

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 986 187**

51 Int. Cl.:

A61B 1/24 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
A61B 1/06 (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01)
A61C 9/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **09.08.2018** **PCT/US2018/046144**
87 Fecha y número de publicación internacional: **14.02.2019** **WO19032923**
96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.08.2018** **E 18843004 (5)**
97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.05.2024** **EP 3664687**

54 Título: **Dispositivo de escaneo intraoral**

30 Prioridad:

10.08.2017 US 201762543557 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
08.11.2024

73 Titular/es:

D4D TECHNOLOGIES, LLC (100.0%)
650 International Parkway
Richardson, TX 75081, US

72 Inventor/es:

LI, YE;
QUADLING, MARK, S.;
QUADLING, HENLEY, S.;
DUNCAN, ROD, A.;
BASILE, GREGORY, R.;
GRAHAM, JUSTIN, G.;
KENWORTHY, GRANT, E.;
TCHOUPRAKOV, ANDREI y
TOIMELA, LASSE, H.

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 986 187 T3

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

DESCRIPCIÓN

Dispositivo de escaneo intraoral

Antecedentes de la invención

Campo técnico

- 5 Esta descripción se refiere en general a dispositivos de escaneo.

Breve descripción de la técnica relacionada

- Se conoce proporcionar un escáner intraoral para permitir que un usuario escanee intraoralmente pacientes dentales. Tales dispositivos se usan en un escáner independiente, o como parte de un sistema de diseño y fabricación asistido por ordenador (CAD/CAM). Un sistema de CAD/CAM utiliza típicamente software de CAD dental que se ejecuta en un ordenador portátil o en una máquina de sobremesa, opcionalmente junto con hardware especializado de máquina fresadora accionado por software de CAM de control de la máquina. El dentista prepara primero la anatomía del diente dañado de un paciente (usando prácticas dentales estandarizadas) para recibir una restauración dental que incluye, pero no está limitada a, una incrustación inlay, una incrustación onlay, una carilla, una corona o un puente. Una vez que se ha realizado la preparación, el dentista utiliza el escáner descrito e ilustrado en la presente memoria para capturar una impresión digital de la anatomía dental de un paciente. Una vez que se ha capturado la impresión digital, el software de CAD automatizado presenta al dentista una restauración de "propuesta inicial". Preferiblemente, esta propuesta inicial selecciona automáticamente una anatomía de diente apropiada, y la dimensiona para que encaje sobre la preparación y dentro de la anatomía "buena" existente del paciente. Esta propuesta inicial es personalizada entonces por el profesional dental, usando típicamente herramientas software especializadas para ajustar y modificar el diseño, con el objetivo de lograr en última instancia un diseño optimizado que encaje en la anatomía del paciente. Una vez que se ha logrado el modelo 3D final del diente, éste se envía electrónicamente a una máquina fresadora (o tercera parte), la cual genera entonces la restauración real a partir del diseño.

- Aunque los dispositivos de escáner existentes proporcionan resultados satisfactorios, sigue existiendo la necesidad de mejoras en la velocidad y precisión de escaneo, así como de reducir el tamaño y peso del dispositivo para hacer así más fácil su uso en la práctica.

El documento KR-10-2015-0111122 se refiere a escáneres tridimensionales y, más particularmente, a escáneres tridimensionales que pueden usarse adecuadamente para adquirir datos de imagen estereoscópica en un espacio estrecho tal como la cavidad oral o un espacio interno estrecho.

Breve compendio

- Se proporciona un dispositivo de escaneo intraoral para escanear intraoralmente pacientes dentales de manera más eficiente y precisa. El dispositivo comprende típicamente un componente de un sistema de impresión óptica para diseño asistido por ordenador (CAD) y fabricación asistida por ordenador (CAM) de restauraciones dentales. En funcionamiento, el dispositivo se utiliza para registrar características topológicas de dientes, impresiones dentales o modelos de piedra mediante métodos digitales y para su uso en CAD/CAM de dispositivos protésicos de restauración dental. Según esta descripción, diferentes componentes operativos en el dispositivo están configurados y dispuestos para simplificar el empaquetamiento y ensamblaje mecánicos y eléctricos y, en consecuencia, el escáner es mucho más compacto y más fácil de usar en comparación con los escáneres intraorales de la técnica anterior.

Lo anterior ha esbozado algunos de los rasgos más pertinentes de la materia. Estos rasgos deberían interpretarse como meramente ilustrativos.

- Un escáner intraoral es el primer aspecto de la presente invención y se proporciona en la reivindicación 1. Las realizaciones preferidas se proporcionan en las reivindicaciones dependientes. Cualquier realización de la descripción proporcionada a continuación que no sea abarcada por las reivindicaciones se proporciona solo para referencia.

Breve descripción de los dibujos

- Para una comprensión más completa de la materia descrita y las ventajas de esta, se hace referencia ahora a las siguientes descripciones tomadas en conjunto con los dibujos adjuntos, en los cuales:

La Figura 1 representa una vista en perspectiva de una realización de un escáner de mano según esta descripción;

La Figura 2 representa un módulo de motor de luz del escáner mostrado en una vista en perspectiva;

La Figura 2A representa una vista seccionada (interior) del módulo de motor de luz;

La Figura 3 representa un módulo de eliminación de motas del escáner en una vista en perspectiva;

- La Figura 3A representa una vista interior del módulo de eliminación de motas;

La Figura 4 muestra un módulo de proyección de luz del escáner en una vista en perspectiva;

La Figura 4A representa una vista interior del módulo de proyección de luz;

La Figura 5 muestra un módulo de tubo de lente del escáner en una vista en perspectiva;

La Figura 5A representa una vista interior del módulo de tubo de lente;

5 La Figura 6 representa una estructura preferida del prisma TIR en el módulo de motor de luz del escáner;

La Figura 7A representa la trayectoria del haz a través del módulo de motor de luz para luz que es dirigida en un ángulo mayor de la normal y, por lo tanto, se proyecta al resto del sistema óptico;

La Figura 7B representa la trayectoria del haz a través del módulo de motor de luz para luz que es dirigida en un ángulo menor que la normal y, por lo tanto, no se proyecta;

10 La Figura 8A es una vista en planta del sistema óptico del escáner;

La Figura 8B es una vista en alzado del sistema óptico;

La Figura 9 representa una vista específica de componentes de una realización preferida del escáner.

