

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 721 912**

51 Int. Cl.:

A61B 1/227 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/06 (2006.01)
A61B 5/107 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)
A61B 34/20 (2006.01)
A61B 90/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **28.02.2013 PCT/US2013/028347**
 87 Fecha y número de publicación internacional: **19.09.2013 WO13138081**
 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.02.2013 E 13760409 (6)**
 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.02.2019 EP 2825087**

54 Título: **Escáner de oído**

30 Prioridad:

12.03.2012 US 201213417649

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

06.08.2019

73 Titular/es:

**UNITED SCIENCES LLC (100.0%)
2277 Peachtree Road Suite D
Atlanta, GA 30309, US**

72 Inventor/es:

**BERGLUND, NATHANAEL;
BERGMAN, HARRIS;
CAHALL, SCOTT;
FOSTER, JERRY;
GEORGE, EOHAN;
HARRIS, SAMUEL, W.;
HATZILIAS, GIORGOS;
HATZILIAS, KAROL;
HONG, RUIZHI;
SHARPE, WESS, E.;
STITES, DAVID, G. y
STROTHERS, HARRY, S.**

74 Agente/Representante:

**INGENIAS CREACIONES, SIGNOS E
INVENCIONES, SLP**

ES 2 721 912 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

Escáner de oído

5 **Referencia cruzada con la solicitud relacionada**

La presente solicitud de patente reivindica el beneficio y la prioridad de la Solicitud de Patente de Estados Unidos con número de serie 13/417.649, presentada el 12 de marzo de 2012.

10 **Antecedentes de la invención**

La presente invención se refiere a la determinación de la forma de superficies de tejido blando y, más específicamente, a la determinación de tales formas utilizando tecnología óptica. Los audífonos, la protección auditiva y los auriculares a la medida suelen obligar a hacer impresiones de silicona del conducto auditivo del paciente. Los audiólogos inyectan el material de silicona en un oído, esperan a que se endurezca y luego proporcionan el molde a los fabricantes, que usan la impresión de silicona resultante para crear un dispositivo a medida que ajuste en el oído. El proceso es lento, costoso, inconsistente, desagradable para el paciente e incluso puede ser peligroso, ya que inyectar silicona puede afectar al tímpano. Además, existen otras diversas necesidades médicas que se benefician de la determinación de la forma de superficies corporales, incluidas las superficies que definen orificios corporales, tales como el tamaño o la forma de un canal auditivo, la garganta, la boca, las fosas nasales o los intestinos de un paciente. Por ejemplo, se puede hacer cirugía guiada si se conocen dichas formas o diseñar dispositivos médicos para tener un ajuste personalizado de dichas formas.

El documento US 2003164952 da a conocer un escáner de oído de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1. La invención está definida por la reivindicación independiente 1.

Breve descripción de los dibujos

30 La Figura 1A presenta un dibujo lineal de un ejemplo de escáner de oído.

Las Figuras 1B-1E presentan unos dibujos lineales de ejemplos adicionales de escáner de oído.

35 La Figura 2 presenta un dibujo lineal de un ejemplo más de escáner de oído.

Las Figuras 3A y 3B ilustran unas proyecciones de luz láser sobre superficies de un oído escaneado.

40 La Figura 4 presenta un diagrama de flujo que ilustra un método de ejemplo para construir una imagen 3D de un oído escaneado.

La Figura 5 presenta un dibujo lineal que ilustra características adicionales de un ejemplo de sonda de oído y sensor de imagen de un escáner de oído de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

45 La Figura 6 presenta un dibujo lineal de un ejemplo de sonda (106) de oído de un escáner de oído de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

Las Figuras 7A y 7B presentan dibujos lineales de un ejemplo de elemento óptico y un abanico de luz láser proyectado desde una sonda de oído que tiene tal elemento óptico.

50 Las Figuras 8A y 8B presentan dibujos lineales de un elemento óptico adicional y un anillo resultante de luz láser proyectada desde una sonda de oído que tiene tal elemento óptico.

La Figura 9 ilustra un objetivo de piel con porciones laterales parciales de anillos de luz láser proyectados sobre el mismo.

55 La Figura 10 ilustra la intensidad de la luz láser reflejada que varía en forma de curva de campana con el grosor de una sección de luz láser proyectada.

60 La Figura 11 presenta una imagen capturada a partir de los reflejos de la luz láser reflejada por un elemento óptico cónico de reflexión láser.

La Figura 12 presenta un dibujo lineal que ilustra esquemáticamente la transformación de puntos de cresta en puntos del espacio del escáner.

65 La Figura 13 presenta un dibujo lineal que ilustra un ejemplo de imagen tridimensional de un canal auditivo construida mediante el uso de un procesador de datos a partir de una secuencia de imágenes 2D.

La Figura 14 presenta una imagen 3D de un oído escaneado creada mediante el uso de un escáner de oído y la creación de imágenes 3D de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La Figura 15 presenta un dibujo lineal de un escáner de oído capaz de detectar la fuerza con la que la sonda de oído es presionada contra una superficie del oído escaneado y que se usa para calcular un valor de elasticidad como ayuda para que el fabricante pueda fabricar objetos cómodos y bien ajustados al oído.

La Figura 16 presenta un ejemplo adicional de escáner de oído de acuerdo con realizaciones de la presente invención.

La Figura 17 presenta un dibujo lineal que ilustra un método para determinar la ubicación y orientación, en el espacio del oído, del tímpano de un oído escaneado de acuerdo con un método de estructura a partir del movimiento (structure-from-motion).

Descripción detallada de realizaciones ejemplares

Se describen ejemplos de aparatos y métodos para escanear oídos, de acuerdo con realizaciones de la presente invención, con referencia a los dibujos adjuntos, comenzando con la Figura 1A. La Figura 1A presenta un dibujo lineal de un ejemplo de escáner (100) de oído que tiene un cuerpo (102) de escáner de oído. El cuerpo (102) del escáner de oído incluye una empuñadura (104). El cuerpo (102) del escáner de oído tiene montada en el mismo una sonda (106) de oído, un emisor (129 en la Figura 2) de iluminación de seguimiento, una pluralidad de sensores (108, no visibles en la Figura 1A, visibles en la Figura 2) de iluminación de seguimiento y una pantalla (110) de visualización. El cuerpo del escáner de oído tiene montado en su interior un sensor (112) de imagen.

La pantalla (110) de visualización está acoplada para comunicación de datos con el sensor (112) de imagen, y la pantalla (110) de visualización muestra imágenes del oído (126) escaneado. La Figura 1A incluye un cuadro (152) que ilustra esquemáticamente un ejemplo de la pantalla (110) de visualización acoplada para comunicación de datos con el sensor (112) de imagen a través de un bus (131) de comunicaciones de datos, un adaptador (167) de comunicaciones, un procesador (156) de datos y un adaptador (209) de video. Las imágenes mostradas pueden incluir imágenes de video del oído capturadas por el sensor (112) de imagen cuando la sonda se mueve por dentro de un oído escaneado (126). Las imágenes mostradas pueden incluir construcciones en tiempo real de imágenes 3D del oído escaneado, tales como la ilustrada en la Figura 13. Las imágenes mostradas también pueden incluir imágenes instantáneas de porciones del oído escaneado.

La pantalla (110) de visualización está colocada en el cuerpo (102) del escáner de oído, en relación con la sonda (106) de oído, de tal modo que cuando la sonda (106) de oído esté colocada para escanear, tanto la pantalla (110) de visualización como la sonda (106) de oído son visibles para cualquier operador (103) del escáner (100) de oído. En el ejemplo de la Figura 1A, la pantalla (110) de visualización, colocada en el cuerpo (102) del escáner de oído con una relación respecto a la sonda (106) de oído tal que, cuando la sonda (106) de oído está posicionada para escanear, tanto la pantalla (110) de visualización como la sonda (106) de oído son visibles para un operador que opere el escáner (100) de oído, está implementada con la sonda (106) de oído montada en el cuerpo (102) del escáner entre la empuñadura (104) y la pantalla (110) de visualización, y la pantalla (110) de visualización está montada en el lado del cuerpo (102) del escáner opuesto a la sonda (106) de oído y distalmente de la empuñadura (104). De esta manera, cuando un operador agarra la empuñadura con la mano y coloca la sonda para escanear un oído, tanto la sonda como la pantalla son fácilmente visibles para el operador.

En el ejemplo de la Figura 1A, la pantalla (110) de visualización está colocada en el cuerpo (102) del escáner de oído, en relación con la sonda (106) de oído, de tal modo que, cuando la sonda (106) de oído esté posicionada para escanear, tanto la pantalla (110) de visualización como la sonda (106) de oído son visibles para cualquier operador (103) del escáner (100) de oído. Esto es a modo de explicación, y no de limitación. De hecho, en algunas realizaciones, la pantalla (110) de visualización está posicionada en el cuerpo (102) del escáner de oído sin ninguna relación particular con la sonda (106) de oído. Es decir, en algunas de estas realizaciones, durante la exploración, la sonda de oído no es visible para el operador o la pantalla de visualización no es visible para el operador. Por lo tanto, la sonda de oído puede ubicarse en cualquier parte del cuerpo del escáner de oído con respecto a la pantalla de visualización si ambas están integradas en el escáner de oído. Además, en algunas realizaciones, puede que el escáner de oído ni siquiera tenga una pantalla de visualización integrada.

La Figura 1A incluye un cuadro (105) que ilustra la sonda (106) de oído con mayor detalle. La sonda (106) de oído incluye una lente gran angular (114) que está acoplada ópticamente al sensor (112) de imagen, con la lente y el sensor orientados para capturar imágenes de superficies iluminadas por fuentes de luz láser y no láser de la sonda. En el ejemplo de la sonda (106) de escáner de oído de la Figura 1A, la lente gran angular (114) tiene una profundidad de campo suficiente para que toda la porción de la superficie (126) de un oído iluminada por la luz láser quede enfocada en el sensor (112) de imagen. Se dice que una imagen de una porción de oído escaneada está enfocada si la luz procedente de los puntos objetivo sobre la superficie del oído converge tanto como sea razonablemente posible en el sensor (112) de imagen, y desenfocada si la luz no converge bien. El término "lente gran angular", tal como se usa en el presente documento, se refiere a cualquier lente configurada para un campo de

visión relativamente amplio que funcionará en aberturas tortuosas tales como un canal auditivo. Por ejemplo, para un canal auditivo, un ángulo de 63 grados da como resultado un desplazamiento de la superficie focal de la lente aproximadamente igual al diámetro máximo del canal auditivo que puede escanearse con una sonda de oído centrada. La superficie focal de una lente de 60 grados (una lente gran angular de tamaño bastante estándar) es igual al diámetro, lo que da como resultado una superficie focal delantera de aproximadamente 6 mm, que generalmente es lo suficientemente corta como para superar la segunda curva de un canal auditivo que tenga unos 6 mm de diámetro. Por lo tanto, para escanear canales auditivos, las lentes gran angular suelen ser de 60 grados o más. Otros incrementos funcionales incluyen 90 grados con una relación 2:1 que permite una distancia de superficie focal hacia adelante de aproximadamente 3 mm, lo que permite que la sonda de oído sea bastante corta. Son posibles lentes mayores de 90 grados, tales como lentes que incluyan elementos ópticos complejos con visión únicamente lateral y sin campo de visión delantero. De acuerdo con algunas realizaciones, la luz láser se emite desde la sonda de escáner de oído en forma de anillo o en forma de abanico, y la lente gran angular proporciona la misma, y suficiente, profundidad de campo a las porciones de un oído escaneado que sean iluminadas por todas estas formas de láser.

La lente gran angular (114) puede ver con alta precisión porciones laterales relativamente próximas de una superficie debido a la superposición de su superficie focal con un patrón de luz láser proyectada. El término "superficie focal" se refiere al espesor, dentro de un rango de enfoque de la lente gran angular, que es capaz de lograr una cierta resolución de la línea de base, tal como poder discernir una característica de 50 micrómetros o menor. En una realización, por ejemplo, la colocación lateral de un patrón de luz láser proyectada dentro de la superficie focal puede permitir que un píxel sea equivalente a aproximadamente 50 micrómetros. Dicha superficie focal tendría una distribución de resolución en curva de campana que permitiría variaciones de la superposición o del espesor de la superficie focal y de la anchura de la parte lateral de la luz láser reflejada que, tal como se describe con más detalle a continuación, tiene su propia distribución curvada a través de su espesor.

Las lentes gran angular (114) de las realizaciones suelen tener un umbral de distorsión razonablemente bajo para cumplir los objetivos de resolución. La mayoría de las lentes gran angular pueden tener una distorsión de hasta el 80 por ciento o el 60 por ciento, que deberá compensarse con una mayor precisión en otras áreas, tal como la colocación de la superficie focal y de la parte lateral de los patrones de luz láser proyectada. Por lo tanto, no hay un umbral establecido, aunque preferiblemente los diversos componentes se ajustan colectivamente para permitir una resolución de 50 micrómetros o mayor para las distancias laterales desde el eje óptico de la lente gran angular. Una distorsión de -40 por ciento o mayor proporciona un campo de visión viable para escanear canales auditivos.

La sonda (106) de oído incluye una fuente (116) de luz láser, un elemento óptico láser (118) y una fuente no láser (120) de iluminación de video. La fuente (116) de luz láser emite una luz láser (123) que ilumina las superficies de un oído escaneado (126) con luz láser, y la fuente de iluminación de video proporciona una iluminación de video que ilumina las superficies de un oído escaneado con una luz no láser (121). En el ejemplo de la Figura 1A, la fuente (116) de luz láser de la sonda de oído se implementa como una fibra óptica (130) que conduce la luz láser hasta la sonda (106) de oído desde un láser exterior a la sonda (106). De hecho, en el ejemplo de la Figura 1A, ambas fuentes (116, 120) de iluminación se implementan con una fibra óptica que conduce la iluminación desde, por ejemplo, unas fuentes montadas en otro lugar del cuerpo del escáner de oído, un diodo emisor de luz blanca ('LED') para la iluminación no láser (121) de video y un diodo láser o similar para la luz láser (123). Para una explicación más detallada, en la Figura 6 se ilustra una estructura alternativa para la fuente de luz láser, donde la fuente de luz láser se implementa como un láser real (158), tal como, por ejemplo, un diodo láser en chip, montado directamente en unas estructuras de montaje dispuestas en la propia sonda. En el ejemplo de la Figura 6, una fuente (160) de energía láser, con cableado eléctrico, reemplaza la fibra óptica (116 en la Figura 1A) en la estructura general de la sonda, conectando al láser (158) una fuente de alimentación exterior a la sonda. En los ejemplos tanto de la Figura 1A como de la Figura 6, la luz láser (123) está colimada por un elemento óptico láser (118), y la iluminación no láser (121) de video es difundida por una tapa superior transparente (127) montada en la punta de la sonda. La iluminación láser procedente de la fuente (116) de luz láser puede estar encendida continuamente con el LED pulsado o, por ejemplo, tanto el láser como el LED pueden ser pulsados.

El escáner (100) de oído del ejemplo de la Figura 1A proporciona un conmutador (133) de modo para conmutar manualmente entre un modo solo láser, en el que el escaneo de un oído iluminado con láser es efectuado sin video, y un modo solo video en el que se usa luz no láser para iluminar un oído escaneado y se proporciona un video normal del oído en la pantalla (110) de visualización. Sin embargo, la luz láser es demasiado brillante para dejarla encendida mientras se capturan imágenes de video, por lo que, con la conmutación manual, solo se puede emplear un modo a la vez. Por lo tanto, en algunas realizaciones del tipo de escáner de oído ilustrado, por ejemplo, en la Figura 1A, el sensor de imagen está configurado para capturar imágenes a una tasa de fotogramas de video dos veces mayor que la tasa estándar de fotogramas de video. La tasa de fotogramas es la frecuencia con la que un sensor de imágenes produce imágenes únicas consecutivas llamadas fotogramas. La tasa de fotogramas se suele expresar en fotogramas por segundo. Los ejemplos de tasas estándar de fotogramas de video incluyen 25 fotogramas por segundo, tal como se usa en la norma de video Línea de Fase Alternante o 'PAL' y 30 fotogramas por segundo, tal como se usa en la norma de video Comité Nacional de Sistemas de Televisión o 'NTSC'. A una tasa de fotogramas doble de la estándar, se puede capturar el video y las imágenes iluminadas con láser en fotogramas alternados, dejando la tasa de fotogramas de cada uno fijada a una tasa de video estándar. En tales realizaciones, la

iluminación no láser (120, 121) de video está encendida en todo momento, pero la fuente (116) de luz láser se ilumina estroboscópicamente durante la captura de fotogramas de video alternos por el sensor de imagen. Los fotogramas de video son capturados por el sensor (112) de imagen cuando solo la iluminación no láser de video ilumina el oído escaneado, es decir, en los fotogramas alternos cuando la fuente (116) de luz láser estroboscópica está apagada. Después, las imágenes iluminadas por láser para construir imágenes 3D son capturadas por el sensor (112) de imagen solo cuando la luz láser estroboscópica ilumina el oído escaneado, es decir, durante los fotogramas alternos cuando la fuente (116) de luz láser estroboscópica está encendida, superando a la iluminación no láser de video que está siempre encendida.

Para mayor explicación, las Figuras 1B-1E presentan unos dibujos lineales de otros ejemplos de escáner de oído que ilustran detalles adicionales de realizaciones de ejemplo. En el ejemplo de la Figura 1B, un escáner (100) de oído incluye un cuerpo (102), una pantalla (110), unos sensores (108) de seguimiento y una empuñadura (104), todos ellos implementados de una manera similar a la del escáner de oído descrito e ilustrado anteriormente con referencia a la Figura 1A. El ejemplo de la Figura 1B incluye unos arcos (157) de 125 milímetros de radio que definen y conectan la parte superior de la pantalla a un perfil protuberante de la empuñadura situado en la parte posterior del cuerpo del escáner de oído, la parte inferior de la empuñadura a la parte inferior de la pantalla de visualización, y la parte superior de un corte a 45 grados existente en la parte inferior de la empuñadura a la parte inferior de la pantalla de visualización. Además, el ejemplo de la Figura 1B incluye un arco (161) de 500 milímetros de radio que define la curvatura general de la empuñadura (104).

