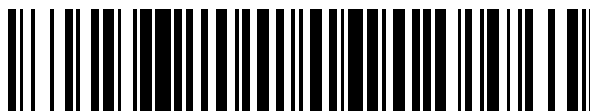


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 529 171**

51 Int. Cl.:

**A61C 9/00** (2006.01)

**A61C 19/04** (2006.01)

**G01B 11/24** (2006.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **05.08.1999** **E 05077356 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **17.12.2014** **EP 1645842**

54 Título: **Aparato para determinar la topología de la superficie de una parte de los dientes**

30 Prioridad:

**05.08.1998 IL 12565998**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**17.02.2015**

73 Titular/es:

**ALIGN TECHNOLOGY, INC. (100.0%)**  
**2560 Orchard Parkway**  
**San Jose, CA 95131, US**

72 Inventor/es:

**BABAYOFF, NOAM y**  
**GLASER-INBARI, ISAIA**

74 Agente/Representante:

**MILTENYI, Peter**

ES 2 529 171 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

Aparato para determinar la topología de la superficie de una parte de los dientes

- 5 Esta invención pertenece al campo de las técnicas de formación de imágenes y se refiere a un aparato para la formación de imágenes, sin contacto, de estructuras tridimensionales, particularmente útil para la topografía directa de los dientes.

Se ha desarrollado una gran variedad de procedimientos y sistemas para la medición óptica directa de los dientes y la posterior fabricación automática de dentaduras postizas. El término "medición óptica directa" se refiere a la topografía de los dientes en la cavidad oral de un paciente. Esto facilita la obtención de los datos digitales de construcción necesarios para el diseño asistido por ordenador (CAD) o la fabricación asistida por ordenador (CAM) de sustituciones de dientes sin tener que hacer ninguna impresión del molde de los dientes. Dichos sistemas típicamente incluyen una sonda óptica conectada a una unidad o receptor óptico tal como un dispositivo de transferencia de carga (CCD) y un procesador que implementa una técnica de procesamiento de imágenes adecuada para diseñar y fabricar prácticamente el producto deseado.

Una técnica convencional del tipo especificado se basa en un procedimiento de triangulación por láser para la medición de la distancia entre la superficie del diente y la sonda de distancia óptica, que está insertada en la cavidad oral del paciente. El principal inconveniente de esta técnica consiste en lo siguiente. Se supone que la superficie del diente refleja de manera óptima, por ejemplo, Reflexión de *Lambert*. Desafortunadamente, en la práctica, éste no es el caso y, a menudo, los datos que se obtienen no son exactos.

Otras técnicas, que se incorporan en los sistemas CEREC-1 y CEREC-2 disponibles en el mercado de Siemens GmbH o Sirona Dental Systems, utilizan el procedimiento de sección óptica y el procedimiento de cambio de fase, respectivamente. Ambos sistemas emplean una sonda de mano especialmente diseñada para medir las coordenadas tridimensionales de un diente preparado. Sin embargo, los procedimientos requieren depositar en el diente un recubrimiento específico (es decir, una suspensión de polvo de medición y pigmentos blancos, respectivamente). El grosor de la capa de revestimiento debe cumplir unos requisitos específicos, difíciles de controlar, lo que da lugar a inexactitudes en los datos de medición.

JP 7 229 720 describe un dispositivo para la medición de una forma tridimensional. El dispositivo está provisto de una fuente de rayos láser de dos longitudes de onda, un objetivo de aberración cromática para converger este rayo láser de dos longitudes de onda sobre una muestra, una unidad de escaneo óptico para desviar el rayo láser de dos longitudes de onda, y una lente convergente acromática para converger el rayo láser de dos longitudes de onda separado por un semiespejo. Un pequeño orificio se encuentra situado en el punto focal de esta lente convergente acromática. Un sensor espectroscópico detecta el rayo que atraviesa este pequeño orificio en cada componente de longitud de onda, y un circuito de detección de altura mide la altura de la muestra en la dirección del eje óptico a partir de la intensidad óptica de cada área de la longitud de onda emitida por este sensor espectroscópico.

US 5 737 084 describe un aparato para la medición de una forma tridimensional que tiene un sistema perfeccionado de formación de imágenes confocales desplegadas que tiene unos medios para variar la distancia en la dirección Z entre el objeto y la posición en foco del objeto, en lugar de una etapa de objeto desplazada en la dirección Z. Estos medios desplazan la posición en foco del objeto en la dirección Z por refracción.

DE 40 35 799 describe un microscopio de barrido confocal que tiene una fuente de luz y unos elementos ópticos confocales que proporcionan una imagen del plano de iluminación focal que contiene el objeto que se observa. Una trama de iluminación está contenida en el plano de iluminación, correspondiente a la trama del área fotosensible del sensor CCD situado en un plano de detención que recibe una imagen del plano focal. La trama de iluminación está provista de orificios en una capa opaca iluminada por la fuente de luz.

Todavía mediante otra técnica, la representación de la superficie de los dientes se basa en una exploración física de la superficie mediante una sonda y la superficie puede ser representada determinando la posición de la sonda, por ejemplo por medios ópticos u otros medios sensores remotos.

La patente estadounidense nº 5.372.502 describe una sonda óptica para topografía tridimensional. El funcionamiento de la sonda se basa en lo siguiente. Sobre el diente o dientes que se han de medir se proyectan varios patrones y mediante la sonda se captura una pluralidad correspondiente de patrones distorsionados. Cada interacción proporciona un refinamiento de la topografía.

La presente invención va dirigida a la formación de imágenes de una topología tridimensional de un segmento de dientes, en particular donde falta uno o más dientes. Esto puede permitir la generación de datos para su uso

posterior en el diseño y la fabricación de, por ejemplo, prótesis de uno o más dientes para la incorporación en dicho segmento de dientes. Ejemplos particulares son la fabricación de coronas o puentes.