La Figura 10 representa un mecanismo de acoplamiento por giro para unir la punta del escáner al cuerpo del escáner.

Descripción detallada

15 Como se ha indicado anteriormente, el escáner de esta descripción es un escáner óptico de mano que está diseñado para ser colocado en la boca de un paciente para crear una imagen (típicamente una imagen 3D) de los dientes después de la preparación para restauración dental. Lo siguiente describe una realización de este escáner.

En particular, la Figura 1 representa una vista en perspectiva del escáner de mano en una realización. En esta realización, el escáner comprende preferiblemente un cuerpo 1 del escáner, una punta 2 desmontable del escáner y un cable de datos 3 desmontable.

20 Con referencia ahora a la Figura 2, se muestra en perspectiva un módulo de motor de luz del escáner de la Figura 1, y la Figura 2A proporciona una vista interior (seccionada) del módulo de motor de luz. El módulo de motor de luz comprende preferiblemente un diodo láser rojo 9, un diodo láser verde 10 y un diodo láser azul 11. Un espejo de espectro completo 4, un filtro dicróico 5 que deja pasar el rojo y refleja el verde, y un filtro dicróico 6 que refleja el azul y deja pasar el rojo y el verde, respectivamente, están situados adyacentes a los diodos. El elemento 7 es una carcasa del láser y sumidero de calor para el módulo, y el elemento 8 es una placa de circuitos flexible del láser en la cual están montados los diodos láser.

25 La Figura 3 representa un módulo de eliminación de motas, y la Figura 3A proporciona una vista interior del módulo de eliminación de motas. El módulo de eliminación de motas comprende una matriz de microlentes (MLA) 12, un motor 13 de accionamiento del eliminador de motas, una carcasa 14 del eliminador de motas, un disco difusor 15 (que actúa como elemento de eliminación de motas) y una lente acromática 16 (una lente "doble" o "colimadora"). El disco difusor gira delante del láser. En una realización alternativa, el difusor puede moverse por otros medios en los ejes vertical, horizontal, circular o aleatorio.

30 La Figura 4 representa un módulo de proyección en perspectiva, y la Figura 4A representa una vista seccionada que muestra las trayectorias de la luz. Como se muestra, el módulo de proyección comprende una carcasa de TIR 17, un chip modulador espacial de luz láser 18 (Texas Instruments DLP®), un prisma de reflexión interna total (TIR) 19, y una lente telecéntrica 20. Como se representa, la luz entra en el módulo normal a la superficie del chip modulador; el prisma TIR 19 desplaza entonces esa luz fuera del eje. Como se describirá con más detalle a continuación, esta configuración permite reducir sustancialmente el tamaño del sistema óptico general, permitiendo de este modo reducir el tamaño global del escáner.

35 La Figura 5 representa un módulo de tubo de lente en perspectiva, y la Figura 5A representa una vista seccionada. Como se ve mejor en la vista en perspectiva, el módulo incluye una carcasa 21 de las lentes de aumento (cañón de lentes) que incluye una abertura 22 ranurada (a veces denominada en esta memoria "ojo de gato"). Las lentes de aumento 23 están soportadas sustancialmente como se muestra. La abertura 22 proporciona una profundidad de campo significativamente mejorada para las líneas láser que comprenden la imagen proyectada. En efecto, y usando la abertura, el sistema óptico sacrifica la resolución en la dirección vertical mejorando al mismo tiempo significativamente la resolución en la dirección horizontal. La idea aquí es proporcionar más potencia óptica en la dirección que importa para el proceso de obtención de imágenes.

Lo siguiente proporciona detalles adicionales relacionados con el prisma de reflexión interna total (TIR) mostrado en la Figura 4, así como su principio de funcionamiento. Como se representa en la Figura 6, el prisma TIR está compuesto preferiblemente por dos piezas de vidrio, numeradas 24 y 25, estando dichas piezas preferiblemente pegadas una a la otra con un hueco de aire muy pequeño entre ellas. El prisma TIR está configurado para transmitir luz que entra en el prisma en un cierto rango de ángulos, y para reflejar luz que entra en un ángulo diferente. Esta operación puede verse en la Figura 6 con respecto a tres (3) superficies de transmisión identificadas, así como la propia superficie TIR 30. Como se ha indicado anteriormente, el prisma TIR se usa para transmitir luz de un cierto ángulo de incidencia y reflejar luz de un ángulo de incidencia diferente. La luz entra en el prisma en una normal a una primera superficie de transmisión 26 y es reflejada en gran medida por la superficie TIR 30. Esta luz se transmite desde una segunda superficie de transmisión 27 sobre una superficie DMD 28, que dirigirá la luz en un ángulo mayor que la normal o menor que la normal dependiendo de la posición de los microespejos DMD. La luz pasa entonces de nuevo a través de la segunda superficie de transmisión 27. La luz que sale de la superficie DMD 28 en un ángulo mayor que la normal se transmite a través de la superficie TIR 30 y luego se transmite fuera del prisma a través de una tercera superficie de transmisión 29. Esto se representa en la Figura 7A. La tercera superficie de transmisión 29 está inclinada de tal manera que la luz que sale se transmite normal a la trayectoria de proyección restante. La luz que se refleja en un ángulo menor que la normal se refleja en la superficie TIR 30 y no se proyecta a través del sistema. Esto se representa en la Figura 7B.

