otras realizaciones, la velocidad del haz y el número de pulsos por ráfaga pueden variarse usando el pedal. Por ejemplo, estos dos parámetros pueden controlarse para que sean proporcionales y/o inversamente proporcionales. En estas realizaciones, el tamaño de las ubicaciones irradiadas en el área de tratamiento puede mantenerse generalmente constante a medida que cambia el número de pulsos por ráfaga y la potencia de láser dirigida al cambio de área de tratamiento. En una realización, a medida que disminuye el número de pulsos por ráfaga, la duración de ráfaga puede disminuir, pero el tamaño del punto irradiado puede mantenerse aumentando proporcionalmente la velocidad de movimiento del haz de láser.

En una realización, el tiempo de retardo de ráfaga se varía y se controla por el pedal, al tiempo que el haz se mueve continuamente y a una velocidad sustancialmente uniforme por el sistema de guiado de haz. En esta realización, la distancia entre las ubicaciones irradiadas sucesivamente del área de tratamiento puede variar con el tiempo de retardo de ráfaga. Un tiempo de retardo de ráfaga más largo puede dar como resultado una distancia mayor entre ubicaciones irradiadas. Alternativamente, la velocidad del haz y el tiempo de retardo de ráfaga pueden variarse por el pedal, y controlarse para que sean proporcionales y/o inversamente proporcionales. Por lo tanto, a medida que aumenta el tiempo de retardo, la velocidad de movimiento de haz puede disminuirse de modo que la distancia entre puntos consecutivamente irradiados permanezca prácticamente sin cambios.

En otra realización más, la anchura de pulso de los pulsos de láser se varía y se controla por el pedal al tiempo que el haz de láser se mueve continuamente a una velocidad uniforme por el sistema de guiado de haz. El tamaño de las ubicaciones irradiadas del área de tratamiento puede permanecer generalmente sin cambios con la anchura de pulso. Tal como se describió anteriormente, el tamaño de las ubicaciones irradiadas es una función de la velocidad de movimiento del haz y la duración de ráfaga, que es igual al número de pulsos por ráfaga por el período de pulso. Por lo tanto, aunque se cambia la anchura de pulso, si la frecuencia de pulsos y el número de pulsos por ráfaga

permanecen sustancialmente constantes, el tiempo de ráfaga permanece generalmente constante, manteniendo el tamaño de las ubicaciones irradiadas del área de tratamiento.

En otra realización, la velocidad del movimiento de haz y la anchura de pulso se varían por el pedal de una manera proporcional y/o inversamente proporcional. Como tal, el tamaño de las ubicaciones irradiadas puede mantenerse generalmente constante a medida que se varía la anchura de pulso según el control de pedal. Por ejemplo, si se disminuye la anchura de pulso, permitiendo que la frecuencia de pulsos aumente, la duración de ráfaga puede disminuir. Al aumentar proporcionalmente la velocidad de movimiento de haz, el tamaño del punto irradiado puede mantenerse sustancialmente sin cambios. Sin embargo, la cantidad de energía de láser administrada a una ubicación irradiada puede disminuir.

En algunas realizaciones, solo la velocidad de movimiento del haz por el sistema de guiado de haz se varía y se controla por el pedal mientras que los parámetros de patrón de ráfagas de láser no cambian sustancialmente. Por lo tanto, el tamaño de las ubicaciones irradiadas, así como la distancia entre ubicaciones irradiadas sucesivas, puede variarse con la velocidad del movimiento de haz. Un aumento en la velocidad de movimiento de haz puede aumentar el tamaño de las ubicaciones irradiadas, así como la distancia entre ubicaciones irradiadas sucesivamente.

Funcionamiento a modo de ejemplo

Dependiendo del diagnóstico dental, el operario puede elegir un procedimiento dental. Las piezas de mano intercambiables generalmente permiten que un operario realice cualquiera de una amplia gama de procedimientos de tejidos duros y blandos. A través de la interfaz de usuario 4 (representada en la figura 1A) y un conmutador variable (por ejemplo, el pedal 7), el operario puede establecer diversos parámetros de sistema para el procedimiento elegido. El operario también puede seleccionar una pieza de mano que sea adecuada para el procedimiento elegido. Por ejemplo, el diagnóstico puede ser una preparación de clase 1 a 5 en la superficie oclusal de un premolar, y el operario puede seleccionar una pieza de mano 5 adecuada para este procedimiento. El operario puede entonces unir la pieza de mano seleccionada 5 a la cámara principal 30 sosteniendo el elemento de agarre 38 estacionario mientras rota el elemento de bayoneta 36. El elemento de bloqueo de la pieza de mano en su lugar puede garantizar que el pasador de resorte 55 toque la placa de reconocimiento 49 y permita que el ordenador de sistema reconozca qué pieza de mano 5 está unida, tal como se describió anteriormente con referencia a las figuras 5A-5D. Una vez que se reconoce la pieza de mano 5, la interfaz de usuario 4 puede visualizar las opciones de sistema apropiadas para esa pieza de mano 5.

El operario puede entonces elegir usar el parámetro de sistema por defecto preseleccionado en la interfaz de usuario 4, o puede cambiar cualquiera de los parámetros dentro de las configuraciones disponibles. Por ejemplo, el operario puede cambiar la anchura de pulso, la frecuencia de pulsos máxima, y/o la forma, el tamaño de exploración de láser, etc. El operario puede someter a prueba la alineación del haz de láser, tal como se describió con referencia a las figuras 6A-6C. El operario puede colocar entonces la punta de pieza de mano 9 en la boca del paciente, y puede alinear el segundo eje óptico de pieza de mano 37 con el área que va a tratarse.

Una vez que la punta de pieza de mano 9 se coloca apropiadamente y se seleccionan los parámetros de la interfaz de usuario 4, el operario puede levantar la cubierta protectora de pedal 69, y puede presionar el conmutador de pie redondo 67 parcial o completamente. La liberación del pedal 7 puede detener la administración de energía de láser al área de tratamiento. El operario puede inspeccionar entonces el diente que está tratándose y elegir tratar aún más el diente, o puede elegir cambiar los parámetros del sistema usando la interfaz de usuario 4 antes de continuar con el tratamiento. Por ejemplo, el operario puede aumentar o disminuir el flujo de aire y/o agua a través de la interfaz de usuario 4 para cambiar la combinación de nebulización de agua.

Opcionalmente, el operario puede rotar total o parcialmente la pieza de mano 5, normalmente girando la pieza de mano 5 que hace rotar el acoplamiento 11 a través de la bayoneta de bloqueo 36, con el fin de alinear el segundo eje óptico 37 con cualquier característica en la zona de tratamiento. Por ejemplo, para cortar de manera interproximal (desde el lado de un diente) o cortar una superficie oclusal en un diente superior, la pieza de mano 5 puede hacerse rotar alrededor del eje óptico 13. Las etapas de alineación y tratamiento pueden repetirse tal como se describió anteriormente.

El operario también puede elegir una guía de ondas hueca o pieza de mano con punta de fibra que puede no requerir aire o agua para enfriar durante el tratamiento del tejido blando. Tal como se describió anteriormente, una vez que la nueva pieza de mano está unida a la cámara principal, el ordenador de sistema puede reconocer que la pieza de mano y la interfaz de usuario 4 pueden visualizar opciones del sistema disponibles para la nueva pieza de mano con la punta 43 (representada en la figura 4). El operario puede continuar entonces el tratamiento, por ejemplo, alineando el extremo de la pieza de mano 43 visualmente con el área que va a tratarse, o puede entonces colocar la guía de ondas hueca o fibra sobre el tejido blando que va a tratarse. Después de que se completa el tratamiento, el operario puede devolver la cubierta protectora 69 del pedal a la posición cerrada.

Pueden usarse sistemas y métodos descritos en el presente documento para tratar tejido oral, encías y dientes, por ejemplo, para tejido oral, encías y dientes de humano o animal. Específicamente, estos sistemas y/o métodos pueden

usarse en procedimientos para eliminar caries, cortar, taladrar o conformar tejido duro, retirar y cortar tejido blando, modificar tejido duro para la inhibición de caries y modificar condiciones superficiales de tejido duro para ayudar en la adhesión al tejido duro.

Aunque la invención se ha mostrado y descrito particularmente con referencia a realizaciones específicas, los expertos en la técnica entenderán que pueden hacerse diversos cambios en cuanto a forma y detalle en las mismas sin apartarse del espíritu y alcance de la invención tal como se define por las reivindicaciones adjuntas. Por tanto, el alcance de la invención se indica mediante las reivindicaciones adjuntas y, por tanto, se pretende que se abarquen todos los cambios que se encuentren dentro del significado y rango de equivalencia de las reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de tratamiento dental basado en láser (100) que comprende:

un láser (84) que produce un haz de láser pulsado;

un conjunto de espejo-galvanómetro (213a, 213b, 212a, 212b) para dirigir una secuencia de pulsos del haz de láser pulsado a una región de tratamiento seleccionada;

un controlador (82); y

un dispositivo de entrada variable conectado al controlador para controlar el sistema de tratamiento dental basado en láser (100), siendo el dispositivo de entrada variable un conmutador variable adaptado para introducir un ajuste a al menos una característica de la secuencia de pulsos basándose en una interacción de operario con el dispositivo de entrada variable mientras la secuencia de pulsos está dirigiéndose al área de tratamiento seleccionada,

en el que, mientras la secuencia de pulsos está dirigiéndose al área de tratamiento seleccionada,

caracterizado porque el controlador (82) está configurado para ajustar una tasa de movimiento del conjunto de espejo-galvanómetro (213a, 213b, 212a, 212b) automáticamente y en función de la al menos una característica ajustada de la secuencia de pulsos.

2. El sistema según la reivindicación 1, en el que la al menos una característica de la secuencia de pulsos se selecciona del grupo que consiste en una tasa de repetición de pulsos de láser, una anchura de pulso de láser, y energía de láser por pulso.

3. El sistema según la reivindicación 1, en el que ajustar la tasa de movimiento del conjunto de espejo-galvanómetro (213a, 213b, 212a, 212b) comprende ajustar al menos uno de un intervalo de tiempo durante el cual el haz de láser se mueve desde una primera ubicación hasta una segunda ubicación y una cantidad de tiempo durante el cual el haz de láser se mantiene en una posición.

4. El sistema según la reivindicación 1, en el que el dispositivo de entrada variable comprende un pedal (7) que comprende una superficie superior adaptada para el contacto con el pie de un usuario, y opcionalmente en el que el pedal (7) está adaptado además para ajustar la potencia del haz de láser pulsado que se usa para tratamiento dental.

5. El sistema según la reivindicación 1, en el que una cualquiera de:

• la característica comprende una duración de ráfaga; y

el controlador (82) ajusta la tasa de movimiento aumentando un tiempo de permanencia del conjunto de espejo-galvanómetro (213a, 213b, 212a, 212b) si se aumenta la duración de ráfaga y, de otro modo, disminuyendo el tiempo de permanencia;

• la característica comprende una duración de tiempo entre ráfagas consecutivas de pulsos; y

el controlador (82) ajusta la tasa de movimiento aumentando un intervalo de salto del conjunto de espejo-galvanómetro (213a, 213b, 212a, 212b) si se aumenta la duración de tiempo entre ráfagas consecutivas de pulsos y, de otro modo, disminuyendo el intervalo de salto;

• la característica comprende un número de pulsos por ráfaga de pulsos; y

el controlador (82) ajusta la tasa de movimiento aumentando el tiempo de permanencia del conjunto de espejo-galvanómetro (213a, 213b, 212a, 212b) si se aumenta el número de pulsos por ráfaga y, de otro modo, disminuyendo el tiempo de permanencia; o

• la característica comprende una anchura de un pulso; y

el controlador (82) ajusta la tasa de movimiento aumentando un tiempo de permanencia del conjunto de espejo-galvanómetro (213a, 213b, 212a, 212b) si se aumenta la anchura de pulso y, de otro modo, disminuyendo el tiempo de permanencia.

6. El sistema según la reivindicación 1, en el que:

la característica comprende un número de pulsos por ráfaga de pulsos; y:

(a) el controlador (82) ajusta la tasa de movimiento aumentando una velocidad de exploración del conjunto de espejo-galvanómetro (213a, 213b, 212a, 212b) si se aumenta el número de pulsos por ráfaga y, de otro modo, disminuyendo la velocidad de exploración; o

(b) el controlador (82) ajusta la tasa de movimiento disminuyendo una velocidad de exploración del conjunto de espejo-galvanómetro (213a, 213b, 212a, 212b) si se aumenta el número de pulsos por ráfaga y, de otro modo, aumentando la velocidad de exploración.

