

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 530 394**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/00**

(2006.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.05.2005** **E 05739588 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.11.2014** **EP 1750574**

54 Título: **Cámara médica**

30 Prioridad:

**16.05.2004 DE 102004024494**

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

**02.03.2015**

73 Titular/es:

**DÜRR DENTAL AG (100.0%)  
HOPFIGHEIMER STRASSE 17  
74321 BIETIGHEIM-BISSINGEN, DE**

72 Inventor/es:

**THOMS, MICHAEL y  
LAIS, PETER**

74 Agente/Representante:

**DE PABLOS RIBA, Julio**

ES 2 530 394 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

Cámara médica.

La invención se refiere a una cámara médica.

5 Una cámara de este tipo, configurada como endoscopio, puede deducirse del documento EP 1 099 405 A1. Comprende una unidad operativa, que comprende fuente de luz y sistema electrónico, así como un endoscopio unido de manera separable con la misma. El endoscopio comprende un conductor de fibra óptica, que se extiende desde una ventana de salida de luz hacia la fuente de luz de la unidad operativa. El endoscopio tiene además un convertidor de imágenes, en el que se forman imágenes a partir de la luz fluorescente que vuelve desde una zona de examen a través de una ventana de entrada del endoscopio y un objetivo. El espectro de la luz de excitación emitida desde la unidad operativa puede modificarse a través de un disco de filtro giratorio entre los colores rojo, verde y azul.

10 En el documento US 6 697 657 B1 se describe un endoscopio que es adecuado para el diagnóstico por fluorescencia de órganos internos. Una parte de catéter está acoplada a través de un espejo dicróico, por un lado, a una fuente de luz láser y, por otro lado, a un sensor fotoeléctrico. De esta manera puede utilizarse el mismo conductor de fibra óptica para trasladar la luz de excitación a la zona de examen y devolver la luz fluorescente inducida en la misma al sensor.

15 El documento US 6 697 666 B1 se refiere a una cámara para diagnosticar tejidos, por ejemplo tejidos del canal cervical. Como fuente de luz de excitación se emplea una lámpara de xenón con rueda de filtro aguas abajo. Un dispositivo de detección al que se le aplica la luz fluorescente comprende un espectrómetro en combinación con una matriz de CCD. Con ello puede detectarse la distribución espectral de luz fluorescente que vuelve desde una zona de examen.

20 El documento US 6 637 211 B1 da a conocer un endoscopio con una fuente de luz láser para luz UV y una fuente de luz blanca. La luz de estas dos fuentes se interrumpe intermitentemente de manera controlada por ordenador mediante obturadores sincronizados. La luz fluorescente se analiza empleando filtros de borde. Normalmente puede emplearse una lámpara de descarga por arco voltaico de xenón o una lámpara de descarga por arco voltaico de mercurio como fuente de luz.

25 El documento WO 01/26576 A1 muestra una fuente de luz UV para su empleo en reacciones fotoquímicas en el campo de la odontología. Estas fuentes de luz pueden presentar una pluralidad de LED.

30 Las cámaras médicas con un convertidor de imágenes electrónico se están generalizando cada vez más en la medicina, para poder representar rápidamente resultados médicos, poder someter las imágenes a un procesamiento de imágenes y así obtener más información o/y para poder archivar las imágenes de manera económica y rápida.

35 Se conoce que un gran número de bacterias muestran una fluorescencia bajo excitación óptica con luz, lo que puede servir como rasgo cualitativo o incluso cuantitativo de una enfermedad. A este respecto, se determinan las propiedades espectrales de la fluorescencia de determinadas moléculas que existen en las bacterias y, por ejemplo, que aparecen en el metabolismo de las bacterias. Así, en muchas bacterias se producen porfirinas como productos del metabolismo, que tienen bandas de absorción en el intervalo de 350 – 450 nm (banda de Soret) así como 500 – 640 nm (bandas Q) y bandas de emisión a  $630 \pm 50$  nm.

40 Para comprobar enfermedades provocadas por tales bacterias se irradia la zona afectada con luz de una onda de longitud que se ajusta a una molécula de fluorescencia respectiva de la bacteria. La luz emitida por la bacteria se comprueba con un detector que sólo reacciona a las señales luminosas a la onda de longitud de emisión correspondiente.

45 Mediante la presente invención se creará una cámara médica del tipo mencionado al inicio, que presenta una estructura compacta y es adecuada en particular para examinar superficies de tejido en cavidades corporales, por ejemplo en la boca.

Este objetivo se alcanza según la invención mediante una cámara médica con las características indicadas en la reivindicación 1.

50 Con la cámara según la invención se garantiza que la luz UV de excitación no pueda llegar directamente a la ventana de entrada. De esta manera, el fondo condicionado por la luz de excitación en la imagen obtenida es pequeño. Por tanto se representa también luz fluorescente débil con una buena visibilidad.

Perfeccionamientos ventajosos de la invención se indican en las reivindicaciones dependientes.

Con el perfeccionamiento de la invención según la reivindicación 2 se consigue que la luz UV se mantenga alejada

del convertidor de imágenes, mientras que la luz fluorescente se utiliza en su totalidad para la creación de imágenes.

Los filtros de borde, tal como se indican en las reivindicaciones 3 y 4, son adecuados muy especialmente para fines médicos.

5 Con una cámara según la reivindicación 5 se consigue una alta intensidad de la luz UV con una producción de calor reducida. Esto último se percibiría por el paciente como algo molesto y también podría llevar a daños en el tejido.

Con el perfeccionamiento de la invención según la reivindicación 6 se obtiene una iluminación uniforme del campo de visión.

10 El perfeccionamiento de la invención según la reivindicación 7 permite irradiar un punto de observación de manera intensa con luz UV y obtener una intensidad correspondientemente alta de la luz fluorescente. Sin embargo, a este respecto se garantiza en conjunto, a través del factor de trabajo del funcionamiento de la fuente de luz UV, que no aparezcan daños en el tejido.

Con una cámara según la reivindicación 8, el usuario puede regular, según sea necesario, la duración y la separación de los impulsos de luz individuales emitidos por la fuente de luz UV.

15 Una cámara según la reivindicación 9 permite observar la zona de tejido que va a examinarse también con luz blanca, lo que con frecuencia es deseable para complementar la observación por fluorescencia.

También el perfeccionamiento de la invención según la reivindicación 10 sirve para la iluminación uniforme del campo de visión.

Con una cámara según la reivindicación 11 se obtiene una imagen especialmente con mucho contraste de puntos de tejido afectados, ya que se sustrae la imagen de fondo.

20 Una cámara según la reivindicación 12 permite iluminar la zona de tejido que va a examinarse con luz UV de diferente longitud de onda. De este modo se obtiene una posibilidad adicional de distinguir entre tejido sano y afectado o zonas de tejido afectadas de manera diferente.

25 A este respecto es ventajosa de nuevo la medida según la reivindicación 13 en cuanto a una imagen especialmente con mucho contraste. El perfeccionamiento de la invención según la reivindicación 14 es ventajoso en cuanto al examen de zonas de tejido de difícil acceso.

Con la medida según la reivindicación 15 se consigue que la zona que va a examinarse quede libre de impurezas tales como sangre.

30 En las cámaras habituales en el mercado, el sistema óptico se construye, como es general en las cámaras, como sistema óptico telecéntrico. Para garantizar en un sistema óptico de este tipo buenas propiedades de formación de imágenes, la disposición de lentes en el lado del objeto, la disposición de lentes central y la disposición de lentes en el lado del convertidor tienen que construirse a partir de varias (por regla general dos) lentes individuales. Por este motivo los sistemas ópticos para este tipo de cámaras son caros.