En el ejemplo de la Figura 1C, un escáner (100) de oído incluye un cuerpo (102), una pantalla (110), unos sensores (108) de seguimiento y una empuñadura (104), todos ellos implementados de una manera similar a la del escáner de oído descrito e ilustrado anteriormente con referencia a la Figura 1A. El ejemplo de la Figura 1C incluye una descripción de la empuñadura (104) como elíptica en sección transversal, conforme a una elipse (163) que en este ejemplo tiene un eje mayor de 31,75 milímetros de largo y un eje menor de 26,92 milímetros. El ejemplo de la Figura 1C también incluye una pantalla de visualización de 63,5 a 88,9 milímetros, por ejemplo, de medida en diagonal y capaz de mostrar video de alta definición. La pantalla (110) de visualización también está configurada con la capacidad de mostrar imágenes en orientación vertical hasta que el cuerpo del escáner de oído esté orientado para escanear un oído, momento en el cual la visualización puede cambiar a orientación horizontal. Se proporcionan unas muescas (155) alrededor de los conmutadores (133) de control, tanto en la parte delantera como en la parte trasera de la empuñadura (104), que guían los dedos del operador hacia los conmutadores de control sin necesidad de que el operador retire la vista de la pantalla de visualización o de la sonda para buscar los conmutadores.

En el ejemplo de la Figura 1D, un escáner (100) de oído incluye un cuerpo (102), una pantalla (110), unos sensores (108) de seguimiento y una empuñadura (104), todos ellos implementados de una manera similar a la del escáner de oído descrito e ilustrado anteriormente con referencia a la Figura 1A. El ejemplo de la Figura 1D incluye una ilustración de la pantalla (110) de visualización orientada según un ángulo recto (165) con un eje central de la sonda (106) de oído para mantener la orientación general de la pantalla tal como la verá un operador.

En el ejemplo de la Figura 1E, un escáner (100) de oído incluye un cuerpo (102), unos sensores (108) de seguimiento y una empuñadura (104), todos ellos implementados de una manera similar a la del escáner de oído descrito e ilustrado anteriormente con referencia a la Figura 1A. El ejemplo de la Figura 1E incluye una ilustración de la orientación de una serie de sensores (108) de seguimiento en la parte posterior de la pantalla, es decir, en el lado del cuerpo del escáner de oído opuesto a la pantalla, orientados de manera tal que los sensores de seguimiento puedan detectar los reflejos de la iluminación de seguimiento procedentes de los objetivos de seguimiento fijos en una posición con respecto a un oído escaneado. Los sensores de seguimiento están dispuestos detrás de una ventana que es transparente a la iluminación de seguimiento, aunque puede hacer que los propios sensores de seguimiento sean invisibles a la luz normal, es decir, que no sean visibles para una persona. El ejemplo de la Figura 1E también incluye una empuñadura (104) cuya longitud se adapta a manos grandes, aunque el diámetro de la empuñadura sigue siendo cómodo para manos más pequeñas. El ejemplo de la Figura 1E también incluye un cable (159) que conecta los componentes electrónicos internos al cuerpo (102) del escáner de oído a los componentes externos al cuerpo. El cable (159) equilibra el peso del bloque de la pantalla, que concentra gran parte del peso del cuerpo del escáner de oído. El uso del cable (159) tal como se muestra en la Figura 1E proporciona a un operador una sensación general equilibrada del cuerpo del escáner de oído.

Refiriéndose de nuevo a la Figura 1A, el sensor (112) de imagen también está acoplado para comunicación de datos con un procesador (128) de datos, y el procesador (128) de datos está configurado de modo que sirva para construir una imagen 3D del interior del oído escaneado, tal como, por ejemplo, la imagen ilustrada en la Figura 13, gracias a una secuencia de imágenes, capturadas cuando el oído escaneado está iluminado por la luz láser, y a unas posiciones rastreadas de la sonda de oído, deducidas de los reflejos de la iluminación de seguimiento detectados por los sensores de iluminación de seguimiento. Para mayor explicación, la Figura 2 presenta un dibujo lineal de un ejemplo de escáner de oído con varios sensores (108) de iluminación de seguimiento dispuestos sobre el cuerpo (102) del escáner de oído para detectar los reflejos (127) de la iluminación (122) de seguimiento emitida desde el emisor (129) de iluminación de seguimiento y reflejados por los objetivos (124) de seguimiento instalados en posiciones fijas con relación al oído escaneado (126). Los sensores (127) de iluminación de seguimiento son fotocélulas o similares dispuestas sobre o dentro del lado del bloque de pantalla opuesto a la pantalla y organizadas

de modo que distingan los ángulos y el brillo de la iluminación de seguimiento reflejada por los objetivos de seguimiento. En el ejemplo de la Figura 2, los objetivos (124) de seguimiento se implementan como retrorreflectores, y la iluminación (122) de seguimiento se proporciona desde una fuente de iluminación de seguimiento o un emisor (129), tal como un LED o similar, montado en el cuerpo (102) del escáner de oído. En al menos algunas realizaciones, la iluminación (122) de seguimiento es infrarroja.

En el ejemplo de la Figura 2, los sensores (108) de seguimiento están montados directamente sobre o dentro del escáner (100) de oído. En otras realizaciones, los sensores de seguimiento se montan en otro lugar, en otras ubicaciones fijas dentro del espacio del escáner, no en el escáner de oído en sí. En tales realizaciones se puede usar un sistema de seguimiento independiente o separado. Tales realizaciones pueden incluir uno o muchos sensores de seguimiento y una o muchas fuentes de luz. Algunas realizaciones excluyen por completo el seguimiento y, en su lugar, dependen de la estabilidad del objeto que se vaya a escanear. En la medida en que dicho objeto sea un oído, entonces la persona a la que pertenezca el oído debe permanecer inmóvil durante la exploración. Otras realizaciones utilizan un trípode para montar los sistemas de seguimiento de los sensores de iluminación de seguimiento.

El procesador (128) de datos configurado de manera que construya una imagen 3D del interior del oído escaneado puede implementarse, por ejemplo, mediante un módulo (169) de construcción de instrucciones de programa informático instaladas en la memoria de acceso aleatorio ('RAM') (168) funcionalmente acoplada al procesador a través de un bus de comunicaciones de datos. Las instrucciones del programa informático, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador sirva para construir imágenes 3D basadas en la información de seguimiento del cuerpo o sonda del otoscopio y en las correspondientes imágenes capturadas por el sensor de imagen cuando se ilumina con luz láser una superficie de un oído escaneado.

Para una explicación de la superficie de un oído escaneado iluminada con luz láser, la Figura 3A presenta un dibujo lineal de una proyección de un anillo de láser sobre una superficie de un canal auditivo, siendo el anillo proyectado desde un reflector cónico (132 en la Figura 8A) sobre un plano que forma un anillo roto (134) cuando el plano de la luz láser encuentra la superficie interna del canal auditivo. A medida que la sonda (106) de oído se mueve a través del canal auditivo (202), un sensor de imagen existente en el escáner de oído captura una secuencia (135) de imágenes del interior del canal auditivo iluminado por los anillos de luz láser proyectada. Cada una de estas imágenes está asociada con la información de seguimiento recopilada por el aparato de seguimiento, tal como se ilustra y describe con respecto a la Figura 2. De acuerdo con realizaciones de la presente invención, se utiliza una combinación de tales imágenes y de la información de seguimiento asociada para construir imágenes 3D de un oído escaneado.

Para mayor explicación de la superficie de un oído escaneado iluminada con luz láser, la Figura 3B presenta un dibujo lineal de una proyección de un abanico (138) de láser sobre la superficie de una oreja o pabellón auricular de un oído escaneado, teniendo el abanico proyectado desde una lente para láser difractiva (136 en la Figura 7A) una forma de abanico que ilumina la superficie de la oreja, adaptándose a la superficie de la oreja cuando el abanico de la luz láser se encuentra con la oreja. Cuando se desplaza una sonda (106) de oído para escanear la oreja, un sensor de imagen presente en el escáner de oído captura una secuencia (137) de imágenes de la superficie de la oreja iluminada por el abanico (138) de la luz láser proyectada. Cada una de estas imágenes está asociada con la información de seguimiento recopilada por el aparato de seguimiento, tal como se ilustra y describe con respecto a la Figura 2. De acuerdo con realizaciones de la presente invención, se utiliza una combinación de tales imágenes y de la información de seguimiento asociada para construir imágenes 3D de un oído escaneado.

Para mayor explicación de la construcción de imágenes 3D con un escáner de oído de acuerdo con realizaciones de la presente invención, la Figura 4 presenta un diagrama de flujo que ilustra un ejemplo de método para construir una imagen 3D de un oído escaneado. El método de la Figura 4 incluye capturar (302), con un sensor (112) de imagen de un escáner de oído del tipo descrito anteriormente, una secuencia (304) de imágenes 3D de superficies de un oído escaneado. La secuencia de imágenes es una secuencia de imágenes 2D de superficies del oído escaneado iluminadas con luz láser tal como se describió anteriormente. El sensor de imagen incluye una serie de píxeles sensibles a la luz, y cada imagen (304) es un conjunto de identificadores de píxeles, tales como números de píxeles o coordenadas de píxeles con un valor de brillo para cada píxel. La secuencia de imágenes 2D se utiliza tal como se describe para construir una imagen 3D.

El método de la Figura 4 también incluye detectar (306) puntos (308) de cresta en cada imagen 2D. Los puntos de cresta de una imagen 2D forman un conjunto de píxeles más brillantes de la imagen 2D, un conjunto que se ensambla escaneando los valores de brillo de los píxeles de cada imagen 2D y seleccionando como puntos de cresta solo los píxeles más brillantes. En la Figura 10 se presenta un ejemplo de una imagen 2D que ilustra un conjunto de píxeles o puntos (176) de cresta más brillantes que, a su vez, representa un anillo roto de luz láser en forma de c reflejado por la superficie de un canal auditivo de un oído escaneado.

El método de la Figura 4 también incluye transformar (318) los puntos de cresta en puntos del espacio del escáner. La transformación (318) de este ejemplo se lleva a cabo mediante el uso de una tabla (312) de asociaciones predefinidas entre cada píxel del sensor (112) de imagen y los correspondientes puntos del espacio del escáner.

Cada registro de la tabla (312) representa una asociación entre un píxel (326) del sensor (112) de imagen y un punto del espacio (200 en la Figura 2) del escáner. En el ejemplo de la tabla (312), n píxeles están identificados con números, 1, 2, 3, ..., n-1, n. Los píxeles del sensor de imagen se pueden identificar por sus coordenadas x, y en el propio sensor de imagen, o de otras maneras, tal como se les ocurrirá a los expertos en la técnica. La correspondencia entre píxeles y puntos del espacio del escáner se puede establecer, tal como se describe e ilustra a continuación con referencia a la Figura 12, por triangulación según las ecuaciones 2-8. Tal triangulación puede llevarse a cabo mediante un procesador de datos y un algoritmo para cada píxel de cada fotograma capturado desde el sensor de imagen, lo cual, aunque es computacionalmente oneroso, es factible con un procesador rápido. Como alternativa menos computacionalmente intensa, la triangulación puede llevarse a cabo una sola vez, durante la fabricación o calibración de un escáner de oído de acuerdo con realizaciones de la presente invención, almacenándose los resultados, por ejemplo, en una estructura similar a la tabla (312) de Asociaciones. Usando tales asociaciones entre píxeles y puntos del espacio del escáner almacenadas, el proceso de transformar (310) puntos de cresta en puntos del espacio del escáner se lleva a cabo con búsquedas en tablas y similares, en lugar de triangulaciones en tiempo real.

La tabla (312) de ejemplo incluye dos columnas, una etiquetada como 'Píxel', que incluye valores que identifican píxeles, y otra etiquetada como 'Coordenadas', que identifica las ubicaciones en el espacio del escáner que corresponden a cada píxel. Los lectores reconocerán que en las realizaciones en las que los registros de la tabla (312) están ordenados según la ubicación del píxel, como en este caso, entonces la columna 'Píxel' en realidad no sería necesaria porque la posición de las coordenadas en la columna 'Coordenadas' se indexaría automáticamente e identificaría los píxeles correspondientes. En las realizaciones que omiten la columna 'Píxel' basándose en dicho razonamiento, la tabla (312) de Asociaciones se simplifica efectivamente y queda como una matriz de coordenadas. De hecho, las estructuras de datos de tabla y matriz no son una limitación de la presente invención, sino que, por el contrario, solo son ejemplos de estructuras de datos mediante las cuales se puede representar la correspondencia entre píxeles y puntos del espacio del escáner. Los lectores reconocerán que se pueden usar muchas estructuras de datos, incluyendo, por ejemplo, estructuras de estilo C, matrices multidimensionales, listas vinculadas y así sucesivamente.

El método de la Figura 4 también incluye transformar (318) los puntos (314) del espacio (200 en la Figura 2) del escáner en puntos (320) del espacio (198 en la Figura 2) del oído. Esta transformación (318) se lleva a cabo de acuerdo con una relación entre el origen (151 en la Figura 2) de un sistema de coordenadas que define el espacio (200 en la Figura 2) del escáner y el origen (150 en la Figura 2) de otro sistema de coordenadas que define el espacio (198 en la Figura 2) del oído. Es decir, el espacio del escáner es a la vez trasladado y girado con respecto al espacio del oído, y esta relación difiere de un fotograma a otro cuando un escáner de oído se mueve por el espacio del oído durante un escaneo. La relación para cada fotograma se expresa como Tensor 1.

$$\text{Tensor 1: } \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & T_1 \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & T_2 \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & T_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Los valores T en el Tensor 1 expresan la traslación del espacio del escáner con respecto al espacio del oído, y el valor R expresa la rotación del espacio del escáner con respecto al espacio del oído. Con estos valores en el Tensor 1, la transformación de puntos del espacio del escáner en puntos del espacio del oído se lleva a cabo de acuerdo con la Ecuación 1.

$$\text{Ecuación 1: } \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} \equiv \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & T_1 \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & T_2 \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & T_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$$

La Ecuación 1 transforma, mediante la multiplicación de matrices con el Tensor 1, un vector que representa el punto x,y,z del espacio del escáner en un vector que representa el punto x',y',z' del espacio del oído. La transformación (318) de puntos del espacio del escáner en puntos del espacio del oído puede realizarse estableciendo el Tensor 1 para cada imagen escaneada desde el sensor de imagen y aplicando la Ecuación 1 a cada punto (314) del espacio del escáner representado por cada píxel de cada imagen.

El método de la Figura 4 también incluye sumar (321) los puntos del espacio del oído para obtener una imagen 3D (325) de un oído. Los resultados de tal suma se muestran esquemáticamente en la Figura 13, y en la Figura 14 se presenta una imagen 3D real de un oído escaneado. La imagen de la Figura 14 fue creada usando los puntos transformados del espacio del oído como tales para mostrar una imagen 3D. Tal conjunto de puntos es una construcción matemática. En general, en los gráficos 3D por ordenador, el modelado 3D desarrolla una

representación matemática de una superficie tridimensional de un objeto (vivo o inanimado). Los productos de tales procesos se denominan imágenes 3D o modelos 3D. Dichas imágenes pueden mostrarse como una imagen bidimensional a través de un proceso llamado renderización 3D o usarse en una simulación por ordenador de fenómenos físicos. También se puede utilizar una imagen o modelo de este tipo para crear un objeto tridimensional real de un objeto escaneado, tal como un oído escaneado, utilizando un modelo 3D como entrada a un proceso CAD/CAM o un dispositivo de impresión 3D.

El método de la Figura 4 también incluye determinar (324) si un escaneo está completo. Esta determinación se efectúa comparando el conjunto sumado de puntos del espacio del oído, que ahora conforma una imagen 3D del oído escaneado, para completarla comparando la imagen 3D con los requisitos (322) de escaneo según lo especificado para una clase, marca y modelo, particulares y preseleccionados, de un objeto para usar en el oído, un botón auditivo, un auricular, un audífono o similares. Si el escaneo está incompleto, partes de la imagen 3D no cumplirán con los requisitos de escaneo especificados para la clase, marca y modelo del objeto a usar en el oído. A menudo, las partes incompletas de la imagen 3D aparecerán como agujeros en la imagen 3D.

No todos los objetos que se usan en el oído requieren que se escaneen las mismas partes del oído según los (322) requisitos de escaneo especificados para una clase, marca y modelo, particulares y preseleccionados, de un objeto para usar en el oído. Por ejemplo, los audífonos retroauriculares usan un molde que requiere escanear la concha del oído, los audífonos intrauriculares requieren un mayor escaneo del canal auditivo, los audífonos intrauriculares invisibles requieren escanear el canal auditivo aún más que los audífonos intrauriculares. Se puede usar cada una de estas diferentes clases de audífonos (retroauriculares, intrauriculares e intrauriculares invisibles) para determinar si una exploración está completa determinando también qué partes del oído deben ser escaneadas para la clase particular del audífono. Dentro de cada clase de audífono u otros objetos para llevar en el oído, la marca y el modelo también pueden afectar a las partes del oído que deban ser escaneadas para hacer un escaneo completo del oído. Cada una de estas diferentes marcas y modelos dentro de una clase de audífonos también puede usarse para determinar si un escaneo está completo, incluyendo la determinación de qué partes del oído deben escanearse para la clase particular del audífono.

Para mayor explicación, la Figura 5 presenta un dibujo lineal que ilustra características adicionales de ejemplo de una sonda (106) de oído y un sensor (112) de imagen de un escáner de oído según realizaciones de la presente invención. La sonda (106) de la Figura 5 tiene una lente gran angular (114) que incluye varios elementos (115) de lente y espaciadores (125). La lente gran angular (114) de la Figura 5 tiene una profundidad de campo suficiente para que toda la porción de la superficie interior del oído (126) iluminada por la luz láser esté enfocada en el sensor (112) de imagen. Se dice que una imagen de una porción del oído está enfocada si la luz procedente de los puntos objetivo del interior del oído converge tanto como sea razonablemente posible en el sensor de imagen, y desenfocada si la luz no converge bien. La lente gran angular 114 de la Figura 5 está soportada por un tornillo 164 de enfoque que, cuando se gira, ajusta el enfoque de la lente gran angular 114 para mejorar la precisión y para compensar las tolerancias de fabricación.