7. El sistema según la reivindicación 1, en el que:

la característica comprende una duración de tiempo entre ráfagas consecutivas de pulsos; y:

(a) el controlador (82) ajusta la tasa de movimiento aumentando una velocidad de exploración del conjunto de espejo-galvanómetro (213a, 213b, 212a, 212b) si se aumenta la duración de tiempo entre ráfagas consecutivas de pulsos y, de otro modo, disminuyendo la velocidad de exploración; o

(b) el controlador (82) ajusta la tasa de movimiento disminuyendo la velocidad de exploración del conjunto de espejo-galvanómetro (213a, 213b, 212a, 212b) si se aumenta la duración de tiempo entre ráfagas consecutivas de pulsos y, de otro modo, aumentando la velocidad de exploración.

8. El sistema según la reivindicación 1, en el que:

la característica comprende una tasa de repetición de pulsos; y:

(a) el controlador (82) ajusta la tasa de movimiento aumentando una velocidad de exploración del conjunto de espejo-galvanómetro (213a, 213b, 212a, 212b) si se aumenta la tasa de repetición de pulsos y, de otro modo, disminuyendo la velocidad de exploración; o

(b) el controlador (82) ajusta la tasa de movimiento disminuyendo una velocidad de exploración del conjunto de espejo-galvanómetro (213a, 213b, 212a, 212b) si se aumenta la tasa de repetición de pulsos y, de otro modo, aumentando la velocidad de exploración.

9. El sistema según la reivindicación 1, en el que:

la característica comprende una anchura de pulsos; y:

(a) el controlador (82) ajusta la tasa de movimiento aumentando una velocidad de exploración del conjunto de espejo-galvanómetro (213a, 213b, 212a, 212b) si se aumenta la anchura de pulsos y, de otro modo, disminuyendo la velocidad de exploración; o

(b) el controlador (82) ajusta la tasa de movimiento disminuyendo una velocidad de exploración del conjunto de espejo-galvanómetro (213a, 213b, 212a, 212b) si se disminuye la anchura de pulsos y, de otro modo, aumentando la velocidad de exploración.

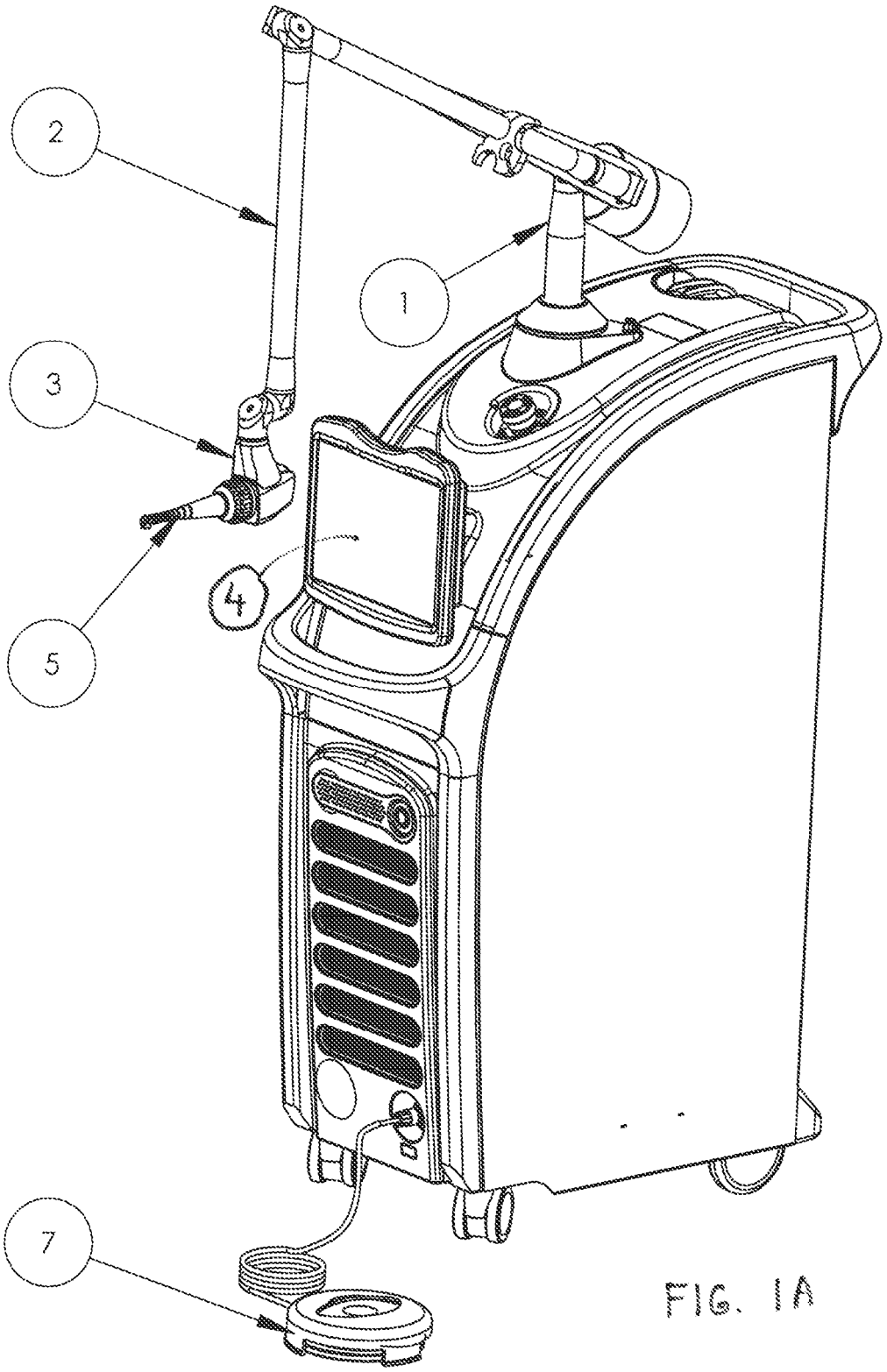


FIG. 1A

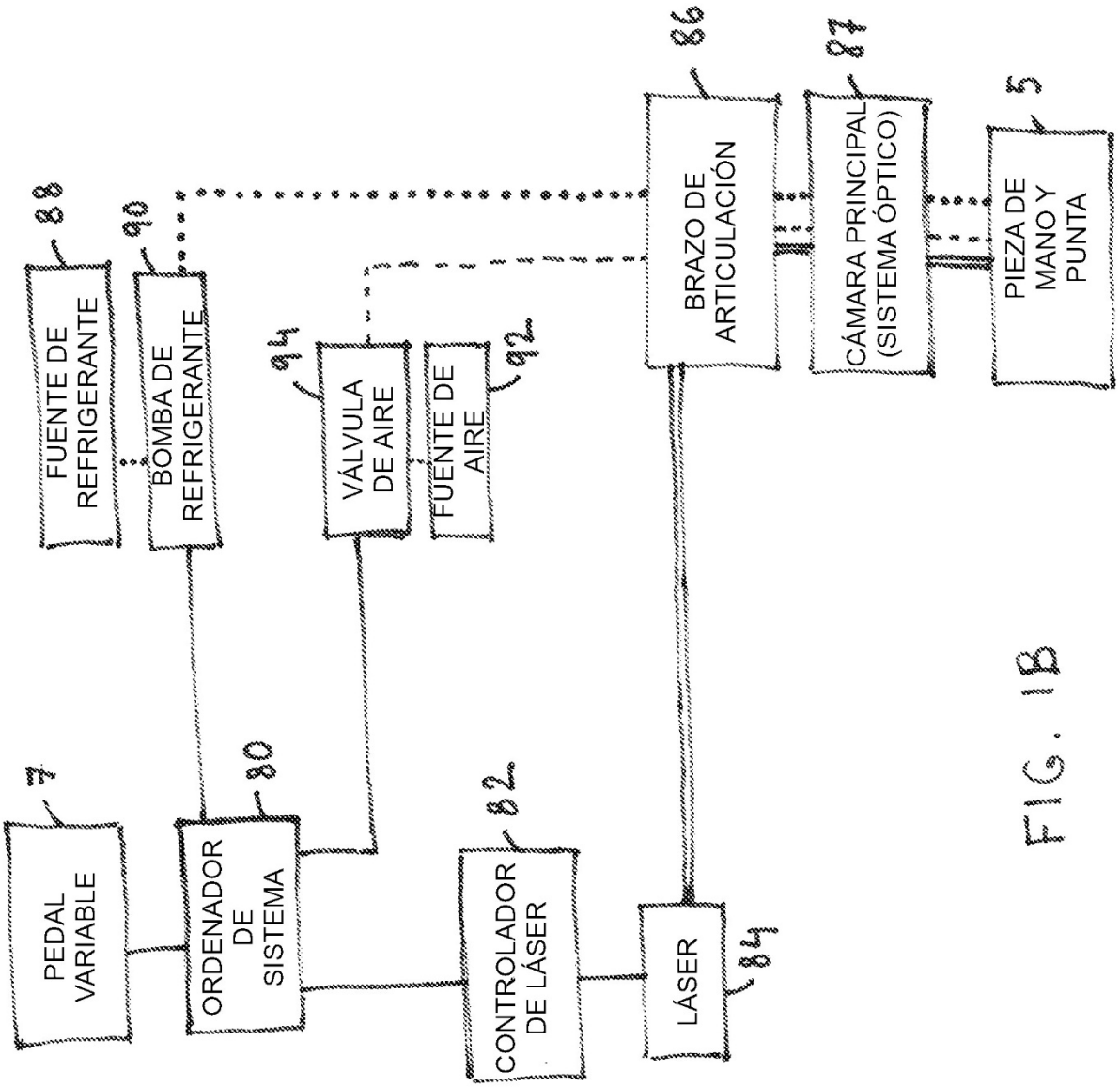

PEDAL VARIABLE
7
ORDENADOR DE SISTEMA
80
CONTROLADOR DE LÁSER
82
LÁSER
84
FUENTE DE REFRIGERANTE
88
BOMBA DE REFRIGERANTE
90
VÁLVULA DE AIRE
94
FUENTE DE AIRE
92
BRAZO DE ARTICULACIÓN
86
CÁMARA PRINCIPAL (SISTEMA ÓPTICO)
87
PIEZA DE MANO Y PUNTA
5