La invención presenta un aparato para la determinación de la topología superficial de una parte de los dientes, que  
5 comprende:

- un elemento de exploración con una superficie de detección;
- una unidad de iluminación para proporcionar un conjunto de rayos de luz incidente transmitidos hacia la parte de los  
dientes a lo largo de una trayectoria óptica a través del citado elemento de exploración para generar puntos  
10 iluminados sobre dicha parte de los dientes, en el que el conjunto de rayos de luz incidente se produce dividiendo un  
rayo de luz principal, estando compuesto el rayo de luz principal de diferentes componentes de luz generados por  
distintos emisores de luz, diferenciándose entre sí las diferentes componentes de luz por su longitud de onda;
- una óptica de enfoque de luz que define más de un plano focal delante de dicha superficie de detección en una  
posición variable mediante dicha óptica, presentando cada rayo de luz su foco en uno de dicho más de un plano  
15 focal, presentando dichas componentes de cada rayo de luz un plano focal diferente;
- un mecanismo de desplazamiento acoplado a dicha óptica de enfoque para desplazar dicho más de un plano focal  
respecto a la parte de los dientes a lo largo de un eje definido por la propagación de los rayos de luz incidente;
- un detector que tiene un conjunto de espectrofotómetros para medir la intensidad de cada uno de una pluralidad de  
rayos de luz devueltos que vuelven desde dichos puntos propagándose a través de una trayectoria óptica opuesta a  
20 la de los rayos de luz incidente;
- un procesador conectado a dicho detector para determinar, para cada rayo de luz, una posición específica del punto,  
siendo la posición del plano focal respectivo de dicho más de un plano focal la que da la máxima intensidad medida  
de por lo menos una componente del rayo de luz devuelto, y en base a las posiciones específicas del punto  
determinadas, generar datos representativos de la topología de la parte de los dientes.

25 En las reivindicaciones dependientes se dan otros aspectos.

El elemento de exploración, la unidad de iluminación y la óptica de enfoque y el mecanismo de desplazamiento  
están incluidos juntos preferiblemente en un único dispositivo, típicamente un dispositivo portátil. El dispositivo  
30 incluye preferiblemente también el detector.

La determinación de las posiciones específicas del punto corresponde, de hecho, a la determinación de la distancia  
de enfoque. La determinación de la posición específica del punto puede ser mediante la medición de la intensidad en  
sí, o se realiza típicamente midiendo la derivada ( $dI/dS$ ) del desplazamiento ( $S$ ) de la curva de intensidad ( $I$ ) y  
35 determinando la posición relativa en la que esta función derivada indica una intensidad máxima. El término "posición  
específica del punto (SSP)" se utilizará para indicar la posición de enfoque relativa, independientemente de la  
manera en que se determine. Debe entenderse que la SSP siempre es una posición relativa ya que la posición  
absoluta depende de la posición de la superficie de detección. Sin embargo la generación de la topología de la  
superficie no requiere el conocimiento de la posición absoluta, dado que todas las dimensiones en el campo de  
40 visión cúbico son absolutas.

La SSP para cada punto iluminado será distinta para puntos diferentes. La posición de cada punto en una trama de  
referencia XY es conocida y conociendo las posiciones relativas del plano focal necesarias para obtener la  
intensidad máxima (es decir, determinando la SSP), la coordenada Z o profundidad puede estar asociada a cada  
45 punto y, de este modo, conociendo las coordenadas X-Y-Z de cada punto puede generarse la topología de la  
superficie.

De acuerdo con una realización, para determinar la coordenada Z (a saber, la SSP) de cada punto iluminado se  
escanea la posición del plano focal en toda la gama de profundidades o componente Z posible para la parte de la  
50 superficie medida. Los rayos tienen componentes las cuales tienen, cada una, un plano focal distinto. De este modo,  
de acuerdo con esta realización, mediante la determinación independiente de la SSP para las distintas componentes  
de luz, por ejemplo, 2 ó 3 con los respectivos 2 ó 3 planos focales correspondientes, puede modificarse la posición  
de los planos focales mediante la óptica de enfoque para escanear sólo una parte de la posible gama de  
profundidades, con todos los planos focales juntos abarcando la gama de profundidades esperada. Si la  
55 determinación de la SSP implica un escaneo del plano focal de sólo una parte de la gama de profundidades  
potenciales y para puntos iluminados en los que no se alcanzó una intensidad de iluminación máxima, la SSP puede  
determinarse por extrapolación de los valores medidos u otros procedimientos de procesamiento de señales  
matemáticos.

60 El aparato de la invención es adecuado para determinar una topología de la superficie de una sección de los dientes.

El aparato puede utilizarse para construir por lo menos un diente o una parte de un diente que falta en la sección de los dientes. Ejemplos específicos incluyen una corona para montarse en un muñón del diente o un puente para montarse dentro de los dientes.

- 5 El rayo de luz principal está compuesto por distintas componentes de luz generadas por distintos emisores de luz, diferenciándose entre sí las distintas componentes de luz por su longitud de onda. Típicamente, cada una de dichas componentes de luz tiene su foco en un plano separado de la estructura de manera distinta que otras componentes de luz. En tal caso, al variar el plano focal de la óptica, se escanearán simultáneamente las diferentes gamas de profundidades (o componente Z). Por lo tanto, en tal caso, para cada punto iluminado habrá por lo menos una  
10 componente de luz que producirá una intensidad máxima, y la distancia focal asociada a esta componente de luz definirá entonces la componente Z del punto específico.

- De acuerdo con una realización de la invención, los rayos de luz incidente son polarizados. De acuerdo con esta realización, el aparato comprende típicamente un filtro de polarización para filtrar, a partir de los rayos de luz  
15 devueltos, componentes de luz que tienen la polarización de la luz incidente, por lo que la luz que se detecta es la que tiene una polarización opuesta a la de la luz incidente.

- Los datos representativos de dicha topología pueden utilizarse para una reconstrucción virtual de dicha topología de la superficie, es decir, para la reconstrucción en el entorno informático. La topología reconstruida puede ser  
20 representada en una pantalla, puede imprimirse, etc., tal como es en sí conocido en general. Además, los datos representativos de dicha topología también pueden utilizarse para una construcción visual o física de un objeto para ser montado dentro de dicha estructura. En el caso de la realización preferida que se ha indicado anteriormente, en la que dicha estructura es una sección de los dientes con por lo menos un diente o parte de un diente que falta, dicho objeto es una prótesis de uno o más dientes, por ejemplo una corona o un puente.