Una cámara según la reivindicación 16 puede fabricarse de manera más económica con todavía buenas propiedades de formación de imágenes.

35 En el caso de una trayectoria del haz no telecéntrica, en cámaras médicas también pueden emplearse disposiciones de lentes que en cada caso en sí mismas no presentan propiedades de formación de imágenes especialmente buenas. En particular las disposiciones de lentes individuales también pueden implementarse mediante lentes individuales. De este modo se obtiene un ahorro de costes considerable, ya que se requieren menos lentes y también se simplifica el montaje del sistema óptico.

40 Si el diafragma de campo de visión se sitúa según lo indicado en la reivindicación 17, se obtienen propiedades de formación de imágenes especialmente buenas. La tercera disposición de lentes se utiliza en su zona central, donde los errores de distorsión son pequeños. La disposición de lentes central se utiliza también en sus zonas de borde. Sin embargo, no es necesario que presente superficies muy curvadas, de modo que la utilización de las zonas de borde de esta disposición de lentes tampoco lleva a errores de distorsión inaceptables.

45 Según la reivindicación 18 la primera disposición de lentes puede construirse sólo a partir de un componente óptico que presenta una geometría muy sencilla.

También los perfeccionamientos de la invención según las reivindicaciones 19 y 20 indican posibilidades especialmente sencillas para implementar la disposición de lentes central o la disposición de lentes en el lado del convertidor.

50 Una cámara, como la indicada en la reivindicación 21, es adecuada muy especialmente para su empleo para fines odontológicos, ya que la dirección de observación está inclinada con respecto al eje de la pieza manual, en particular

perpendicular al mismo.

El perfeccionamiento de la invención según la reivindicación 22 es ventajoso en cuanto a una limpieza y esterilización sencillas de la cámara.

- 5 Una cámara según la reivindicación 23 puede emplearse tanto para observar un objeto en la proximidad cercana como para observar un objeto a mayor distancia. En el caso de una cámara odontológica, el médico puede captar por ejemplo detalles de un diente o una vista global de la dentadura.

La reivindicación 24 ofrece una posibilidad especialmente sencilla de regular la distancia de captación.

En una cámara según la reivindicación 25, la regulación de la distancia de captación es posible sin que una parte móvil tenga que atravesar la pared de la carcasa de la cámara.

- 10 A continuación se explicará la invención más detalladamente con ayuda de ejemplos de realización haciendo referencia a los dibujos. En estos muestran:

La figura 1: un corte axial a través de una cámara odontológica;

La figura 2: una vista esquemática del sistema óptico de la cámara odontológica según la figura 1;

- 15 La figura 3: una vista similar a la de la figura 1, en la que sin embargo se muestra un mecanismo de desplazamiento modificado para el convertidor de imágenes;

La figura 4: una vista desde arriba de la cabeza de una cámara de diagnóstico así como una representación esquemática de la unidad operativa que actúa conjuntamente con el convertidor de imágenes de la cámara; y

La figura 5: una representación esquemática de una cámara modificada, que se emplea en puntos a los que ópticamente sólo puede accederse con dificultad.

- 20 La cámara odontológica reproducida en el dibujo tiene una carcasa 10, que está fabricada como pieza de moldeo por inyección de plástico. La carcasa 10 se reproduce como carcasa de una sola pieza; se entiende que el experto en la técnica puede construirla según los requisitos de fabricación como carcasa de varias piezas, uniéndose entonces las diferentes partes de carcasa entre sí de manera estanca intercalando juntas o pegándose o soldándose entre sí.

- 25 La carcasa 10 tiene una sección 12 de agarre, que esencialmente tiene forma de vaina cilíndrica cerrada por los extremos. La sección 12 de agarre lleva en su extremo libre una sección 14 de carcasa acodada y que se estrecha, cuyo extremo dirigido hacia abajo está cerrado a nivel y de manera estanca por una ventana 16 de entrada y una ventana 17 de salida de luz adyacente.

- 30 La ventana 16 de entrada está configurada al mismo tiempo como filtro de borde. A este respecto puede tratarse de un filtro de vidrio de color con un borde a aproximadamente 550 nm, como el comercializado por ITOS-Gesellschaft für technische Optik mbH con el nombre OG 550. Un filtro de vidrio de color con un borde situado más cerca de la longitud de onda de la luz UV es por ejemplo el filtro GG 495 de la empresa Schott.

- 35 En la carcasa 10 está dispuesto un sistema óptico designado en conjunto por 4, que forma imágenes de un objeto 6 indicado esquemáticamente (diente o arco mandibular) en un convertidor 8 de imágenes. En el caso del convertidor 8 de imágenes puede tratarse de un CCD a color.

En la parte acodada de la sección 14 de carcasa está dispuesto un espejo 18 reflector, que está colocado a 45 grados con respecto al eje de la sección 12 de agarre y con respecto al eje de la ventana 16 y también puede estar configurado como prisma reflector, por ejemplo como prisma rectangular o pentaprisma.

- 40 En la trayectoria del haz por detrás del espejo 18 reflector está dispuesta una lente 22, que presenta una cara 24 delantera cóncava y una cara 26 trasera convexa.

A gran distancia de la lente 22 está dispuesta una lente 28 intermedia, que presenta una cara 30 en el lado del objeto convexa y una cara 32 en el lado del convertidor convexa.

De nuevo a gran distancia por detrás de la lente 24 intermedia está prevista una lente 34 en el lado del convertidor, que presenta una cara 36 en el lado del objeto convexa y una cara 38 en el lado del convertidor convexa.

- 45 El convertidor 8 de imágenes está dispuesto en una corredera 40, que se guía de manera móvil por nervios 42, 44 de guiado previstos en el lado interior de la carcasa 10 a lo largo del eje del sistema 4 óptico. Sobre una de las superficies longitudinales de la corredera 40 está configurada una cremallera 46, que engrana con una rueda 48 dentada, que está montada de manera giratoria en la carcasa 10 y sobresale con una sección de rueda dentada hacia fuera de la carcasa 10. Por tanto mediante el giro de la rueda 48 dentada puede desplazarse el convertidor 8 de imágenes a lo largo del eje del sistema 4 óptico.
- 50

En la carcasa 10 está previsto un canal 50 que discurre esencialmente en dirección axial, en el que está previsto un conductor 52 de fibra óptica.

Por detrás del extremo alejado de la ventana 17 del conductor 52 de fibra óptica se encuentra un LED 55 UV, que emite luz ultravioleta con una longitud de onda de entre 390 y 410 nm. Este tipo de LED UV se comercializa, por ejemplo, por la empresa ETG con la denominación de tipo ETG-3UV400-30. El material semiconductor es un InGaN, que emite en UV azul. En el LED está integrada una lente, de modo que en conjunto se obtiene un haz de luz muy estrecho.

Una sección de extremo del canal 50 y del conductor 52 de fibra óptica están acodadas de modo que la luz entregada al conductor 52 de fibra óptica abandona el conductor 52 de fibra óptica ligeramente inclinada con respecto al eje de la ventana 17, tal como se muestra en 54.

El convertidor 8 de imágenes y el conductor 52 de fibra óptica están unidos a través de una conexión de enchufe no reproducida en el dibujo (que ha de imaginarse a la derecha en el mismo) con un sistema electrónico de evaluación de imágenes.