FIG. 1B

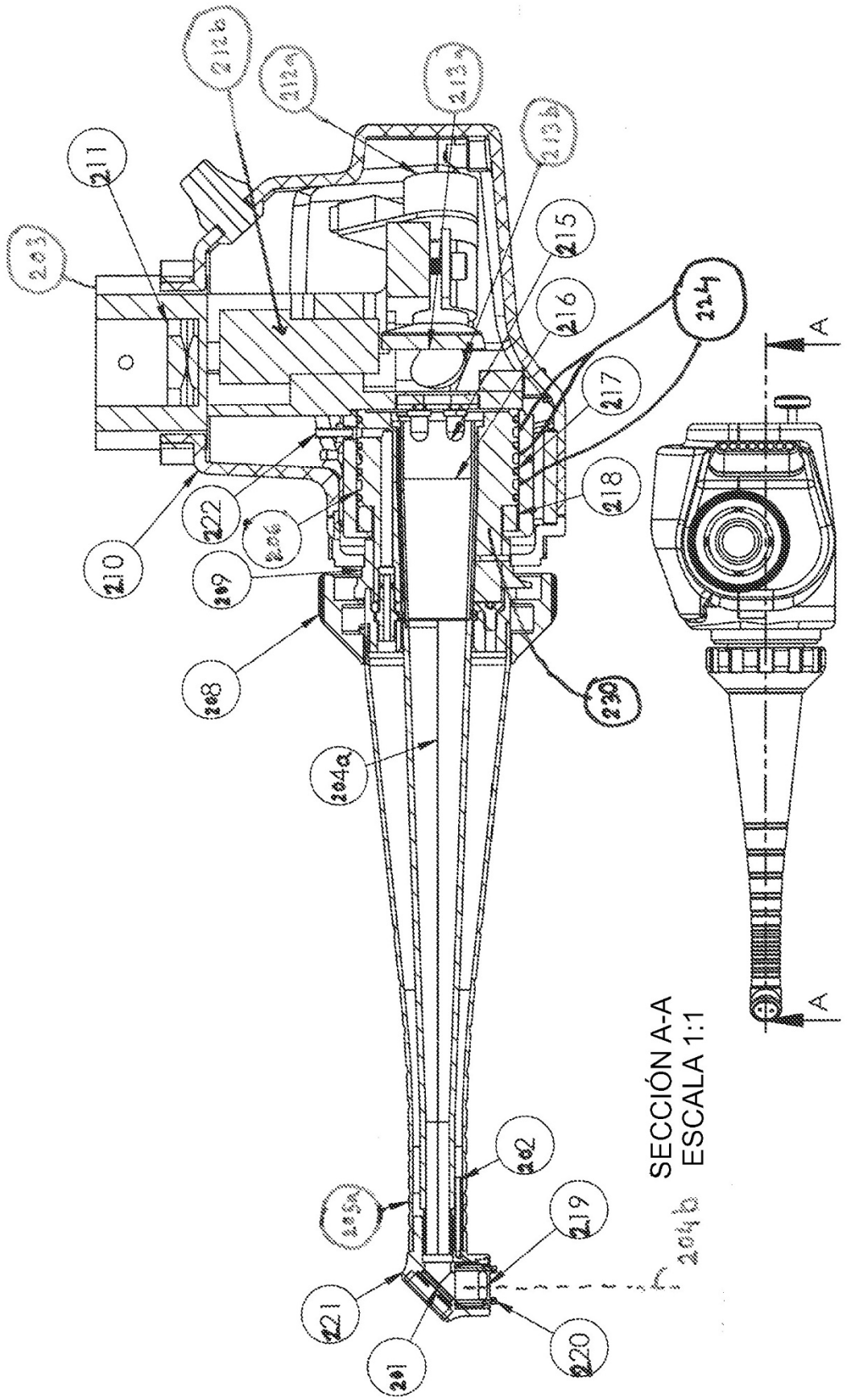
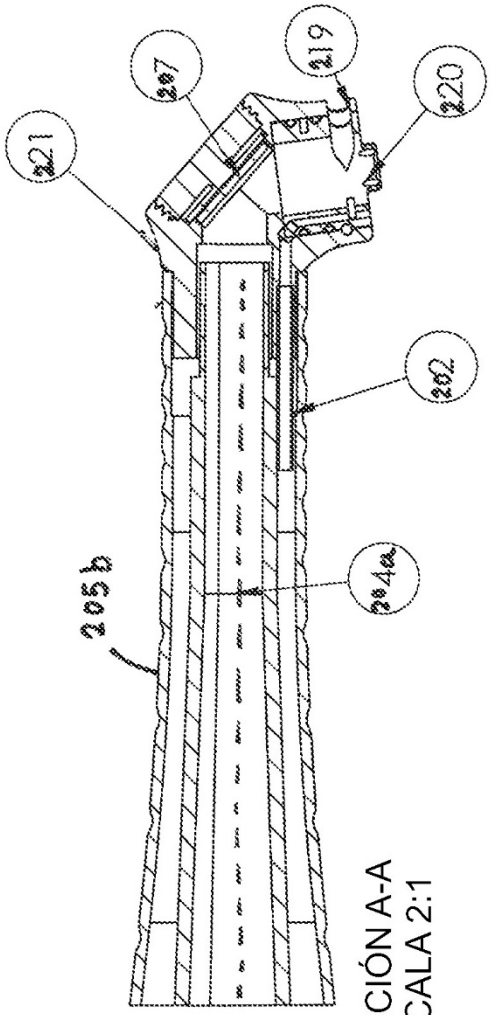
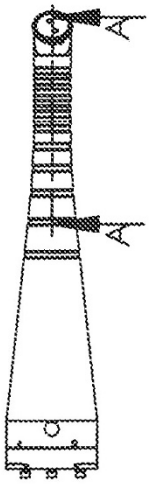

SECCIÓN A-A
ESCALA 1:1
A
A
203
211
212b
212a
213a
213b
215
216
224
217
218
222
206
210
209
208
230
204a
202
205a
219
204b
221
201
220