Por tanto, el prisma TIR está compuesto preferiblemente por dos prismas que están configurados como se muestra, preferiblemente con un hueco de aire de unos pocos micrómetros entre ellos. El primer prisma 24 es un prisma triangular (o de ángulo recto) que comprende un ángulo a 90° y otros dos ángulos iguales (a 45°), y está conformado de un material seleccionado para garantizar reflexión interna total en la superficie 30. El segundo prisma 25 es también un prisma triangular, y está conformado en forma de un prisma de cuña en el cual el ángulo de la cuña y el material están diseñados para hacer el haz láser saliente paralelo al eje óptico. Aparte del ángulo de 90° , el segundo prisma tiene ángulos de aproximadamente 21° y 69° . Como se ha indicado, preferiblemente los prismas están unidos entre sí con un pequeño hueco de aire a lo largo de la superficie 30. Preferiblemente, los prismas están dimensionados para garantizar que hay una abertura ópticamente clara suficiente para cubrir el tamaño de patrón del haz láser. Como se ha indicado anteriormente, el haz láser entra en el primer prisma 24 en un ángulo de incidencia normal, y es reflejado internamente (totalmente) por la superficie TIR 30 de 45° de manera que el haz incide entonces en el modulador de luz. Cuando el modulador está encendido, y cuando cada espejo individual gira $+12^\circ$ grados, entonces el haz láser se refleja de vuelta al prisma 24 a través de la superficie TIR 30 de 45° . Debido al ángulo DMD, no hay reflexión interna en la superficie 30 del prisma 24. Por lo tanto, el haz láser viaja a través del primer prisma y alcanza el segundo prisma 25, en donde es doblado entonces por la tercera superficie de transmisión (posterior) de tal manera que el haz láser es paralelo al eje óptico y viaja a través del resto de la trayectoria óptica. Como se ha indicado anteriormente, esta operación se representa en la Figura 7A. Cuando el DMD está en una posición aparcada de 0° grados o en una posición de APAGADO de ángulo de -12° grados, el haz láser no consigue pasar a través de la superficie 30 de 45° del primer prisma debido a reflexión interna total.

La manera descrita anteriormente de disponer la configuración TIR permite que tanto el chip DMD como el chip CCD (o basado en CMOS) se puedan colocar en un plano vertical, y simplifica el empaquetamiento y ensamblaje mecánicos y eléctricos. En parte, debido a esta construcción, el escáner completo es mucho más compacto que los dispositivos anteriores de este tipo.

En una realización alternativa, las posiciones relativas de los dos prismas se conmutan, en cuyo caso el haz láser de salida es normal a la superficie TIR del prisma de 45° , y el chip DMD está en un plano horizontal y perpendicular a la superficie CCD (o CMOS).

Las Figuras 8A y 8B representan el sistema óptico del escáner con detalle adicional. La Figura 8A es una vista en planta, y la Figura 8B es una vista en alzado. Como se representa mejor en la Figura 8A, el sistema óptico 40 del escáner está configurado para incluir dos (2) trayectorias ópticas, a saber, una trayectoria de proyección láser 41 y una trayectoria de obtención de imágenes ópticas 42. Generalmente, la trayectoria de proyección láser comprende preferiblemente tres (3) láseres de color (RGB) 43, y un modulador de luz espacial 44 (por ejemplo, el modulador de luz Texas Instruments DLP®) para proyectar un patrón de luz láser estructurado e iluminación de color de visualización en directo sobre la superficie del diente. La trayectoria de obtención de imágenes ópticas 42 comprende un sensor CCD (o CMOS) 45 de alta velocidad y resolución para capturar la imagen del patrón de luz láser proyectado sobre la superficie del diente desde una vista en perspectiva. La separación de las dos trayectorias ópticas (que están configuradas una al lado de la otra como se representa) forma una triangulación entre un patrón de luz láser proyectado y la obtención de imágenes ópticas CCD, tal que se puede determinar una forma 3D de la superficie del diente en base a principios de triangulación bien conocidos. Preferiblemente, tanto las lentes de proyección 46 como las lentes de obtención de imágenes 47 incluyen cada una el mismo grupo de cuatro lentes y están optimizadas para alta resolución, corrección de color y rayos telecéntricos en el espacio de obtención de imágenes. Además de los tres (3) diodos láser de color 43, la trayectoria de proyección láser incluye lentes de colimación láser 48, filtros de combinación de color 49, un homogeneizador de matriz de microlentes 50, un reductor de motas de láser 51, una lente doble acromática 52 y un prisma TIR reflectante (reflexión interna total) 53 (como se describió anteriormente). Al final de la punta del escáner, la luz transmitida se refleja en el espejo 54.

Preferiblemente, la profundidad del campo (aproximadamente 15 mm) en la trayectoria de obtención de imágenes ópticas se diseña en base al control del tamaño del tope de abertura y la longitud focal. La profundidad del campo (por ejemplo, aproximadamente 15 mm) en la trayectoria de proyección del láser se diseña en base a un tope de abertura de hendidura (como se describirá con mayor detalle más adelante) para lograr líneas láser bien definidas y salida láser brillante. El campo de visión (por ejemplo, aproximadamente 17 mm x 13 mm) se diseña en base al sensor CCD seleccionado y al tamaño del modulador de luz espacial, al tamaño del espejo de punta, los aumentos ópticos y la longitud óptica total. Preferiblemente, un pequeño tope de abertura de obtención de imágenes y un tope de abertura de proyección ubicados en la parte delantera del sistema óptico y sin usar ninguna ventana de vidrio, y preferiblemente todas las lentes están unidas a la carcasa mecánica principal para evitar empañamiento en la trayectoria óptica con el espejo de la punta, que preferiblemente se calienta.

Sin estar concebidos para ser limitativos, parámetros de diseño óptico representativos del escáner son los siguientes: longitud focal efectiva (26,6 mm), ángulo de triangulación (6,55°), aumento (1/3,6×), campo de visión (17,6 mm x 13,2 mm), tamaño del sensor CCD (4,736 x 3,552 mm con píxel de 7,4 µm, 200 fps), modulador de luz espacial (0,3" con paso de 10,6 µm en columna), color (3 láseres con color RGB), contraste (conmutación de espejo encendido y apagado), uniformidad (iluminación de parte superior plana con matriz de microlentes).

Haciendo referencia ahora a la Figura 9, se muestra con detalle adicional una vista específica de componentes de una realización preferida del escáner. La envuelta de plástico que aloja a estos componentes no se muestra. Como se representa, en esta realización el escáner 60 comprende el módulo 61 de eliminación de motas, el módulo de proyección 62, el módulo de tubo de lente 63 (con la abertura ranurada de ojo de gato), el módulo de montaje en punta 64, el módulo de cámara 65, el módulo electrónico 66, el cable de datos 67 y el módulo de motor de luz 68.