La trayectoria del haz del sistema 4 óptico se muestra de nuevo en la figura 2 de manera más exacta. Para una mejor representación, las relaciones se muestran tal como resultarían con una cámara de visión en línea recta, que se obtiene a partir de la cámara según la figura 1 si se sustituye el espejo 18 reflector configurado como prisma reflector por una hoja de vidrio plana y paralela del mismo espesor óptico y si se prevé la ventana 16 sobre el eje de la sección 12 de agarre. Los diferentes componentes ópticos se designarán de nuevo como en la figura 1. Se dibujan adicionalmente diferentes rayos, que van de diferentes puntos del objeto 6 a puntos asociados en la superficie del convertidor 8 de imágenes.

Se reconoce que, en el sistema óptico mostrado en la figura 2, el diafragma B de campo de visión tiene conjugada una imagen B, que está dispuesta en la proximidad de la lente 22. Se reconoce que, con tal posición del diafragma B de campo de visión o de la imagen B del mismo, la lente 22 en el lado del objeto se utiliza esencialmente en su zona central, la lente 28 intermedia también se utiliza en sus zonas de borde y la lente 34 en el lado del convertidor se utiliza de nuevo sólo en su zona central.

Debido a la disposición mostrada de las tres lentes, en la que la lente 28 intermedia está claramente distanciada tanto de la lente 22 en el lado del objeto como de la lente 34 en el lado del convertidor, la lente 28 intermedia no necesita tener ninguna superficie de curvatura cerrada. De este modo se reducen las aberraciones ópticas. Por tanto, el hecho de que en la lente 28 intermedia también se utilicen las zonas de borde, no lleva a una distorsión inaceptable de la imagen.

La siguiente tabla indica un ejemplo de realización concreto de una posibilidad de implementación del sistema 4 óptico. Las relaciones corresponden a la representación de la figura 2.

A este respecto se indica en cada caso el número de cara (números de referencia de la figura 1 ó 2), el radio de curvatura de la cara correspondiente, el espesor de la capa de material adyacente a la cara y el tipo de medio óptico (tipo de vidrio; L = aire) que se sitúa por detrás de la superficie correspondiente. En la última columna se indica el diámetro de la cara respectiva. La unidad de longitud es en cada caso 1 mm.

| Superficie   | Radio    | Espesor | Vidrio   | Diámetro |
|--------------|----------|---------|----------|----------|
| Objeto       | $\infty$ | 9       | L        | 13,21    |
| 19           | $\infty$ | 4       | SF8      | 3,80     |
| 21           | $\infty$ | 0,76    |          | 1,54     |
| 24           | -2,31    | 4,00    | N-LASF30 | 3,00     |
| 26           | -2,65    | 11,83   | L        | 3,00     |
| 30           | 24,30    | 4       | N-LASF30 | 7,50     |
| 32           | -11,94   | 20,84   | L        | 7,50     |
| 36           | 12,15    | 4,00    | N-ZK7    | 7,50     |
| 38           | -8,82    | 0,56    | L        | 7,50     |
| Diafragma B* | $\infty$ | 15,13   | L        | 0,98     |
| Convertidor  | $\infty$ |         |          | 4,85     |

Siempre que en la columna Vidrio se indique "L", se trata de espacios de aire. Los tipos de vidrio corresponden al catálogo de vidrios ópticos de la empresa Schott.

El ejemplo de realización según la figura 3 corresponde en gran medida al de la figura 1; los componentes

correspondientes tienen de nuevo los mismos números de referencia y no se describen otra vez en detalle.

En el ejemplo de realización según la figura 3, la corredera 40 está dotada de un orificio 58 roscado, por el que discurre un árbol 60 roscado. El árbol 60 roscado se acciona por un electromotor 62 dispuesto en la carcasa 10. Las líneas de alimentación para el electromotor 62 van del mismo modo a través de la conexión de enchufe, que debe imaginarse a la derecha de la figura 3, hasta un tubo flexible de alimentación tal como las líneas de conexión del convertidor 8 de imágenes y del conductor 52 de fibra óptica.

De esta manera el convertidor 8 puede desplazarse a lo largo del eje del sistema 4 óptico, sin que tenga que preverse un paso mecánico por la pared de la carcasa 10.

Como modificación de los ejemplos de realización descritos anteriormente, la ventana 16 de entrada también puede construirse como ventana totalmente transparente y colocar un filtro 59 de color adicional sobre el espejo 18 reflector, lo que tiene la ventaja de que la luz de observación atraviesa dos veces el filtro. Alternativamente de nuevo puede colocarse también el filtro 59 de color delante de la corredera 50, tal como se representa con línea discontinua, o directamente depositarse sobre el convertidor 8 de imágenes.

En el ejemplo de realización según la figura 4, los elementos constructivos que ya se han explicado anteriormente con referencia a las figuras 1 a 3 tienen de nuevo los mismos números de referencia. No es necesario volver a describirlos en detalle a continuación.

Alrededor de la ventana 16 de entrada circular cuatro LED 64 de luz blanca están distribuidos uniformemente en la dirección circunferencial. Entre los mismos se sitúan igualmente distribuidos uniformemente en la dirección circunferencial cuatro LED 66 UV. Los LED 64 de luz blanca están unidos con la salida de un circuito 68 operativo, que activa los LED 64 de luz blanca en cada caso opcionalmente de manera continua o durante lapsos de tiempo.

De manera similar, los LED 55 UV están unidos con un circuito 70 operativo que activa los LED UV en cada caso durante breves lapsos de tiempo.

El control del circuito 70 operativo se produce mediante un generador 72 de reloj que, además de primeros y segundos impulsos de activación para el circuito 70 operativo y, dado el caso, el 68 (en caso de que estén sincronizados, cosa que en este caso se da por supuesta), proporciona además impulsos de control desplazados en fase con respecto a ambos. Por tanto se crean en instantes en los que los LED UV (y dado el caso los LED de luz blanca, en caso de que estén sincronizados) no están en funcionamiento.

Ambos impulsos de reloj y los impulsos de control del generador 72 de reloj se aplican a un circuito 74 computacional. Éste está unido en su entrada con la salida del convertidor 8 de imágenes.

Cada vez que el generador 72 de reloj recibe un primer impulso de activación, carga desde una memoria 76 de imágenes unida al mismo la imagen de fluorescencia integrada hasta ahora y conforme a la amplitud añade la imagen que acaba de cargarse por el convertidor 8 de imágenes. Después vuelve a almacenar la imagen global así obtenida de nuevo en la memoria 76 de imágenes.

Cada vez que el generador 72 de reloj recibe un segundo impulso de activación, carga desde una memoria 76 de imágenes unida al mismo la imagen de luz blanca integrada hasta ahora y conforme a la amplitud añade la imagen que acaba de cargarse por el convertidor 8 de imágenes. Después vuelve a almacenar la imagen global así obtenida de nuevo en la memoria 76 de imágenes.

Si el circuito 74 computacional recibe un impulso de control, carga igualmente el contenido de la memoria 76 de imágenes (imagen de fluorescencia e imagen de luz blanca) y sustrae del mismo la imagen recibida desde el convertidor 8 de imágenes conforme a la amplitud y vuelve a almacenar la nueva imagen global así obtenida de nuevo en la memoria 76 de imágenes.

Se reconoce que de esta manera la memoria 76 de imágenes contiene una imagen de fluorescencia que sólo muestra la fluorescencia generada por bacterias, pero de la que se ha sustraído la imagen de fondo creada por la luz ambiente.