- 25 Determinando topologías de la superficie de partes adyacentes, en ocasiones a partir de dos o más posiciones angulares diferentes relativas a la estructura, y después combinando dichas topologías de la superficie, por ejemplo, de una manera en sí conocida, puede obtenerse una representación tridimensional completa de toda la estructura. Los datos representativos de dicha representación pueden utilizarse, por ejemplo, para la reconstrucción virtual o  
30 física de la estructura, pueden transmitirse a otro aparato o sistema para dicha reconstrucción, por ejemplo, a un aparato CAD/CAM. Típicamente, pero no exclusivamente, el aparato de la invención comprende un puerto de comunicación para la conexión a una red de comunicación que puede ser una red de ordenadores, una red telefónica, una red de comunicación inalámbrica, etc.

- 35 Con el fin de entender la invención y ver cómo ésta puede llevarse a cabo a la práctica, se describirá ahora una realización preferida, a modo de ejemplo no limitativo, con referencia a los dibujos adjuntos, en los cuales:

- Las figuras 1A y 1B son una ilustración esquemática por medio de un diagrama de bloques de un aparato de acuerdo con una realización de la invención (la figura 1B es una continuación de la figura 1A);  
40 La figura 2A es una vista superior de un elemento de exploración de acuerdo con una realización de la invención; La figura 2B es una sección transversal longitudinal a través de la línea II-II de la figura 2A, que representa también algunos rayos de ejemplo que pasan a través de la misma; La figura 3 es una ilustración esquemática de otra realización de un elemento de exploración; y La figura 4 es una ilustración esquemática de una realización en la que el rayo de luz principal y, por lo tanto, cada  
45 uno de los rayos de luz incidente, está formado por varias componentes de luz, cada uno procedente de un emisor de luz diferente.

- Se hace referencia primero a las figuras 1A y 1B que ilustran, a modo de diagrama de bloques, un aparato designado en general por 20, que consiste en un dispositivo óptico 22 conectado a un procesador 24. La realización  
50 ilustrada en la figura 1 es particularmente útil para la determinación de la estructura tridimensional de un segmento de dientes 26, en particular un segmento de dientes en el cual falta por lo menos un diente o una parte de un diente con el objetivo de generar datos de dicho segmento para su uso posterior en el diseño o la fabricación de una prótesis de por lo menos un diente o una parte que falta, por ejemplo una corona o un puente. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que la invención no se limita a esta realización y se aplica también, cambiando lo que sea  
55 necesario, a una variedad de otras aplicaciones de formación de imágenes de la estructura tridimensional de objetos, por ejemplo, para la inscripción de objetos arqueológicos, para la formación de imágenes de una estructura tridimensional de cualquiera de una variedad de tejidos biológicos, etc.

- El dispositivo óptico 22 comprende, en esta realización específica, una unidad de láser semiconductor 28 que emite  
60 una luz láser, tal como se representa por la flecha 30. La luz atraviesa un polarizador 32 que produce una cierta polarización de la luz que atraviesa el polarizador 32. La luz entra entonces en un expansor óptico 34 que mejora la apertura numérica del rayo de luz 30. El rayo de luz 30 atraviesa entonces un módulo 38, que puede ser, por ejemplo, una rejilla o un conjunto de micro-objetivos que divide el rayo principal 30 en una pluralidad de rayos de luz

incidente 36, representados aquí mediante una de una sola línea para facilitar la ilustración. Los principios de funcionamiento del módulo 38 son en sí conocidos y la técnica y estos principios, por lo tanto, se desarrollarán aquí.

La unidad de luz 22 comprende, además, un espejo parcialmente transparente 40 que tiene una pequeña abertura central. Éste permite la transferencia de luz de la fuente de láser a través de la óptica curso abajo, pero refleja la luz que va en dirección opuesta. Hay que indicar que, en principio, en lugar de un espejo parcialmente transparente pueden utilizarse también otros componentes ópticos con una función similar, por ejemplo, un divisor de haz. La abertura en el espejo 40 mejora la precisión de la medición del aparato. Como resultado de esta estructura de espejo, los rayos de luz producirán un anillo de luz sobre la zona iluminada del objeto representado, siempre que el área no esté enfocada; y el anillo se convertirá en un lugar completamente iluminado una vez enfocado. Esto garantizará que una diferencia entre la intensidad medida cuando se encuentra desenfocado y enfocado sea mayor. Otra ventaja de un espejo de este tipo, a diferencia de un divisor de haz, es que en el caso del espejo se evitan reflexiones internas que se producen en un divisor de haz y, por lo tanto, se mejora la relación señal-ruido.

La unidad comprende, además, una óptica confocal 42, que típicamente funciona en modo telecéntrico, una óptica de relé 44, y un elemento de exploración endoscópica 46. Los elementos 42, 44 y 46 en sí son conocidos en general. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que la óptica confocal telecéntrica evita variaciones de ampliación introducidas por la distancia y mantiene la misma ampliación de la imagen sobre una amplia gama de distancias en la dirección Z (la dirección Z es la dirección de propagación del rayo). La óptica de relé permite mantener una cierta apertura numérica de la propagación del rayo.

El elemento de exploración endoscópica comprende típicamente un medio rígido de transmisión de la luz, que puede ser un objeto hueco que defina en su interior una trayectoria de transmisión de la luz o un objeto realizado en un material transmisor de la luz, por ejemplo, un cuerpo o tubo de vidrio. En su extremo, la sonda endoscópica comprende típicamente un espejo del tipo que garantiza una reflexión interna total y que, de este modo, dirige los rayos de luz incidente hacia el segmento de dientes 26. El endoscopio 46, por lo tanto, emite una pluralidad de rayos de luz incidente 48 que inciden sobre la superficie de la sección de dientes.