La abertura de ojo de gato del módulo de tubo de lente proporciona ventajas adicionales. En funcionamiento, y como se representa en la Figura 8A, la luz que sale del prisma TIR pasa a través del módulo de tubo de lente (que soporta el sistema de proyección de cuatro lentes 46). El módulo de tubo de lente incluye la abertura de ojo de gato (o de "tope") que tiene una forma ranurada. Ventajosamente, la ranura está configurada a lo largo de la dirección de la línea láser, permitiendo así que pase más potencia láser a través del sistema. La estrecha dirección de la abertura produce suficiente profundidad de campo para las líneas láser finas y bien definidas. Preferiblemente, el sistema de proyección de lentes 46 es idéntico al sistema de obtención de imágenes 47 adyacente, que está optimizado para alta resolución y gran profundidad de campo para la medición 3D. Típicamente, el sistema de obtención de imágenes tiene una abertura de tope de forma circular. El sistema de cuatro lentes es un diseño telecéntrico en el espacio de obtención de imágenes para una transmisión y una detección mejoradas.

Preferiblemente, y con referencia de nuevo a la Figura 1, la punta 2 del escáner y el cable de datos 3 son desmontables y son componentes reemplazables. El cable de datos 3 que une el escáner a un ordenador es un cable de datos USB 3.0 preferiblemente unido al resto del dispositivo mediante un conector de tipo acoplamiento de bayoneta.

En funcionamiento, el software de escaneo residente en un ordenador asociado (por ejemplo, ordenador de sobremesa, ordenador portátil o similar) extrae una nube de puntos 3D de los datos capturados, alinea la nube de puntos 3D con datos capturados previamente y lo envía a una pantalla de visualización (u otra salida). Este proceso se repite a medida que el usuario continúa escaneando. El sistema permite entonces al usuario introducir los datos anatómicos restaurados en una herramienta de diseño. A través del uso del software, el usuario diseña entonces una restauración (por ejemplo, una corona) que encaje con los rasgos anatómicos.

Preferiblemente, el diseño mecánico de la punta del escáner es una carcasa de plástico de una pieza, preferiblemente sin costuras externas. También puede incluir una marca de orientación para facilitar su uso. Preferiblemente un espejo situado en la punta se calienta para evitar el empañamiento, que de otro modo afectaría negativamente a la experiencia clínica. Como se representa en la Figura 10, la punta 2 se une al cuerpo de escáner 1 usando un mecanismo de acoplamiento por giro 32. Al hacer girar el cuerpo con respecto a la punta, la punta puede retirarse para su mantenimiento o sustitución. La conectividad eléctrica al espejo calentado se proporciona mediante una estructura de conector, que incluye contactos 33 en el cuerpo, una placa 34 de contactos que comprende un conjunto de contactos "pogo pad". La conectividad eléctrica proporcionada por los contactos 33 incluye alimentación, comunicaciones (por ejemplo, en un caso específico I²C) y seguridad.

Preferiblemente, los láseres RGB del escáner están equilibrados en color para producir una imagen deseable como se describe ahora. En particular, el enfoque del presente documento usa calibración de color mediante equilibrado del emisor láser. Lo siguiente describe una aproximación a este proceso de calibración.

Cada láser tiene un rango de frecuencia específico (es decir, rojo, verde o azul), y la anchura de pulso o potencia de cada emisor es ajustable. Tal como se usa en el presente documento, un "emisor" se refiere a los LED o láseres que iluminan la escena, "valor de accionamiento del emisor" se refiere al valor (por ejemplo, anchura de pulso u otra potencia eléctrica) que acciona la amplitud aparente del emisor, y un valor "tRGB" es un valor RGB medio deseado o objetivo de un blanco de calibración. Para realizar el proceso de calibración, se coloca primero la varilla en un blanco de calibración de color que es una escala de grises. Un valor RGB objetivo para la imagen resultante se establece entonces a tRGB. A continuación, se selecciona un valor de accionamiento del emisor en el medio de un rango permitido (que es configurable). Se toma entonces una instantánea del blanco y se recogen los valores RGB medios.

Se realiza entonces una determinación de si el valor RGB medio es o no mayor que tRGB y se utiliza el resultado como condición inicial para una búsqueda binaria. A continuación se ajustan los valores de accionamiento del emisor usando una búsqueda binaria hasta que se minimiza un delta entre el RGB medio y el tRGB. Los valores de accionamiento del emisor optimizados resultantes se usan entonces para accionar las tramas de color del escáner (es decir, durante el uso normal). Preferiblemente, se selecciona tRGB de tal manera que el verde y el azul tengan componentes mucho más fuertes que el rojo, ya que esto reduce la cantidad de dispersión roja en la boca del paciente. En una realización alternativa, en lugar de escala de grises, se pueden usar diferentes espacios de color (por ejemplo, HSL, HSV) para accionar la calibración.

Según otro aspecto, la corrección de la uniformidad de color puede llevarse a cabo de la siguiente manera. Primero se coloca el escáner en un blanco de calibración de color que es una escala de grises. Se ilumina entonces la escena, preferiblemente en base a los valores de accionamiento del emisor optimizados como se describió anteriormente. Se captura entonces la trama. A continuación, se desenfoca la trama, por ejemplo, usando una máscara de convolución o kernel $n \times n$. Para cada píxel, se calcula entonces un factor de escala. El factor de escala es un valor que mapea una RGB de entrada a una RGB de salida deseada que es similar a rRGB. A continuación se comprime la imagen de factor de escala (por ejemplo, usando OpenJPEG), lo que reduce los artefactos de compresión de cuadrícula reduciendo al mismo tiempo significativamente el tamaño del archivo. Este archivo comprimido se almacena a continuación en el escáner. Al comienzo del barrido, esta imagen de factor de escala se multiplica por la imagen entrante del escáner para corregir errores de uniformidad. Se calcula la imagen de factor de escala y se usa en un par de ecuaciones, siendo la primera ecuación $S = T/I$, derivada durante la calibración (y suponiendo operaciones aritméticas elemento a elemento), en donde S es la imagen de factor de escala, I es la imagen entrante procedente del escáner, y T es la imagen con tRGB en cada píxel; siendo la segunda ecuación $O = S \cdot I$, la cual representa la salida después de la calibración (es decir, durante el escaneo), en donde S es la imagen de factor de escala, I es la imagen entrante procedente del escáner, y O es la imagen de salida mostrada al usuario.