Lo mismo sucede para la imagen de luz blanca.

El contenido de la memoria 76 de imágenes puede representarse en una pantalla 78.

Como modificación del ejemplo de realización según la figura 4 los LED 64 de luz blanca también pueden sustituirse por otros LED UV que funcionen en otra longitud de onda distinta de los LED 66 UV. También pueden preverse tanto diodos de luz blanca como varios conjuntos de LED UV que funcionan a longitudes de onda diferentes. La activación de los diferentes LED es según se describió anteriormente.

A este respecto, para los conjuntos adicionales de LED UV la sustracción de la imagen de fondo se produce del mismo modo que se describió anteriormente.

Además, las imágenes obtenidas con los diferentes conjuntos de LED UV pueden componerse de manera aditiva o sustractiva, para reconocer estructuras adicionales en los tejidos afectados.

En el ejemplo de realización según la figura 5, los elementos constructivos ya descritos anteriormente tienen de nuevo los mismos números de referencia.

5 La cámara se muestra sólo en sus partes componentes más importantes. Para observar zonas de muy difícil acceso, tales como un intersticio profundo, tal como los senos paranasales, el oído o un intersticio de una raíz dental, en lugar de un sistema óptico de lentes se emplea un sistema de fibra óptica. Éste se reproduce esquemáticamente en 80.

10 El LED 55 UV ilumina el extremo posterior del sistema 80 de fibra óptica a través de un divisor 82 de haz dicróico con una capa 84 de dispersión de longitudes de onda, y la luz de observación que vuelve a través del sistema 80 de fibra óptica se entrega a través del divisor 82 de haz a un convertidor 8 de imágenes, que sólo necesita todavía un píxel para captar la luz, por ejemplo puede estar formado por un diodo sensible a la luz o un fototransistor.

15 En la cámara mostrada en la figura 5, la luz UV se conduce a través de la capa 84 transparente a la misma y a través del sistema 80 de fibra óptica hasta la zona que va a examinarse. La luz de observación que vuelve, vuelve a través del sistema 80 de fibra óptica y llega a través de la capa 84 dicróica al convertidor 8 de imágenes.

El sistema 80 de fibra óptica puede comprender, si se desea, dos subhaces divididos, de los que uno conduce la luz UV dirigida a la zona que va a examinarse y el otro la luz de observación que vuelve de la zona que va a examinarse.

20 En caso de impurezas en el sitio de examen, por ejemplo en el intersticio de la raíz, puede resultar conveniente mantener la zona que va a examinarse libre de impurezas tales como sangre. Entonces, en paralelo al sistema 80 de fibra óptica, puede preverse una fibra 86 hueca a través de la que se bombea un líquido de lavado hacia la zona que va a examinarse.

25 Como modificación adicional el sistema 80 de fibra óptica en sí mismo también puede diseñarse de modo que sirva al mismo tiempo como canal de fluido, a través del que se conduce un líquido de lavado hacia la zona que va a examinarse.

La alimentación del líquido se produce entonces a través de una perforación transversal en el extremo de acoplamiento del sistema de fibra óptica.

30 La cámara descrita anteriormente, debido a su alta sensibilidad, es adecuada para, utilizando la fluorescencia propia de las bacterias, distinguir zonas de tejido sanas y afectadas. Sin embargo, se entiende que esta cámara también puede emplearse cuando las bacterias se han marcado mediante un marcador de fluorescencia aplicado adicionalmente. Tales marcadores se proporcionan preferiblemente antes del examen en disolución líquida a la zona que va a examinarse y se acumulan específicamente en las bacterias que van a examinarse. Si se emplea una cámara de sensor de fibra óptica, el marcador de fluorescencia puede proporcionarse antes del examen a través de su canal de fluido (espacios huecos del sistema de fibra óptica o fibras huecas adicionales). Son posibles las siguientes modificaciones adicionales de la invención:

35 Puesto que la fluorescencia puede ser de intensidad muy débil y además puede estar presente luz parásita de banda ancha, por ejemplo por otras células fluorescentes o luz ambiente, puede ser conveniente medir con varios fotodetectores, que sean sensibles a diferentes longitudes de onda, tanto la intensidad de la señal parásita como la intensidad de la señal de fluorescencia que se solapa igualmente con la señal parásita y obtener, mediante una operación de resta, la señal de fluorescencia.

40 Otra posibilidad para suprimir una señal parásita debida a la luz ambiente puede consistir en pulsar la luz de excitación y, durante este tiempo y el tiempo de atenuación de la señal de fluorescencia, integrar la intensidad irradiada y, durante un intervalo de tiempo posterior, preferiblemente de la misma duración, integrar la intensidad de la luz parásita, de modo que se obtenga la señal de fluorescencia igualmente a partir de la resta de ambas señales.

45 Por ejemplo, con un diodo semiconductor o diodo láser semiconductor de ultravioleta a azul se ilumina una zona que va a examinarse y con una cámara CCD se observa la fluorescencia. Para ello, el dispositivo de iluminación de la cámara descrita anteriormente se equipa con correspondientes diodos de iluminación UV o láser y, en la trayectoria del haz del sistema óptico se inserta un filtro vidrio de color con característica de borde (por ejemplo GG495 de Schott), que absorbe por completo la luz de excitación y deja pasar la luz fluorescente hacia el convertidor de imágenes CCD. La luz ambiente u otra luz parásita puede producirse de manera análoga al procedimiento anterior mediante sincronización temporal de la luz de excitación y detección simultánea así como no simultánea de la imagen de fluorescencia y de luz parásita o en el intervalo espectral mediante la interconexión de dos filtros ópticos para medir la intensidad de la luz parásita y de la luz de emisión.