Los rayos de luz incidente 48 forman un conjunto de rayos de luz dispuestos en un plano XY, en la trama cartesiana 50, propagándose a lo largo del eje Z. Como que la superficie sobre la que inciden los rayos de luz incidente es una superficie irregular, los puntos iluminados 52 quedan desplazados entre sí a lo largo del eje Z, en diferentes posiciones ( $X_i$ ,  $Y_i$ ). De este modo, mientras que un punto en una posición puede encontrarse en el foco del elemento óptico 42, puntos en otras posiciones pueden encontrarse fuera del foco. Por lo tanto, la intensidad de luz de los rayos de luz devueltos (ver a continuación) de los puntos enfocados se encontrará en su pico, mientras que la intensidad de luz en otras posiciones quedará en el valle. De este modo, para cada punto iluminado se lleva a cabo una pluralidad de mediciones de la intensidad de luz en diferentes posiciones a lo largo del eje Z y para cada una de dichas posiciones ( $X_i$ ,  $Y_i$ ), típicamente se realizará la derivada de la intensidad con la distancia (Z), la  $Z_i$  que da la derivada máxima,  $Z_0$ , será la distancia de enfoque. Tal como se ha señalado anteriormente, si, como resultado del uso del espejo perforado 40, la luz incidente forma un disco de luz sobre la superficie cuando se encuentra desenfocado y un punto de luz completo sólo cuando se encuentra enfocado, la derivada de la distancia será mayor cuando se aproxima a la posición de enfoque aumentando de este modo la precisión de la medición.

La luz dispersada de cada uno de los puntos de luz incluye un rayo que inicialmente viaja en el eje Z a lo largo de la dirección opuesta de la trayectoria óptica recorrida por los rayos de luz incidente. Cada rayo de luz devuelto 54 corresponde a uno de los rayos de luz incidente 36. Dadas las propiedades asimétricas del espejo 40, los rayos de luz devueltos se reflejan en la dirección de la óptica de detección designada en general por 60. La óptica de detección comprende un polarizador 62 que tiene un plano de polarización preferido orientado perpendicular al plano de polarización del polarizador 32. El rayo de luz polarizada devuelto 54 atraviesa una óptica de formación de imágenes 64, típicamente una lente o una pluralidad de lentes, y después atravesar una matriz 66 que comprende un conjunto de pequeños orificios. La cámara CCD tiene una matriz o elementos sensores que representan cada uno un píxel de la imagen y cada uno corresponde a uno de los pequeños orificios del conjunto 66.

La cámara CCD está conectada al módulo de captura de imágenes 80 de la unidad procesadora 24. Por lo tanto, el procesador 24 toma y analiza entonces cada intensidad de luz medida en cada uno de los elementos de detección de la cámara CCD de la manera que se describirá a continuación.

La unidad 22 comprende, además, un módulo de control 70 conectado a una operación de control de ambos láseres semi-conductores 28 y un motor 72. El motor 72 está vinculado a la óptica confocal telecéntrica 42 para variar la posición relativa del plano focal de la óptica 42 a lo largo del eje Z. En una sola secuencia de operación, la unidad de control 70 provoca que el motor 72 desplace el elemento óptico 42 para variar la posición del plano focal y, a continuación, después de recibir una retroalimentación de que la posición ha variado, el módulo de control 70 provocará que el láser 28 genere un impulso de luz. Al mismo tiempo sincronizará un módulo de captura de imágenes 80 para tomar datos representativos de la intensidad de luz de cada uno de los elementos sensores.

Después, en posteriores secuencias, el plano focal variará de la misma manera y la captura de datos continuará en un amplio rango focal de la óptica 44, 44.

El módulo de captura de imágenes 80 está conectado a una CPU 82 que determina entonces la intensidad relativa en cada píxel en toda la gama de planos focales de la óptica 42, 44. Tal como se ha indicado anteriormente, una vez que un determinado punto de luz está enfocado, la intensidad medida será máxima. Por lo tanto, determinando la  $Z_i$  correspondiente a la intensidad de luz máxima o determinando la derivada del desplazamiento máximo de la intensidad de luz, para cada píxel, puede determinarse la posición relativa de cada punto de luz a lo largo del eje Z. De este modo pueden conseguirse datos representativos de la estructura tridimensional de una superficie en el segmento de dientes. Esta representación tridimensional puede mostrarse en una pantalla 84 y manipularse para visualizarla, por ejemplo, para verla desde diferentes ángulos, ampliarla o alejarla, mediante el módulo de control de usuario 86 (típicamente un teclado de ordenador). Además, los datos representativos de la topología de la superficie pueden transmitirse a través de un puerto de datos apropiado, por ejemplo un módem 88, a través de cualquier red de comunicaciones, por ejemplo, una línea telefónica 90, a un destinatario (no mostrado) por ejemplo, a un aparato CAD/CAM (no mostrado) fuera del emplazamiento.

Capturando, de este modo, una imagen a partir de dos o más posiciones angulares alrededor de la estructura, por ejemplo, en el caso de un segmento de dientes desde la dirección bucal, desde la dirección lingual y opcionalmente desde encima de los dientes, puede reconstruirse una representación tridimensional precisa del segmento de dientes. Esto puede permitir una reconstrucción virtual de la estructura tridimensional en un entorno informatizado o una reconstrucción física en un aparato CAD/CAM.

Tal como ya se ha indicado anteriormente, una aplicación particular y preferida es la formación de imágenes de un segmento de dientes que tiene por lo menos un diente o una parte de un diente que falta, y la imagen puede utilizarse entonces para el diseño y la posterior producción de una corona o cualquier otra prótesis para montarla en este segmento.

Se hace ahora referencia a las figuras 2A y 2B que ilustran un elemento de exploración 90 que puede utilizarse con la invención. El elemento de exploración 90 está realizado en un material transmisor de luz, generalmente de vidrio, y comprende un segmento anterior 91 y un segmento posterior 92, pegados firmemente entre sí de una manera ópticamente transmisiva en 93. Una cara inclinada 94 está cubierta por una capa de espejo totalmente reflectante 95. Un disco de vidrio 96 que define una superficie de detección 97 queda dispuesto en la parte inferior de manera que deja un espacio de aire 98. El disco se fija en posición mediante una estructura de sujeción que no se muestra. Se han representado esquemáticamente tres rayos de luz 99. Tal como puede apreciarse, éstos rebotan en las paredes del elemento de exploración en un ángulo en el que las paredes son totalmente reflectantes y, finalmente, rebotan en el espejo 94 y se reflejan desde allí a través de la superficie de detección 97. Los rayos de luz enfocan sobre un plano de enfoque 100, cuya posición puede variarse mediante la óptica de enfoque (no mostrada en esta figura).