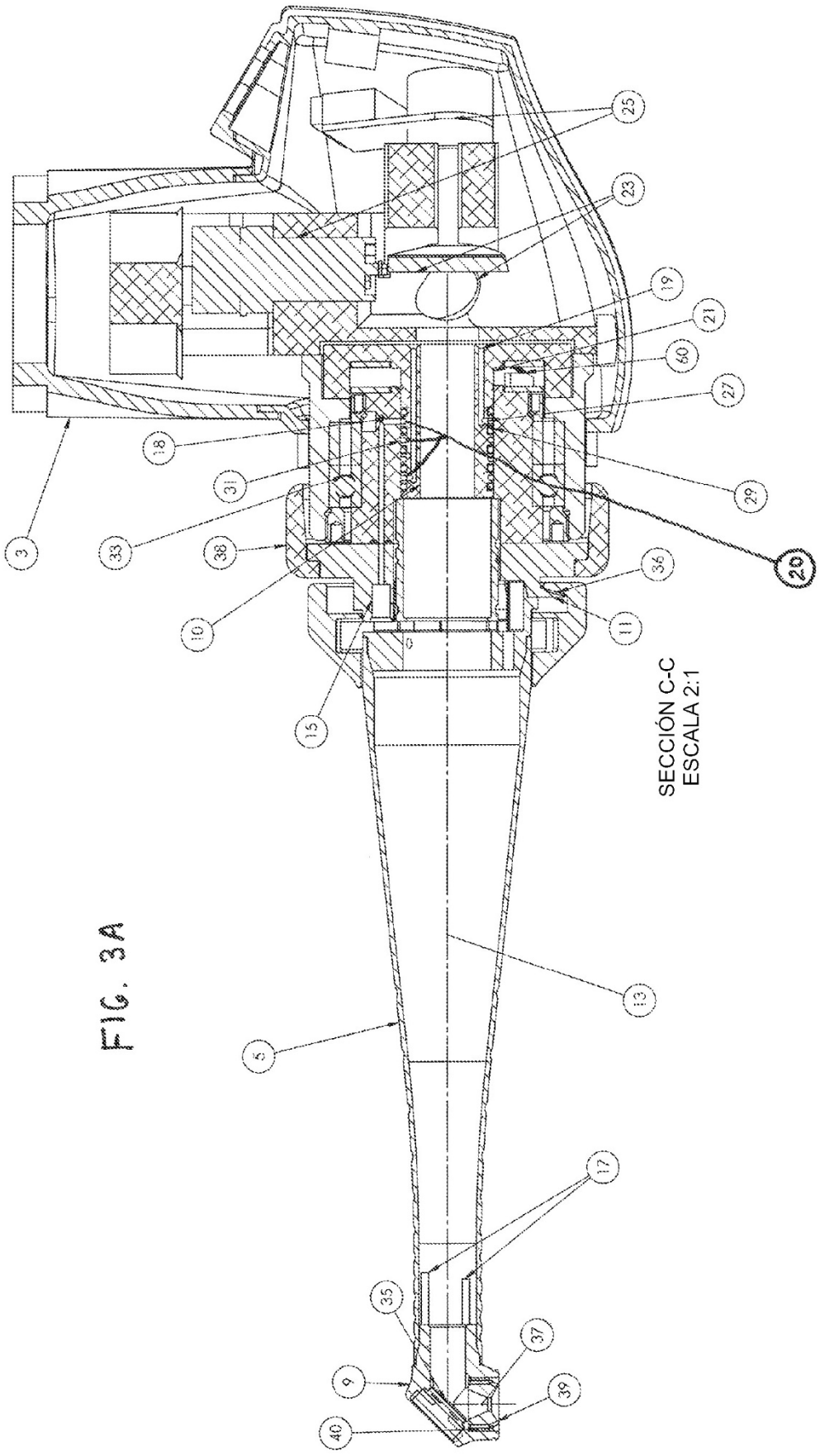
FIG. 2A



SECCIÓN A-A
ESCALA 2:1

FIG. 2B





SECCIÓN C-C
ESCALA 2:1

FIG. 3A

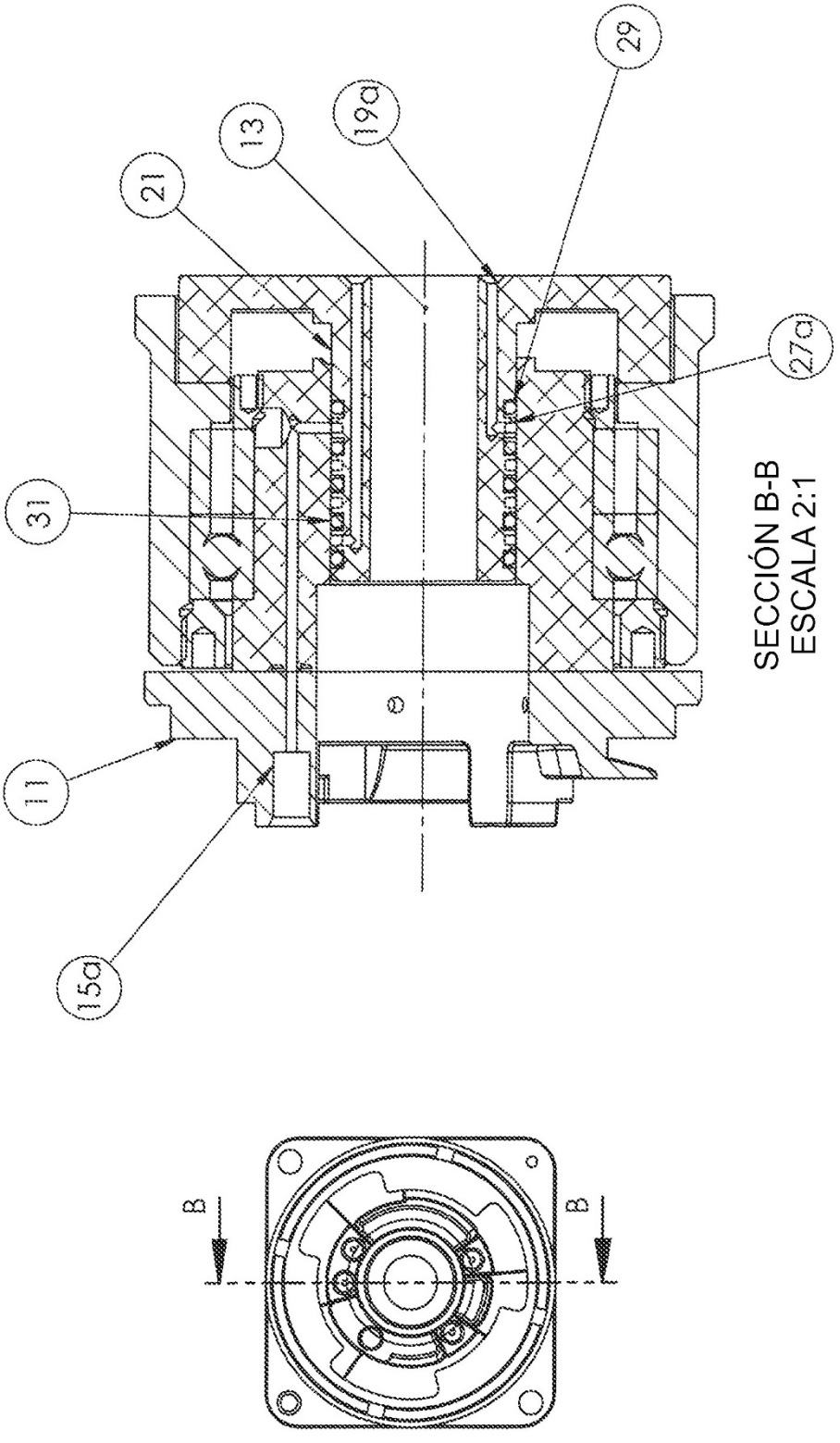


FIG. 3B

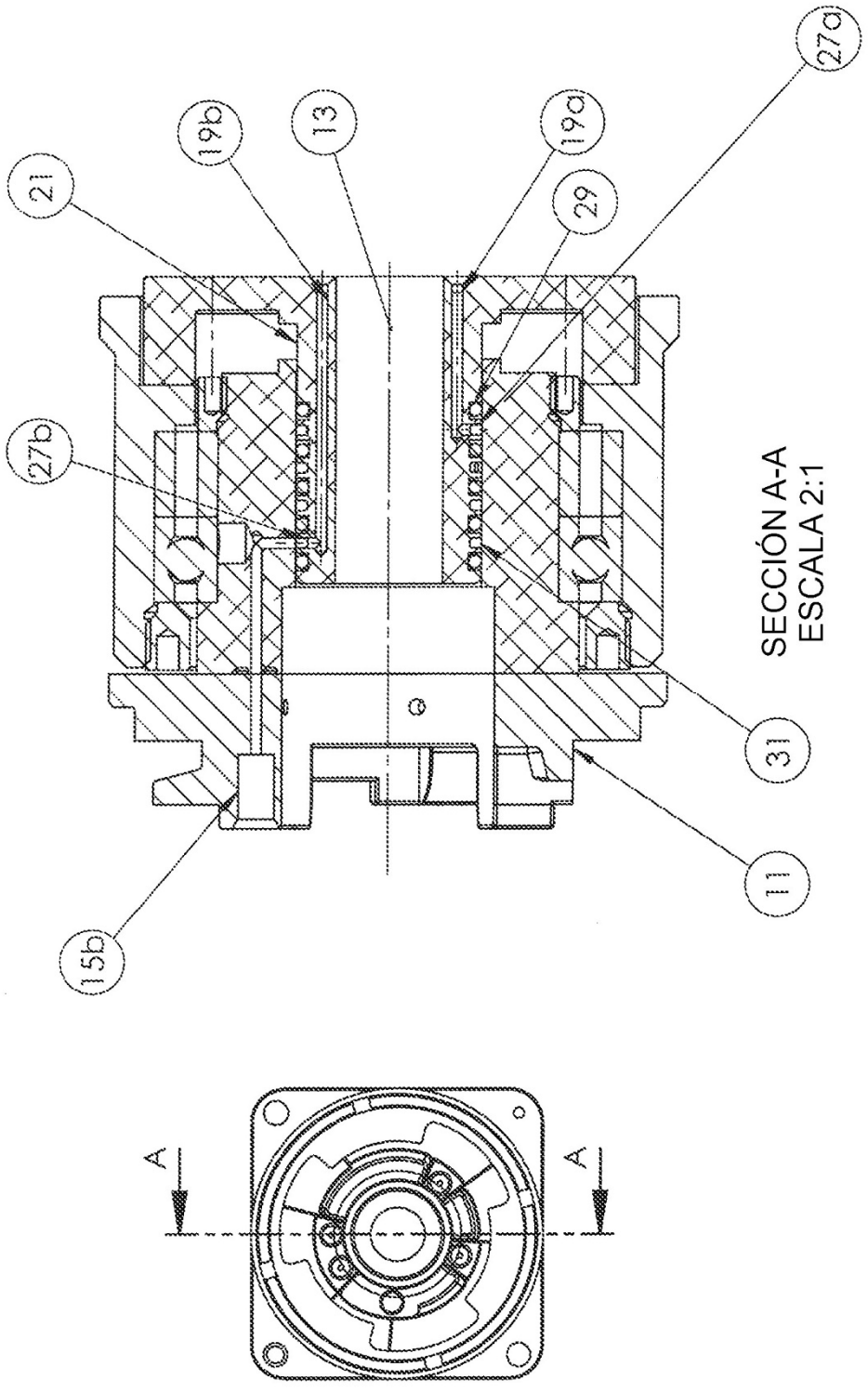


FIG. 3C

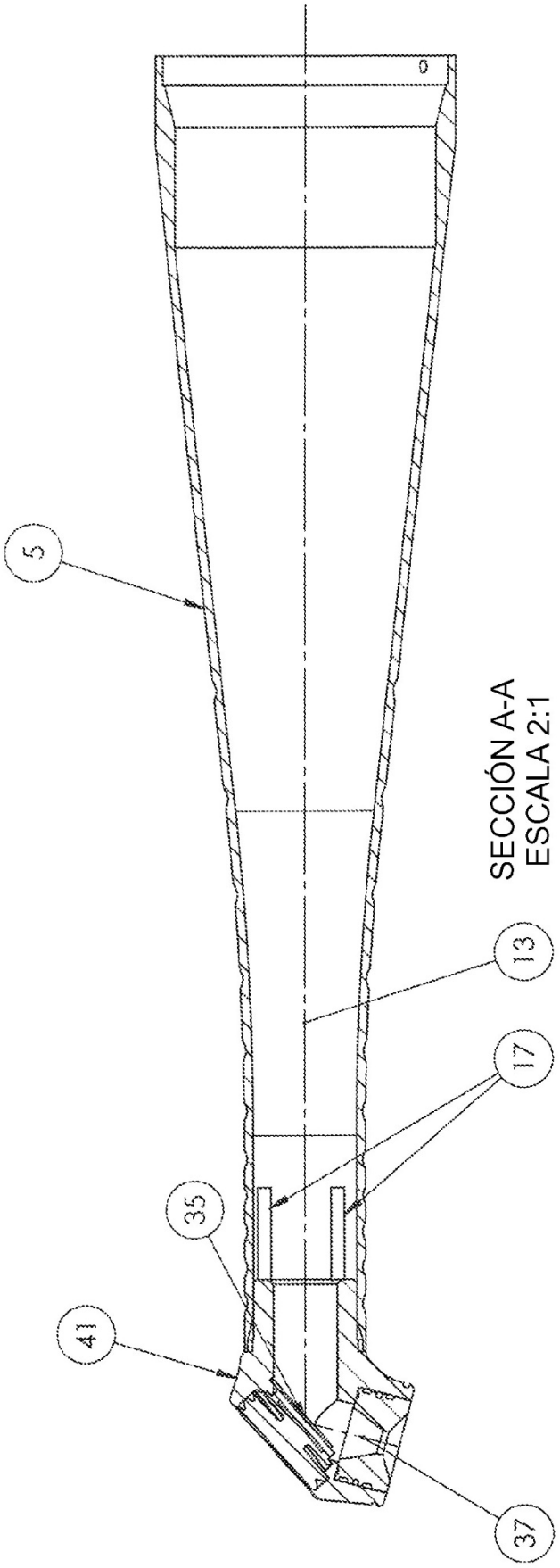


FIG. 3D

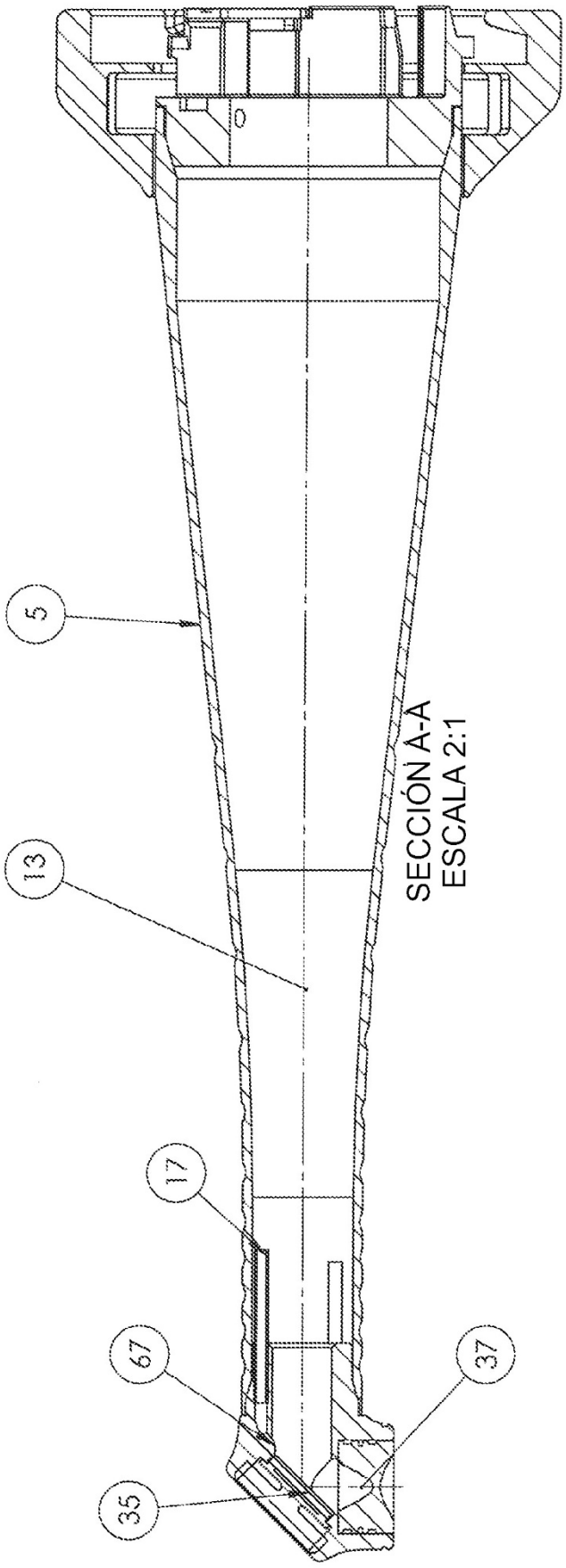


FIG. 3E