50 También puede producirse una evaluación de la variación de color con un convertidor de imágenes de CCD a color.

- También puede intensificarse la fluorescencia de las bacterias mediante determinadas sustancias, con las que se ha lavado previamente la cavidad bucal. Así, por ejemplo se conoce por la terapia fotodinámica para el cáncer que en células cancerosas el ácido aminolevulínico y derivados del mismo se convierten en porfirinas, que sólo vuelven a descomponerse en las mismas con dificultad. Lo mismo sucede en muchas bacterias. Por tanto, el lavado bucal con una sustancia de este tipo puede aumentar la señal de fluorescencia.
- En el ejemplo de aplicación ilustrado con una cámara es posible examinar simultáneamente una zona local global. Así, pueden hacerse visibles, por ejemplo, enfermedades incipientes por caries en superficies de dientes.
- Sin embargo, también posible hacer visibles enfermedades de la piel, tales como el acné, que está provocado por bacterias que pueden excitarse ópticamente, o melanomas cutáneos, en los que la concentración de porfirina se incrementa claramente por un metabolismo aumentado con respecto a los lunares.
- Para el aislamiento de la zona de medición frente a la luz parásita puede colocarse una caperuza conformada de manera cilíndrica o cónica sobre la ventana de entrada de la cámara.
- Puesto que las corrientes provocadas por las intensidades de luz en el convertidor de imágenes de CCD pueden ser reducidas con respecto a la corriente residual del convertidor de imágenes, para una prueba muy sensible de los convertidores de imágenes de CCD tiene que enfriarse por ejemplo con un elemento de tipo Peltier.
- Si se quiere diagnosticar una enfermedad en un intersticio al que es difícil acceder ópticamente, como por ejemplo los senos paranasales, el oído o el intersticio de la raíz dental, la zona o bien tiene que iluminarse y grabarse con un endoscopio, que contiene una videocámara descrita anteriormente con fuente de iluminación, o bien hay que limitarse a la aplicación local con un sistema que no produce imágenes.
- Éste puede diseñarse de modo que la luz LED o láser se conduce por una fibra óptica hasta la zona que va a examinarse. En paralelo a esta fibra puede discurrir una segunda fibra que capta la fluorescencia emitida por la zona y la retransmite a un fotodetector.
- Además, en caso de mediciones en el intersticio de la raíz puede resultar conveniente, por ejemplo, mantener la zona que va a examinarse libre de impurezas tales como sangre, para tener un acceso óptico al campo de examen. En este caso puede aplicarse una fibra hueca adicional, a través de la cual se bombea un líquido de lavado a la zona que va a examinarse.
- Otra configuración de la invención consiste tanto en proporcionar la luz de excitación como en captar la luz fluorescente con sólo una fibra. En este caso debe preverse en el lado de acoplamiento de la luz láser o en el lado de detección de la luz fluorescente un divisor de haz, que por ejemplo puede estar recubierto de manera que disperse la longitud de onda, de modo que transmita la luz láser azul, pero que la luz fluorescente se refleje 90°.
- También es posible configurar la fibra en parte como fibra hueca, de modo que el líquido de lavado se conduzca a través de la fibra hasta la superficie que va a examinarse. En este caso, en la zona de extremo dirigida hacia el láser, el líquido debe proporcionarse a través de una perforación lateral.
- Las cámaras de diagnóstico según la invención explicadas anteriormente también pueden aplicarse cuando las bacterias se han marcado mediante un marcador de fluorescencia aplicado adicionalmente. Tales marcadores se proporcionan preferiblemente antes del examen en disolución líquida a la zona que va a examinarse y se acumulan específicamente en las bacterias que van a examinarse. En el caso de un convertidor de imágenes de fibra óptica, el marcador de fluorescencia puede proporcionarse antes del examen a través de la fibra de lavado.
- Con un grado de acumulación elevado del marcador de fluorescencia en el campo de examen además es posible no comprobar la fluorescencia, sino la absorción del marcador de fluorescencia en el campo de examen. Sin embargo, este método de comprobación es, entre otras cosas, menos sensible que la comprobación de fluorescencia. En cuanto al aparato es posible, eliminando los componentes ópticos para una separación por color de la señal de emisión en el aparato de diagnóstico.
- Por medio de este método también sería posible por ejemplo una detección de la placa bacteriana decolorada sobre la raíz del diente en la bolsa periodontal. Este procedimiento es adecuado por ejemplo para el análisis del nivel de limpieza de placa bacteriana de la raíz del diente en un tratamiento vectorial.
- Puesto que la señal de fluorescencia absoluta depende, entre otras cosas, de la eficacia de acoplamiento del sistema óptico, de la distancia de la iluminación y de la rugosidad superficial así como de materiales de restauración contiguos a la región, a menudo no puede establecerse fácilmente el nivel de la enfermedad a partir de la intensidad absoluta de la fluorescencia.
- En este caso resulta apropiada otra configuración de la invención. En este sentido se aprovecha la propiedad de que el material dental sano es igualmente fluorescente con una excitación UV, pero con otro espectro de emisión. Si aparece un estado patológico, cambia el espectro de emisión porque una parte de la luz de excitación en las bacterias o células atacadas se convierte en una luz de emisión de distinta longitud de onda. Este cambio del

espectro con respecto al estado sano puede reconocerse con un convertidor de imágenes sensible al color en forma de modificación de color. Esta modificación de color puede detectarse por ejemplo con cámaras a color con resolución espacial y reproducirse en un monitor para mostrar el estado patológico. Por tanto, la intensidad absoluta ya no es relevante para el diagnóstico.

- 5 En general, por tanto según la invención puede emplearse la relación de las intensidades de diferentes componentes espectrales para obtener una medida de la enfermedad. A este respecto, una componente espectral representa la señal de referencia no influida por la enfermedad y la otra componente espectral la señal influida predominantemente por la enfermedad.

10

15

20

25

30

35

## REIVINDICACIONES

1.- Cámara médica, con

- 5 a) una fuente (55) de luz UV configurada como diodo semiconductor o diodo láser semiconductor de ultravioleta a azul;
- b) un convertidor (8) de imágenes;
- c) un sistema (22, 28, 34; 80) óptico para formar imágenes de una zona de examen en el convertidor (8) de imágenes;
- d) un filtro (16; 59, 80);
- 10 e) una carcasa (10);
- f) una ventana (16) de entrada; en la que
- g) la fuente (55) de luz UV, el sistema (22, 28, 34; 80) óptico y el convertidor (8) de imágenes están dispuestos en la carcasa (10);
- 15 h) la ventana (16) de entrada la lleva la carcasa (10) y la luz emitida por la fuente de luz UV no puede llegar directamente a la misma; y
- i) el filtro está formado por la ventana (16) de entrada o está dispuesto en la trayectoria del haz entre la ventana (16) de entrada y el convertidor (8) de imágenes.

2.- Cámara según la reivindicación 1, caracterizada porque el filtro (16; 59; 84) es un filtro de borde.

20 3.- Cámara según la reivindicación 2, caracterizada porque el borde de filtrado se sitúa en una longitud de onda de 450 nm o más.

4.- Cámara según la reivindicación 3, caracterizada porque el borde de filtrado del filtro de borde se sitúa en 470 nm o más, preferiblemente en 550 nm o más.

5.- Cámara según una de las reivindicaciones 1 a 4, caracterizada porque la fuente de luz UV comprende al menos un LED (55) UV.

25 6.- Cámara según la reivindicación 5, caracterizada porque la fuente de luz UV comprende un conjunto de LED (55) UV, que rodean la ventana (16) de entrada de manera distribuida uniformemente.

7.- Cámara según una de las reivindicaciones 1 a 6, caracterizada porque la fuente (55) de luz UV se hace funcionar de manera sincronizada.

30 8.- Cámara según la reivindicación 7, caracterizada porque la duración y/o la distancia de los impulsos de reloj puede regularse.

9.- Cámara según una de las reivindicaciones 1 a 8, caracterizada porque está prevista además una fuente (64) de luz blanca.