Se hace referencia ahora a la figura 3, que es una ilustración esquemática de una sonda endoscópica que puede utilizarse con la invención. La sonda endoscópica, designada en general por 101, tiene un vástago 102 que define una trayectoria de transmisión de luz (por ejemplo, que contiene un espacio vacío alargado, que está fabricado o tiene un interior realizado en un material transmisor de luz. La sonda 102 tiene un extremo a modo de cubeta 104 con dos elementos de sonda laterales 106 y 108 y un elemento de sonda superior 110. Las fibras ópticas tienen unos extremos emisores de luz en los elementos 106, 108 y 110 de modo que la luz se emite en una dirección perpendicular a los planos definidos por estos elementos hacia el interior de la estructura en forma de cubeta 104. La sonda queda colocada sobre un segmento de dientes 120 que, en el caso ilustrado, comprende dos dientes 122 y 124, y una marca 126 de un diente para la colocación de una corona sobre el mismo. Dicha sonda permitirá la formación simultánea de imágenes de la topología de la superficie del segmento de dientes desde tres ángulos y, posteriormente, la generación de una estructura tridimensional de este segmento.

Se hace ahora referencia a la figura 4. En esta figura, se muestra una serie de componentes de un aparato designado en general por 150, de acuerdo con la invención. Otros componentes, que no se muestran, pueden ser similares a los de la realización mostrada en la figura 4. En este aparato, un rayo de luz principal 152 es una combinación de luz emitida por una serie de emisores de luz láser 154A, 154B y 154C. Una unidad de expansión óptica 156 expande entonces el rayo principal único en un conjunto de rayos de luz incidente 158. Los rayos de luz incidente atraviesan un espejo unidireccional 160, y después atraviesan la unidad óptica 162 hacia el objeto 164.

Las diferentes componentes de luz que componen el rayo principal 152 pueden ser, por ejemplo, de diferente longitud de onda, una distinta transmitida desde cada uno de los emisores láser 154A-C. Por lo tanto, el rayo de luz principal 152 y cada uno de los rayos de luz incidente 158 están compuestos por tres componentes de luz diferentes. La imagen de la óptica, o una disposición óptica asociada a cada uno de los emisores de luz puede disponerse de manera que cada componente de luz se enfoque en un plano distinto,  $P_A$ ,  $P_B$  y  $P_C$ , respectivamente. De este modo,

en la posición mostrada en la figura 3, el rayo de luz incidente 158A rebota sobre la superficie en el punto 170A que, en la disposición óptica específica de la óptica 162, se encuentra en el punto focal para la componente de luz A (emitida por el emisor de luz 154A). Por lo tanto, el haz de luz devuelto 172A, que atraviesa la óptica de detección 174 da una intensidad máxima medida del componente de luz A medida por un conjunto bidimensional de  
5 espectrofotómetros 176, por ejemplo una cámara CCD de 3 chips. Del mismo modo, se alcanzará diferente intensidad máxima para los puntos 170B y 170C para componentes de luz B y C, respectivamente.

Por lo tanto, mediante el uso de componentes de luz diferentes cada una enfocada simultáneamente en un plano diferente, la medición del tiempo puede reducirse ya que pueden medirse simultáneamente diferentes rangos de  
10 plano focal.

## REIVINDICACIONES

1. Aparato (150) para determinar la topología de la superficie de una parte de los dientes (164), que comprende:
  - 5 un elemento de exploración con una superficie de detección;  
una unidad de iluminación (154A, 154B, 154C, 156) para proporcionar un conjunto de rayos de luz incidente (158) transmitidos hacia la parte de los dientes (164) a lo largo de una trayectoria óptica a través del citado elemento de exploración para generar puntos iluminados (170A, 170B, 170C) sobre dicha parte de los dientes (26, 164), en el que el conjunto de rayos de luz incidente (158) se produce dividiendo un rayo de luz principal (152), estando  
10 compuesto el rayo de luz principal (152) de diferentes componentes de luz (A, B, C) generadas por distintos emisores de luz (154A, 154B, 154C), diferenciándose entre sí las diferentes componentes de luz (A, B, C) por su longitud de onda;  
una óptica de enfoque de luz (162) que define más de un plano focal ( $P_A$ ,  $P_B$ ,  $P_C$ ) delante de dicha superficie de detección en una posición variable mediante dicha óptica (162), presentando cada rayo de luz (158A, 158B, 158C)  
15 su foco en uno de dicho más de un plano focal ( $P_A$ ,  $P_B$ ,  $P_C$ ), presentando dichas componentes (A, B, C) de cada rayo de luz un plano focal diferente;  
un mecanismo de desplazamiento acoplado a dicha óptica de enfoque (162) para desplazar dicho más de un plano focal ( $P_A$ ,  $P_B$ ,  $P_C$ ) respecto a la parte de los dientes (164) a lo largo de un eje definido por la propagación de los rayos de luz incidente (158A, 158B, 158C);  
20 un detector (176) que tiene un conjunto de espectrofotómetros para medir la intensidad de cada uno de una pluralidad de rayos de luz devueltos (172) que vuelven desde dichos puntos (170A, 170B, 170C) propagándose a través de una trayectoria óptica opuesta a la de los rayos de luz incidente (158A, 158B, 158C);  
un procesador conectado a dicho detector (176) para determinar, para cada rayo de luz (158A, 158B, 158C), una posición específica del punto, siendo la posición del plano focal respectivo de dicho más de un plano focal ( $P_A$ ,  $P_B$ ,  
25  $P_C$ ) la que da la máxima intensidad medida de por lo menos un componente del rayo de luz devuelto (158A, 158B, 158C) y, en base a las posiciones específicas del punto determinadas, generar datos representativos de la topología de la parte de los dientes (164).
2. Aparato según la reivindicación 1, en el que dicha unidad de iluminación comprende una rejilla o una matriz de  
30 micro-objetivos (38).
3. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 y 2, que comprende un polarizador (32) para polarizar dichos rayos de luz incidente.
- 35 4. Aparato según la reivindicación 3, que comprende un filtro de polarización (62) para filtrar, a partir de dichos rayos de luz devueltos (54), componentes de luz que tienen la polarización de los rayos de luz incidente (36).
5. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que dicha óptica de enfoque funciona en un modo confocal telecéntrico.
- 40 6. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que dicho conjunto de espectrofotómetros (176) es una cámara CCD de tres chips.
7. Aparato según la reivindicación 6, en el que dicha unidad de detección comprende un conjunto de pequeños  
45 orificios (66), correspondiendo cada pequeño orificio a uno de los CCDs del conjunto de CCDs.
8. Aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, que comprende una unidad (88) para generar datos para la transmisión a un dispositivo CAD/CAM.
- 50 9. Aparato según la reivindicación 8, que comprende un puerto de comunicación (88) de un medio de comunicación.