La sonda (106) de la Figura 5 también incluye una fuente (116) de luz láser y un elemento óptico láser (118). En el ejemplo de la Figura 5, la fuente (116) de luz láser es un cable de fibra óptica que transporta la luz láser desde un láser interno al cuerpo del escáner de oído hasta el elemento óptico láser. Tal como se mencionó anteriormente, en algunas realizaciones de escáner de oído de acuerdo con la presente invención, el elemento óptico láser (118) puede incluir un elemento óptico cónico de reflexión de láser. En tales realizaciones, los elementos (115) de lente de la lente gran angular (114) de la Figura 5 tienen suficiente profundidad de campo para que la porción de la superficie interior del oído (126) iluminada por la luz láser esté enfocada en el sensor (112) de imagen cuando la superficie interior del oído está iluminada por un anillo de luz láser creado por el uso del elemento óptico cónico de reflexión de láser y proyectado a través de las paredes laterales transparentes de la ventana (166). En algunas otras realizaciones de la presente invención, el elemento óptico láser (118) puede incluir una lente óptica para láser difractiva. En tales realizaciones, los elementos (115) de lente de la lente gran angular (114) de la Figura 5 tienen suficiente profundidad de campo para que la porción de la superficie interior del oído (126) iluminada por la luz láser esté enfocada en el sensor (112) de imagen cuando la superficie interior del oído está iluminada por un abanico de luz láser creado por el uso de una lente óptica para láser difractiva y proyectado a través de la parte frontal de la ventana transparente (116).

En el ejemplo de la Figura 5, el sensor (112) de imagen opera con una tasa de fotogramas de video igual al doble de la tasa de fotogramas de video estándar. Al operar al doble de la tasa de fotogramas estándar, el sensor de imagen puede capturar video utilizable del oído escaneado, así como capturar imágenes del oído escaneado para construir imágenes 3D del oído escaneado. En el ejemplo de la Figura 5, por lo tanto, la fuente (116) de luz láser funciona estroboscópicamente durante la captura de fotogramas de video alternos por el sensor (112) de imagen, lo que permite que cada otra imagen de video sea una imagen 2D para construir imágenes 3D. La imagen 2D para construir imágenes 3D es capturada por el sensor de imagen solo cuando la luz láser estroboscópica ilumina el oído escaneado. Los fotogramas de video son capturados por el sensor (112) de imagen cuando solo la iluminación no láser de video de la fuente (120) de iluminación de video ilumina el oído escaneado.

En el ejemplo de la Figura 5, la fuente (116) de luz láser de la Figura 5 supera completamente a la fuente (120) de iluminación de video. La fuente (12) de iluminación de video, por lo tanto 4, puede permanecer activa para que la iluminación no láser de video esté encendida durante el funcionamiento del escáner de oído. Por lo tanto, cuando la fuente (116) de luz láser está iluminada, supera completamente a la iluminación de video y, cada vez que la fuente de luz láser ilumina con luz láser el oído escaneado, las imágenes capturadas por el sensor de imagen son imágenes 2D del oído escaneado para la construcción de una imagen 3D.

Para mayor explicación, la Figura 6 presenta un dibujo lineal de un ejemplo de sonda (106) de oído de un escáner de oído de acuerdo con realizaciones de la presente invención. La sonda (106) de oído de la Figura 6 es similar a la sonda de oído de la Figura 1A por incluir una lente (114) con elementos (115) de lente y espaciadores (125), un tubo (117) de lente, una fuente de iluminación de video, una pared (119) de sonda y un elemento óptico láser (118). El campo de visión de la realización ilustrada, que se muestra con líneas de puntos, es de aproximadamente 150 grados, aunque el patrón (123) de la luz puede extenderse lateralmente en ángulo recto con respecto al eje óptico de la lente gran angular (114). Son posibles ángulos de hasta 180 grados, pero con ángulos mayores puede ser cada vez más difícil minimizar la distorsión. La sonda (106) de oído de la Figura 6 difiere de la sonda de oído de la Figura 1A en que la fuente de luz láser de la sonda de oído de la Figura 6 es un láser (158) montado en la propia sonda (106). En el ejemplo de la Figura 6, el láser (158) está montado en la sonda y la energía para el láser procede de una fuente (160) de energía láser que suministra energía desde el interior del cuerpo del escáner de oído. En algunas realizaciones, el láser puede estar montado en un troquel desnudo que permite colocar el láser directamente sobre una placa de circuito impreso en la sonda de oído.

Tal como se mencionó anteriormente, los escáneres de oído de acuerdo con las realizaciones de la presente invención pueden ser configurados para proyectar un anillo de luz láser radialmente desde la punta del extremo distal de la sonda de oído, proyectar un abanico de luz láser hacia adelante desde la punta del extremo distal de la sonda de oído, o proyectar otras formas de luz láser, como conocerán los expertos en la técnica. Para mayor explicación, por lo tanto, las Figuras 7A y 7B presentan unos dibujos lineales de un elemento óptico (118) útil en los escáneres de acuerdo con realizaciones de la presente invención y un resultante abanico (138) de luz láser proyectado desde una sonda de oído que tiene dicho elemento óptico. El elemento óptico láser (118) de la Figura 7A comprende una lente óptica para láser difractiva (136). En el ejemplo de la Figura 7A, la fuente (116) de luz láser y la lente óptica para láser difractiva (136) están configuradas de tal modo que, cuando la lente óptica para láser difractiva (136) es iluminada por la fuente (116) de luz láser, la lente óptica para láser difractiva (136) proyecta sobre una superficie interior del oído un abanico (138) de luz láser según un ángulo predeterminado (140) con respecto a una superficie frontal (142) de la lente óptica para láser difractiva (136). En el ejemplo de las Figuras 7A y 7B, la luz láser de la fuente (116) de luz láser es enfocada por una lente esférica (170) sobre la lente óptica para láser difractiva (136). La lente óptica para láser difractiva (136) difracta la luz láser en un abanico (138) de luz láser. La lente óptica para láser difractiva (136) se fabrica para difractar la luz láser en un ángulo predeterminado (140) desde su superficie frontal (142), formando un abanico (138) de luz láser tal como se ilustra en la Figuras 7A y 7B. En el ejemplo de la Figura 7B, el abanico (138) de luz láser se proyecta desde el extremo distal de la sonda de oído del escáner de oído. Esto es como explicación y no como limitación. De hecho, los escáneres de oído de acuerdo con las realizaciones de la presente invención pueden configurarse para proyectar un abanico de luz láser desde el extremo de la sonda de oído más cercano al cuerpo del escáner de oído, desde posiciones en el cuerpo del escáner de oído que no sean la sonda de oído, o desde cualquier otra ubicación en el escáner de oído, como conocerán los expertos en la técnica.

Tal como se mencionó anteriormente, los escáneres de oído de acuerdo con las realizaciones de la presente invención pueden configurarse para proyectar un anillo de luz láser radialmente desde la punta del extremo distal de la sonda de oído. Para mayor explicación, por lo tanto, las Figuras 8A y 8B presentan unos dibujos lineales de un elemento óptico (118), útil en escáneres de acuerdo con realizaciones de la presente invención, y un resultante anillo roto (134) de luz láser proyectado desde una sonda de oído que tiene tal elemento óptico. El elemento óptico láser (118) de la Figura 8A incluye un elemento óptico cónico (132) de reflexión de láser. En el ejemplo de la Figura 8A la fuente (116) de luz láser y el elemento óptico cónico (132) de reflexión de láser están configurados de tal modo que, cuando está iluminado por la fuente (116) de luz láser, el elemento óptico cónico (132) de reflexión de láser proyecta un anillo roto (134) de luz láser sobre una superficie interior del oído cuando la sonda de oído está colocada en el oído. En el ejemplo de la Figuras 6A y 6B, la luz láser de la fuente (116) de luz láser es enfocada por una lente esférica (170) sobre el elemento óptico cónico (132) de reflexión de láser. El elemento óptico cónico (132) de reflexión de láser refleja la luz láser formando un anillo (134) de luz láser, tal como se ilustra en las Figuras 8A y 8B.

En los ejemplos de las Figuras 8A y 8B, el anillo de luz láser está roto porque el elemento óptico cónico (132) de reflexión de láser está montado de manera que bloquee una porción de la luz láser reflejada por el elemento óptico. Sin embargo, en realizaciones alternativas, el anillo de luz láser reflejado por el elemento óptico cónico (132) de reflexión de láser no está roto, como comprenderán los expertos en la técnica.

Refiriéndose a la Figura 9, se muestra una piel objetivo con unas porciones laterales parciales 20 de anillos de luz láser proyectados sobre el mismo con el fin de determinar cómo se proyectará la luz láser sobre la piel y se marcará su ubicación. Una sección perpendicular de una de las porciones laterales, tal como se muestra en la Figura 10,

ilustra el hecho de que la intensidad de luz láser reflejada (eje y) varía en forma de curva de campana con el espesor (eje x) de la sección. Por lo tanto, la porción lateral parcial 20 puede incluir un borde 22 del patrón de luz, así como una cresta 24 del patrón de luz. Estos puntos de referencia se pueden usar para determinar la posición de la porción lateral 20 en un sistema de coordenadas que define un espacio del oído. Por ejemplo, se podría hallar uno de los puntos de referencia anteriormente mencionados (por ejemplo, mediante una función de detección de crestas de un procesador de datos) o un borde interior de la porción lateral o un borde exterior de la porción lateral. O bien, se puede usar un promedio de las porciones interna y externa.

Para mayor explicación, la Figura 11 presenta una imagen capturada a partir de los reflejos de la luz láser reflejada por un elemento óptico cónico (132) de reflexión de láser, radialmente desde la punta de la sonda de oído de un escáner de oído de acuerdo con realizaciones de la presente invención. La imagen capturada de la Figura 11 forma un anillo roto, en forma de c, de píxeles de la mayor intensidad. A lo largo del exterior y el interior del anillo roto (180) hay píxeles de una intensidad que define un borde tal como se mencionó anteriormente. Entre los bordes (178) del anillo roto hay píxeles de mayor intensidad que definen una cresta. La cresta (176) es una colección de puntos de cresta que comprende un conjunto de los píxeles más brillantes de la imagen 2D capturada.

Construir una imagen 3D del interior de un oído escaneado, de acuerdo con realizaciones de la presente invención, con una secuencia de imágenes 2D del oído, tal como la imagen de la Figura 11, incluye detectar los puntos de cresta en cada imagen 2D. Detectar puntos de cresta, en el ejemplo de la Figura 11, incluye identificar un conjunto de píxeles más brillantes en la imagen 2D. En el ejemplo de la Figura 11, los puntos de cresta se detectan como un conjunto de píxeles más brillantes a lo largo de la cresta (176) de la imagen (180). La detección de puntos de cresta se puede realizar escaneando todos los píxeles de una fila del sensor de imagen e identificando un píxel cuyo valor de intensidad sea mayor que los valores de intensidad de los píxeles de cada lado. Alternativamente, la detección de un punto de cresta puede llevarse a cabo identificando el rango de píxeles cuyo valor de intensidad media sea mayor que el valor de intensidad de un rango de píxeles de cada lado, y luego seleccionando uno de los píxeles dentro del rango de píxeles con valor de intensidad media más alto. Como alternativa adicional, la detección de puntos de cresta se puede realizar tomando los píxeles más brillantes de una representación de una imagen difuminada a propósito, una técnica en donde los píxeles así seleccionados generalmente no pueden ser los más brillantes. Otra forma alternativa adicional para detectar puntos de cresta es bisecar la distancia máxima de la mitad de la anchura total de una cresta en numerosas secciones transversales a lo largo de la cresta. Los lectores reconocerán, a partir de esta descripción, que la construcción de una imagen 3D en este ejemplo se lleva a cabo con algún tipo de detección de crestas. Sin embargo, además de la detección de crestas, dicha construcción también puede llevarse a cabo mediante detección de bordes, detección de círculos, detección de formas, detección de ondulaciones, técnicas de deconstrucción, y otras maneras que puedan ocurrírseles a los expertos en la técnica.

Construir una imagen 3D del interior de un oído escaneado, de acuerdo con las realizaciones de la presente invención, con una secuencia de imágenes 2D, también incluye transformar los puntos de la cresta en puntos del espacio del escáner, dependiendo de una asociación predefinida entre cada píxel del sensor de imagen y los puntos correspondientes del espacio del escáner, tal como se describe con referencia a la Figura 11, y transformar los puntos del espacio del escáner en puntos del espacio del oído, dependiendo de la relación entre el origen de un sistema de coordenadas que define el espacio del escáner y el origen de otro sistema de coordenadas que define el espacio del oído, tal como se describe con referencia a la Figura 13.

Para mayor explicación, la Figura 12 presenta un dibujo lineal que ilustra esquemáticamente la transformación de los puntos de cresta en puntos del espacio del escáner, dependiendo de una asociación predefinida entre cada píxel del sensor de imagen y los puntos correspondientes del espacio del escáner. La Figura 12 muestra esquemáticamente una realización para el cálculo de la distancia radial de la porción lateral, desde el eje óptico de la sonda, implementado por un procesador de datos. La posición se puede determinar por triangulación, tal como se muestra en las ecuaciones 2-8.

Ecuación 2:
$$\frac{h}{S'} \equiv \frac{R}{S}$$

Ecuación 3:
$$R = \frac{hS}{S'}$$

Ecuación 4:
$$\frac{S'}{S} = M$$

Ecuación 5:
$$R = \frac{h}{M}$$

Ecuación 6:
$$\Delta R = \frac{\Delta h}{M}$$

Ecuación 7:
$$\theta_{\min} = \text{Tan}^{-1}\left(\frac{R_{\min}}{S}\right)$$

Ecuación 8:
$$\theta_{\max} = \text{Tan}^{-1}\left(\frac{R_{\max}}{S}\right)$$

En el ejemplo de la Figura 12 y en las ecuaciones 2-8, el espacio del escáner está orientado de tal modo que su eje Z esté centrado y fijo como eje central de una sonda de oído, mirando hacia el interior de la sonda, también denominado eje de imagen. En este ejemplo, por lo tanto, la relación entre la distancia R desde el eje de formación de la imagen de un punto iluminado por láser y la distancia S entre el plano láser y la lente es igual que entre la distancia h desde el centro del sensor de imagen y la distancia S' entre la superficie del sensor de imagen y la lente. El aumento M es la relación entre S' y S. Cuando se conocen las distancias S y S' entre la lente y el plano láser, y entre la lente y el sensor de imagen, las ecuaciones 2-8 pueden reconstruir la geometría de los puntos iluminados en el espacio del escáner. Estas ecuaciones también denotan que, para una superficie focal tal como un plano, existe un mapeo de 1:1 entre los puntos del espacio del escáner y las ubicaciones de los píxeles del sensor de imagen.

El sensor 112 de imagen puede implementarse con un sensor de semiconductor de óxido metálico de simetría complementaria ('CMOS'), con un dispositivo de carga acoplada ('CCD'), o con otra tecnología de detección que pueda ocurrírseles a los expertos en la técnica. Un sensor CMOS puede operar en modo de lectura instantánea o con un obturador rodante cuando el escaneo a lo largo del eje Z es incrementado o escalonado sincrónicamente para efectuar una lectura de un fotograma completo. Se pueden usar incrementos o escalones similares para un CCD operado con escaneos entrelazados de fotogramas de imagen.

Construir una imagen 3D del interior de un oído escaneado de acuerdo con realizaciones de la presente invención también incluye a menudo transformar los puntos del espacio del escáner en puntos del espacio del oído, dependiendo de la relación entre el origen de un sistema de coordenadas que define el espacio del escáner y el origen de otro sistema de coordenadas que define el espacio del oído. Para mayor explicación, por lo tanto, la Figura 13 presenta un dibujo lineal que ilustra una imagen tridimensional (182) ejemplar de un canal auditivo construida a partir de una secuencia de imágenes 2D por un procesador de datos. En el ejemplo de la Figura 13, cada una de las imágenes 2D (186) incluye un conjunto de puntos de cresta transformados. Los puntos de cresta transformados son el resultado de transformar los puntos del espacio del escáner en puntos del espacio del oído, dependiendo de la relación entre el origen de un sistema de coordenadas, que define el espacio del escáner, y el origen de otro sistema de coordenadas que define el espacio del oído, tal como se describe con referencia a la Figura 13. La transformación de los puntos del espacio del escáner en puntos del espacio del oído, dependiendo de la relación entre el origen de un sistema de coordenadas que define el espacio del escáner y el origen de otro sistema de coordenadas que define el espacio del oído, puede llevarse a cabo tal como se ha descrito e ilustrado anteriormente con referencia a la Figura 4.

Para mayor explicación, la Figura 14 presenta una imagen 3D de un oído escaneado creada mediante el uso de un escáner de oído y una imagen 3D de acuerdo con realizaciones de la presente invención. La imagen 3D de la Figura 14 incluye una representación 3D de la concha (192), la abertura (188) del oído, la primera curva (190) del canal auditivo, la segunda curva del canal auditivo y la ubicación del tímpano (196). La imagen 3D de la Figura 14 puede ser utilizada por un fabricante para proporcionar audífonos de ajuste personalizado, botones de ajuste personalizado para dispositivos de escucha personales, auriculares de ajuste personalizado y otros objetos personalizados para el oído escaneado y usados en el oído.

La densidad de las porciones de piel que conforman el oído varía de una a otra persona. La densidad de las porciones de piel que conforman el oído también varía a lo largo de las porciones del oído. Es decir, algunas personas tienen oídos con una piel más elástica en ciertas áreas del oído que en otras. La elasticidad de la piel de un oído es un factor para determinar si un audífono, un molde u otro objeto personalizado que se lleve en el oído es cómodo para el usuario y, al mismo tiempo, proporciona un ajuste adecuado dentro del oído. La información de la elasticidad puede ser proporcionada a un fabricante para que la use al fabricar un audífono, molde u otro objeto cómodo y bien ajustado para usar en el oído. Para mayor explicación, por lo tanto, la Figura 15 presenta un dibujo lineal de un escáner de oído capaz de detectar la fuerza con la que se presiona la sonda de oído contra una superficie del oído escaneado, para usarla en el cálculo de un valor de elasticidad como ayuda para que un fabricante fabrique objetos cómodos y bien ajustados al oído. El escáner (100) de oído de la Figura 15 es similar al escáner de oído de las Figuras 1 y 2 en que el escáner de oído tiene un cuerpo (102), una sonda (106) de oído, una fuente (120) de iluminación de video que lleva iluminación de video desde un emisor (220) de luz no láser, una fuente de luz láser para un elemento óptico cónico reflectante (116a) que lleva luz láser desde un láser (158a) situado en el cuerpo (102) del escáner (100) de oído, una fuente de luz láser para una lente óptica difractiva (116b)

que lleva luz desde un láser (158b) situado en el cuerpo (102) del escáner (100) de oído y así sucesivamente.