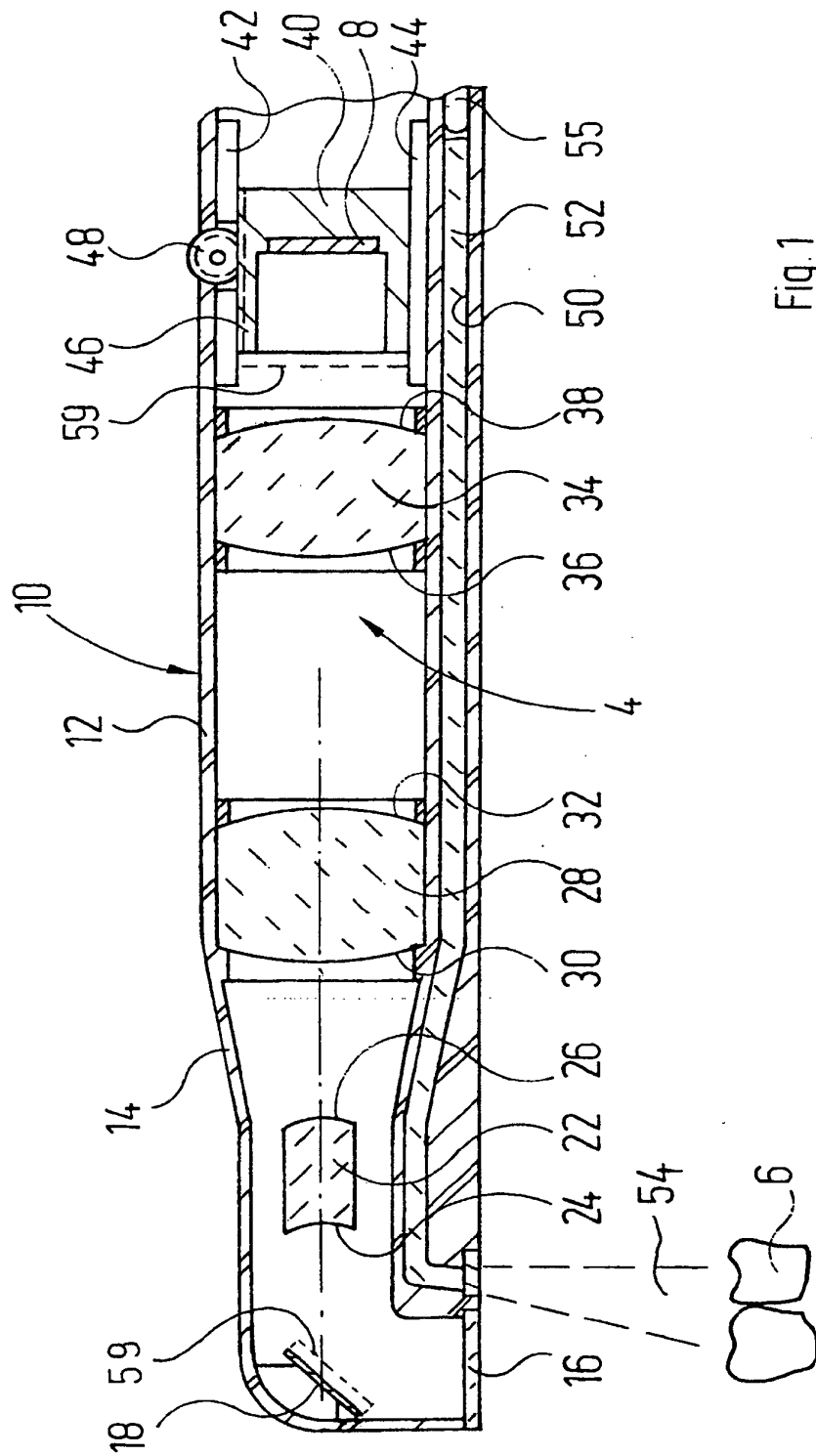
35 10.- Cámara según la reivindicación 9, caracterizada porque la fuente de luz blanca comprende una pluralidad de LED (64) de luz blanca, que están distribuidos uniformemente alrededor de la ventana (16) de entrada y preferiblemente se hacen funcionar de manera sincronizada.

40 11.- Cámara según una de las reivindicaciones 7 a 10, caracterizada porque un generador (72) de reloj, además de primeros impulsos de activación que sirven para activar la fuente (55) de luz UV, proporciona impulsos de control que están desplazados en fase con respecto a los primeros impulsos de reloj y porque los primeros impulsos de reloj y los impulsos de control se entregan a un circuito (74) computacional, que actúa conjuntamente con una memoria (76) de imágenes de integración, añadiendo el circuito (74) computacional al recibir una primera señal de reloj la señal de salida del convertidor (8) de imágenes al contenido de la memoria (76) de imágenes, mientras que al recibir un impulso de control sustrae la imagen proporcionada por el convertidor (8) de imágenes de la imagen integrada contenida en la memoria (76) de imágenes.

45 12.- Cámara según una de las reivindicaciones 1 a 11, caracterizada porque comprende varias fuentes (55, 65) de luz UV, que funcionan con longitud de onda diferente.

13.- Cámara según la reivindicación 12, caracterizada porque un generador (72) de reloj proporciona primeros impulsos de reloj para la activación de la primera fuente (55) de luz UV y segundos impulsos de reloj para la

- activación de la segunda fuente (64) de luz UV, que están desplazados en la posición de fase con respecto a los primeros impulsos de reloj, y proporciona impulsos de control en fase con ambos impulsos de reloj y aplicándose a un circuito (74) computacional ambos impulsos de reloj, que actúa conjuntamente con una memoria (76) de imágenes de integración y, al recibir un primer impulso de reloj o un segundo impulso de reloj, añade el contenido del convertidor (8) de imágenes al contenido de la memoria (76) de imágenes o lo sustrae y, al recibir un impulso de control sustrae el contenido del convertidor (8) de imágenes del contenido de la memoria (76) de imágenes.
- 14.- Cámara según una de las reivindicaciones 1 a 13, caracterizada porque el sistema (80) óptico comprende un sistema de fibra óptica.
- 15.- Cámara según una de las reivindicaciones 1 a 14, caracterizada por un dispositivo (86) para proporcionar un fluido de tratamiento o de lavado a la zona que va a examinarse.
- 16.- Cámara según una de las reivindicaciones 1 a 15, caracterizada porque está previsto un diafragma (B\*) que determina el campo de imagen y el convertidor (8) de imágenes está dispuesto sobre el eje del sistema (4) óptico, presentando el sistema (4) óptico una disposición (22) de lentes en el lado del objeto, una disposición (28) de lentes central y una disposición (34) de lentes en el lado del convertidor y porque el diafragma (B\*) que determina el campo de visión o una imagen (B) del mismo se sitúa en la zona de la disposición (34) de lentes en el lado del convertidor.
- 17.- Cámara según la reivindicación 16, caracterizada porque el diafragma (B\*) que determina el campo de visión o su imagen (B) se sitúa a una pequeña distancia por detrás de la disposición (34) de lentes en el lado del convertidor, que asciende a de aproximadamente el 2 a aproximadamente el 10 %, preferiblemente de aproximadamente el 2 a aproximadamente el 5% de la distancia entre la superficie (38) de delimitación posterior de la disposición (34) de lentes en el lado del convertidor y la superficie sensible a la luz del convertidor (8) de imágenes.
- 18.- Cámara según la reivindicación 16 ó 17, caracterizada porque la disposición (22) de lentes en el lado del objeto está formada por una lente (22) curva cóncava/convexa.
- 19.- Cámara según una de las reivindicaciones 16 a 18, caracterizada porque la disposición (28) de lentes central está formada por una lente biconvexa.
- 20.- Cámara según una de las reivindicaciones 16 a 19, caracterizada porque la disposición (34) de lentes en el lado del convertidor está formada por una lente biconvexa.
- 21.- Cámara según una de las reivindicaciones 16 a 20, caracterizada por un medio (18) reflector de luz dispuesto delante de la disposición (21) de lentes en el lado del objeto.
- 22.- Cámara según una de las reivindicaciones 16 a 21, caracterizada porque una ventana (16) de entrada situada delante de la disposición (22) de lentes en el lado del objeto está unida a nivel y de manera estanca con la carcasa (10).
- 23.- Cámara según una de las reivindicaciones 16 a 22, caracterizada por un dispositivo (46, 48; 60, 62) para desplazar el convertidor (8) de imágenes en la dirección del eje del sistema (4) óptico.
- 24.- Cámara según la reivindicación 23, caracterizada porque el dispositivo de desplazamiento presenta un elemento (48) de accionamiento que atraviesa una pared de la carcasa (10).
- 25.- Cámara según la reivindicación 23, caracterizada porque el dispositivo de desplazamiento presenta un electromotor (62), que se excita a través de una conexión de enchufe, a través de la cual también está unido el convertidor (8) de imágenes con un sistema electrónico de evaluación de imágenes.
- 26.- Cámara según una de las reivindicaciones 1 a 25, caracterizada porque la zona de examen se aísla frente a la luz parásita mediante una caperuza conformada de manera cilíndrica o cónica, que se coloca sobre la ventana (16) de entrada.
- 27.- Cámara según una de las reivindicaciones 1 a 26, caracterizada porque la cámara presenta un convertidor de imágenes sensible al color, de modo que, cuando una parte de la luz de excitación en las bacterias o células atacadas se convierte en una luz de emisión de otra longitud de onda, esta modificación del espectro con respecto al estado sano puede reconocerse con el convertidor de imágenes sensible al color en forma de modificación de color.
- 28.- Cámara según la reivindicación 27, caracterizada porque la cámara comprende un sistema electrónico de evaluación de imágenes, que emplea la relación de las intensidades de diferentes componentes espectrales para obtener una medida de la enfermedad.