Según un aspecto adicional, lo siguiente describe una manera eficiente de reducir las sombras debidas a emisores láser que están situados en una trayectoria diferente del sensor de imagen. En este aspecto, se calcula un árbol kd a partir del modelo 3D generado. Para cada vértice en el modelo generado, y usando el árbol kd, se proyecta un rayo desde el vértice hasta una posición estimada de la cámara. Se almacena entonces el resultado del cruce. La rutina usa preferiblemente una epsilon a lo largo del rayo para garantizar que el rayo no se cruza con un vértice de prueba. Usando el árbol kd, también se proyecta un rayo desde el vértice hasta la posición estimada de iluminación láser, y también se almacena el resultado del cruce. También se usa una epsilon a lo largo del rayo para garantizar que el rayo no se cruza con el vértice de prueba. El color de la imagen de visualización en directo se busca solo si el rayo de la cámara y el rayo láser no son ocluidos por otra geometría.

Típicamente, las tramas utilizadas para capturar los datos para el modelo 3D son tramas parcialmente iluminadas. Para facilitar la operación del dispositivo y proporcionar vídeo en directo como realimentación al operador (así como los datos calculados en 3D), típicamente el escáner usa una secuencia de patrones a través de los cuales se intercalan selectivamente tramas de iluminación completa. Una trama de iluminación completa implica que todas o sustancialmente todas las líneas se encienden, en comparación con un enfoque parcialmente iluminado, en el que solo se proyectan algunas líneas. En una trama de iluminación completa, en efecto no hay ningún patrón. Las tramas parcialmente iluminadas proporcionan los datos a partir de los cuales se determinan las coordenadas 3D de la superficie. En la patente de EE.UU. No. 7,184,150 se describe una técnica para renderizar tramas de esta manera. En cambio, las tramas de iluminación completa se usan para texturizar el modelo 3D generado por los datos de tramas parcialmente iluminadas. En una secuencia, se usan un primer conjunto (por ejemplo, seis) de tramas de patrón, intercaladas con un segundo conjunto (por ejemplo, tres) de tramas de iluminación, para un total de secuencia de nueve tramas CCD totales. A continuación, se usa un conformador de tráfico software para separar las tramas capturadas en dos flujos, a saber, un flujo de vista previa en directo y un flujo de procesamiento de datos a partir del cual se genera el modelo 3D. Si es necesario, por ejemplo, para eficiencias computacionales o de almacenamiento, el flujo de vista previa en directo puede renunciar a la prioridad y descartar algunas tramas cuando la carga de trabajo de la CPU exceda un cierto límite.

Como se ha indicado anteriormente, el escáner intraoral descrito en el presente documento puede proporcionarse como un escáner independiente, o como parte de un sistema de CAD/CAM. En una implementación no limitativa, el escáner es parte de un sistema de CAD/CAM que usa software de CAD dental, como por ejemplo E4D Design Center, que se ejecuta en una máquina portátil o de sobremesa, opcionalmente junto con hardware de máquina fresadora especializado accionado por software de CAM de control de la máquina. El dentista prepara primero la anatomía del diente dañado de un paciente (usando prácticas dentales estandarizadas) para recibir una restauración dental que incluye, pero no está limitada a, una incrustación inlay, una incrustación onlay, una carilla, una corona o un puente. Una vez que se ha realizado la preparación, el dentista utiliza el escáner descrito e ilustrado en la presente memoria para capturar una impresión digital de la anatomía dental de un paciente. Una vez que se ha capturado la impresión digital, el software de CAD automatizado presenta al dentista una restauración de "propuesta inicial". Preferiblemente, esta propuesta inicial selecciona automáticamente una anatomía de diente apropiada, y la dimensiona para que encaje sobre la preparación y dentro de la anatomía "buena" existente del paciente. Esta propuesta inicial es personalizada entonces por el profesional dental, típicamente usando herramientas software especializadas para ajustar y modificar el diseño, con el objetivo de lograr en última instancia un diseño optimizado que encaje en la anatomía del paciente. Una vez que se ha logrado el modelo 3D final del diente, se envía electrónicamente a una máquina fresadora (o tercera

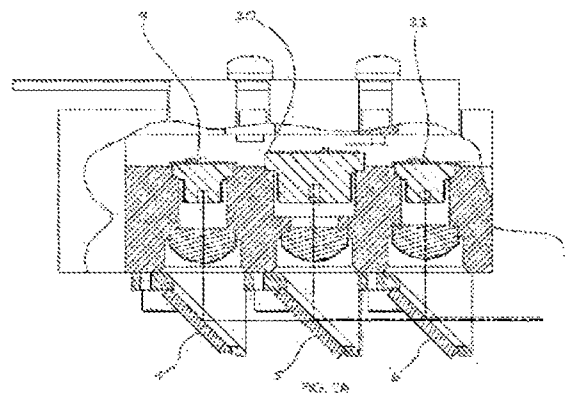
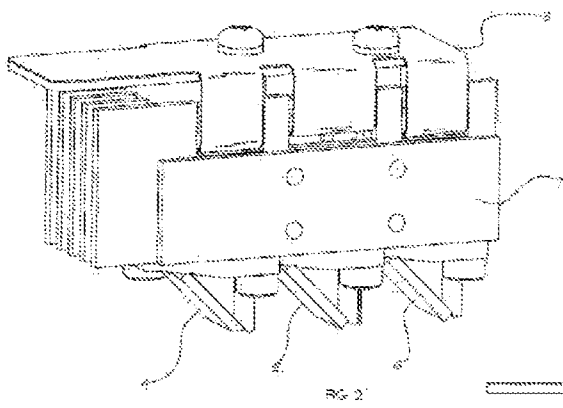
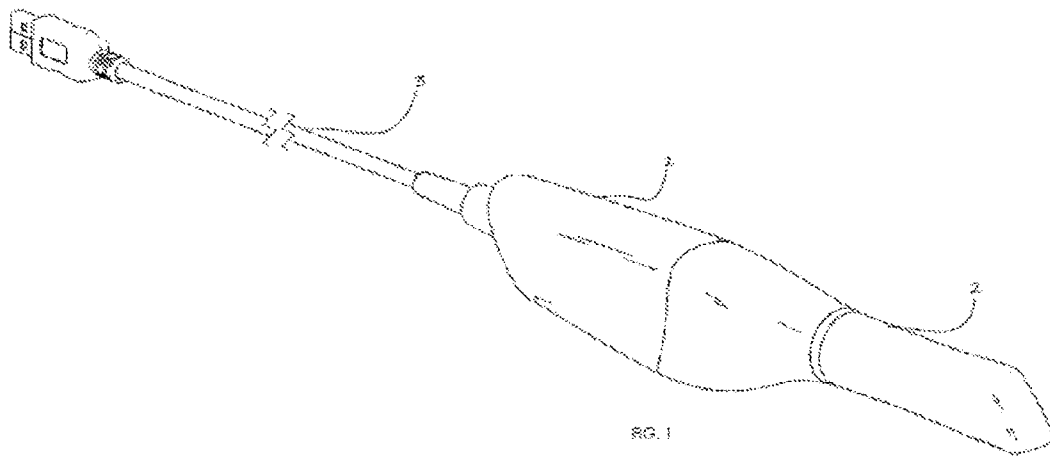
parte), la cual genera entonces la restauración real a partir del diseño.