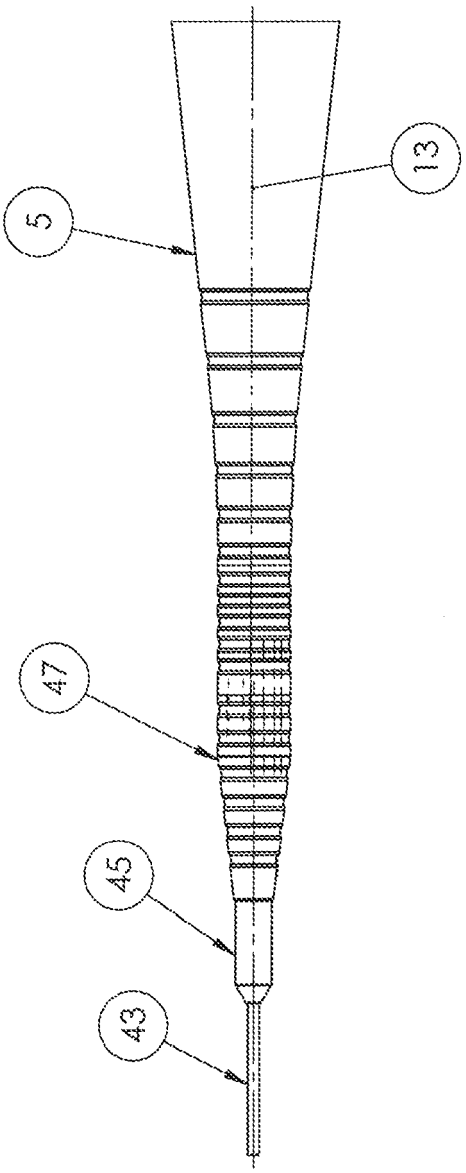


FIG. 4

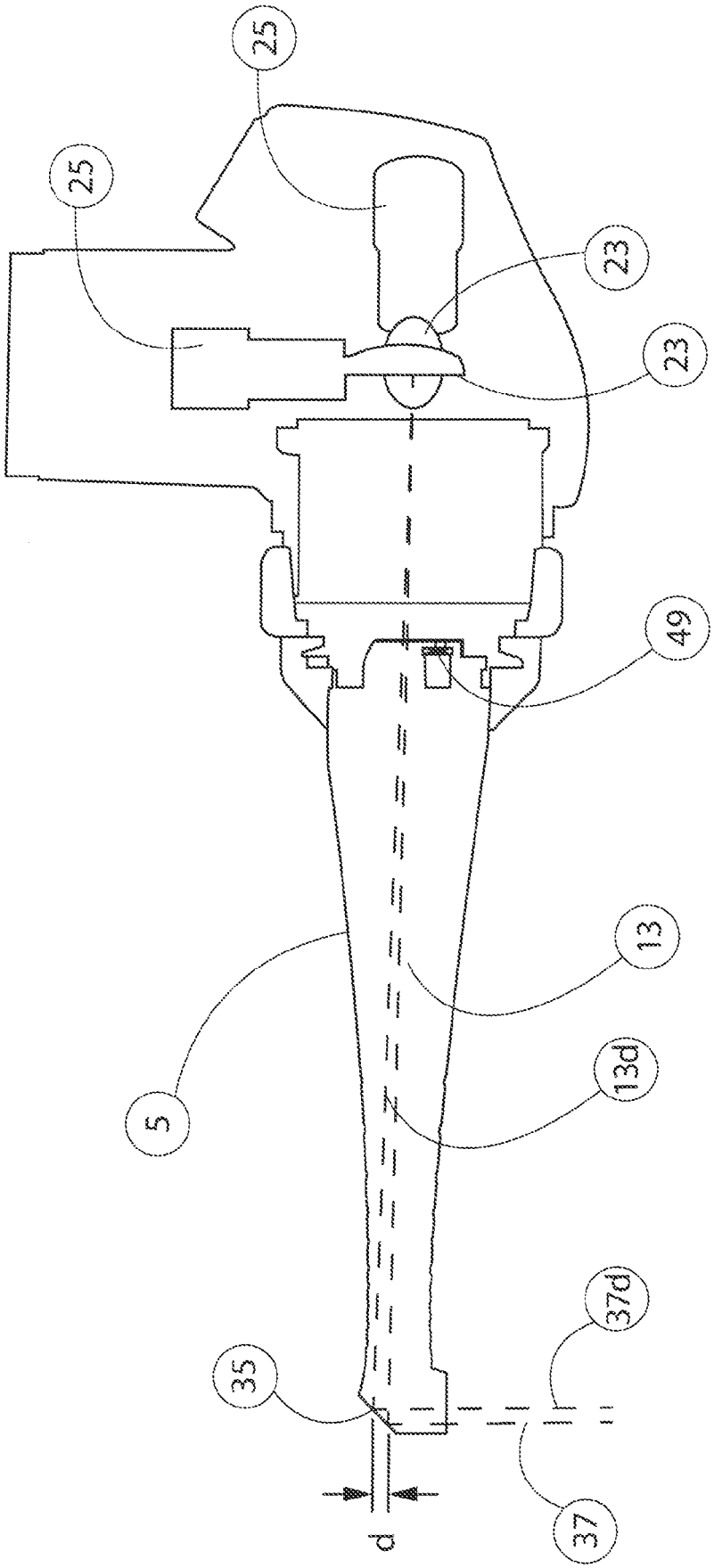


FIG. 5A

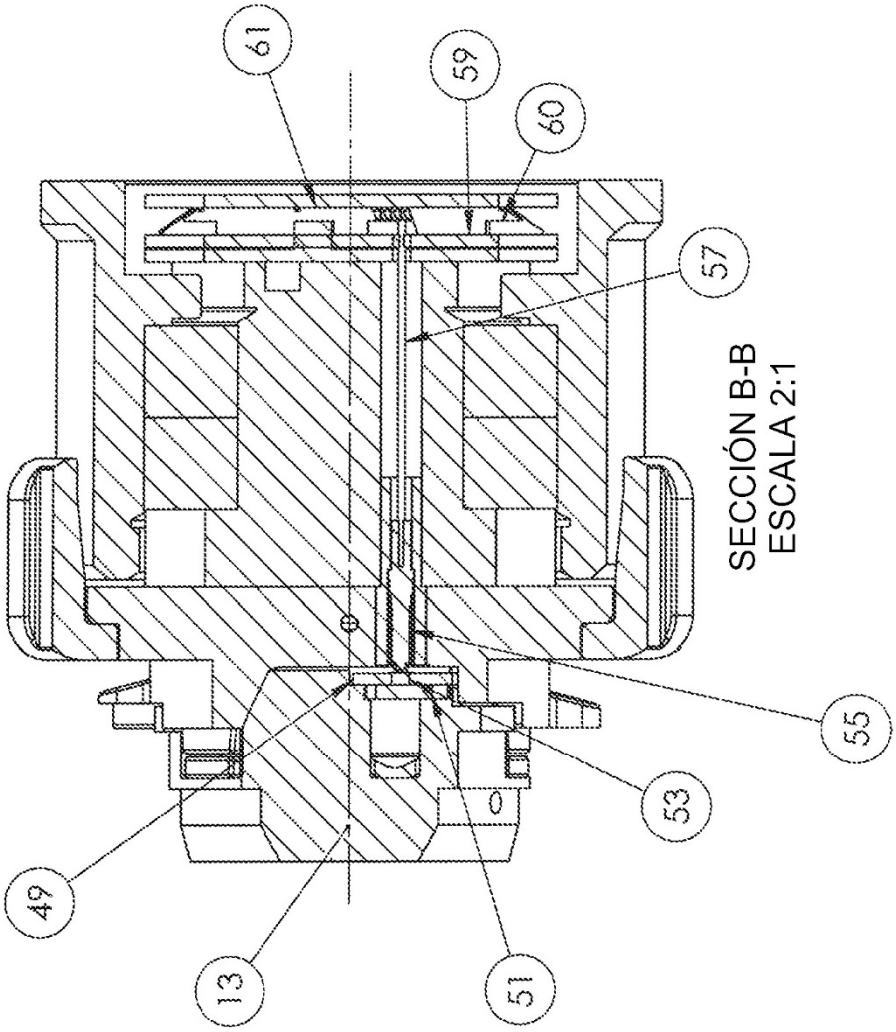
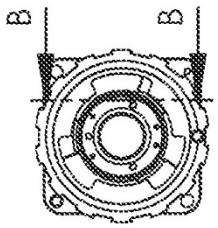


FIG. 5B



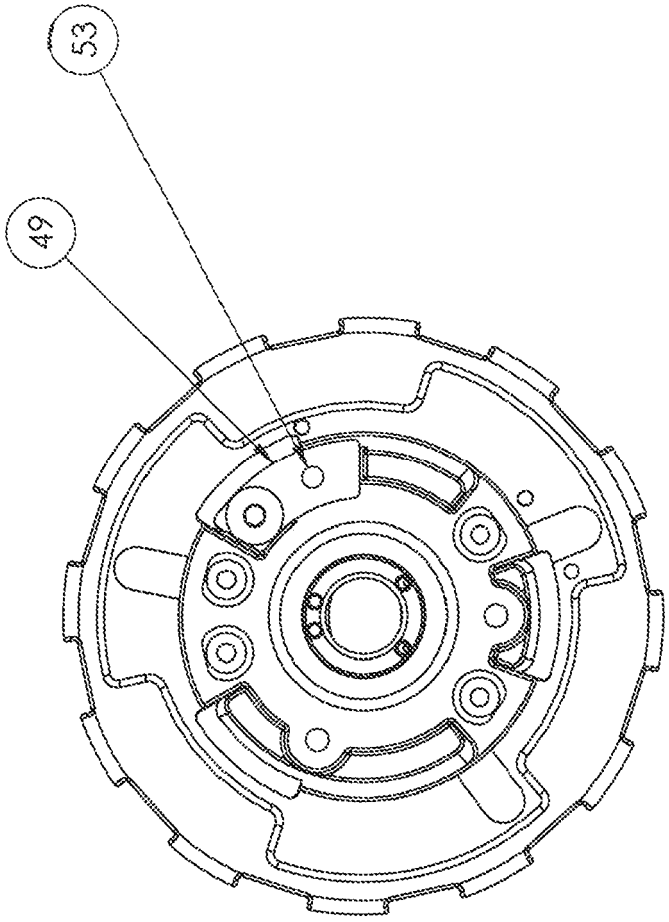


FIG. 5C

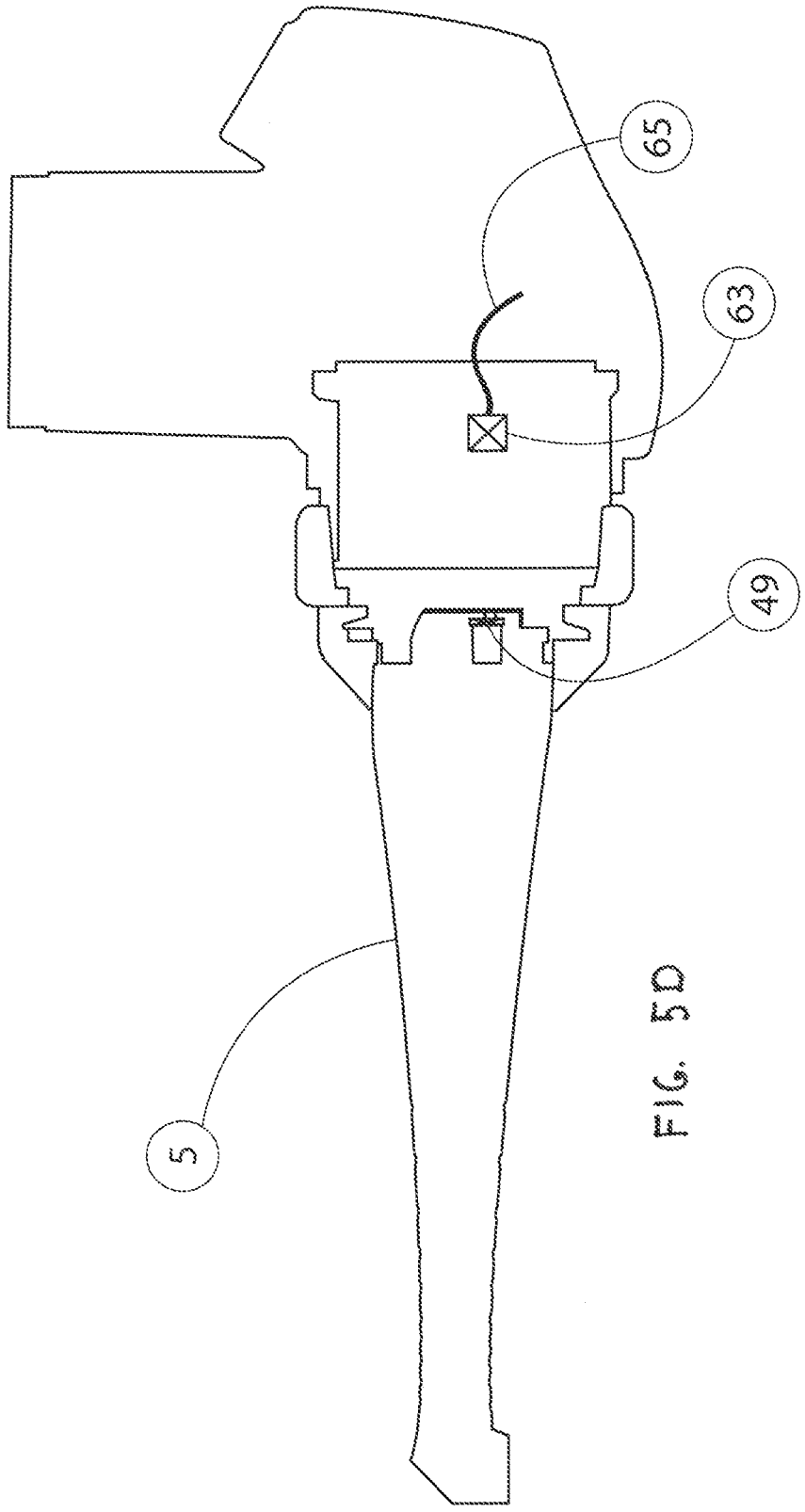
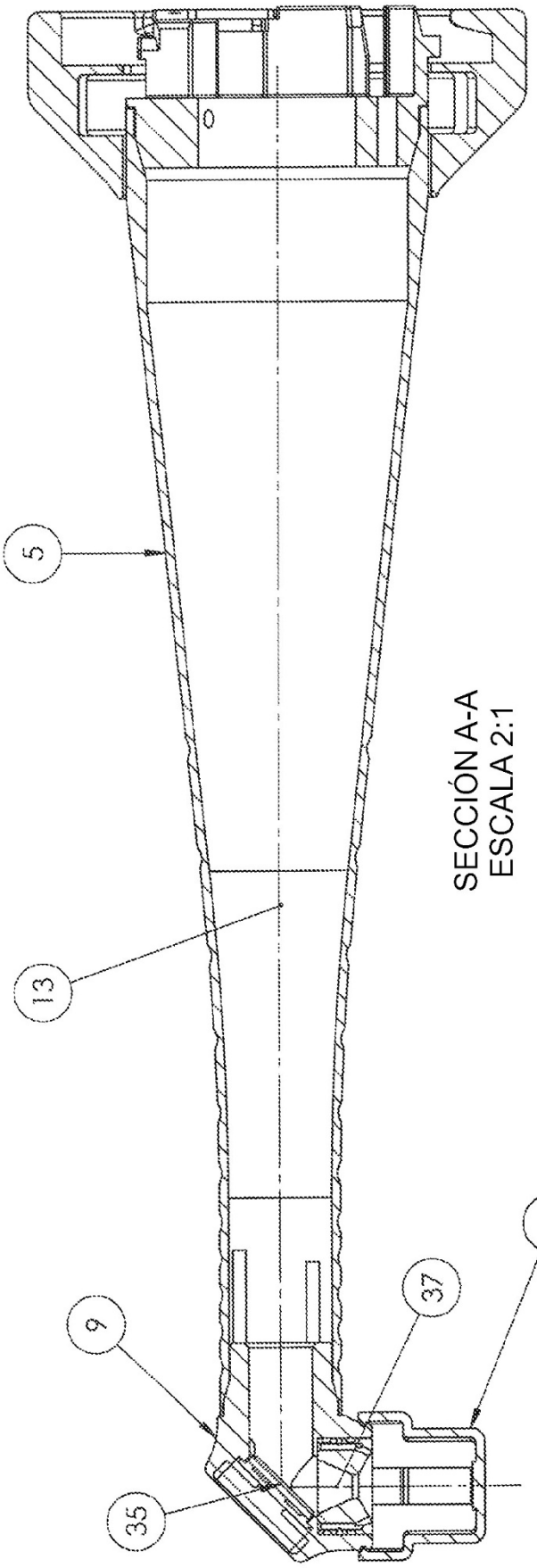