El escáner (100) de oído de la Figura 15 se diferencia del escáner de oído de las Figuras 1 y 2 en que el cuerpo (102) del escáner de oído tiene montados en su interior unos sensores (144) de presión acoplados operativamente a la sonda (106) de oído. En el ejemplo de la Figura 15, los sensores (144) de presión están acoplados para comunicación de datos con el procesador (128) de datos y los sensores de presión detectan la fuerza con la que se presiona la sonda (106) de oído contra una superficie del oído escaneado. En algunas realizaciones, la sonda se implementa como completamente rígida cuando se escanea. En otras realizaciones, la sonda se implementa como ligeramente móvil contra los sensores de presión para mediciones de elasticidad. Y algunas realizaciones implementan una sonda que es alternativamente rígida y móvil, proporcionando un mecanismo de bloqueo que mantiene la sonda rígida para el escaneo óptico y permite que la sonda se mueva contra un sensor de presión cuando está desbloqueada para determinar un valor de elasticidad.

El escáner (100) de oído también está configurado para rastrear las posiciones de la sonda de oído deducidas de los reflejos de la iluminación de seguimiento detectada por los sensores (108) de iluminación de seguimiento. Las posiciones rastreadas se utilizan para identificar el desplazamiento que efectúa la sonda (106) de oído cuando es presionada contra la superficie del oído explorado. El procesador (128) de datos de la Figura 15 se configura además para que calcule un valor de elasticidad en función de la fuerza detectada y el desplazamiento rastreado. El valor de elasticidad puede implementarse como un solo valor o como un rango de valores que dependen de la fuerza detectada y del desplazamiento identificado cuando se presiona la sonda contra la superficie del oído escaneado.

Para facilitar la detección de la fuerza cuando se presiona la sonda contra la superficie del oído escaneado, el cuerpo (102) del escáner de oído tiene montados en su interior unos sensores (144) de presión acoplados funcionalmente a la sonda (106) de oído. Los sensores (108) de seguimiento, el sensor (112) de imagen, la sonda (106) y la lente del escáner (100) de oído de la Figura 15 están todos montados en un chasis rígido (146) que está configurado para flotar dentro del cuerpo (102) del escáner de oído. Los sensores (144) de presión están montados dentro del escáner (100) de oído entre el chasis rígido (146) y el cuerpo (102) del escáner de oído. El chasis rígido (146) flota en el cuerpo (102) del escáner (100) de oído porque el chasis rígido (146) puede moverse con relación al cuerpo (102) del escáner (100) de oído cuando la sonda (106) está presionando contra la superficie del oído.

En los ejemplos de escáneres de oído anteriormente descritos, la funcionalidad del escáner de oído se describe como residiendo dentro del cuerpo del escáner de oído. En algunas realizaciones de la presente invención, un escáner de oído puede configurarse con una conexión por cable a un procesador (128) de datos de un ordenador (202) disponible para un operador del escáner de oído. Para mayor explicación, por lo tanto, la Figura 16 muestra un ejemplo adicional de escáner de oído, según realizaciones de la presente invención, que incluye un cuerpo (102) del escáner de oído con una conexión por cable (148) a un procesador (128) de datos implementado en un ordenador (204). En el ejemplo de la Figura 16, los elementos del escáner de oído se distribuyen entre el cuerpo (102) del escáner de oído y el ordenador (204). En el ejemplo de la Figura 16, los objetivos (124) de seguimiento se fijan a una diadema que usa la persona cuyo oído (126) se está escaneando.

El procesador (128) de datos del ordenador (204) de la Figura 16 incluye al menos un procesador de ordenador o 'CPU' (156), así como una memoria de acceso aleatorio ('RAM') (168) que está conectada a través de un bus de memoria de alta velocidad y de un adaptador de bus al procesador (156) y a otros componentes del procesador (128) de datos. El procesador (128) de datos de la Figura 16 también incluye un adaptador (167) de comunicaciones para la comunicación de datos con otros ordenadores y con el cuerpo (102) del escáner de oído y para la comunicación de datos con una red de comunicaciones de datos. Dichas comunicaciones de datos pueden llevarse a cabo en serie a través de conexiones RS-232, a través de buses externos tales como un Bus Serie Universal ('USB'), a través de redes de comunicaciones de datos tales como redes de comunicaciones de datos IP, y de otras formas como sabrán los expertos en la técnica. Los adaptadores de comunicaciones implementan el nivel de hardware de las comunicaciones de datos a través del cual un ordenador envía comunicaciones de datos a otro ordenador, directamente o a través de una red de comunicaciones de datos. El ejemplo de procesador de datos de la Figura 16 incluye un adaptador (209) de vídeo, que es un ejemplo de un adaptador de E/S especialmente diseñado para la salida gráfica a un dispositivo (202) de visualización tal como una pantalla de visualización o un monitor de ordenador.

En el ejemplo de la Figura 16, el sensor (112) de imagen está ilustrado en el cuadro (156) como residente en el cuerpo del escáner de oído y, tal como se ilustra en el cuadro (128), como residente en el procesador de datos. Un sensor de imagen útil en realizaciones de la presente invención, ilustrado en la Figura 16, puede residir en cualquier ubicación, ya sea tal como se ilustra en el cuadro (156) o en el ordenador (202).

En el ejemplo de la Figura 16, una pantalla de visualización (202) del ordenador (204) puede mostrar imágenes del oído escaneado iluminadas solo por iluminación no láser (120) de vídeo. La pantalla (202) de visualización del ordenador (113) también puede mostrar imágenes 3D del oído escaneado construidas a partir de una secuencia de imágenes capturadas por el sensor de imagen a medida que la sonda se mueve por el oído escaneado. En tales

ejemplos, las imágenes son capturadas por un sensor (112) de imagen.

En la RAM (168) del procesador (128) de datos de la Figura 16 está almacenado un módulo de construcción. Se trata de un módulo de instrucciones de programa informático para construir imágenes 3D del oído escaneado en función de una secuencia de imágenes capturadas por el sensor (112) de imagen a medida que la sonda se mueve por el oído escaneado. El módulo (169) de construcción está además configurado para determinar la posición de la sonda (106) en el espacio del oído cuando se coloca la sonda en la abertura del canal auditivo del oído escaneado (126) y se establece la posición de la sonda en la abertura del canal auditivo del oído escaneado como origen del sistema de coordenadas que define el espacio del oído.

No todos los audífonos, moldes u otros objetos para usar en el oído requieren escanear las mismas porciones del oído. Es decir, algunos objetos que para usar en el oído son pequeños, algunos son grandes, algunos se colocan en el oído más profundamente que otros, y así sucesivamente. Por lo tanto, en la RAM (168) del procesador de datos de la Figura 16 está almacenado un módulo (206) de finalización, que es un módulo de instrucciones de programa informático para determinar si un escaneo está completo en función de la clase, marca y modelo de un audífono u otros objetos para usar en el oído. El módulo (208) de finalización tiene una base de datos de clases, marcas y modelos de audífonos u otros objetos para usar en el oído. Las clases, marcas y modelos identifican las porciones adecuadas del oído que se escanearán. El módulo de finalización está configurado para identificar, a partir de la imagen 3D del oído construida por el módulo (169) de construcción, si la imagen 3D incluye las porciones escaneadas del oído necesarias para la fabricación de una clase, marca y modelo particulares de audífono u otro objeto usado en el oído. El módulo (208) de finalización también está configurado para determinar si quedan porciones del oído que simplemente no se hayan escaneado en absoluto. Tales porciones pueden aparecer como agujeros en la imagen 3D del oído.

Existe un peligro para un oído que esté siendo escaneado si se inserta una sonda u otro objeto demasiado profundamente en el oído. Por ejemplo, un tímpano puede dañarse si entra en contacto con una sonda. Por lo tanto, en la RAM (206) también hay almacenado un módulo (206) de seguridad, que es un módulo de instrucciones de programa informático para la seguridad de uso del escáner (100) de oído de la Figura 16. El módulo (206) de seguridad de la Figura 16 tiene una base de datos estadísticos previamente registrados que describen los tamaños típicos del oído según datos demográficos humanos, tales como peso y estatura, edad y otros datos estadísticos humanos. El módulo (206) de seguridad también tiene grabada información demográfica actual sobre una persona cuyo oído se esté escaneando. El módulo de seguridad deduce, a partir de una posición rastreada de la sonda (106) de oído, de los datos estadísticos registrados previamente que describen los tamaños típicos del oído según la demografía humana, y de la información demográfica actualmente registrada con respecto a la persona cuyo oído se esté escaneando, la posición actual de la sonda de oído en relación con al menos una parte del oído escaneado. El módulo de seguridad está configurado para proporcionar un aviso cuando la sonda llegue a una distancia predefinida de la parte del oído escaneada. Tal aviso puede ser implementado como un sonido emitido por el escáner (100) de oído, un icono de aviso en la pantalla de visualización del escáner (100) de oído o del ordenador, o cualquier otro aviso que pueda ocurrírseles a los expertos en la técnica.

Los expertos en la técnica reconocerán que el oído es flexible y que la forma del oído cambia cuando la boca de la persona que está siendo escaneada está abierta y cuando está cerrada. Para facilitar la fabricación de un audífono, un molde u otro objeto usado en el oído del ejemplo de la Figura 16, un operador escanea el oído con el escáner de oído de la Figura 16 con la boca abierta y luego con la boca cerrada. Las imágenes 3D del oído construidas cuando la boca está abierta y también cuando la boca está cerrada pueden usarse después para fabricar un audífono, un molde u otro objeto para llevar en el oído que sea cómodo para el usuario cuando la boca del usuario esté abierta y cuando esté cerrada. El módulo (169) de construcción del procesador (128) de datos de la Figura 16, por lo tanto, está configurado para construir la imagen 3D del oído escaneado construyendo la imagen 3D en función de una secuencia de imágenes capturadas por el sensor de imagen cuando la sonda se mueve por el oído escaneado con la boca abierta. El módulo (169) de construcción del procesador (128) de datos de la Figura 16 también está configurado para construir la imagen 3D del oído escaneado construyendo la imagen 3D en función de una secuencia de imágenes capturadas por el sensor de imagen a medida que la sonda se mueve por el oído escaneado con la boca cerrada.

El tímpano de un oído escaneado no siempre está en el mismo lugar u orientado de la misma manera con relación al oído. Es decir, la ubicación y orientación de los tímpanos difieren para diferentes personas. Por lo tanto, los escáneres de oído de acuerdo con las realizaciones de la presente invención pueden configurarse para construir una imagen 3D del interior del oído escaneado que incluye determinar la ubicación y orientación del tímpano en el espacio del oído escaneado. Para mayor explicación, la Figura 17 presenta un dibujo lineal que ilustra un método para determinar la ubicación y orientación en el espacio del oído del tímpano de un oído escaneado de acuerdo con un método de estructura a partir del movimiento. En el ejemplo de la Figura 17, el campo de visión hacia adelante (FFOV) capturado a través de la sonda por el escáner de oído verá el tímpano en múltiples fotogramas de video a medida que la sonda se desplace a través del oído. Debido a que el escáner de oído rastrea la posición y orientación de la sonda en relación con un sistema de coordenadas de la cabeza ("espacio del oído"), el procesador de datos del escáner de oído puede usar el método de estructura a partir del movimiento para reconstruir la ubicación y la dirección del tímpano. Considérese un punto X del tímpano que sea fácilmente identificable, tal como el umbo, la

5 parte más deprimida de la superficie cóncava del tímpano. Refiriéndose a la ilustración de la Figura 17, considérese un punto X del tímpano que se vea en dos imágenes N y N+1. En la Imagen N, el punto X se ve en una ubicación de píxel X_L , y X cae en un rayo $O_L X_L$. Por una sola imagen, sin embargo, no se sabe a qué distancia está X: podría estar en X_1 , X_2 , X_3 , etc. Tener una segunda imagen (Imagen N+1) permite el cálculo de la distancia. En la Imagen N+1, el punto X del tímpano se ve en la posición de píxel X_R . Se deduce que X está en el rayo $O_R X_R$. El procesador de datos del escáner de oído utiliza la información de seguimiento para transformar la dirección de estos dos rayos en direcciones del espacio del oído. Calculando la intersección de los rayos en el espacio del oído, se obtiene la ubicación del punto X del tímpano.

10 Los lectores reconocerán que la técnica particular de estructura a partir del movimiento que se acaba de describir no es la única forma de determinar la ubicación y orientación en el espacio del oído del tímpano del oído escaneado. En algunas realizaciones, por ejemplo, un rayo láser proporcionado por una sonda exterior a las lentes es dirigido en paralelo al eje central de la lente gran angular, y el láser produce un punto en el tímpano. En tales realizaciones, la ubicación del punto en el espacio del ámbito se determina con el método de estructura a partir del movimiento usando una sola imagen. En tales realizaciones, el punto puede estar algo desenfocado porque el tímpano puede estar fuera del volumen de un buen enfoque para la lente gran angular.

20 Se han descrito ejemplos de realizaciones de escáneres de oído con referencia al escaneo de oídos. Esto es como explicación y no como limitación. De hecho, los escáneres de oído de acuerdo con las realizaciones de la presente invención se pueden usar para escanear casi cualquier superficie 3D, tanto interna como externa, de objetos vivos o inanimados.

25 Las realizaciones ejemplares de la presente invención se han descrito mayormente en el contexto de un escáner de oído totalmente funcional y de un sistema para escanear un oído. Los lectores reconocerán, sin embargo, que algunos aspectos de la presente invención también pueden incorporarse en un producto de programa informático dispuesto en medios de almacenamiento legibles por ordenador para usar con cualquier sistema de procesamiento de datos adecuado. Dichos medios de almacenamiento legibles por ordenador pueden ser cualquier medio de almacenamiento para información legible por máquina, incluidos medios magnéticos, medios ópticos u otros medios adecuados. Los ejemplos de dichos medios incluyen discos magnéticos en unidades de disco duro o de disquete, discos compactos para unidades ópticas, cinta magnética y otros, como conocerán los expertos en la técnica. Los expertos en la técnica reconocerán inmediatamente que cualquier sistema informático que tenga medios de programación adecuados será capaz de ejecutar los aspectos de la invención. Los expertos en la técnica también reconocerán que, aunque algunas de las realizaciones ejemplares descritas en esta memoria técnica están orientadas al software instalado y ejecutándose en hardware de ordenador, sin embargo, las realizaciones alternativas implementadas como firmware o como hardware están dentro del alcance de la presente invención.

40 Se entenderá, a partir de la descripción anterior, que pueden realizarse modificaciones y cambios en diversas realizaciones de la presente invención. Las descripciones de esta memoria técnica son solo para fines de ilustración y no deben interpretarse en un sentido limitativo. El alcance de la presente invención está limitado únicamente por el lenguaje de las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un escáner (100) de oído que comprende:

5 un cuerpo (102) de escáner de oído, comprendiendo el cuerpo una empuñadura (104), teniendo el cuerpo montados sobre el mismo una sonda (106) de oído, un emisor (129) de iluminación de seguimiento, una pluralidad de sensores (108) de iluminación de seguimiento y una pantalla (110) de visualización, teniendo el cuerpo del escáner de oído montado en su interior un sensor (112) de imagen;

10 comprendiendo la sonda (106) de oído una lente gran angular (114) acoplada ópticamente al sensor de imagen, una fuente (116) de luz láser, un elemento óptico láser (118) y una fuente no láser (120) de iluminación de video; estando la pluralidad de sensores (108) de iluminación de seguimiento dispuestos sobre el cuerpo (102) del escáner de oído para detectar los reflejos (127) de la iluminación (122) de seguimiento emitida desde el emisor (129) de iluminación de seguimiento y reflejada desde los objetivos (124) de seguimiento instalados en posiciones fijas con respecto al oído escaneado;

15 estando la pantalla de visualización acoplada para la comunicación de datos con el sensor de imagen, mostrando la pantalla de visualización imágenes del oído escaneado; y siendo el sensor de imagen acoplable para la comunicación de datos con un procesador (156) de datos configurado para que sirva para construir una imagen 3D del interior del oído escaneado, en función de una secuencia de imágenes capturadas cuando el oído escaneado es iluminado con luz láser y las posiciones rastreadas de la sonda de oído han sido deducidas de los reflejos de la iluminación de seguimiento, detectados por los sensores de iluminación de seguimiento.

2. El escáner (100) de oído de la reivindicación 1, que comprende el procesador de datos y medios para almacenar instrucciones de programas informáticos que, cuando son ejecutadas por el procesador (156) de datos, hacen que el procesador sirva para construir una imagen 3D.

3. El escáner (100) de oído de la reivindicación 1, que comprende adicionalmente la pantalla (110) de visualización situada en el cuerpo (102) del escáner de oído, en relación con la sonda (106) de oído, de modo que cuando la sonda de oído está colocada para escanear, tanto la pantalla de visualización como la sonda de oído son visibles para un operador (103) que opera el escáner de oído, con la sonda de oído montada en el cuerpo del escáner entre la empuñadura (104) y la pantalla de visualización, y con la pantalla de visualización montada en el lado del cuerpo del escáner opuesto a la sonda de oído y distalmente con respecto a la empuñadura.

4. El escáner (100) de oído de la reivindicación 1, en donde:

35 el elemento óptico láser (118) comprende un elemento óptico cónico (132) de reflexión de láser; y la fuente (116) de luz láser y el elemento óptico cónico de reflexión de láser están configurados de manera que el elemento óptico cónico de reflexión de láser, cuando está iluminado por la fuente de luz láser, proyecta un anillo roto (134) de luz láser sobre una superficie interior del oído cuando la sonda está colocada en el oído.

5. El escáner (100) de oído de la reivindicación 1, en donde:

45 el elemento óptico láser (118) comprende una lente óptica difractiva para láser; y la fuente de luz láser y la lente óptica difractiva (136) para láser están configuradas de manera que la lente óptica difractiva para láser, cuando es iluminada por la fuente (116) de luz láser, proyecta sobre una superficie interior del oído un abanico de luz láser según un ángulo predeterminada con respecto a la superficie frontal de la lente óptica difractiva para láser cuando la sonda de oído está colocada en el oído.

6. El escáner (100) de oído de la reivindicación 1, en donde:

50 la lente gran angular (114) tiene una profundidad de campo suficiente para que toda la porción de la superficie interior del oído iluminada por la luz láser esté enfocada en el sensor de imagen.