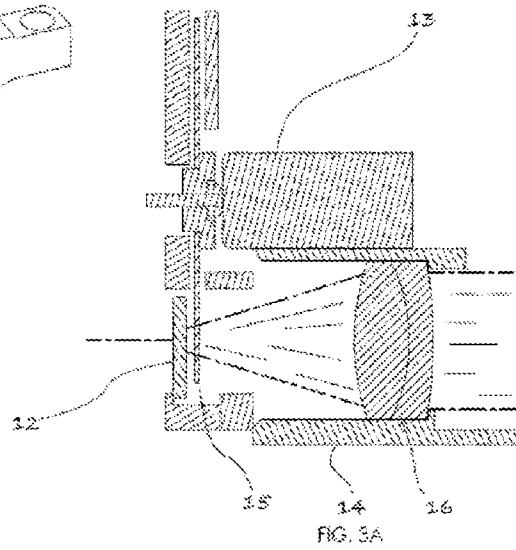
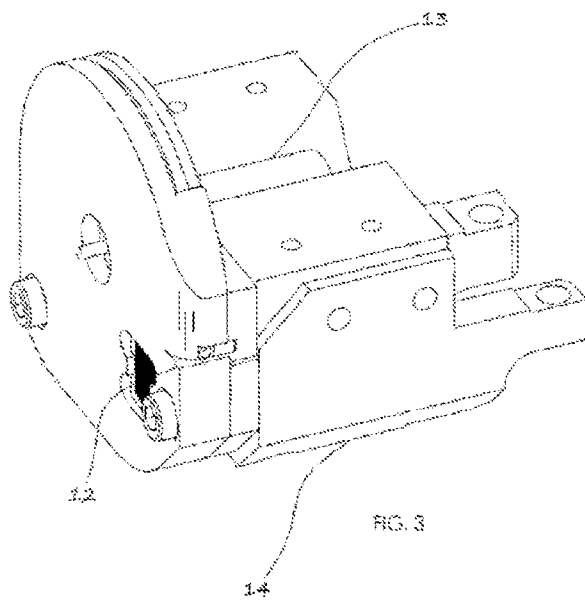
Los láseres RGB del escáner pueden controlarse (o apagarse) selectivamente para producir cualquier color particular (por ejemplo, azul, púrpura, etc.). En otra realización, el color particular utilizado para el escaneo es función del material a escanear.

- 5 La punta del escáner también puede personalizarse según sea necesario (por ejemplo, para que incluya dispositivos o elementos adicionales) dependiendo de la aplicación de escaneo. La interfaz eléctrica con la punta proporciona mayores posibilidades de personalización proporcionando potencia, comunicación y seguridad al diseñador de la punta.

REIVINDICACIONES

1. Un escáner intraoral, que comprende:
 - un cuerpo (1);
 - una punta (2) unida al cuerpo (1);
 - 5 un módulo de motor de luz; y
 - un módulo de proyección, comprendiendo el módulo de proyección un modulador de luz, y elementos de prisma primero (24) y segundo (25), siendo el primer elemento de prisma (24) un prisma en forma de ángulo recto que tiene una superficie TIR (30), y siendo el segundo elemento de prisma (25) un prisma en forma de cuña situado adyacente a la superficie TIR (30), estando configurado el primer elemento de prisma (24) para recibir luz generada por el módulo de motor de luz, y para reflejar la luz recibida en el modulador de luz;
 - 10 en donde la luz que sale de una superficie del modulador de luz en un ángulo mayor que la normal se transmite a través de los elementos de prisma primero (24) y segundo (25) fuera del prisma TIR, y la luz que sale de la superficie del modulador de luz en un ángulo menor que la normal es reflejada por el primer elemento (24) y no se transmite a través del segundo elemento (25).
- 15 2. El escáner intraoral de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el módulo de motor de luz comprende un diodo láser rojo (R) (9), un diodo láser verde (G) (10) y un diodo láser azul (B) (11).
3. El escáner intraoral de acuerdo con la reivindicación 1, que incluye además un subsistema de proyección láser.
4. El escáner intraoral de acuerdo con la reivindicación 3, en donde el subsistema de proyección láser comprende una carcasa (7) que soporta una o más lentes de proyección que reciben luz que sale del prisma TIR.
- 20 5. El escáner intraoral de acuerdo con la reivindicación 4, en donde una superficie de la carcasa incluye una abertura alargada, la abertura alargada a lo largo de una dirección de un conjunto de líneas de un patrón de luz que se transmitirá desde el escáner.
6. El escáner intraoral de acuerdo con la reivindicación 1 que incluye además un módulo de eliminación de motas aguas abajo del módulo de motor de luz, en donde opcionalmente el módulo de eliminación de motas comprende un disco difusor giratorio, o en donde opcionalmente el módulo de eliminación de motas incluye una matriz (12) de microlentes que está configurada como un homogeneizador de luz para hacer que los patrones láser generados por el motor de luz sean más uniformes.
- 25 7. El escáner intraoral de acuerdo con la reivindicación 1, en donde la punta (2) no tiene costuras.
8. El escáner intraoral de acuerdo con la reivindicación 2, que incluye además un módulo electrónico que proporciona calibración de color de diodos láser en el módulo de motor de luz, en donde opcionalmente la calibración de color captura una imagen de un blanco de escala de grises, establece un valor RGB objetivo para la imagen en un valor RGB medio objetivo, selecciona valores de accionamiento del emisor para los diodos láser dentro de un rango configurable, recoge valores RGB medios y, posteriormente, ajusta los valores de accionamiento del emisor hasta que se minimiza una diferencia entre el RGB medio y el RGB medio objetivo.
- 30 9. El escáner intraoral de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el cuerpo (1) del escáner soporta un subsistema de proyección láser y un subsistema de obtención de imágenes ópticas uno al lado del otro para reducir un factor de forma del cuerpo (1) del escáner.
10. El escáner intraoral de acuerdo con la reivindicación 1, que incluye además un subsistema de proyección láser que incluye una lente telecéntrica (20).
- 40 11. El escáner intraoral de acuerdo con la reivindicación 2, que incluye además un espejo de espectro completo (4), un filtro dicróico (5) que deja pasar el rojo y refleja el verde, y un filtro dicróico (6), adyacente a los diodos láser, que refleja el azul y deja pasar el rojo y el verde.
12. El escáner intraoral de acuerdo con la reivindicación 1, en donde la punta (2) incluye conectividad eléctrica para proporcionar potencia a un espejo calentado soportado en la punta (2).