FIG. 5D



SECCIÓN A-A
ESCALA 2:1

FIG. 6A

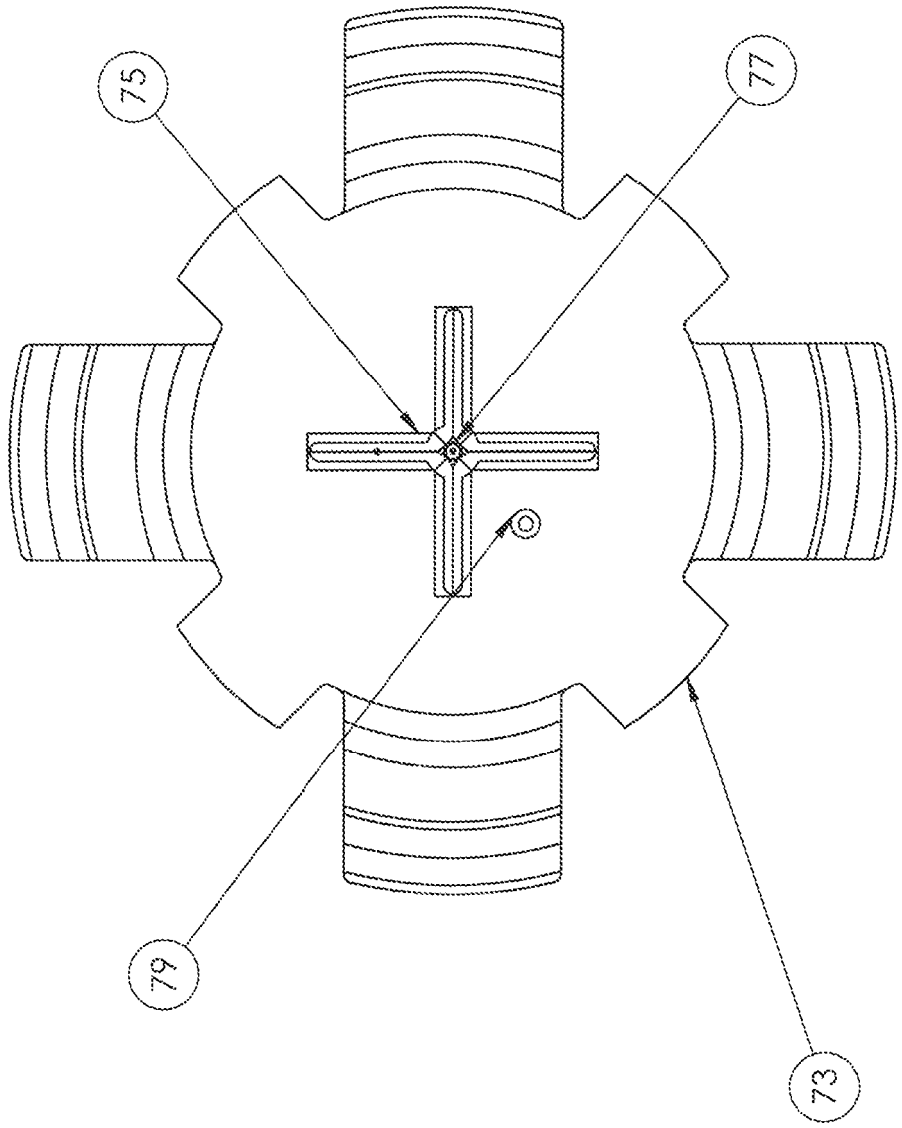
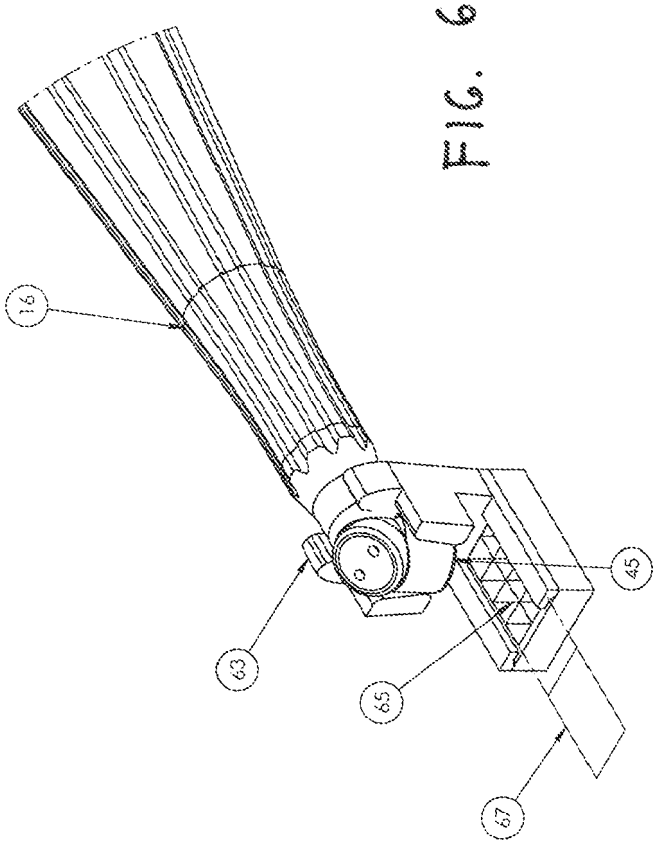