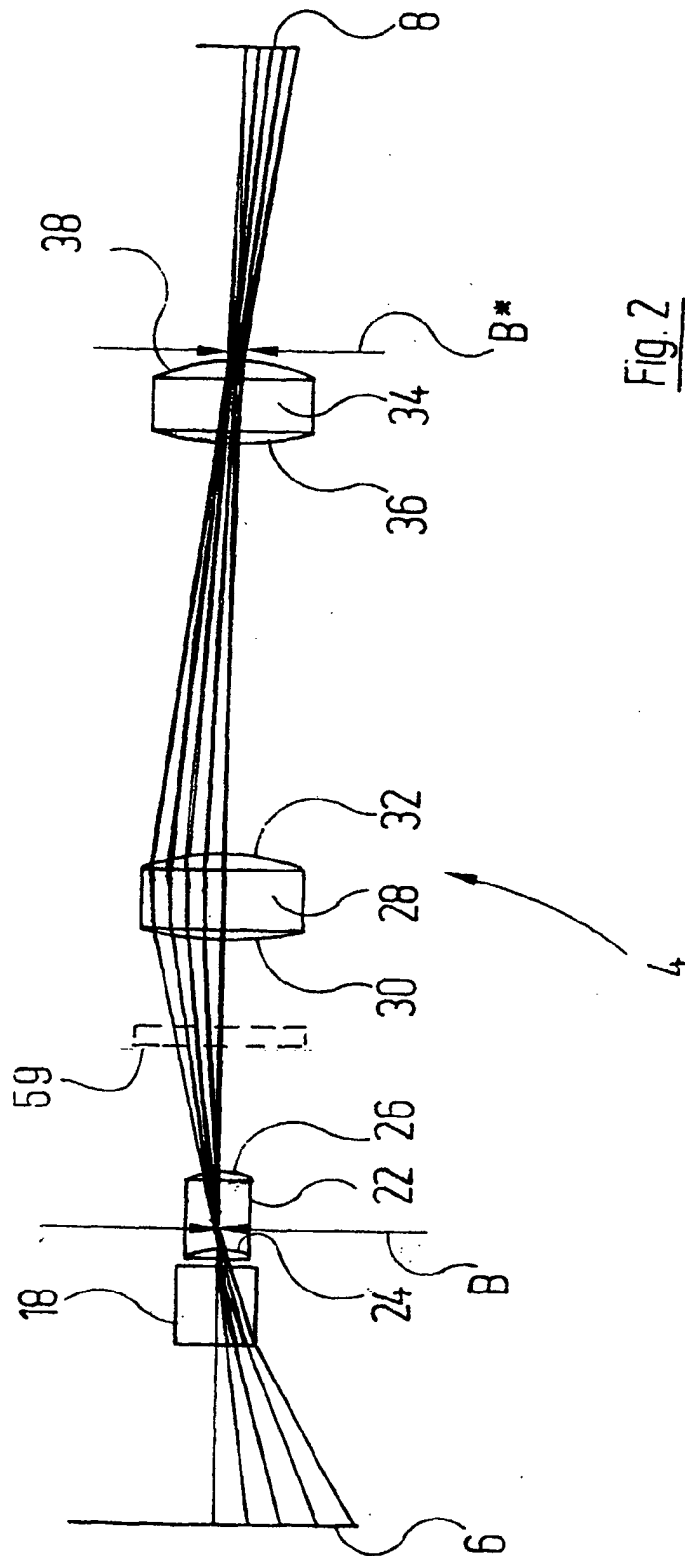


Fig. 2

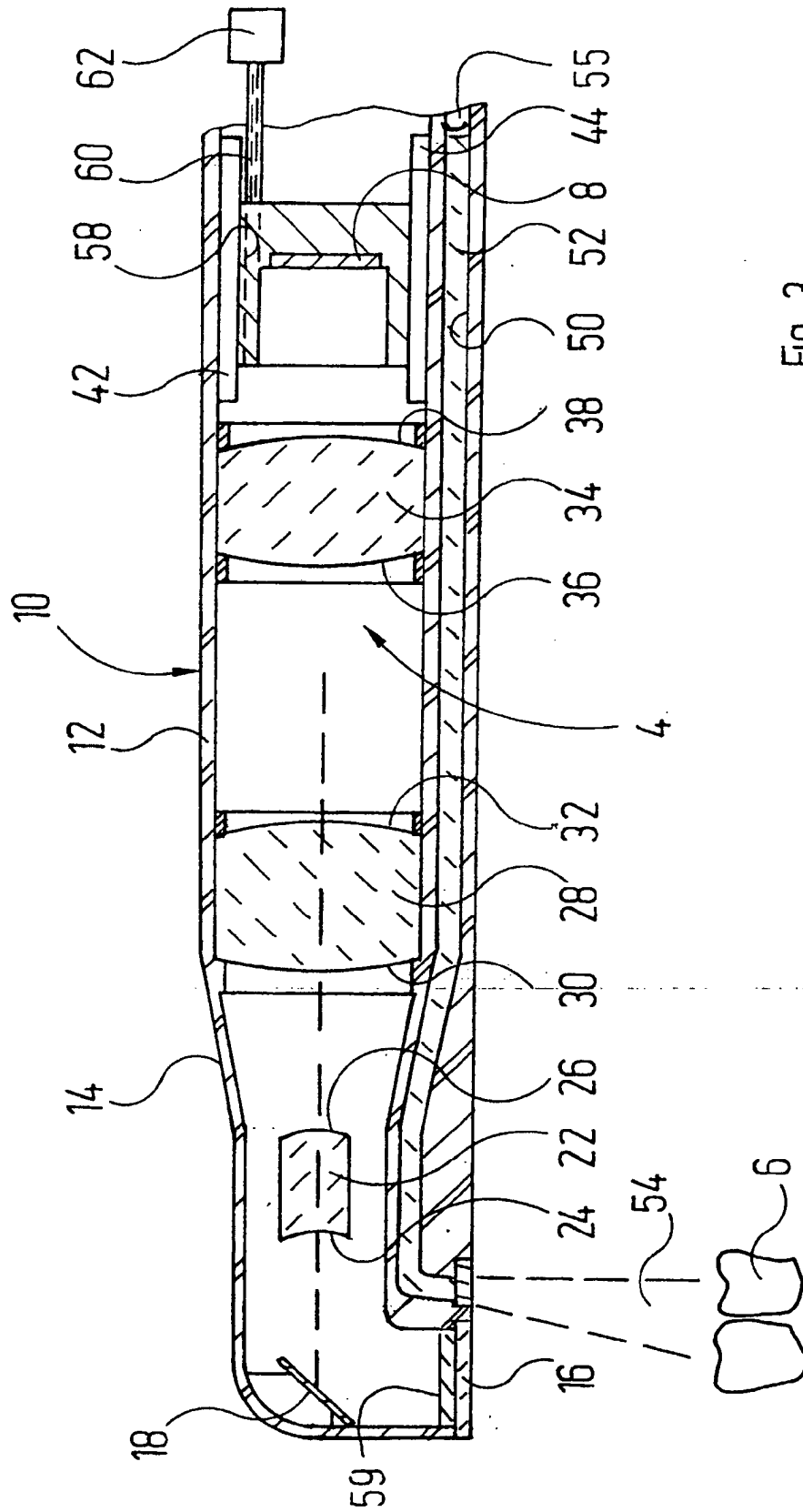


Fig. 3