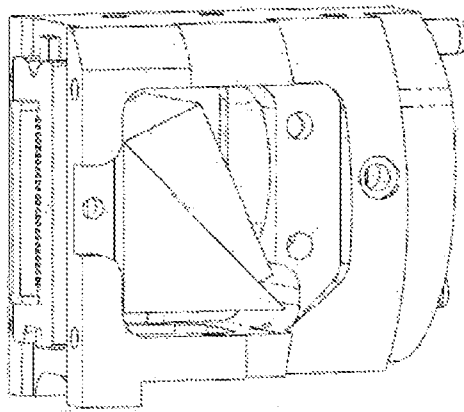


FIG. 4

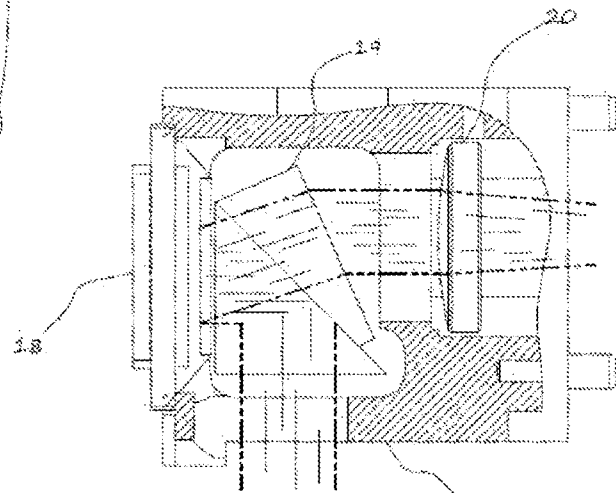


FIG. 4A

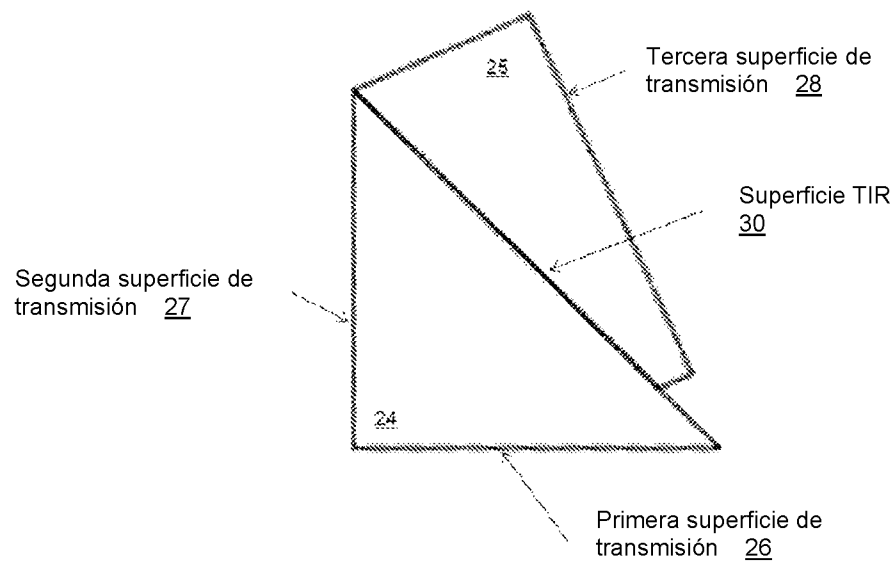
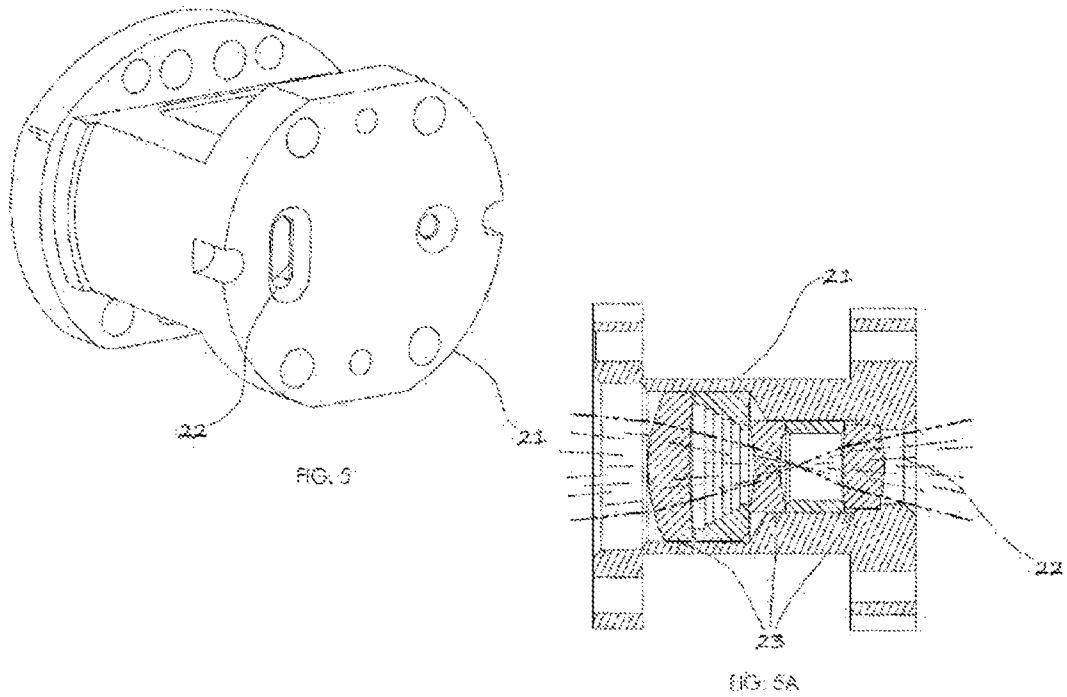