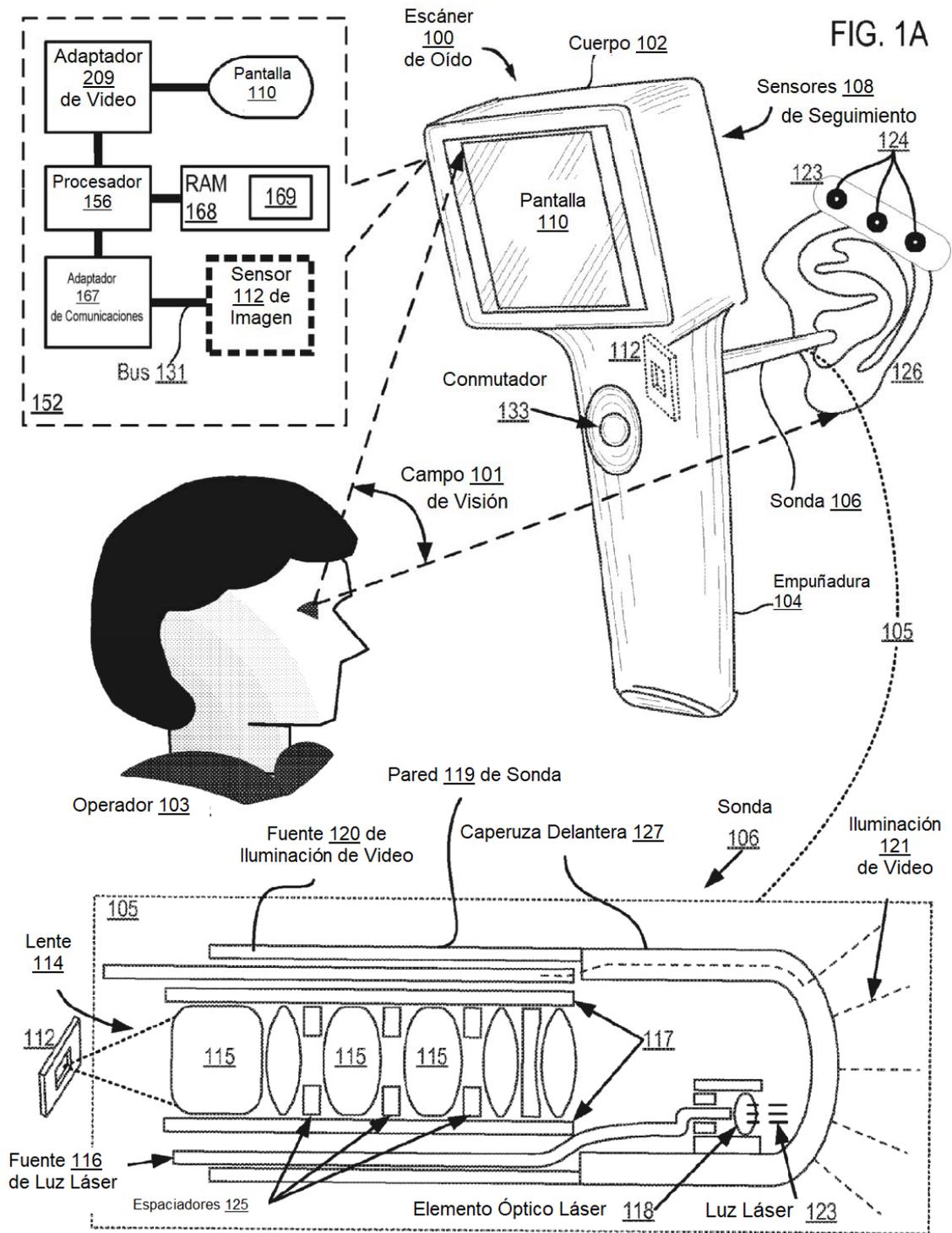
7. El escáner (100) de oído de la reivindicación 1, en donde:

55 el sensor (112) de imagen funciona a una tasa de fotogramas de video que es dos veces mayor que la tasa de fotogramas de video estándar; la fuente (116) de luz láser ilumina estroboscópicamente durante la captura por el sensor de imagen de fotogramas de video alternos; los fotogramas de video son capturados por el sensor de imagen solo cuando la iluminación no láser (120) de video ilumina el oído escaneado; y las imágenes para construir imágenes 3D son capturadas por el sensor (112) de imagen solo cuando la luz láser estroboscópica ilumina el oído escaneado.

8. El escáner (100) de oído de la reivindicación 1, en donde:

los objetivos (124) de seguimiento comprenden retrorreflectores; y la iluminación (122) de seguimiento se proporciona desde una fuente (129) de iluminación de seguimiento montada en el cuerpo (102) del escáner de oído.

- 5 9. El escáner (100) de oído de la reivindicación 1, que comprende el procesador de datos (156), en donde, para construir una imagen 3D del interior de un oído escaneado, el procesador (156) de datos está configurado para, ante una secuencia de imágenes 2D del oído tomada por el sensor de imágenes cuando el oído está iluminado por un anillo (134) de luz láser procedente de la sonda de oído:
- 10 detectar puntos (308) de cresta para cada imagen 2D, comprendiendo adicionalmente la detección identificar un conjunto de píxeles más brillantes para cada imagen 2D, representando cada conjunto un anillo roto de luz láser en forma de c que se refleja desde una superficie del oído escaneado;
- 15 transformar, dependiendo de una asociación predefinida entre cada píxel del sensor (112) de imagen y los puntos correspondientes del espacio del escáner, los puntos de cresta en puntos del espacio del escáner; y transformar, dependiendo de la relación entre el origen (151) de un sistema de coordenadas que define el espacio (200) del escáner y el origen (150) de otro sistema de coordenadas que define el espacio (198) del oído, los puntos del espacio del escáner en puntos del espacio del oído.
- 20 10. El escáner (100) de oído de la reivindicación 1, en donde:
- el cuerpo (102) del escáner de oído tiene montados en su interior unos sensores (144) de presión acoplados funcionalmente a la sonda de oído y acoplables para comunicación de datos con el procesador (156) de datos, cuyos sensores de presión detectan la fuerza con la que se presiona la sonda de oído contra una superficie del oído escaneado.
- 25 11. El escáner (100) de oído de la reivindicación 1, que comprende el procesador (156) de datos, en donde:
- el cuerpo (102) del escáner de oído tiene montados en su interior unos sensores de presión acoplados funcionalmente a la sonda de oído y acoplados para comunicación de datos con el procesador de datos, cuyos sensores de presión detectan la fuerza con la cual se presiona la sonda de oído contra una superficie del oído escaneado;
- 30 las posiciones rastreadas de la sonda de oído deducidas de los reflejos (127) de la iluminación (122) de seguimiento detectados por los sensores (108) de iluminación de seguimiento incluyen el desplazamiento a través del cual se mueve la sonda de oído cuando es presionada contra la superficie del oído escaneado; y el procesador (156) de datos está configurado adicionalmente de tal modo que sirva para calcular un valor de elasticidad en función de la fuerza detectada y del desplazamiento rastreado.
- 35 12. El escáner (100) de oído de la reivindicación 1, que comprende el procesador (156) de datos, en donde el procesador (156) de datos está configurado adicionalmente para funcionar:
- 40 determinando la posición de la sonda (106) en el espacio del oído cuando se coloca la sonda en la abertura del canal auditivo del oído escaneado; y estableciendo la posición de la sonda en la abertura del canal auditivo del oído escaneado como origen del sistema de coordenadas que define el espacio del oído.
- 45 13. El escáner (100) de oído de la reivindicación 1, que comprende el procesador (156) de datos, en donde, para construir la imagen 3D, el procesador (156) de datos está configurado para construir la imagen 3D dependiendo de una secuencia de imágenes capturadas por el sensor (112) de imagen a medida que la sonda se mueve por el oído escaneado.
- 50 14. El escáner (100) de oído de la reivindicación 1, que comprende el procesador (156) de datos, en donde el procesador (156) de datos está configurado adicionalmente para funcionar determinando si un escaneo está completo, llevándose a cabo la determinación dependiendo de la clase, marca y modelo de un audífono.
- 55 15. El escáner (100) de oído de la reivindicación 1, que comprende el procesador (156) de datos, en donde el procesador (156) está configurado adicionalmente para funcionar:
- deduciendo, a partir de una posición rastreada de la sonda de oído, de unos datos estadísticos registrados previamente que describen los tamaños típicos del oído según la demografía humana, y de la información demográfica actualmente registrada con respecto a la persona cuyo oído se escanea, la posición actual real de la sonda de oído en relación con al menos una parte del oído escaneado; y proporcionando un aviso cuando la sonda llega a una distancia predefinida de la parte del oído escaneado.
- 60 16. El escáner (100) de oído de la reivindicación 1, que comprende el procesador (156) de datos, en donde, para construir una imagen 3D del interior del oído escaneado, el procesador (156) de datos está configurado para determinar la ubicación y orientación, en el espacio del oído, del tímpano del oído escaneado.
- 65



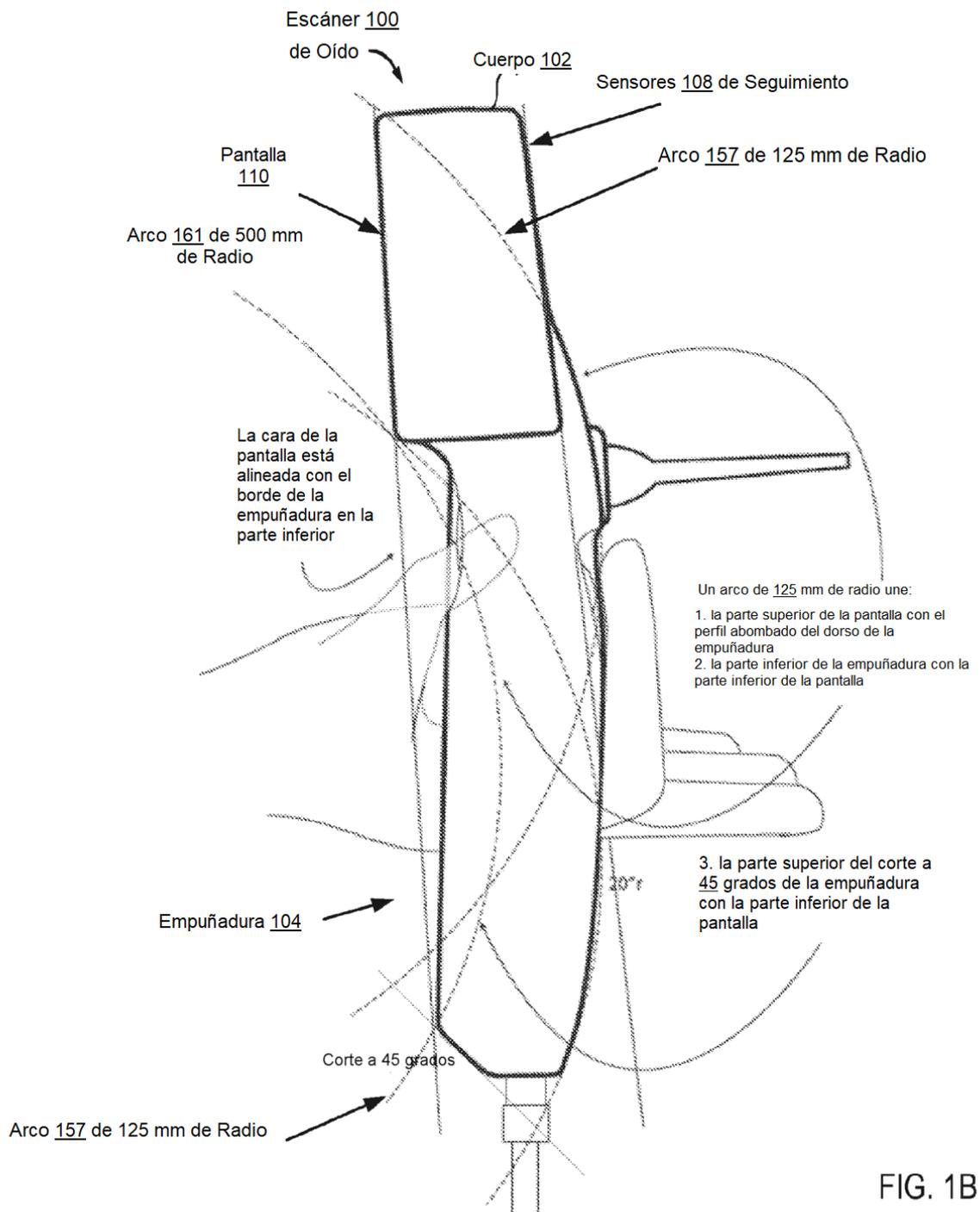


FIG. 1B

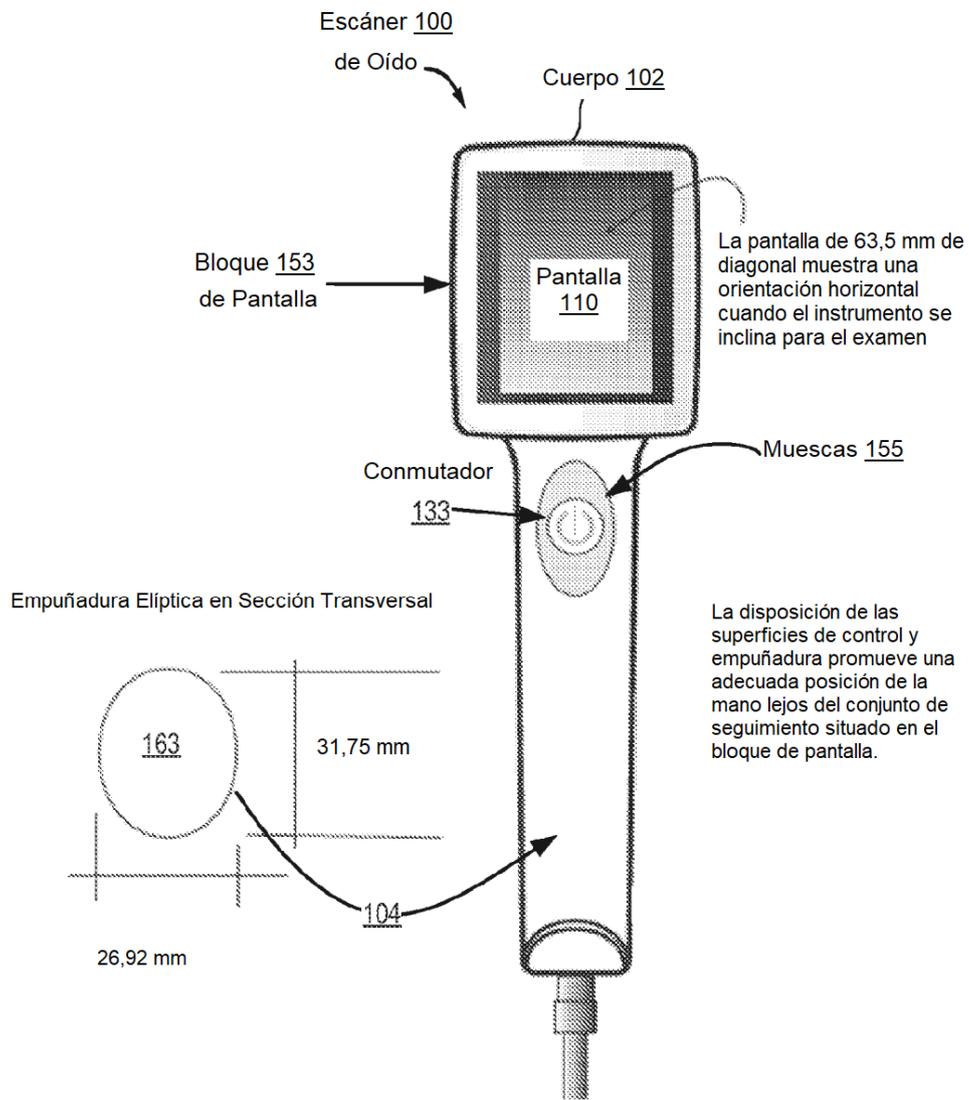
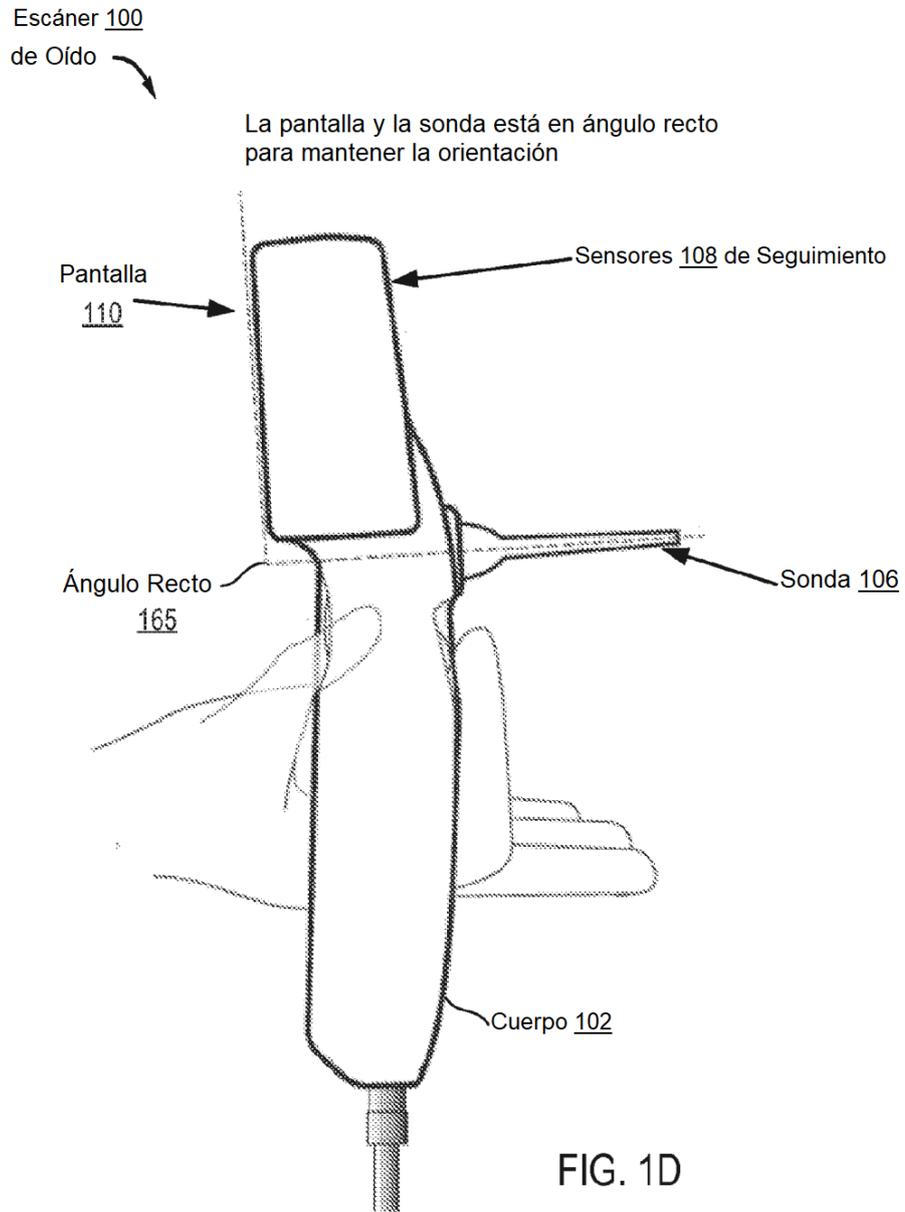