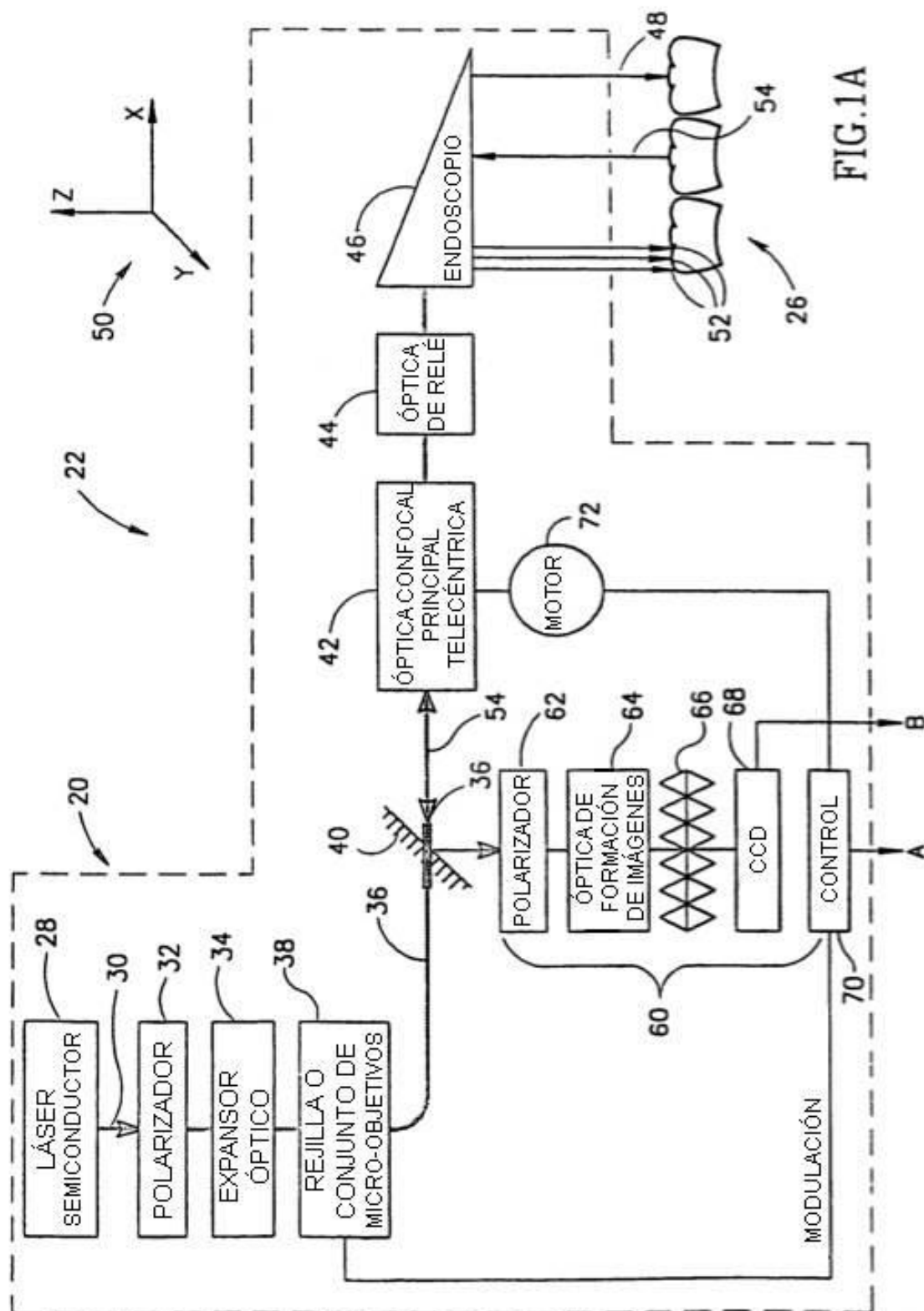


FIG.1A

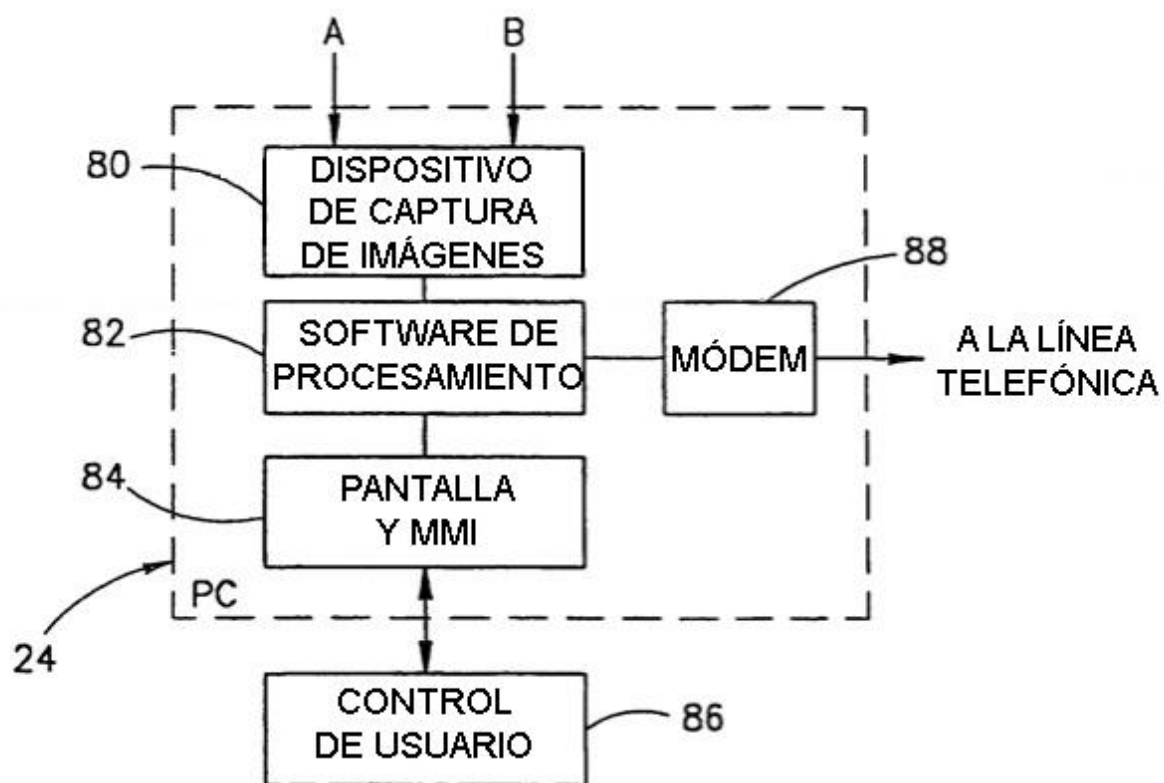