FIG. 6

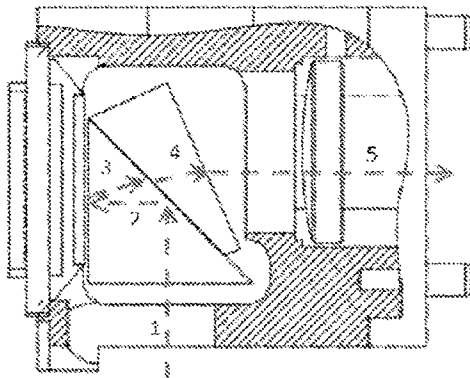


FIG. 7A

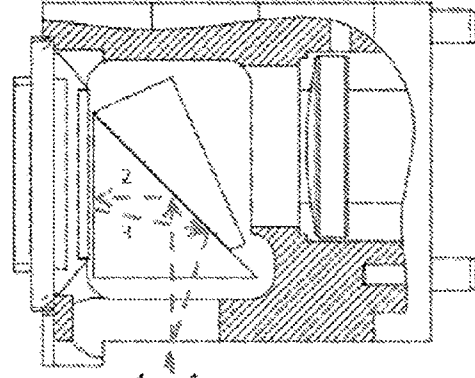


FIG. 7B

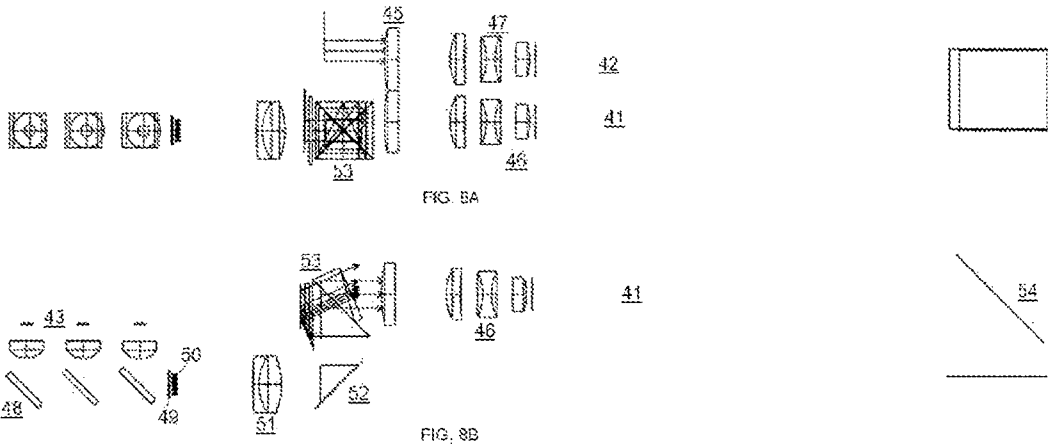


FIG. 8A

FIG. 8B

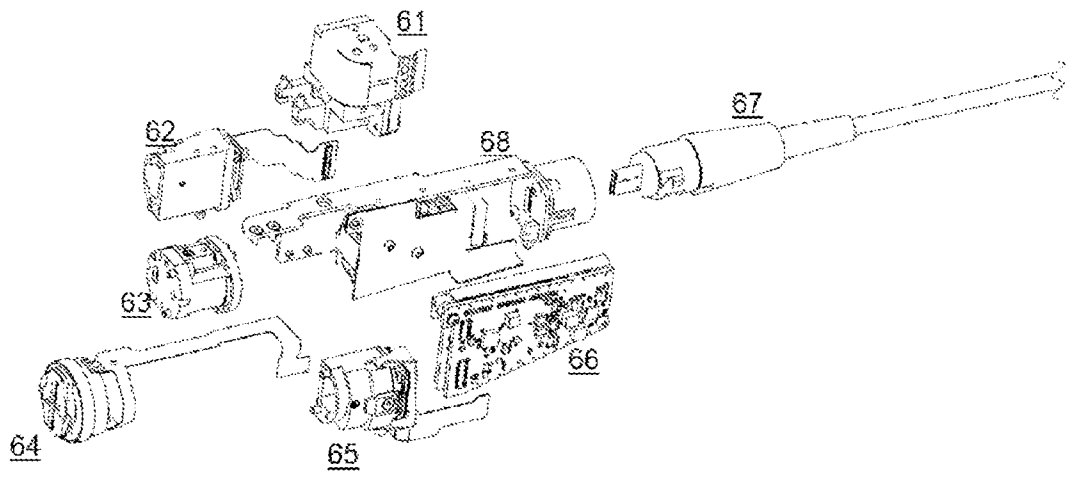


FIG. 9

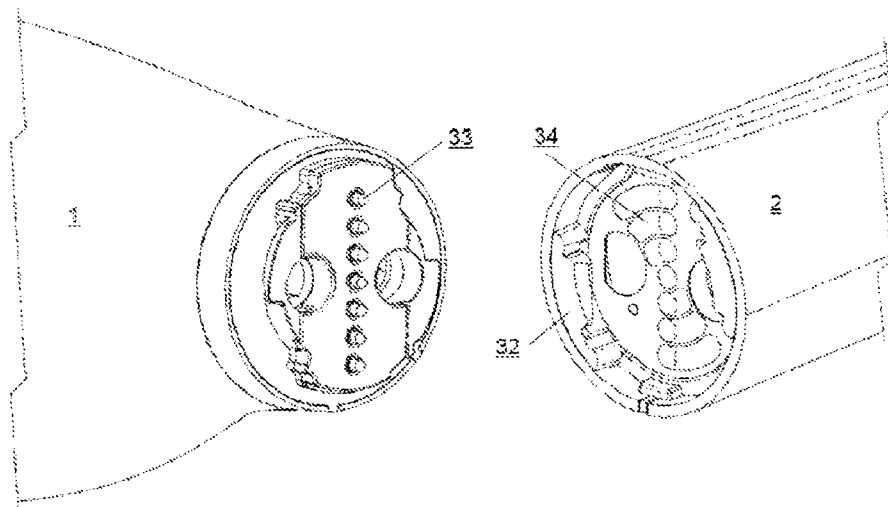


FIG. 10