FIG. 1C



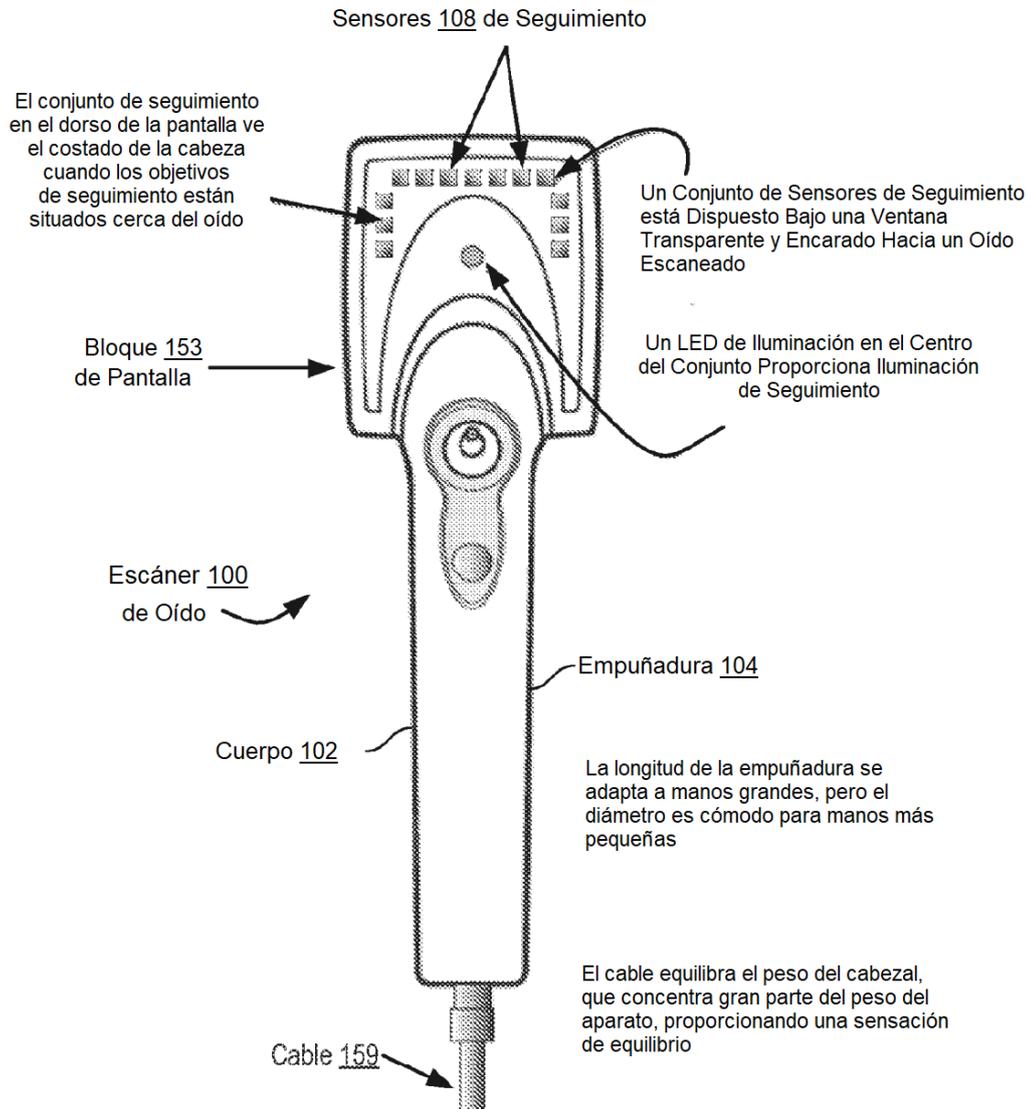
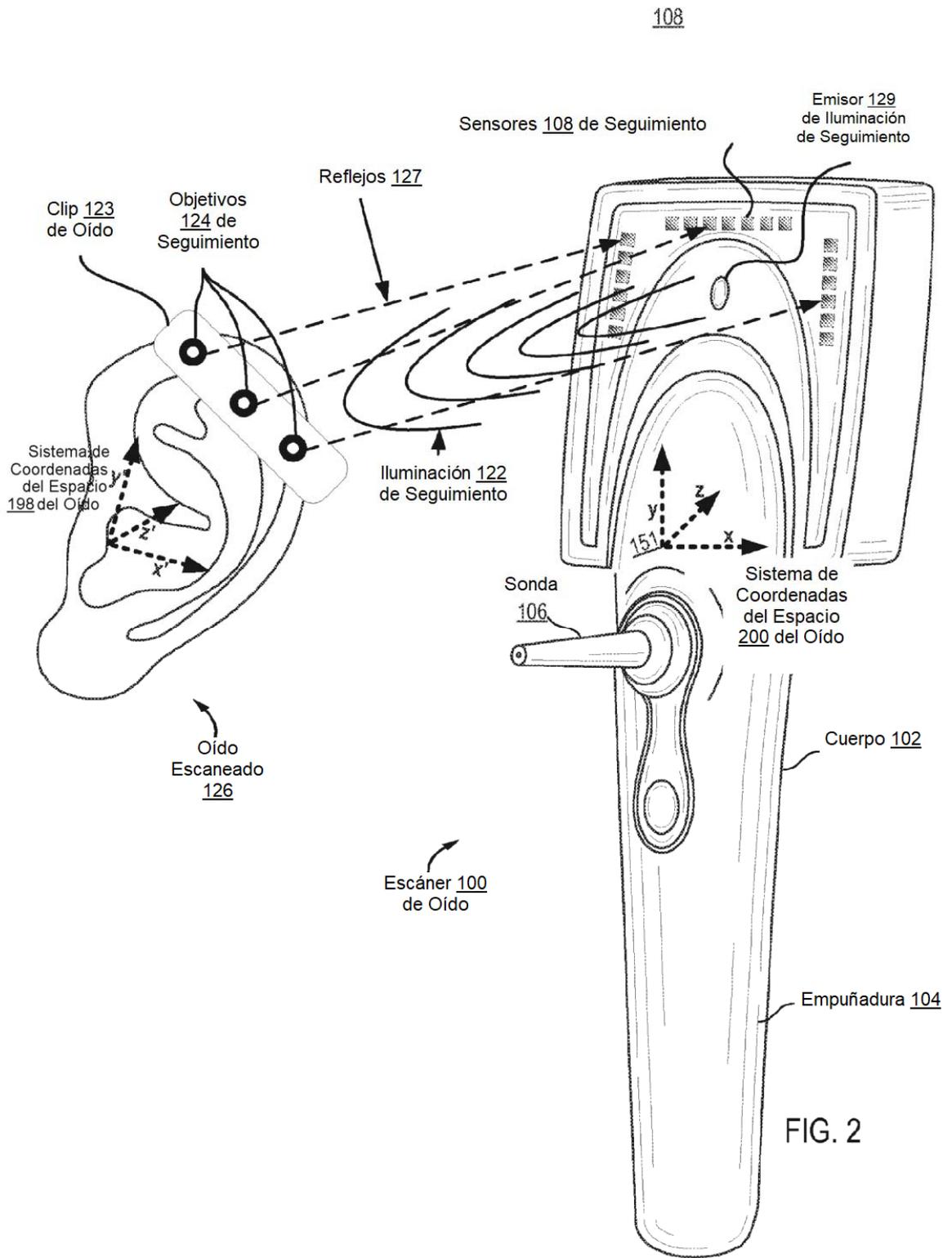