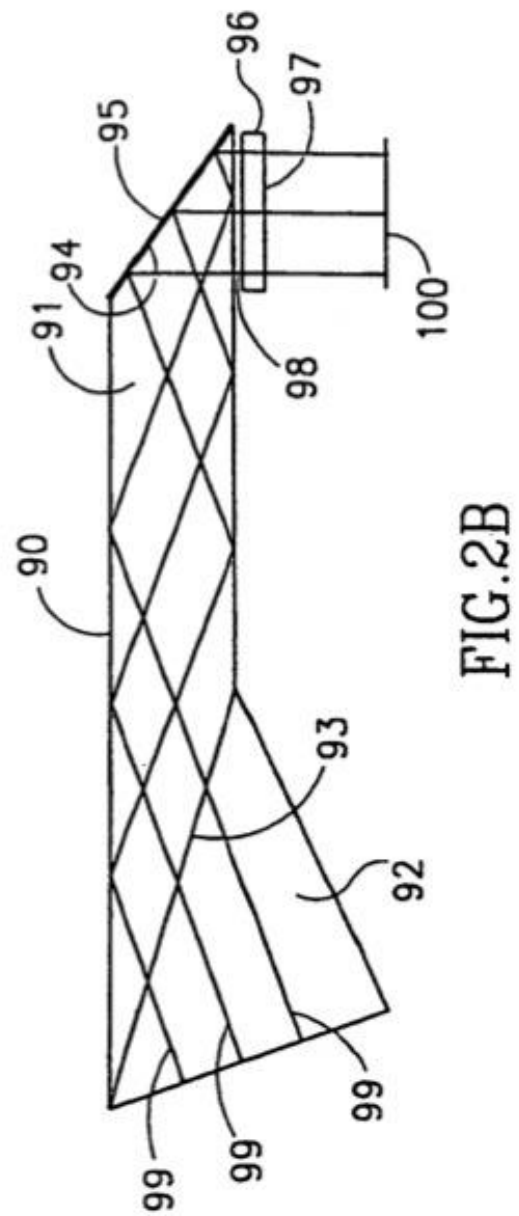
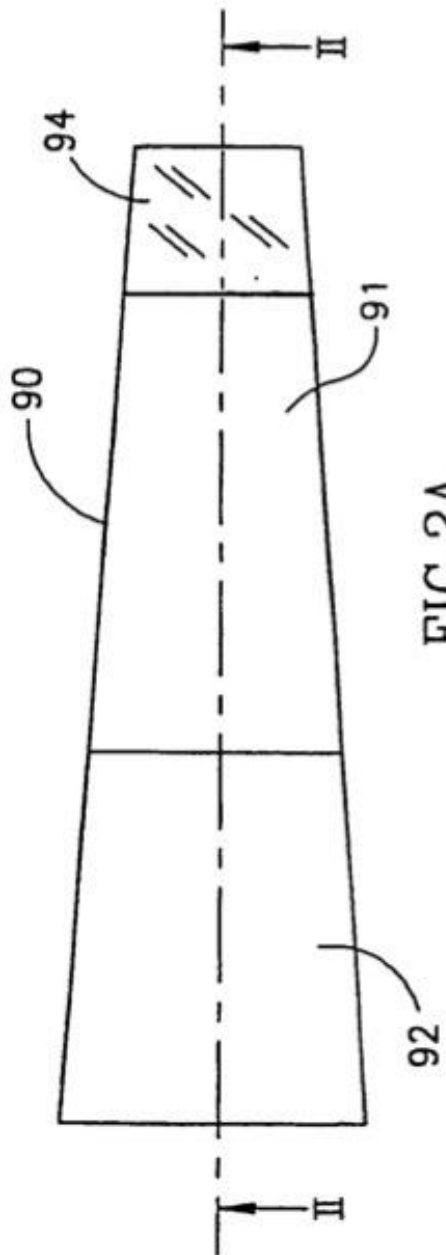