FIG. 6B

FIG. 6C



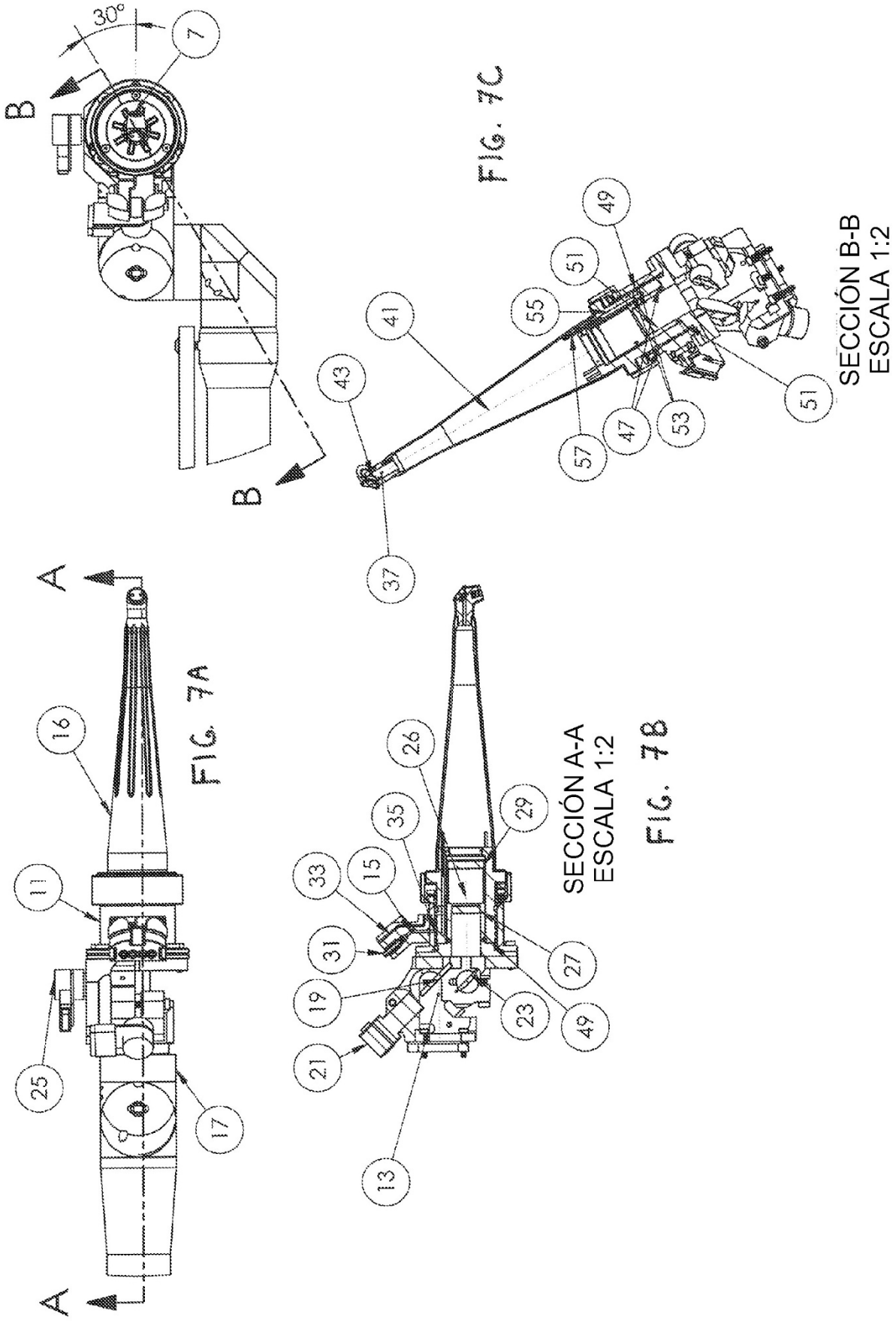


FIG. 7C

FIG. 7A

FIG. 7B

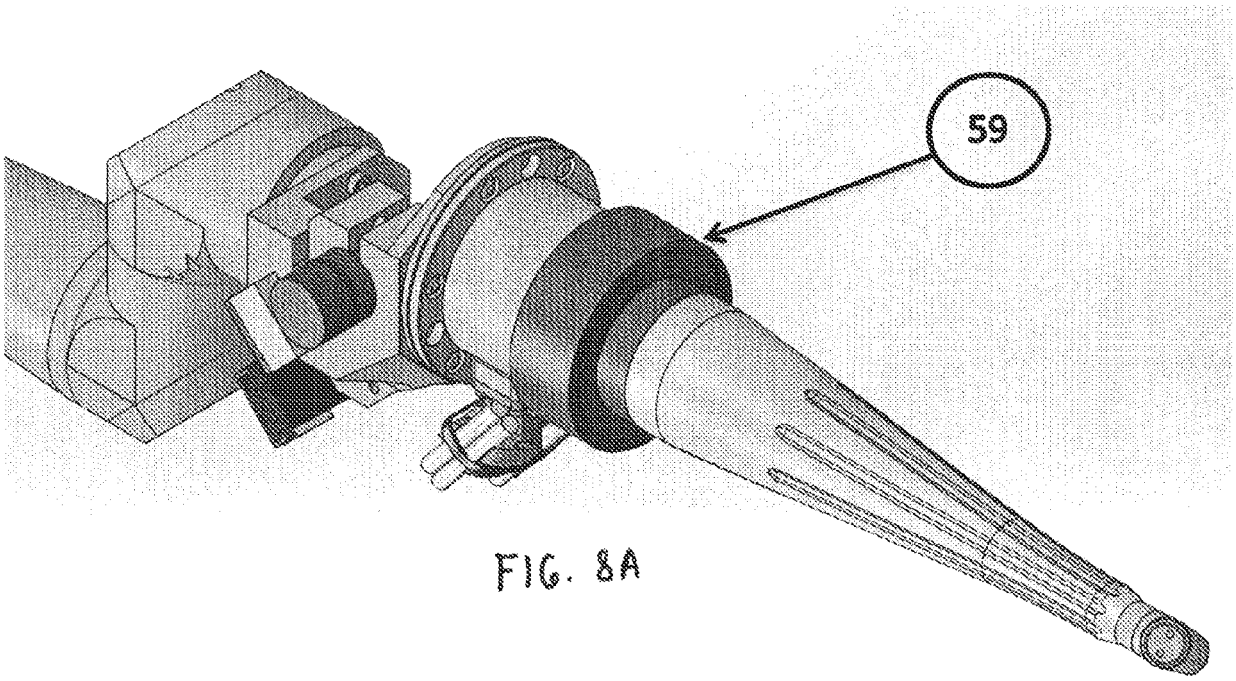


FIG. 8A

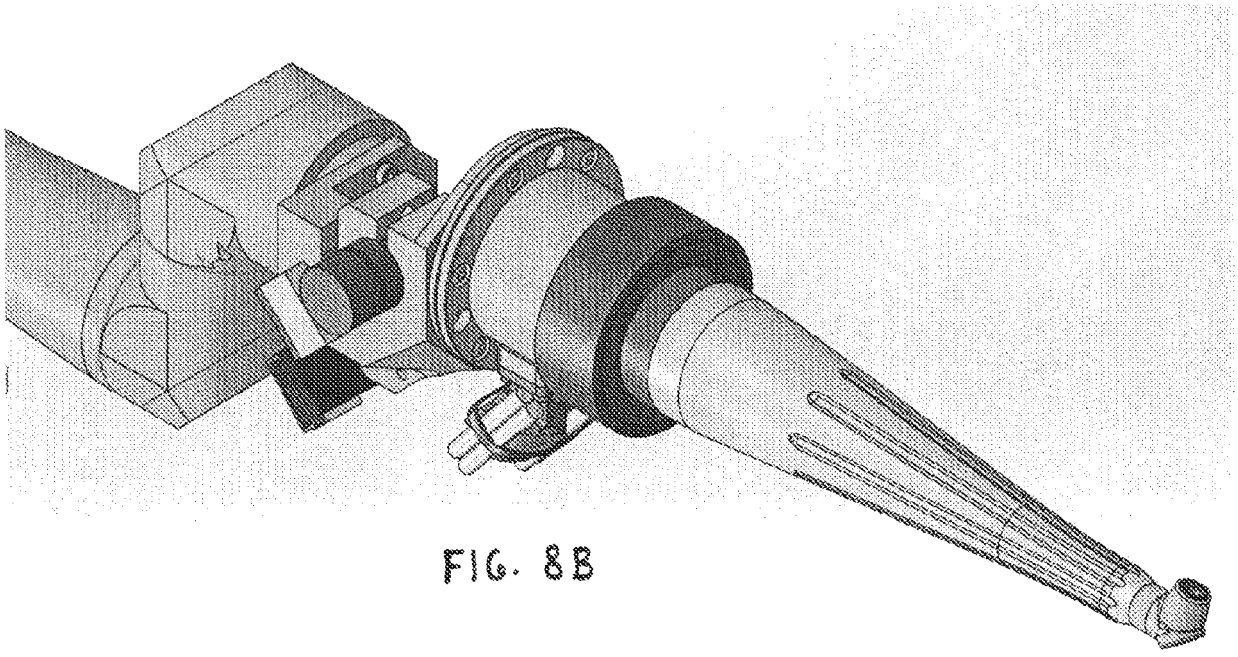
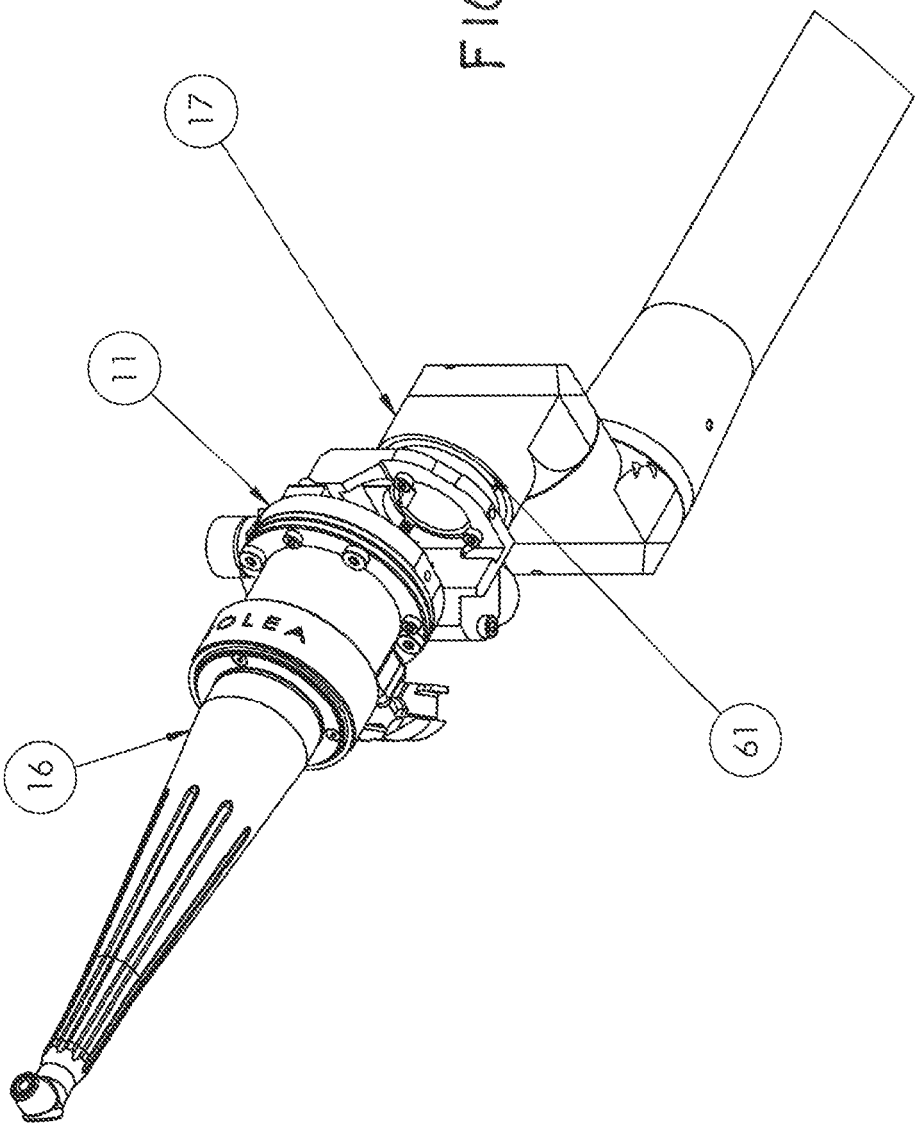