FIG. 1E



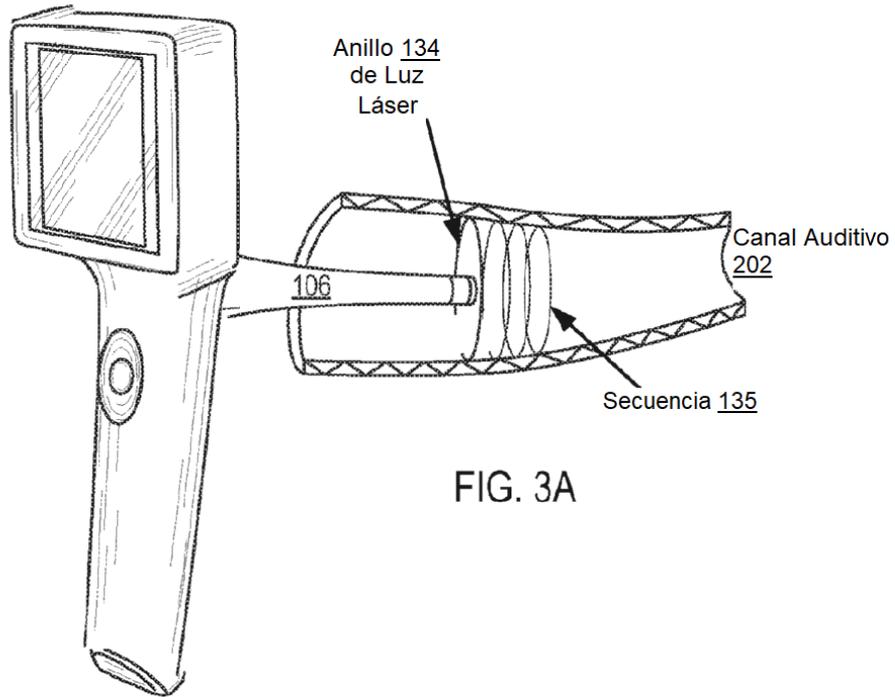


FIG. 3A

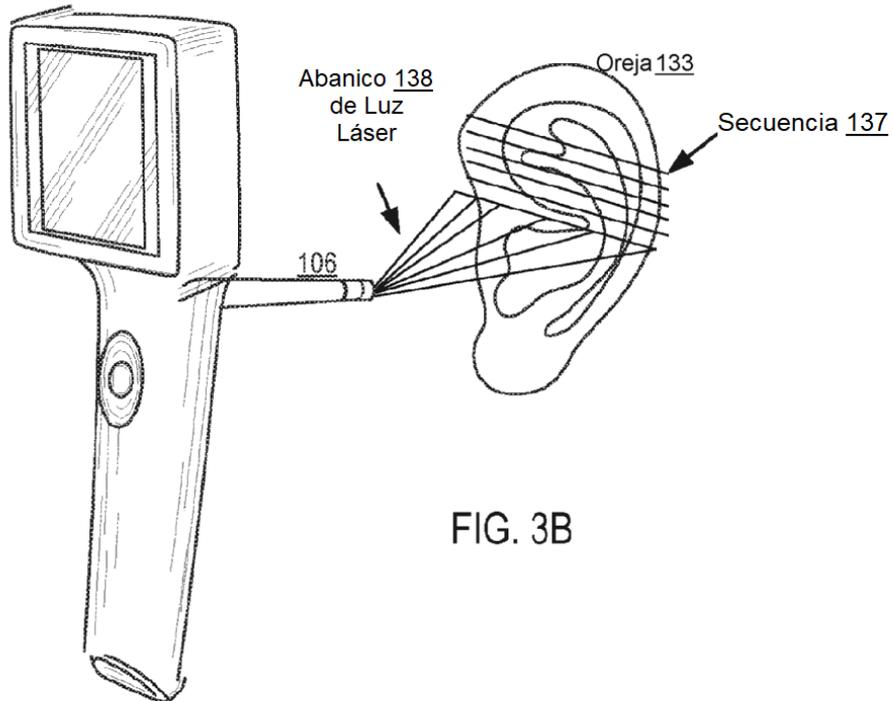


FIG. 3B

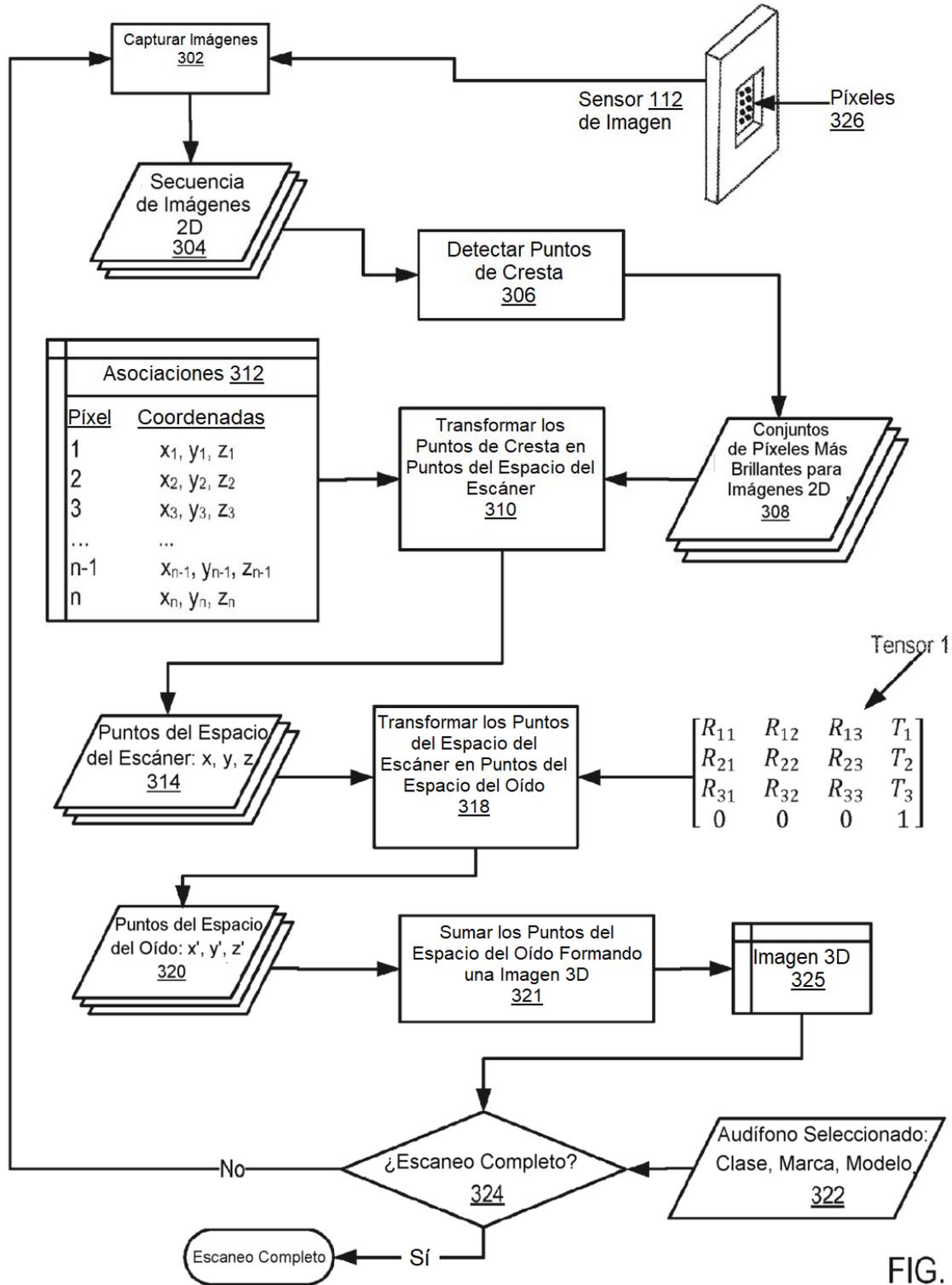


FIG. 4

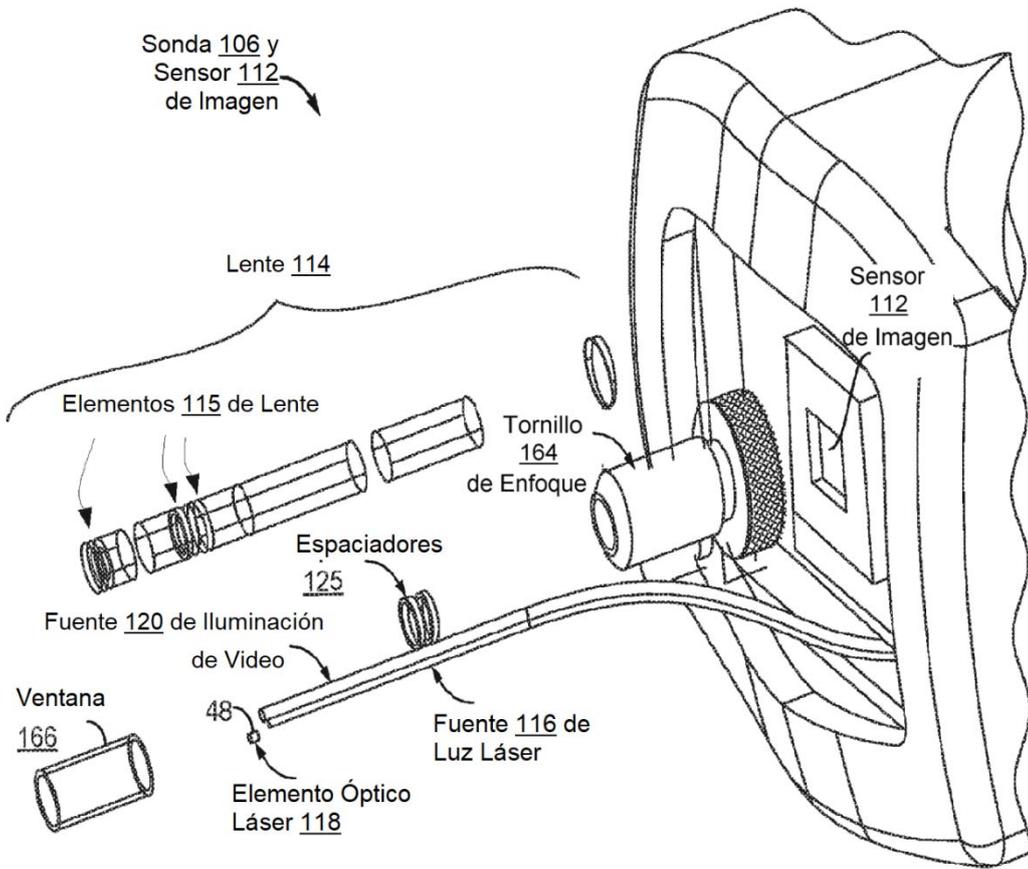


FIG. 5

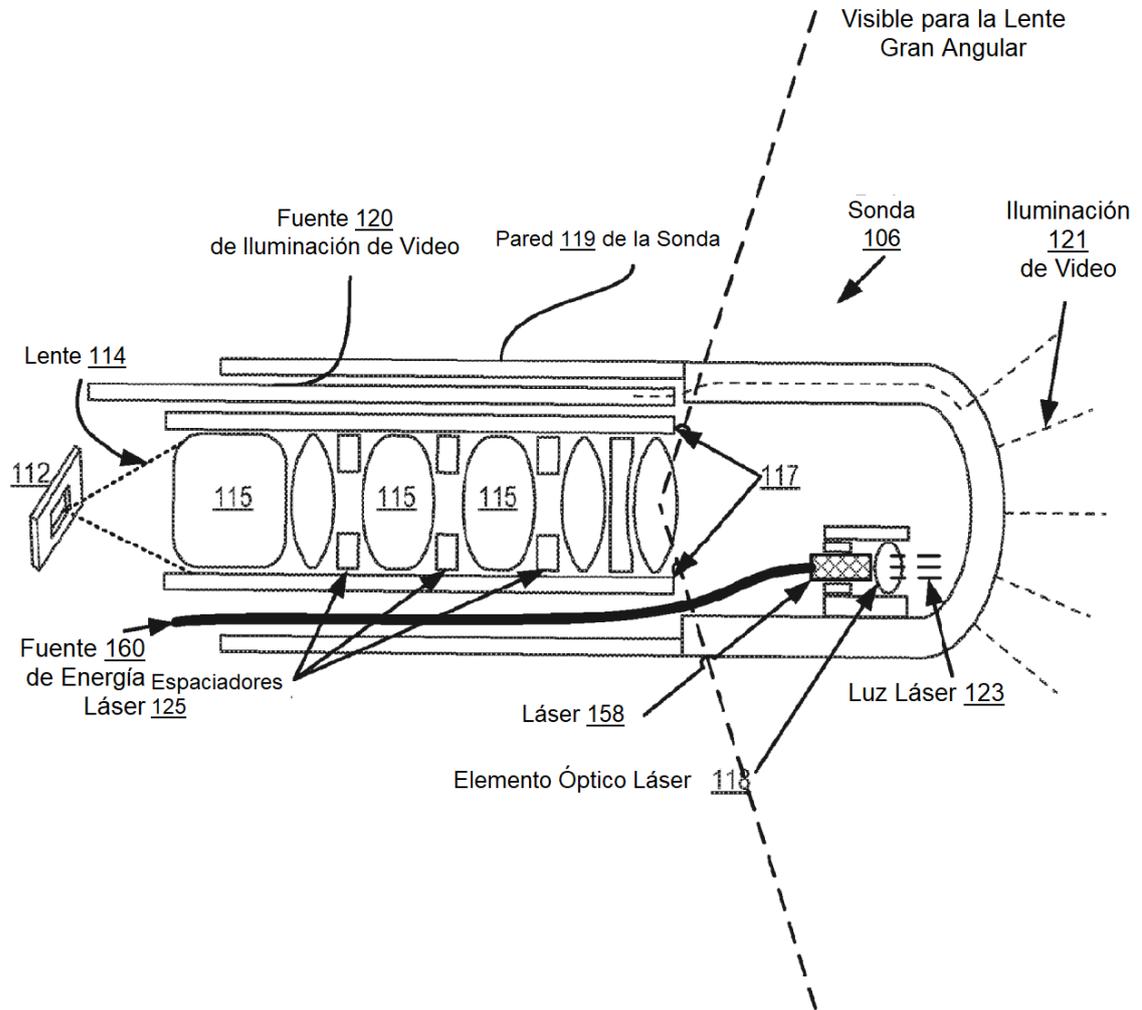


FIG. 6

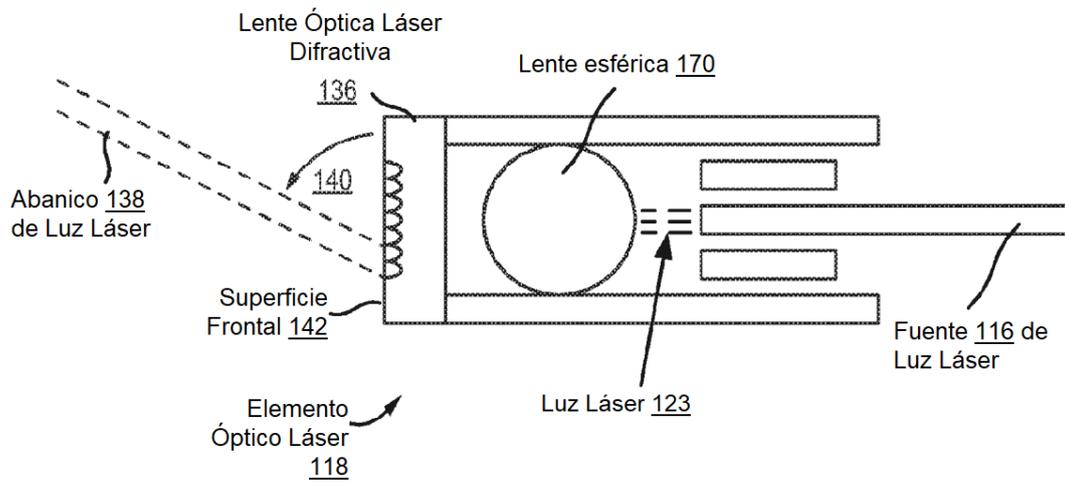


FIG. 7A

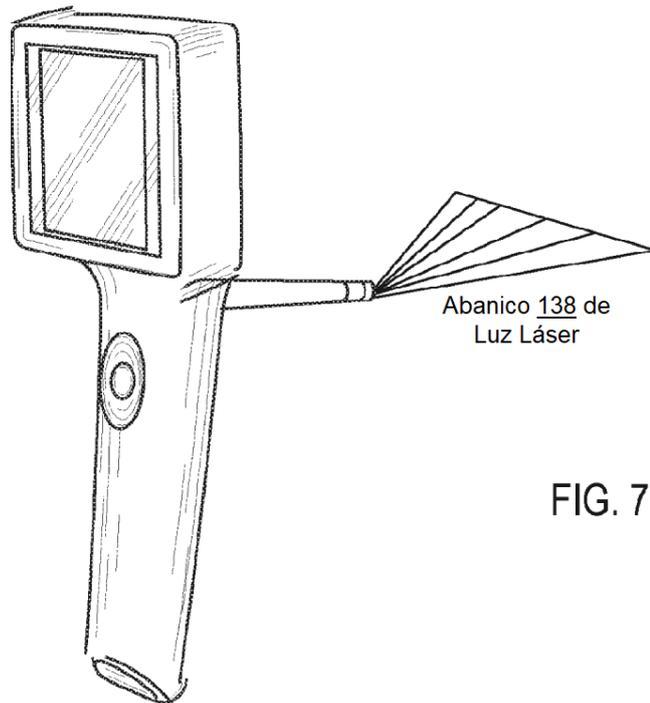


FIG. 7B

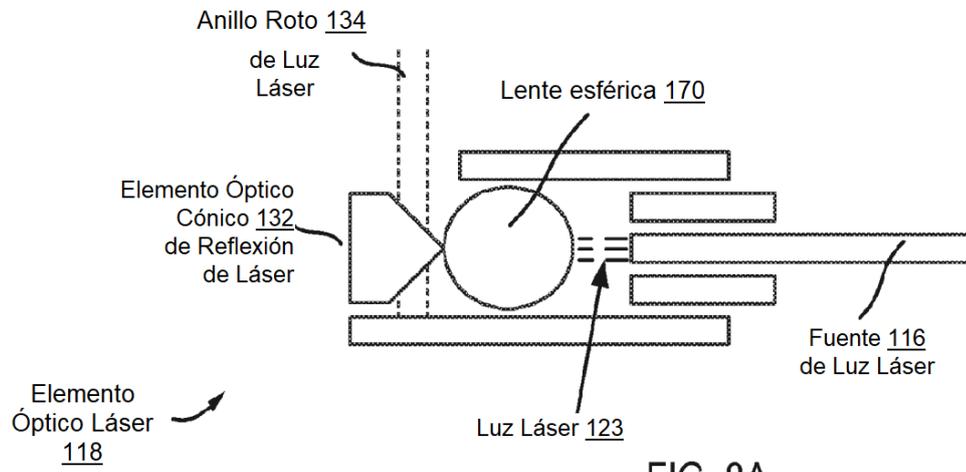


FIG. 8A

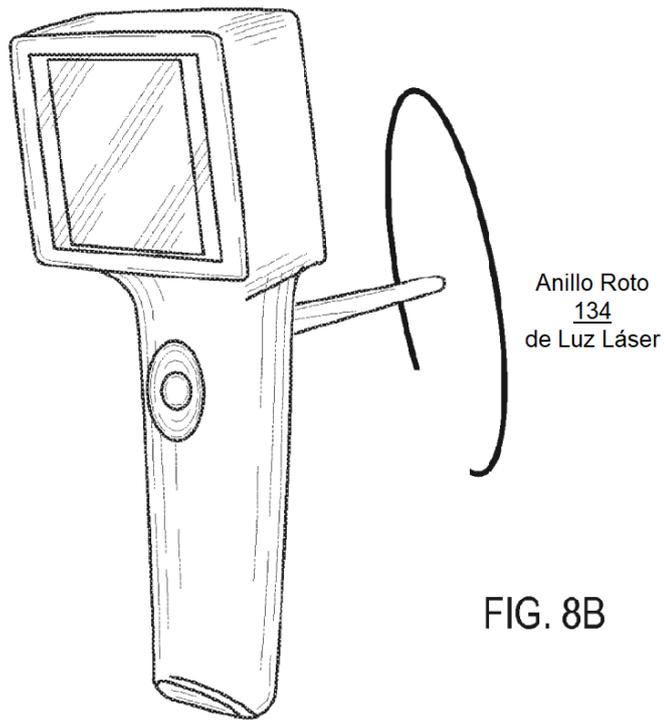