FIG.1B



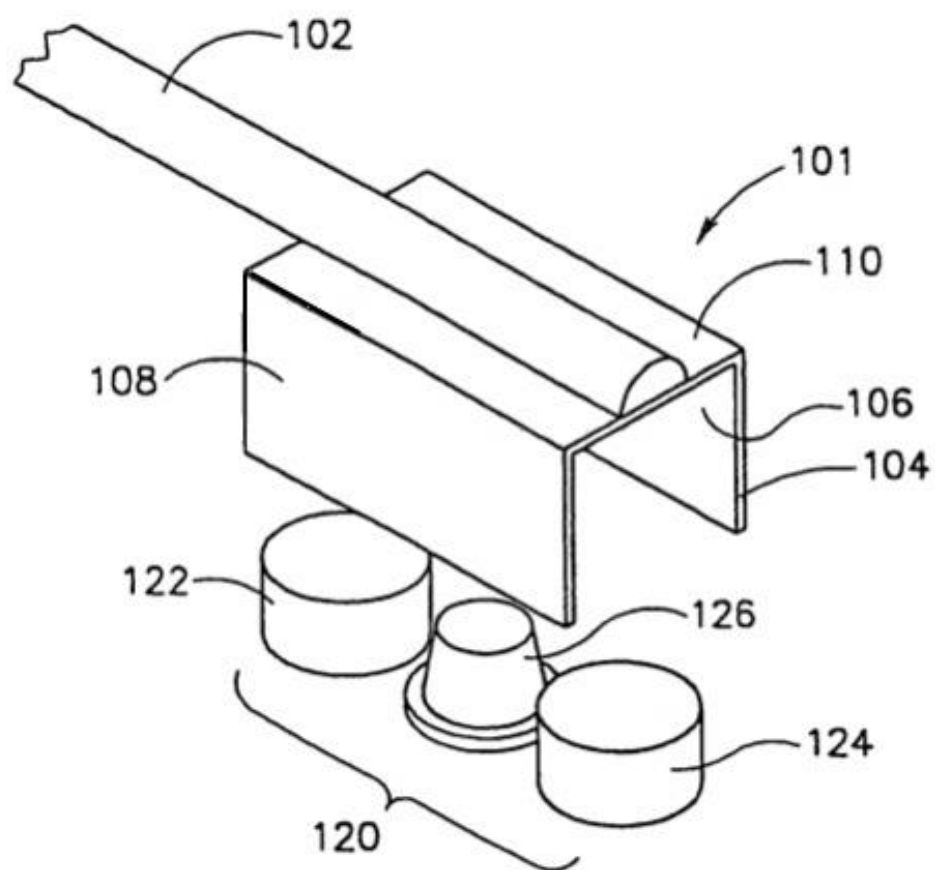


FIG.3

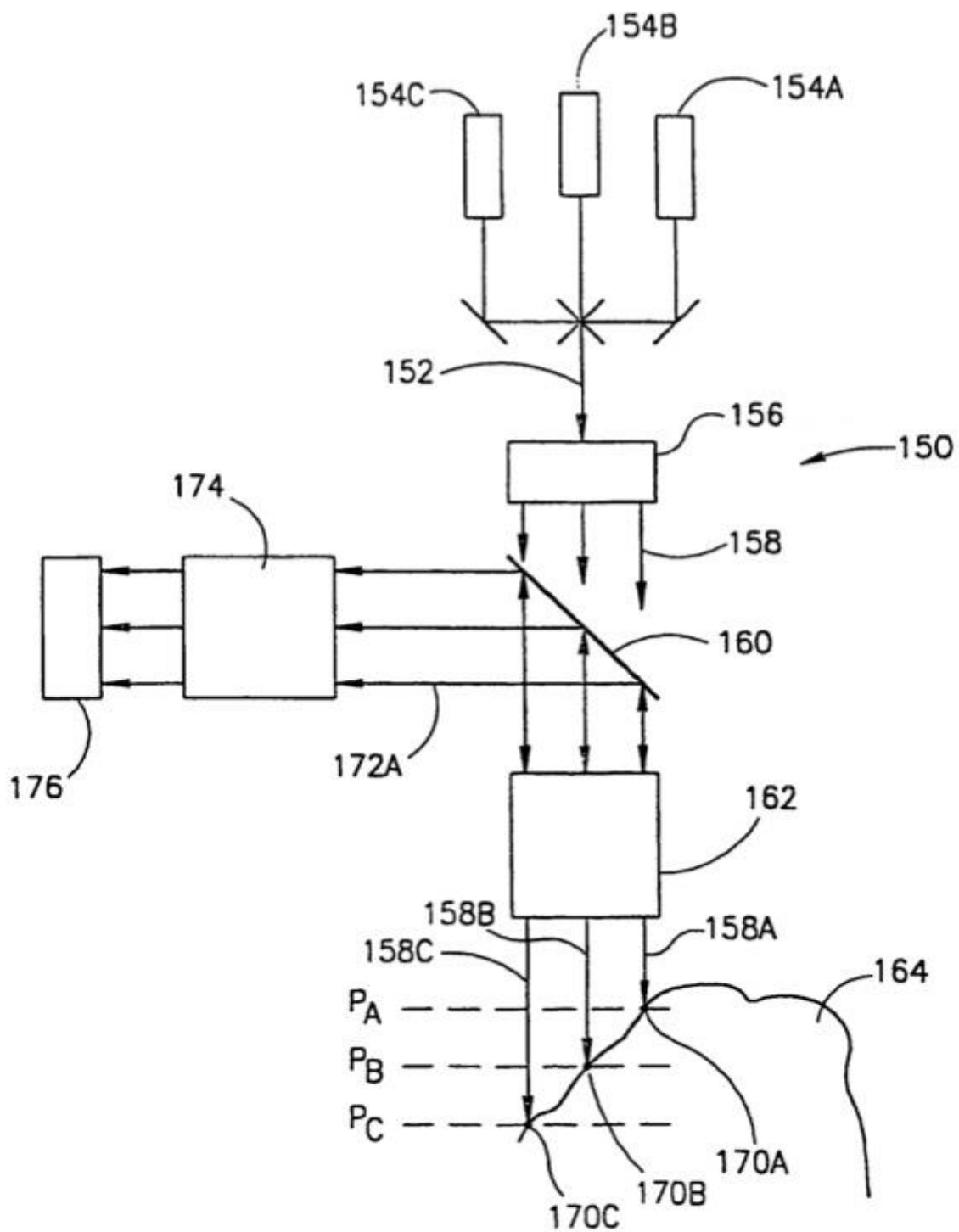


FIG.4