FIG. 8B

FIG. 8C



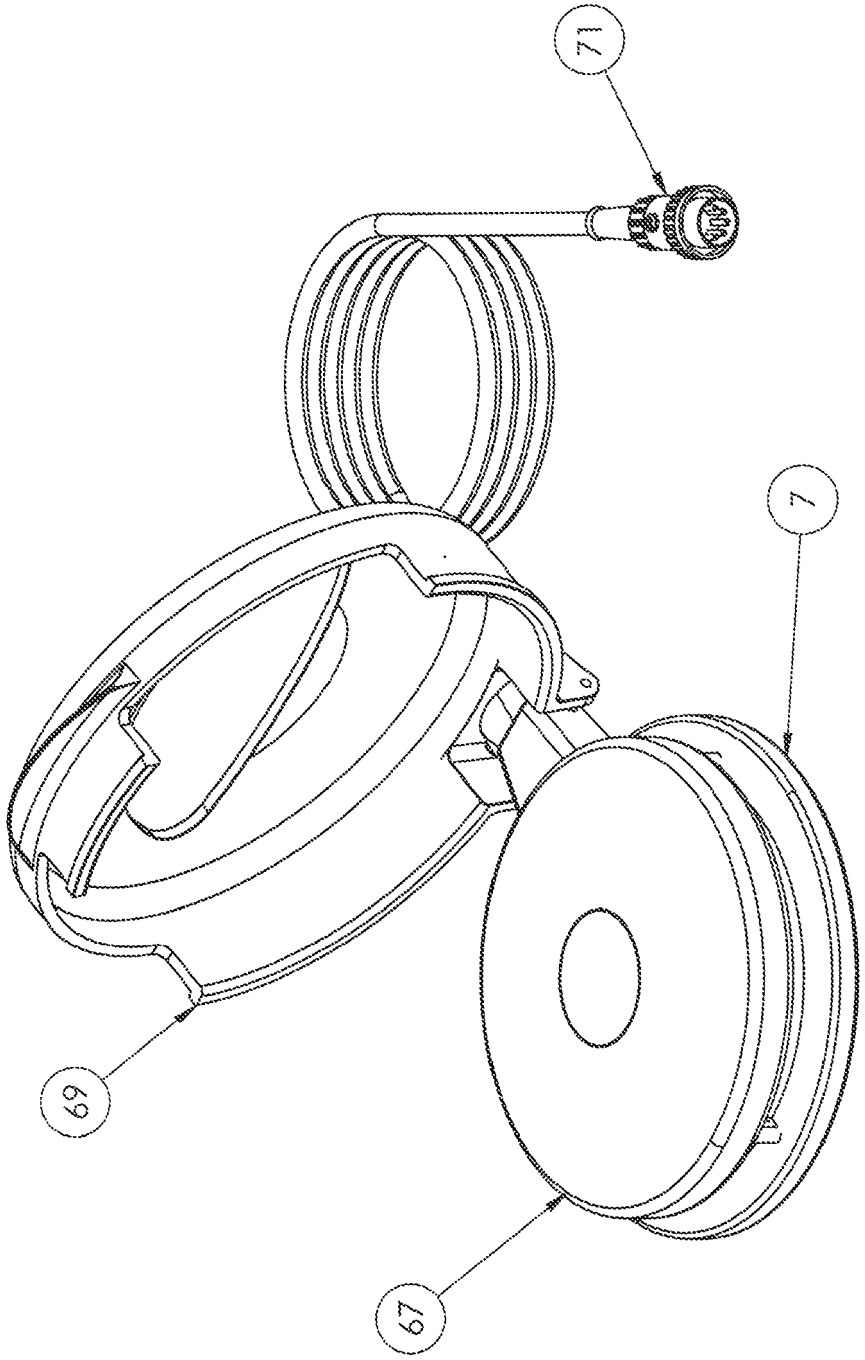


FIG. 9A

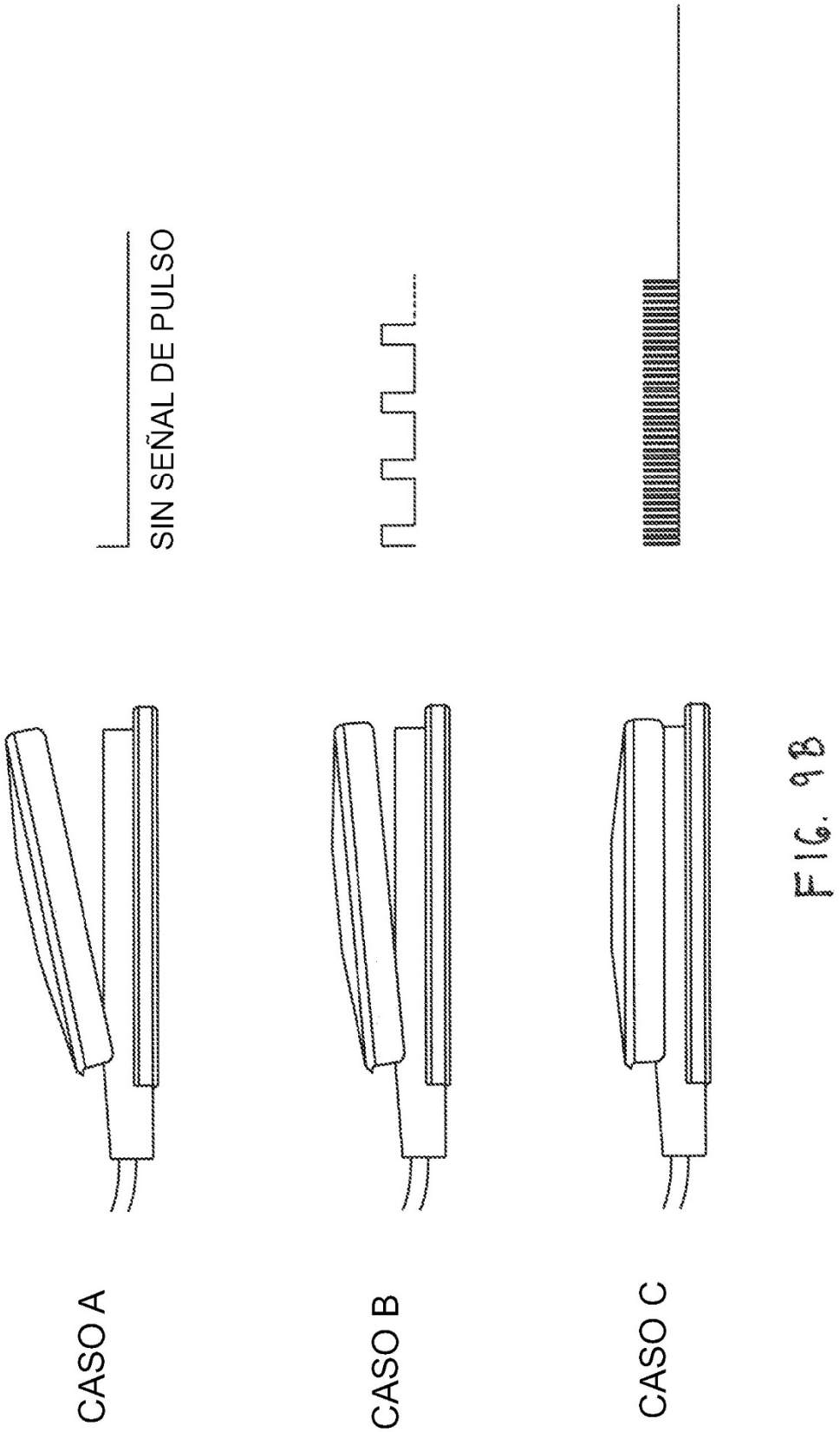


FIG. 9B

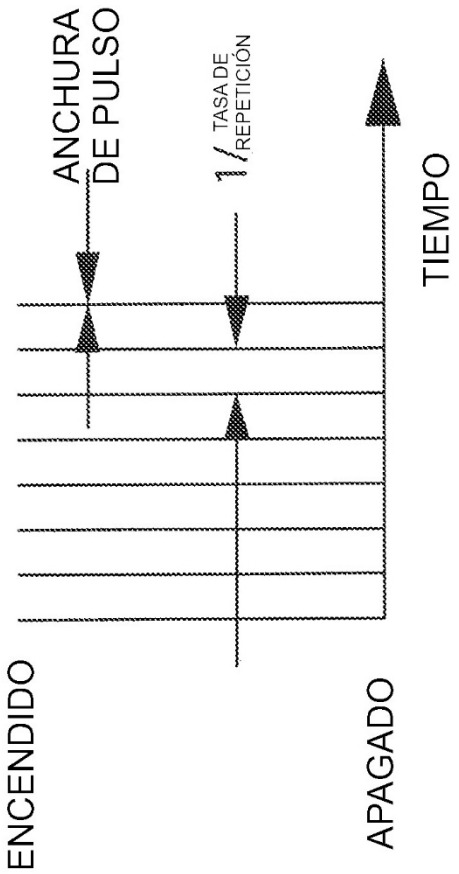

ANCHURA DE PULSO
1/ TASA DE REPETICIÓN
TIEMPO
ENCENDIDO
APAGADO

FIG. 10A

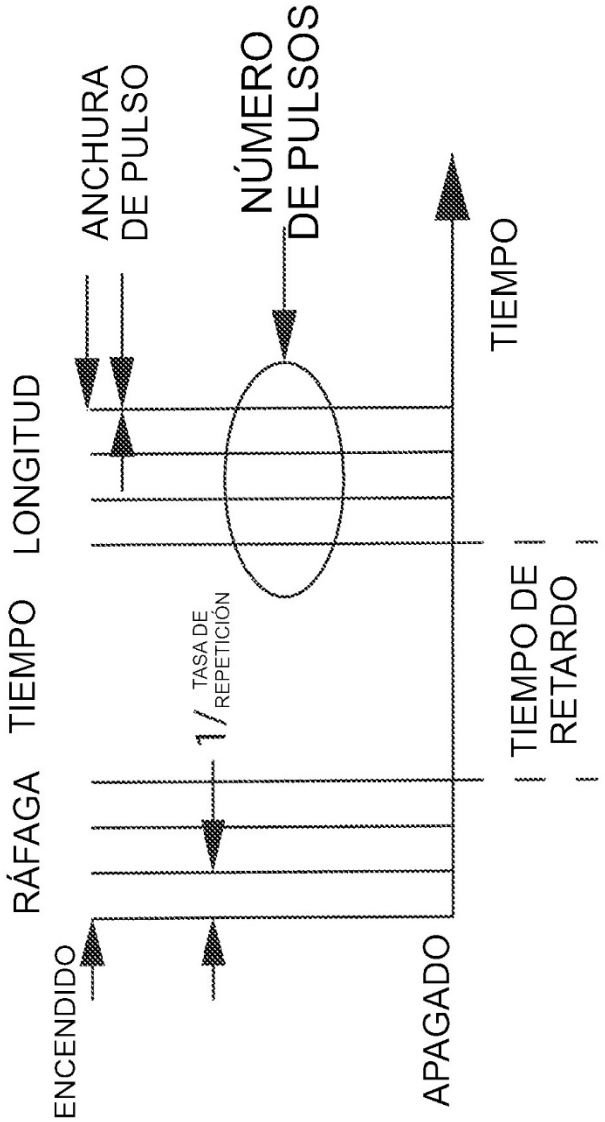

RÁFAGA TIEMPO LONGITUD
ANCHURA DE PULSO
NÚMERO DE PULSOS
TIEMPO
1/ TASA DE REPETICIÓN
TIEMPO DE RETARDO
ENCENDIDO
APAGADO

FIG. 10B

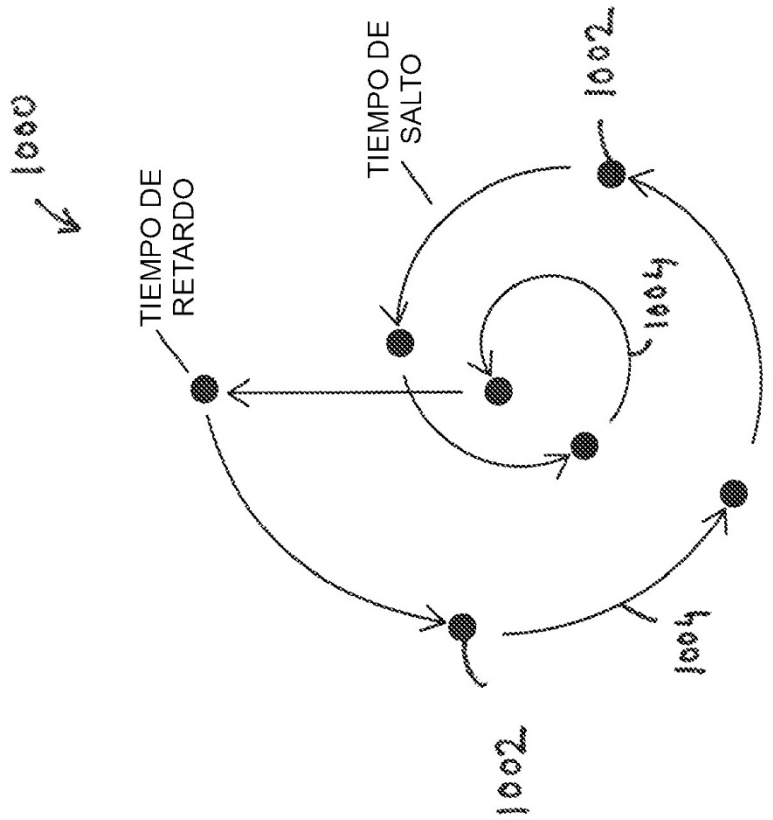


FIG. 10C

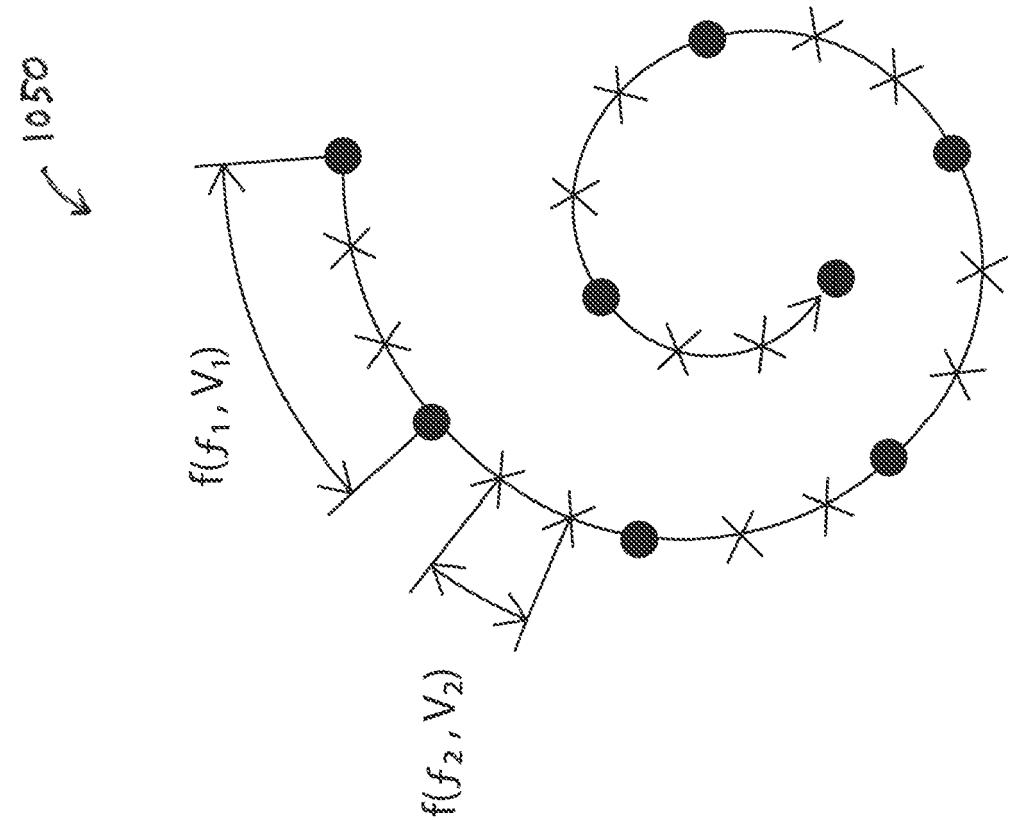


FIG. 10D

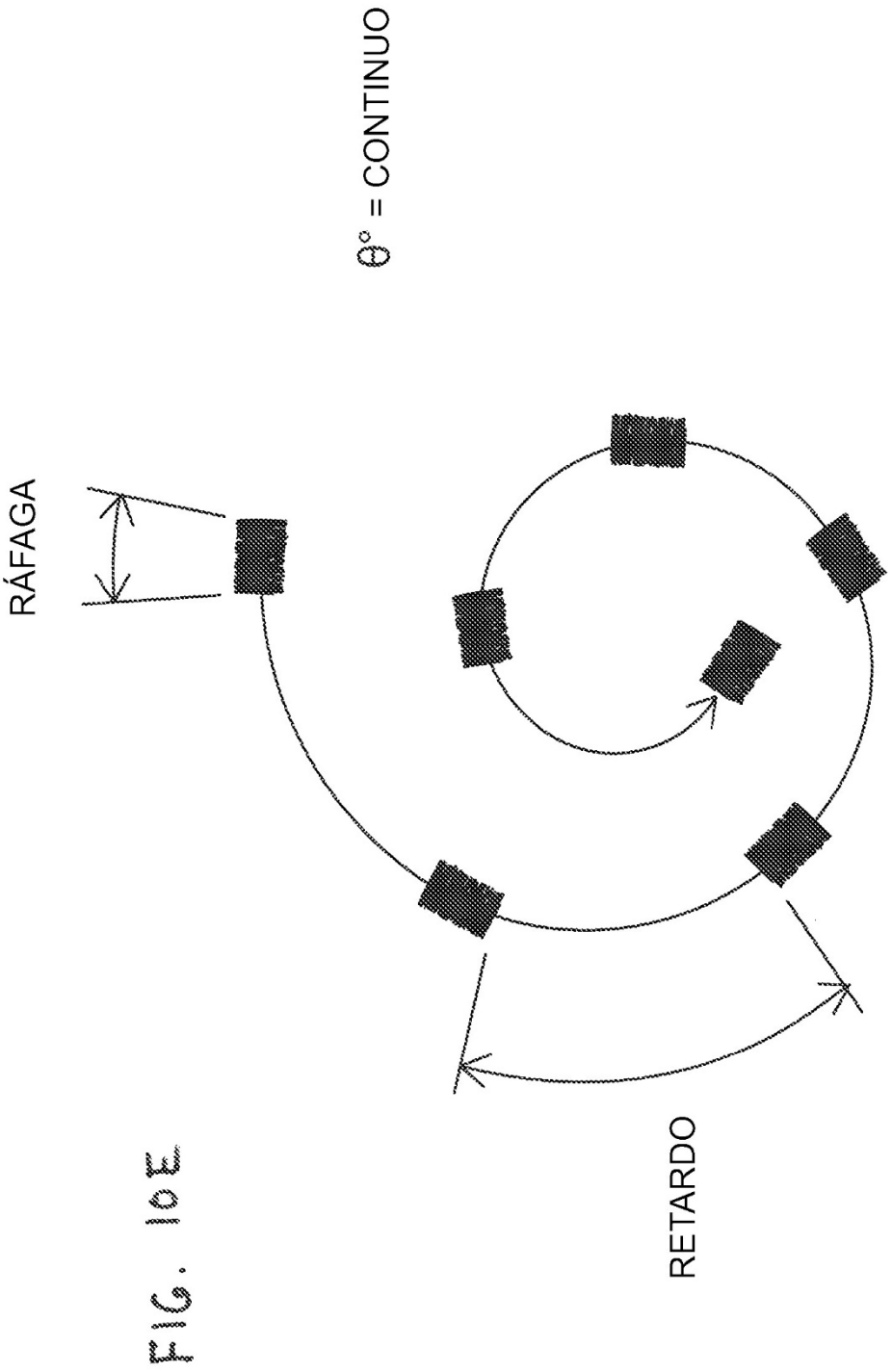


FIG. 10E