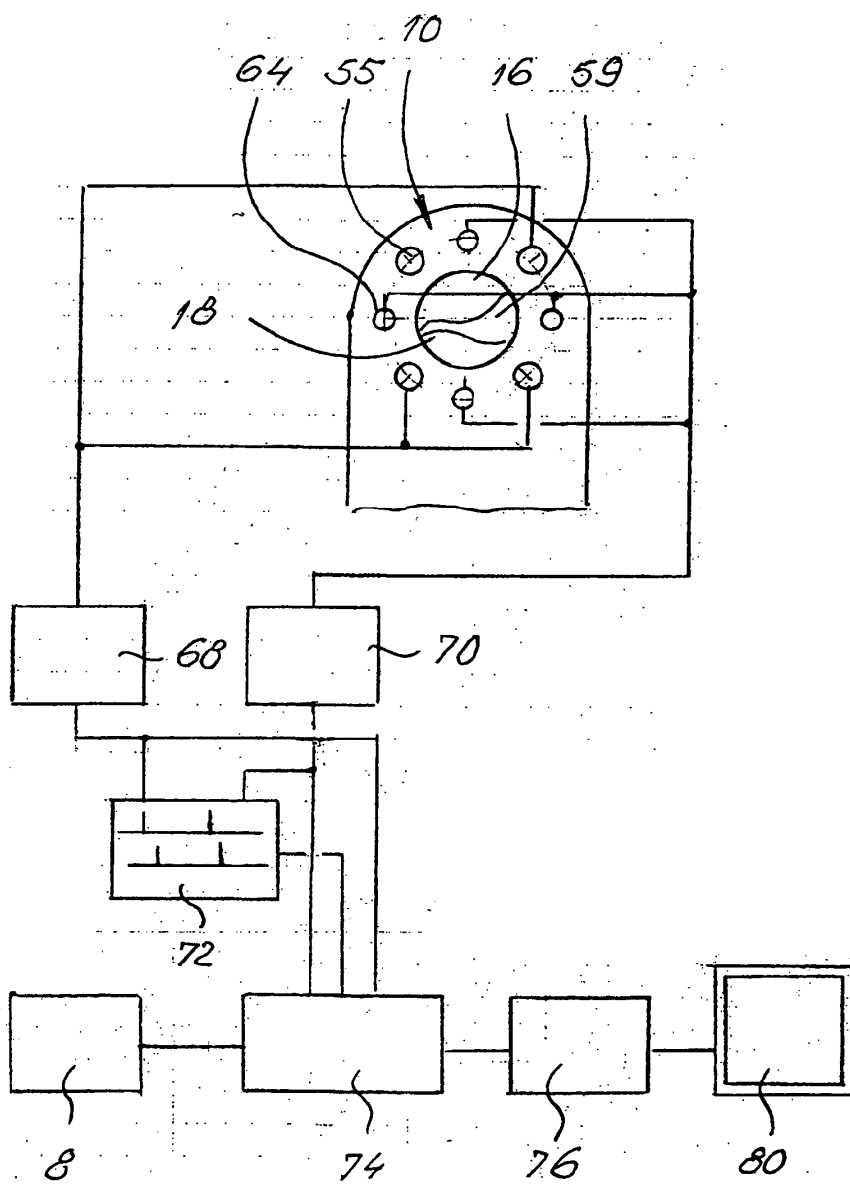


Fig. 4

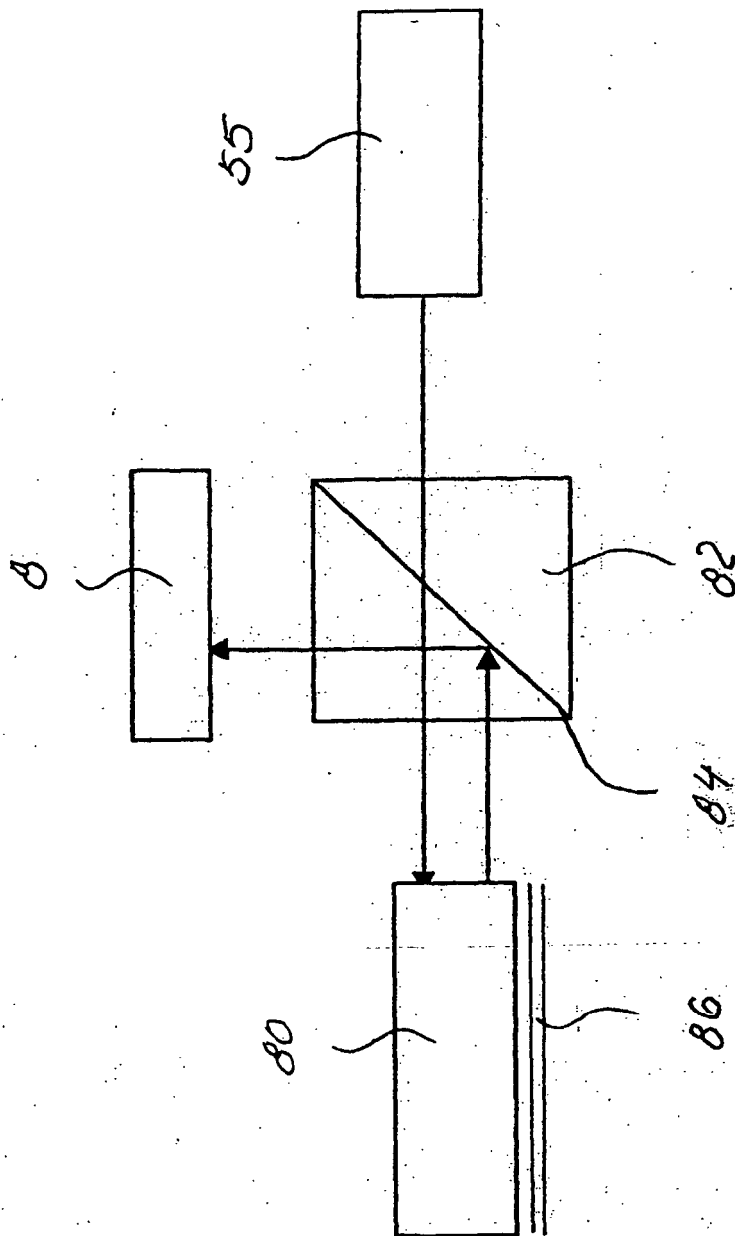


Fig. 5