FIG. 8B

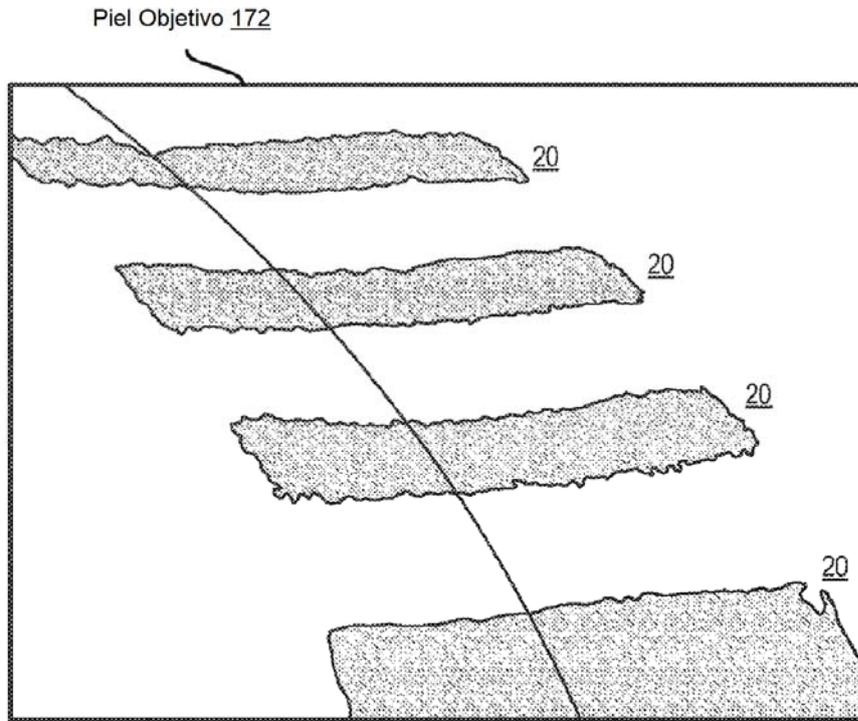


FIG. 9

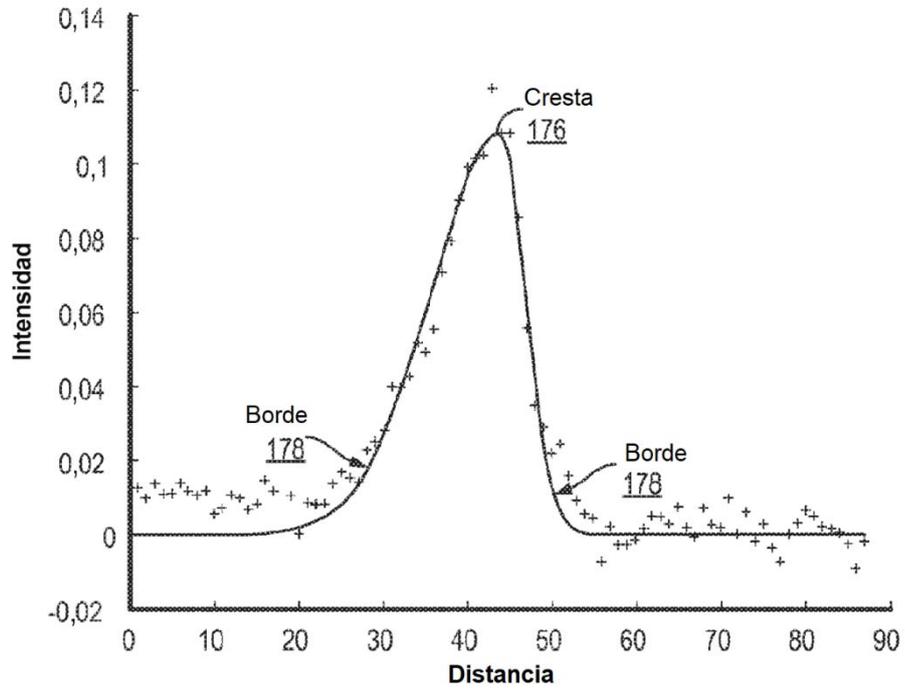


FIG. 10

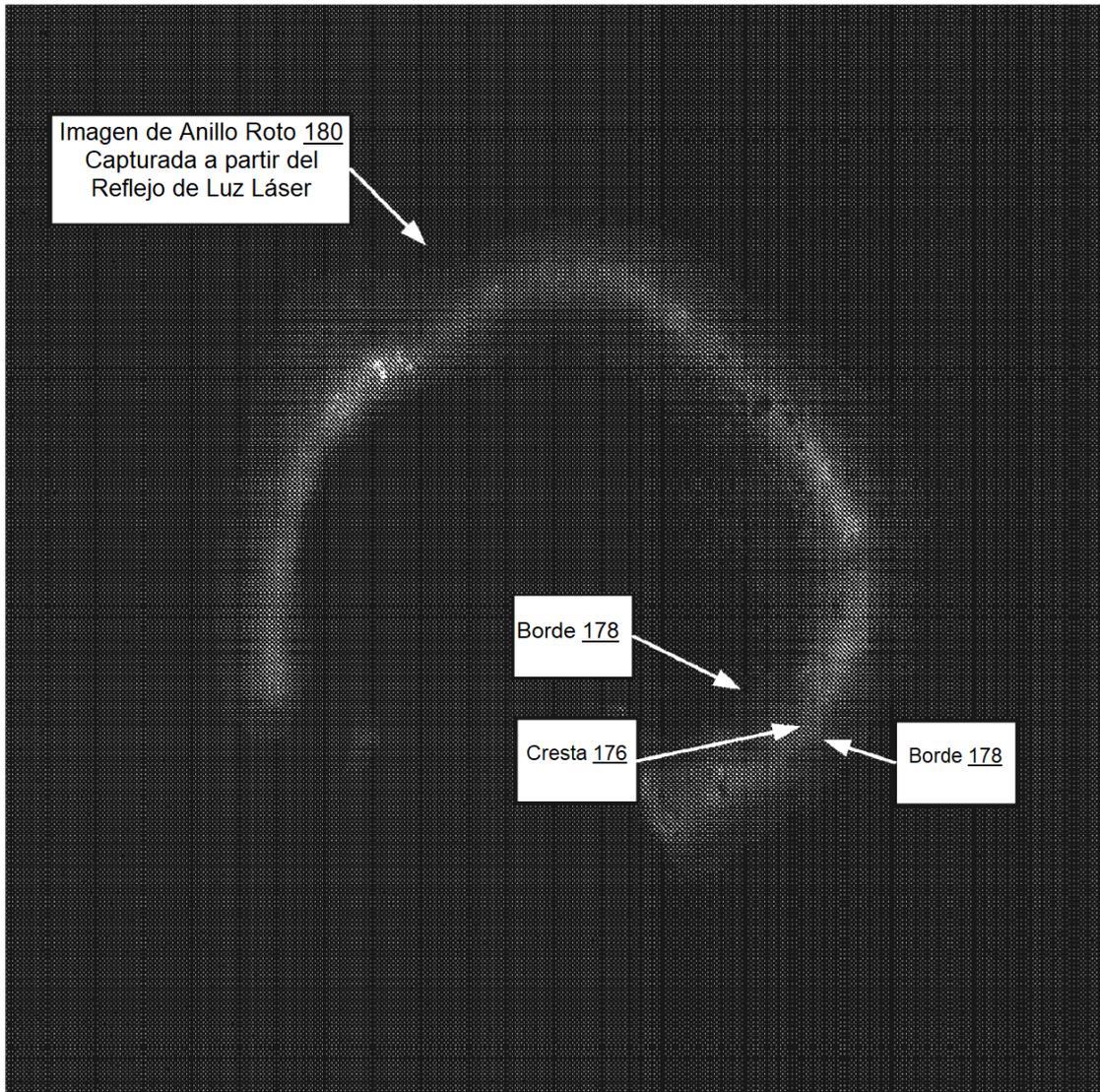


FIG. 11

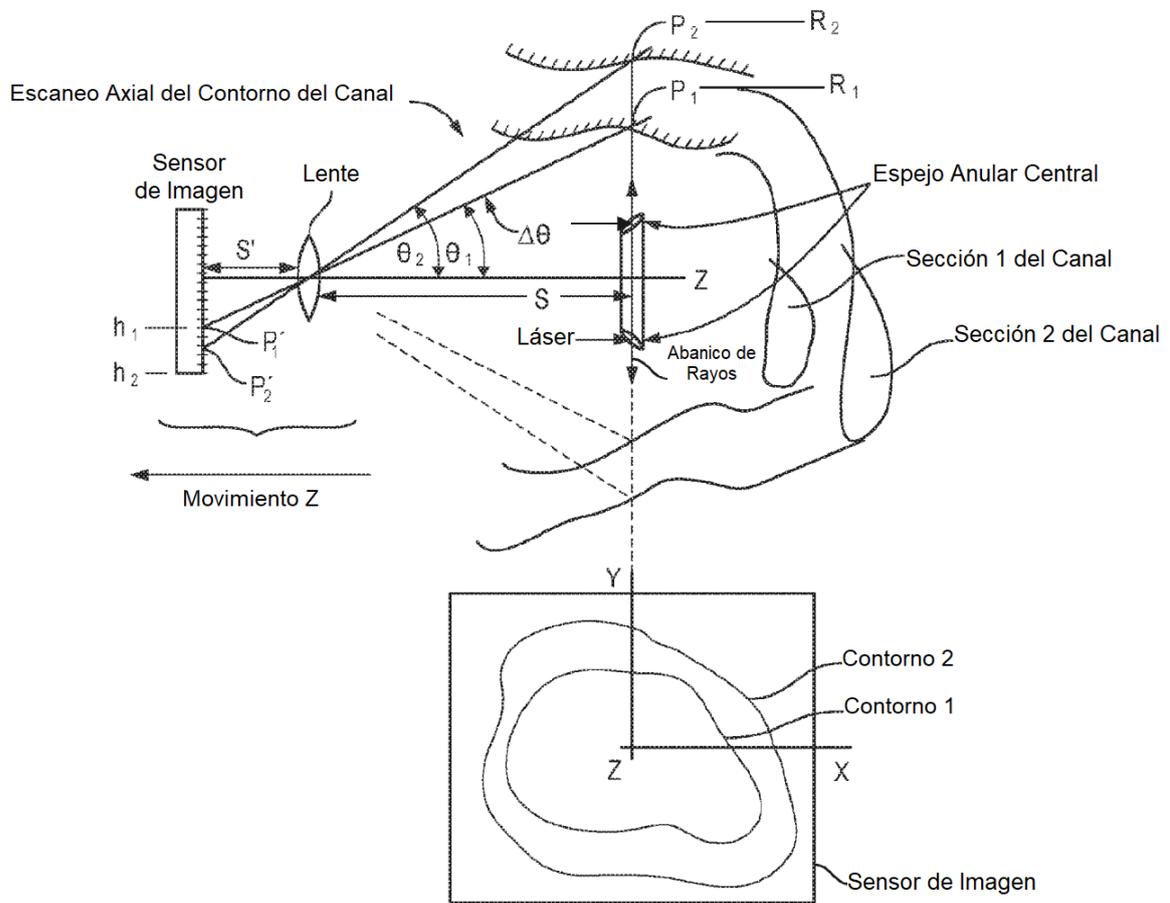


FIG. 12

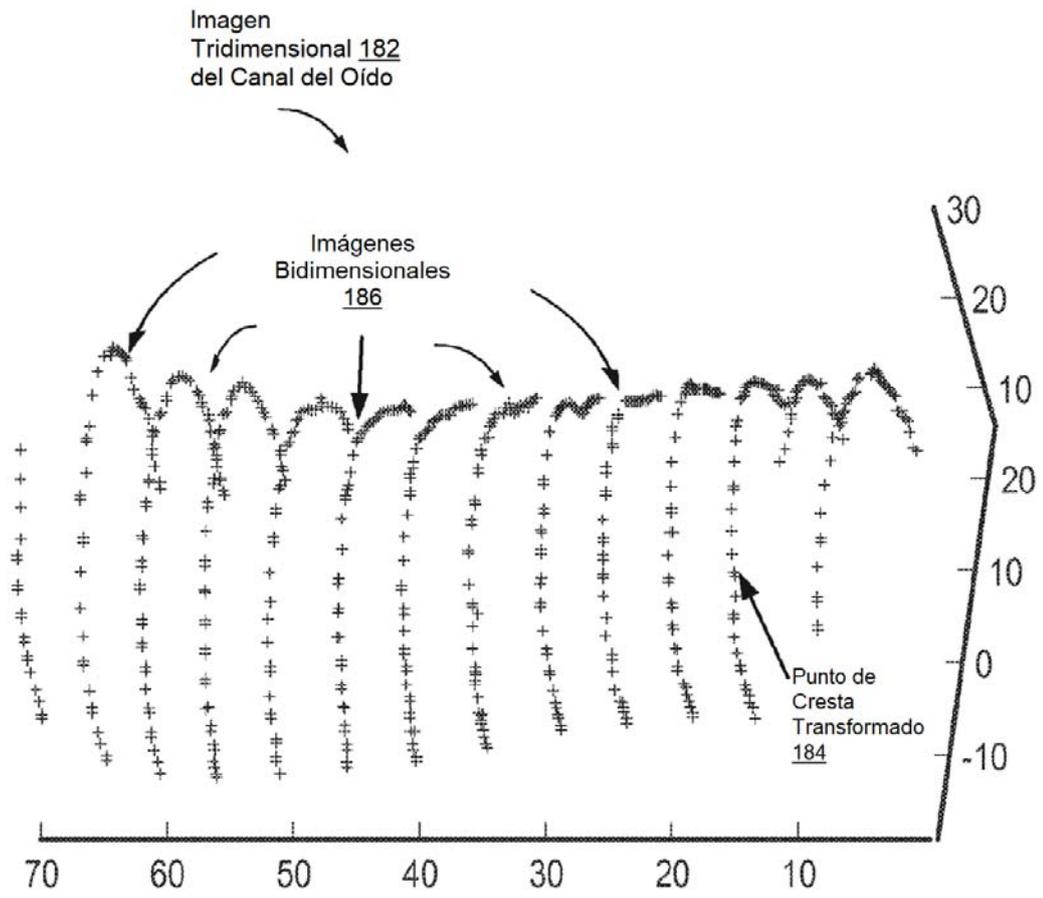


FIG. 13

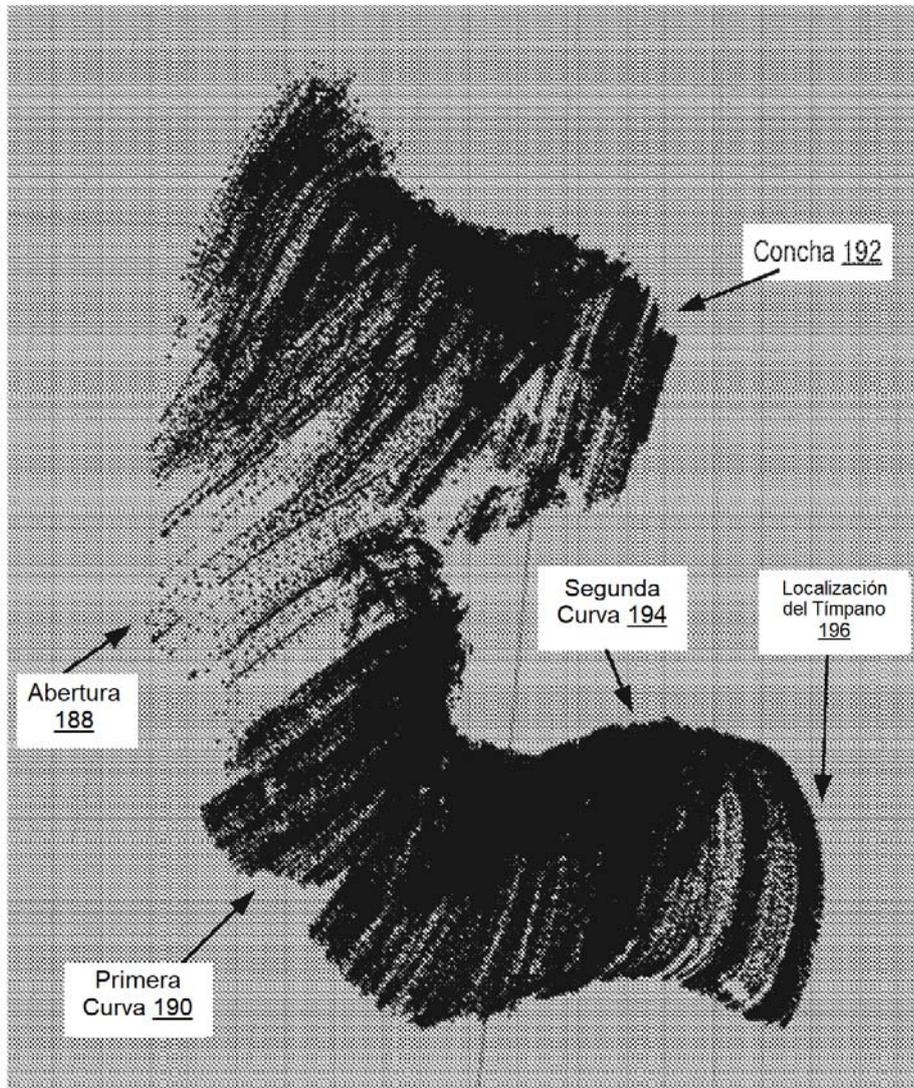


FIG. 14

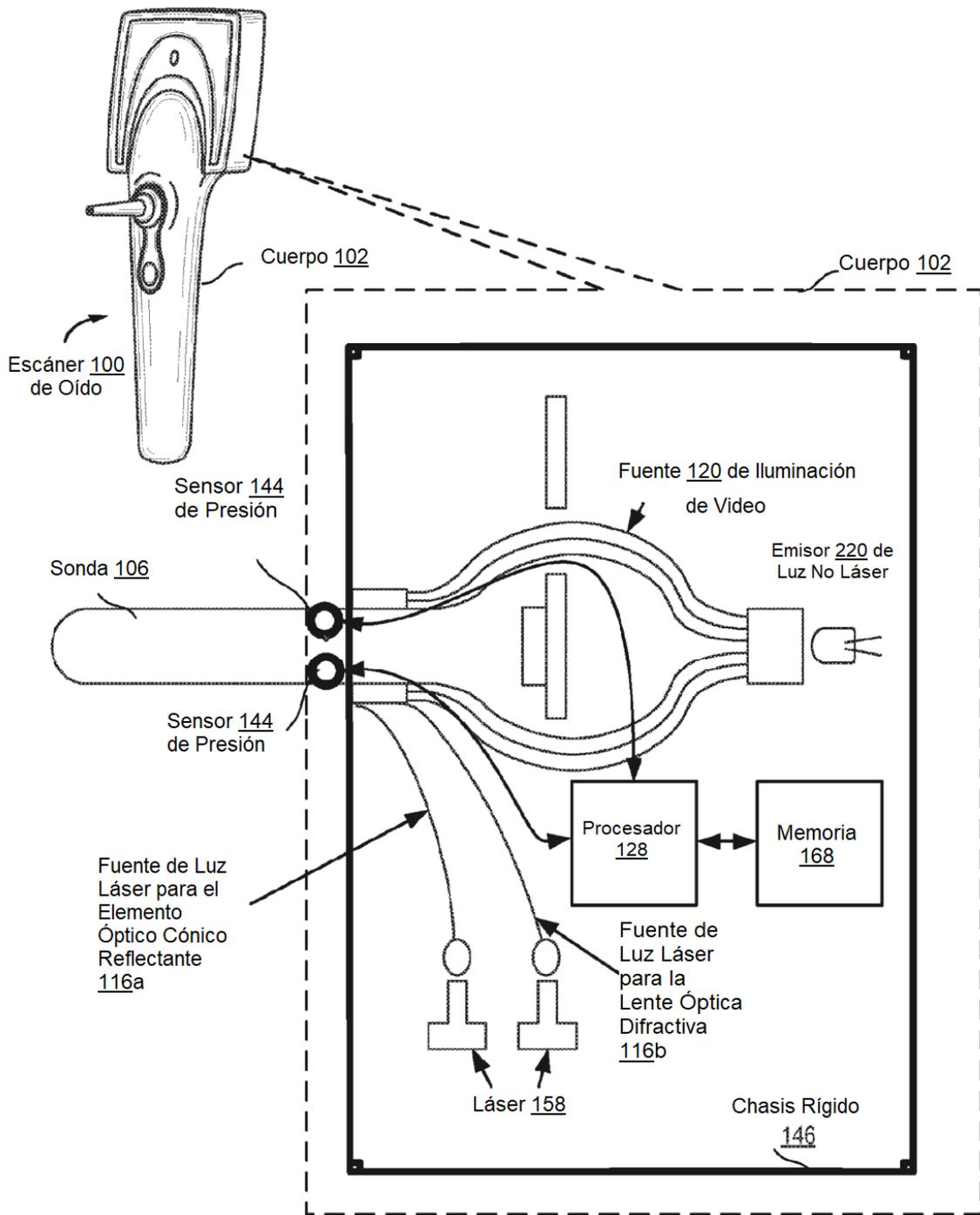


FIG. 15

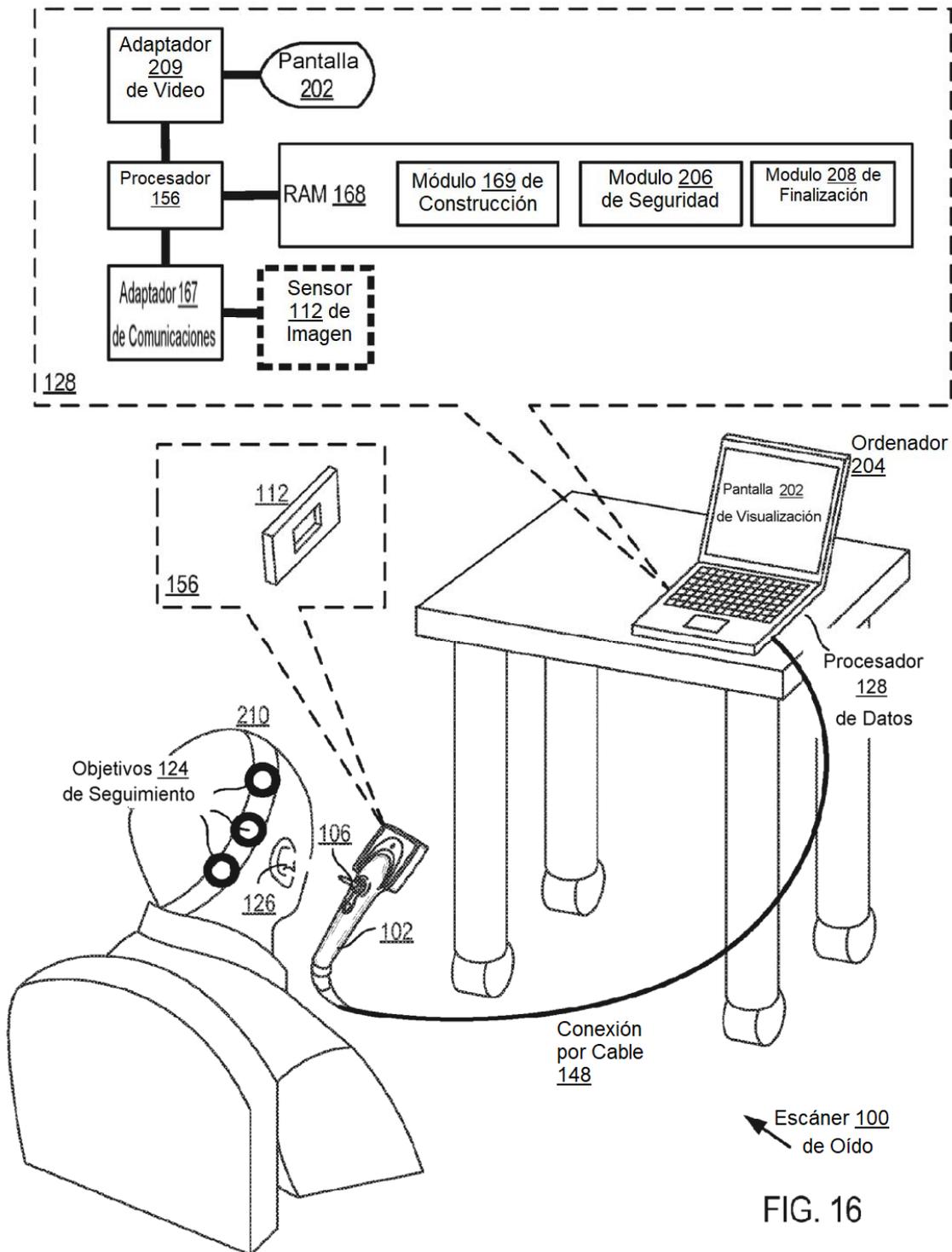


FIG. 16

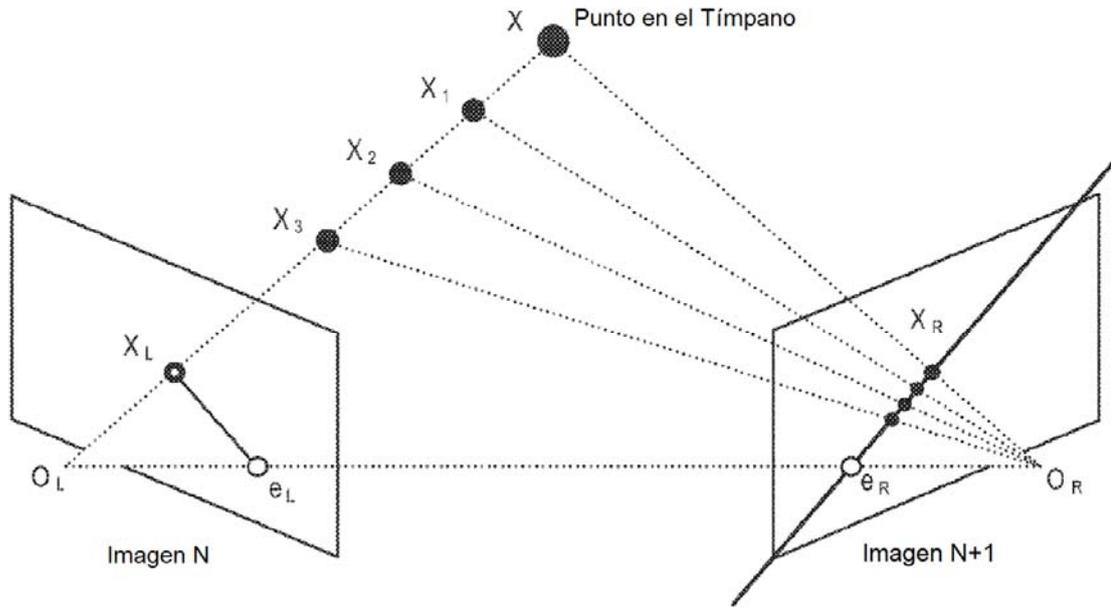


FIG. 17